

(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2006-325838

(P2006-325838A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(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 O O D	2 H O 4 O
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 A	4 C O 6 1
H O 4 N 5/225 (2006.01)	H O 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2005-152366 (P2005-152366)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年5月25日 (2005.5.25)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

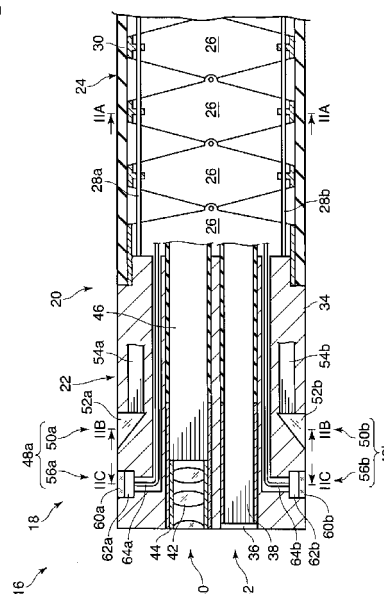
(57) 【要約】

【課題】挿入部の先端部が体腔壁に近接しすぎないように挿入部を確実に操作することが可能な内視鏡システムを提供する。

【解決手段】体腔内に挿入される細長い挿入部20と、挿入部20の先端部に設けられ、互いに異なる波長の光を出射する複数の出射部50a、50bと、各出射部50a、50bに対応して各出射部50a、50bに隣接して設けられ、対応する出射部50a、50bから出射される光の波長に略等しい波長の光のみを検知可能な複数の受光部56a、56bと、複数の受光部56a、56bによる検知結果に応じて、挿入部20の先端部と体腔壁との位置関係を測定する位置関係測定部と、を有する内視鏡システム16。

【選択図】図1

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される細長い挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ、互いに異なる波長の光を出射する複数の出射部と、
各出射部に対応して各出射部に隣接して設けられ、対応する出射部から出射される光の波長に略等しい波長の光のみを検知可能な複数の受光部と、
前記複数の受光部による検知結果に応じて、前記挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する位置関係測定部と、
を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記位置関係測定部は、前記出射部による光の出射時刻と対応する前記受光部による光の検知時刻とを測定し、前記出射時刻と前記検知時刻との間の時間に基づいて前記位置関係を測定する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

少なくとも 2 つの前記出射部は、互いに異なったタイミングでパルス状の光を出射し、
前記少なくとも 2 つの出射部に対応する少なくとも 2 つの前記受光部は、対応する前記出射部による光の出射のタイミングに応じて光を検知する、
ことを特徴とする請求項 1 及び 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記出射部は、可視領域に属さない波長の光を出射する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記少なくとも 2 つの出射部は、3 つの出射部である、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記少なくとも 2 つの出射部は、4 つの出射部である、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記挿入部は、所定の湾曲方向に湾曲作動される湾曲部を有し、
前記出射部及び当該出射部に対応する前記受光部は、前記挿入部の長手方向に垂直な断面において、前記所定の湾曲方向に配置されている、
ことを特徴とする請求項 1 及び 6 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に挿入される挿入部を備える内視鏡によって形成される内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、体腔内の観察を行うのに内視鏡が用いられている。このような内視鏡は、体腔内に挿入される細長い挿入部を有し、この挿入部の先端部の先端構成部には、観察光学系が配設されている。そして、挿入部に配設されている湾曲部を湾曲作動させることにより、先端構成部の位置及び向きを変化させることが可能である。

【0003】

内視鏡を体腔内に挿入する際には、観察光学系によって体腔内の観察を行いつつ、必要に応じて湾曲部を湾曲操作して先端構成部の向きを変化させて挿入方向を調節し、挿入部を体腔内に挿入していく。続いて、内視鏡により体腔内の観察を行う際には、挿入部の進退作動及び湾曲部の湾曲作動によって先端構成部の位置及び向きを変化させて、先端構成部の観察光学系を観察対象に対面させて観察対象の観察を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

このような内視鏡の挿入、観察操作において、先端構成部が体腔壁に接近しすぎると、体腔壁によって観察光学系の視野が塞がれたり、観察光学系のレンズ等の露出面に体腔壁の粘液が付着したりして、観察光学系により観察が妨げられて操作に支障をきたす。

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 には、先端構成部が体腔壁に接近しすぎること防止する内視鏡システムが開示されている。特許文献 1 の内視鏡システムの内視鏡では、先端構成部の外周部に光を射出する複数の射出部が配設されており、各射出部に対応して光を受光する受光素子が配設されている。そして、各射出部から射出された光は、体腔壁によって反射されて、対応する受光素子によって受光される。ここで、体腔壁に接近している射出部及び対応する受光素子については、射出部から体腔壁を介して受光素子に到る光の進行経路長が短くなるため、光の減衰が少なく、受光素子によって受光される光の受光量が比較的大きくなる。逆に、体腔壁から十分に離間している射出部及び対応する受光素子については、受光素子によって受光される光の受光量が比較的小さくなる。そこで、特許文献 1 の内視鏡システムでは、各受光素子の受光量が互いに等しくなるように湾曲部を湾曲操作して、内視鏡の先端構成部が体腔内の略中央に配置されるようにしている。

10

【特許文献 1】特願昭 5 5 - 8 8 7 3 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 の内視鏡システムでは、各射出部から射出された光の全てが、対応する受光素子によって受光されるわけではなく、各射出部から射出された光の一部は、体腔壁によって散乱されて、対応しない受光素子に入射される。このため、受光素子の受光量は、射出部及び対応する受光素子と体腔壁との間の距離に厳密には対応せず、先端構成部と体腔壁との位置関係の測定に比較的大きな誤差が生じている。この結果、挿入部の先端部が体腔壁に近接しすぎないように挿入部を確実に操作することが困難になっている。

20

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、挿入部の先端部が体腔壁に近接しすぎないように挿入部を確実に操作することが可能な内視鏡システムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

請求項 1 の発明は、体腔内に挿入される細長い挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、互いに異なる波長の光を出射する複数の出射部と、各出射部に対応して各出射部に隣接して設けられ、対応する出射部から出射される光の波長に略等しい波長の光のみを検知可能な複数の受光部と、前記複数の受光部による検知結果に応じて、前記挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する位置関係測定部と、を具備することを特徴とする内視鏡システムである。

【 0 0 0 9 】

そして、本請求項 1 の発明では、挿入部を体腔内に挿入する際には、各出射部から互いに異なる波長の光を出射し、各受光部によって対応する出射部から出射された光の波長に略等しい波長の光のみを検知して、受光部による検知結果に応じて挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定し、測定された位置関係に基づいて挿入部を操作する。

40

【 0 0 1 0 】

請求項 2 の発明は、前記位置関係測定部は、前記出射部による光の出射時刻と対応する前記受光部による光の検知時刻とを測定し、前記出射時刻と前記検知時刻との間の時間に基づいて前記位置関係を測定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 1 】

50

そして、本請求項 2 の発明では、出射部から光を出射すると共に出射時刻を測定し、対応する受光部によって光を検知すると共に検知時刻を測定し、出射時刻と検知時刻との間の時間に基づいて、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する。

【0012】

請求項 3 の発明は、少なくとも 2 つの前記出射部は、互いに異なったタイミングでパルス状の光を出射し、前記少なくとも 2 つの出射部に対応する少なくとも 2 つの前記受光部は、対応する前記出射部による光の出射のタイミングに応じて光を検知する、ことを特徴とする請求項 1 及び 2 に記載の内視鏡システムである。

【0013】

そして、本請求項 3 の発明では、1 つの出射部からパルス状の光を出射して、対応する受光部によって光を検知し、この出射部とは異なったタイミングで別の出射部からパルス状の光を出射して、対応する受光部によって光を検知する。 10

【0014】

請求項 4 の発明は、前記出射部は、可視領域に属さない波長の光を出射する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【0015】

そして、本請求項 4 の発明では、可視領域に属する波長の光を用いて観察対象を照明し、可視領域に属さない波長の光を用いて、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する。

【0016】

請求項 5 の発明は、前記少なくとも 2 つの出射部は、3 つの出射部である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。 20

【0017】

そして、本請求項 5 の発明では、3 組の出射部及び受光部を用いて、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する。

【0018】

請求項 6 の発明は、前記少なくとも 2 つの出射部は、4 つの出射部である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システムである。

【0019】

そして、本請求項 6 の発明では、4 組の出射部及び受光部を用いて、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定する。 30

【0020】

請求項 7 の発明は、前記挿入部は、所定の湾曲方向に湾曲作動される湾曲部を有し、前記出射部及び当該出射部に対応する前記受光部は、前記挿入部の長手方向に垂直な断面において、前記所定の湾曲方向に配置されている、ことを特徴とする請求項 1 及び 6 に記載の内視鏡システムである。

【0021】

そして、本請求項 7 の発明では、湾曲部を湾曲操作する際には、挿入部の長手方向に垂直な断面において湾曲方向に配置されている出射部及び当該出射部に対応する受光部が最初に体腔壁に接近されるところ、このような出射部及び対応する受光部によって、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を測定し、測定された位置関係に基づいて湾曲部を湾曲操作する。 40

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、挿入部の先端部と体腔壁との位置関係を正確に測定することにより、挿入部の先端部が体腔壁に近接しすぎないように挿入部を確実に操作することが可能となっている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の第 1 実施形態を図 1 乃至図 4 を参照して説明する。図 1 に示されるよう 50

に、本実施形態の内視鏡システム 16 の内視鏡 18 は、体腔内に挿入される細長い挿入部 20 を有する。この挿入部 20 は、挿入部 20 の先端部を構成する先端構成部 22、湾曲作動される湾曲部 24、可撓性を有する長尺の可撓管部を先端側から順に連結することにより形成されている。

【0024】

図 1 及び図 2 A に示されるように、湾曲部 24 では、略円筒状の複数の湾曲コマ 26 が、互いに回動自在に共軸に連結されている。最先端の湾曲コマ 26 は、先端構成部 22 に連結されており、この先端構成部 22 に複数の操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d の先端部が連結されている。これら操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d は、湾曲コマ 26 の内周面側に形成されている貫通孔よりなるワイヤガイドに順次挿通されて後端側へと延出されている。そして、操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d を進退操作することにより、複数の湾曲コマ 26 を互いに回動させて、湾曲部 24 を湾曲操作することが可能である。なお、湾曲コマ 26 の外周面には、外皮 30 が被覆されている。

10

【0025】

本実施形態では、湾曲部 24 は、湾曲部 24 の中心軸に直交する断面において互いに略直交する上下左右の 4 方向に湾曲可能となっている。即ち、複数の湾曲コマ 26 は、上下左右の 4 方向に回動自在に連結されており、4 本の操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d が、湾曲部 24 の中心軸に直交する断面において上下左右に配置されている。以下では、上下左右に配置されている操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d を夫々第 1 乃至第 4 の操作ワイヤー 28 a, 28 b, 28 c, 28 d と称する。

20

【0026】

湾曲部 24 の先端側には、先端構成部 22 が連結されている。この先端構成部 22 には、観察対象を照明するための照明光学系 32 が配設されている。即ち、先端構成部 22 を形成する略円柱状の先端構成部材 34 には、照明用貫通孔が先端側から後端側へと延設されており、この照明用貫通孔の先端開口には、カバーガラス 36 が覆設されている。このカバーガラス 36 の後端側には、照明光を導光する照明用ライトガイド 38 の先端面が接続されている。この照明用ライトガイド 38 は、照明用貫通孔を挿通されて先端構成部 22 から延出され、挿入部 20 を挿通されている。そして、照明用ライトガイド 38 の後端部は、光源装置の照明光供給手段に接続される。本実施形態の照明光供給手段は可視光を生成する。そして、照明用ライトガイド 38 の後端面に入射された可視光は、照明用ライトガイド 38 を導光されて、カバーガラス 36 を介して観察対象に照射される。

30

【0027】

また、先端構成部 22 では、照明光学系 32 に、照明光学系 32 によって照明された観察対象を観察する観察光学系 40 が並設されている。即ち、先端構成部材 34 には、観察用貫通孔が先端側から後端側へと延設されており、この観察用貫通孔の先端部には、内腔に対物レンズ 42 群が配設されているレンズ枠 44 が嵌合固定されている。対物レンズ 42 群の結像位置に、内視鏡画像を伝達するイメージガイド 46 の先端面が配置されている。このイメージガイド 46 は、観察用貫通孔を挿通されて先端構成部 22 から延出され、挿入部 20 を挿通されている。そして、イメージガイド 46 の後端部は、内視鏡 18 の接眼部の接眼レンズに接続されている。

40

【0028】

図 1、図 2 B 及び図 2 C に示されるように、先端構成部 22 には、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を測定するための複数の測定部 48 a, 48 b, 48 c, 48 d が配設されている。本実施形態では、先端構成部 22 の外周面部で、第 1 乃至第 4 の測定部 48 a, 48 b, 48 c, 48 d が、夫々先端構成部 22 の中心軸に直交する断面において、湾曲部 24 の湾曲方向に対応して上下左右に配置されている。

【0029】

図 1、図 2 B 及び図 3 に示されるように、第 1 乃至第 4 の測定部 48 a, ..., 48 d は、夫々、第 1 乃至第 4 の出射部 50 a, 50 b, 50 c, 50 d を有する。これら第 1 乃至

50

至第4の出射部50a, ..., 50dでは、夫々、先端構成部材34の外周面に形成されている第1乃至第4の出射用凹部に第1乃至第4のプリズム52a, 52b, 52c, 52dが嵌合固定されている。これら第1乃至第4のプリズム52a, ..., 52dに、第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, 54b, 54c, 54dの先端部が夫々接続されている。これら第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, ..., 54dは、夫々、先端構成部材34に先端側から後端側へと延設されている第1乃至第4の出射用貫通孔に挿通されて先端構成部22から延出され、挿入部20を挿通されている。そして、第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, ..., 54dの後端部は、光源装置の測定光供給手段58に接続される。本実施形態の測定光供給手段58は、可視領域に属さない互いに異なる波長を有する第1乃至第4の測定光を生成する。

10

【0030】

そして、第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, ..., 54dの後端面に夫々入射された第1乃至第4の測定光は、第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, ..., 54dを導光されて第1乃至第4のプリズム52a, ..., 52dに入射されて、第1乃至第4のプリズム52a, ..., 52dによって先端構成部22の径方向へと出射される。

【0031】

なお、本実施形態では、測定光供給手段58によって互いに異なる波長を有する第1乃至第4の測定光を夫々生成するようにしている。代わって、測定光供給手段58によって所定の波長領域を有する光を生成し、測定光供給手段58と第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dの出射面との間の光路中に、夫々、互いに異なる所定の波長の光のみを透過するバンドパスフィルタ等の第1乃至第4の出射用選択透過膜を配設するようにしてもよい。例えば、第1乃至第4の測定用ライトガイド54a, ..., 54dの先端面と第1乃至第4のプリズムの52a, ..., 52dとの間に第1乃至第4の出射用選択透過膜を夫々介設してもよいし、第1乃至第4のプリズムの52a, ..., 52dの外表面に第1乃至第4の出射用選択透過膜を夫々覆設するようにしてもよい。

20

【0032】

図1、図2C及び図3に示されるように、第1乃至第4の測定部48a, ..., 48dは、夫々、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dに対応する第1乃至第4の受光部56a, 56b, 56c, 56dを有する。これら第1乃至第4の受光部56a, ..., 56dは、夫々、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dに隣接して配設されている。即ち、所定の受光部の受光面は、その受光部に対応しない出射部の出射面よりも、対応する出射部の出射面に接近して配置されている。本実施形態では、第1乃至第4の受光部56a, ..., 56dは、先端構成部22の軸方向の先端側で第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dに並設されている。

30

【0033】

また、第1乃至第4の受光部56a, ..., 56dは、夫々、対応する第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dから出射される光の波長に略等しい波長を有する光のみを検知可能である。本実施形態の第1乃至第4の受光部56a, ..., 56dでは、先端構成部材34の外周面に形成されている第1乃至第4の受光用凹部に、対応する第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dから出射される光の波長に略等しい波長を有する光のみを透過するバンドパスフィルタ等の第1乃至第4の選択透過膜60a, 60b, 60c, 60dが夫々覆設されている。これら第1乃至第4の選択透過膜60a, ..., 60dの内側で、フォトダイオード等の第1乃至第4の受光素子62a, 62b, 62c, 62dが第1乃至第4の受光用凹部に夫々嵌合固定されている。

40

【0034】

そして、第1乃至第4の受光素子62a, ..., 62dから、光学的信号から電気的信号へと変換された検知信号を伝送する第1乃至第4の信号線64a, 64b, 64c, 64dが夫々延出されている。これら第1乃至第4の信号線64a, ..., 64dは、夫々、先端構成部材34に先端側から後端側へと延設されている第1乃至第4の測定用貫通孔に挿通されて先端構成部22から延出され、挿入部20を挿通されている。そして、第1乃至

50

第 4 の信号線 6 4 a , ... , 6 4 d の後端部は、位置関係測定部 6 6 に接続されている。

【 0 0 3 5 】

図 1 乃至図 3 を参照して、本実施形態の内視鏡システム 1 6 の制御系について説明する。上述した測定光供給手段 5 8 は、第 1 乃至第 4 の出射部 5 0 a , ... , 5 0 d へと、タイミング手段 6 8 からのクロック信号に基づいてパルス状の第 1 乃至第 4 の測定光を所定の時間間隔 T で同期的に供給する。そして、第 1 乃至第 4 の出射部 5 0 a , ... , 5 0 d から、パルス状の第 1 乃至第 4 の測定光が同期的に出射される。出射された第 1 及び第 4 の測定光の大部分は、夫々、第 1 乃至第 4 の測定部 4 8 a , ... , 4 8 d に対面する体腔壁によって、第 1 乃至第 4 の受光部 5 6 a , ... , 5 6 d へと反射される。

【 0 0 3 6 】

第 1 乃至第 4 の測定光を夫々検知可能な第 1 乃至第 4 の受光部 5 6 a , ... , 5 6 d は、夫々、上述した位置関係測定部 6 6 の第 1 乃至第 4 の時刻測定手段 7 0 a , 7 0 b , 7 0 c , 7 0 d に検知信号を出力する。第 1 乃至第 4 の時刻測定手段 7 0 a , ... , 7 0 d は、夫々、検知信号の入力開始時刻、即ち、第 1 乃至第 4 の受光部 5 6 a , ... , 5 6 d による第 1 乃至第 4 の測定光の検知開始時刻（以下、夫々第 1 乃至第 4 の検知開始時刻 s_1 , s_2 , s_3 , s_4 と称する）を測定する。

【 0 0 3 7 】

第 1 及び第 2 の受光部 5 6 a , 5 6 b は、夫々、先端構成部 2 2 において上下の位置に配置されており、第 1 及び第 2 の時刻測定手段 7 0 a , 7 0 b は、第 1 及び第 2 の検知開始時刻 s_1 , s_2 を上下位置関係測定手段 7 2 a に出力する。ここで、上下位置関係測定手段 7 2 a は、タイミング手段 6 8 から入力されるクロック信号に基づき、第 1 乃至第 4 の出射部 5 0 a , ... , 5 0 d への第 1 乃至第 4 の測定光の供給開始時刻、即ち、第 1 乃至第 4 の出射部 5 0 a , ... , 5 0 d からの第 1 乃至第 4 の測定光の出射開始時刻（以下、単に出射開始時刻 t と称する）を測定する。そして、上下位置関係測定手段 7 2 a は、出射開始時刻 t と第 1 及び第 2 の検知開始時刻 s_1 , s_2 との差、即ち、第 1 及び第 2 の測定光の体腔内での進行時間（以下、夫々第 1 及び第 2 の進行時間 T_1 , T_2 と称する）を算出する。

【 0 0 3 8 】

測定光の体腔内での進行時間は、測定光の体腔内での進行経路長、即ち、測定部 4 8 a , ... , 4 8 d と測定部 4 8 a , ... , 4 8 d に対面する体腔壁との間の距離に略比例する。ここでは、第 1 の進行時間 T_1 と第 2 の進行時間 T_2 との比は、第 1 の測定部 4 8 a 即ち先端構成部 2 2 の上側部分とこれに対面する体腔壁との間の距離と、第 2 の測定部 4 8 b 即ち先端構成部 2 2 の下側部分とこれに対面する体腔壁との間の距離と、の比に略等しいこととなる。上下位置関係測定手段 7 2 a は、先端構成部 2 2 と体腔壁との上下位置関係として、第 1 及び第 2 の進行時間 T_1 , T_2 を制御手段 7 4 に出力する。

【 0 0 3 9 】

同様に、第 3 及び第 4 の受光部 5 6 c , 5 6 d は、夫々、先端構成部 2 2 において左右の位置に配置されており、第 3 及び第 4 の時刻測定手段 7 0 c , 7 0 d は、第 3 及び第 4 の検知開始時刻 s_3 , s_4 を左右位置関係測定手段 7 2 b に出力する。左右位置関係測定手段 7 2 b は、出射開始時刻 t と第 3 及び第 4 の検知開始時刻 s_3 , s_4 とから第 3 及び第 4 の進行時間 T_3 , T_4 を算出する。第 3 の進行時間 T_3 と第 4 の進行時間 T_4 との比は、第 3 の測定部 4 8 c 即ち先端構成部 2 2 の左側部分とこれに対面する体腔壁との間の距離と、第 4 の測定部 4 8 d 即ち先端構成部 2 2 の右側部分とこれに対面する体腔壁との間の距離と、の比に略等しいこととなる。左右位置関係測定手段 7 2 b は、先端構成部 2 2 と体腔壁との左右位置関係として、第 3 及び第 4 の進行時間 T_3 , T_4 を制御手段 7 4 に出力する。

【 0 0 4 0 】

制御手段 7 4 は、入力された第 1 乃至第 4 の進行時間 T_1 , T_2 , T_3 , T_4 に基づき、先端構成部 2 2 が体腔内の略中央に配置されるように、湾曲部 2 4 を湾曲作動させる湾曲駆動手段 7 6 を制御する。即ち、第 1 の進行時間 T_1 よりも第 2 の進行時間 T_2 が短い

10

20

30

40

50

場合には、先端構成部 22 の上側部分よりも下側部分が体腔壁により接近していることとなるため、第 1 の操作ワイヤー 28 a の後退操作又は第 2 の操作ワイヤー 28 b の進行操作を行って、湾曲部 24 を上方向に湾曲させる。逆に、第 1 の進行時間 T_1 よりも第 2 の進行時間 T_2 が長い場合には、湾曲部 24 を下方向に湾曲させる。湾曲部 24 の湾曲量は、一定量でもよいし、第 1 の進行時間 T_1 と第 2 の進行時間 T_2 との差に応じて変化するようにしてもよい。同様に、第 3 の進行時間 T_3 よりも第 4 の進行時間 T_4 が短いあるいは長い場合には、湾曲部 24 を左方向あるいは右方向に湾曲させる。

【0041】

次に、本実施形態の内視鏡システム 16 の作用について説明する。内視鏡 18 によって体腔内の観察を行う場合には、照明光学系 32 から照射される可視光により体腔内を照明し、観察光学系 40 によって体腔内を観察しつつ、必要に応じて湾曲部 24 を湾曲作動させながら、体腔内に内視鏡 18 の挿入部 20 を挿入していく。本実施形態では、先端構成部 22 が体腔壁に接近しすぎないように、湾曲部 24 を自動制御する。

【0042】

図 4 を参照して、湾曲部 24 の自動制御について説明する。挿入部 20 が体腔内に挿入されると、図 4 で実線により示されるように、第 1 乃至第 4 の出射部 50 a, ..., 50 d から、可視領域に属さない互いに異なる波長を有するパルス状の第 1 乃至第 4 の測定光が同期的に出射される。出射された第 1 及び第 4 の測定光の大部分は、夫々、第 1 乃至第 4 の測定部 48 a, ..., 48 d に対面する体腔壁によって第 1 乃至第 4 の受光部 56 a, ..., 56 d へと反射されて、図 4 で破線により示されるように、第 1 乃至第 4 の受光部 56 a, ..., 56 d によって検知される。なお、第 1 乃至第 4 の出射部 50 a, ..., 50 d から出射された第 1 乃至第 4 の測定光の一部分は、体腔壁によって散乱されて第 1 乃至第 4 の受光部 56 a, ..., 56 d の内の対応しない受光部 56 a, ..., 56 d へと回り込むが、第 1 乃至第 4 の選択透過膜 60 a, ..., 60 d に遮蔽されるため、対応しない受光部 56 a, ..., 56 d によっては検知されない。

【0043】

第 1 及び第 2 の受光部 56 a, 56 b から、検知信号が第 1 及び第 2 の時刻測定手段 70 a, 70 b に夫々入力され、第 1 及び第 2 の時刻測定手段 70 a, 70 b から、第 1 及び第 2 の検知開始時刻 s_1 , s_2 が上下位置関係測定手段 72 a へと夫々入力される。上下位置関係測定手段 72 a は、出射開始時刻 t と第 1 及び第 2 の検知開始時刻 s_1 , s_2 から第 1 及び第 2 の進行時間 T_1 , T_2 を算出し、制御手段 74 へと出力する。

【0044】

図 4 に示されるように、第 1 の進行時間 T_1 よりも第 2 の進行時間 T_2 が長い場合には、第 1 の進行時間 T_1 と第 2 の進行時間 T_2 との差に応じて、第 1 の操作ワイヤー 28 a の進行操作又は第 2 の操作ワイヤー 28 b の後退操作を行って湾曲部 24 を下方向に湾曲させる。

【0045】

一方で、第 3 及び第 4 の受光部 56 c, 56 d から、検知信号が第 3 及び第 4 の時刻測定手段 70 c, 70 d に夫々入力され、第 3 及び第 4 の時刻測定手段 70 c, 70 d から、第 3 及び第 4 の検知開始時刻 s_3 , s_4 が左右位置関係手段へと夫々入力される。左右位置関係測定手段 72 b は、出射開始時刻 t と第 3 及び第 4 の検知開始時刻 s_3 , s_4 から第 3 及び第 4 の進行時間 T_3 , T_4 を算出して、制御手段 74 へと出力する。

【0046】

図 4 に示されるように、第 3 の進行時間 T_3 よりも第 4 の進行時間 T_4 が短い場合には、第 3 の進行時間 T_3 と第 4 の進行時間 T_4 との差に応じて、第 3 の操作ワイヤー 28 c の後退操作又は第 4 の操作ワイヤー 28 d の進行操作を行って湾曲部 24 を左方向に湾曲させる。

【0047】

図 4 で実線により示されるように、第 1 乃至第 4 の測定光の先回の出射開始時刻 t から所定時間 T が経過した後、再び、第 1 乃至第 4 の出射部 50 a, ..., 50 d から第 1 乃至

10

20

30

40

50

第 4 の測定光が出射される。図 4 に示されるように、第 1 の進行時間 T_1' と第 2 の進行時間 T_2' とが等しい場合には、先端構成部 22 は体腔内で上下方向に対して略中央にあり、湾曲部 24 の上下方向への湾曲作動は行われない。同様に、図 4 に示されるように、第 3 の進行時間 T_3' と第 4 の進行時間 T_4' とが等しい場合には、先端構成部 22 は体腔内で左右方向に対して略中央にあり、湾曲部 24 の左右方向への湾曲作動は行われない。このようにして、湾曲部 24 が体腔内の略中央に配置される。

【0048】

従って、本実施形態の内視鏡システム 16 は次の効果を奏する。本実施形態では、挿入部 20 を体腔内に挿入する際には、各出射部 50a, ..., 50d から互いに異なる波長の光を出射し、各受光部 56a, ..., 56d によって対応する出射部 50a, ..., 50d から出射された光の波長に略等しい波長の光のみを検知して、受光部 56a, ..., 56d による検知結果に応じて先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を測定している。ここで、各出射部 50a, ..., 50d から出射された光の一部分は、体腔壁によって散乱されて対応しない受光部 56a, ..., 56d へと回り込むが、対応しない受光部 56a, ..., 56d によっては検知されないため、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を正確に測定することが可能となっている。そして、このような正確な位置関係に基づいて湾曲部 24 を湾曲作動させるため、先端構成部 22 が体腔壁に近接しすぎないように湾曲部 24 を確実に湾曲作動させることが可能となっている。

10

【0049】

また、光の進行経路長に応じて光が減衰することに基づいて、出射部から出射される光の光量と受光部に入射される光の光量との差から、先端構成部と体腔壁との位置関係を測定することも可能であるが、光の減衰量は、光が反射される体腔壁の状況や光が進行する体腔内の状況等、進行経路長以外のファクターによって容易に変化するため、誤差が生じやすい。

20

【0050】

本実施形態では、出射部 50a, ..., 50d からの光の出射開始時刻 t と、対応する受光部 56a, ..., 56d による光の検知開始時刻 $s_1, ..., s_4$ との差である進行時間 $T_1, ..., T_4$ を測定し、測定部 48a, ..., 48d と体腔壁との間の距離が進行時間 $T_1, ..., T_4$ に略比例することから、進行時間 $T_1, ..., T_4$ に基づいて先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を測定している。この進行時間 $T_1, ..., T_4$ は、進行経路長以外のファクターによっては変化されにくいため、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を一層正確に測定することが可能となっている。また、本実施形態では、受光量を検知する必要はなく、単に光が入射されたか否か検知することで足りるため、受光量に対する精度が必要なく、内視鏡システム 16 を安価に形成することが可能となっている。

30

【0051】

そして、照明光学系 32 による照明には、可視領域に属する波長を有する照明光を用いる一方で、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係の測定には、可視領域に属さない波長を有する測定光を用いている。このため、照明光によって、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係の測定が影響を受けることが防止されると共に、測定光によって、照明光により照明された観察対象の観察が影響を受けることが防止されている。

40

【0052】

さらに、湾曲部 24 を湾曲作動させる際には、通常、先端構成部 22 の内、挿入部 20 の長手方向に垂直な断面において湾曲方向に位置する部分が最初に体腔壁に接近することとなる。本実施形態では、挿入部 20 の長手方向に垂直な断面において、体腔壁との位置関係を測定するための第 1 乃至第 4 の測定部 48a, ..., 48d を湾曲方向に配設しているため、先端構成部 22 の体腔壁への接近を早期に検出することができ、先端構成部 22 が体腔壁に近接しすぎないように湾曲部 24 を一層確実に湾曲作動させることが可能となっている。

【0053】

図 5 は、本発明の第 2 実施形態を示す。第 1 実施形態と同様な機能を有する構成には、

50

同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50cから、互いに異なったタイミングでパルス状の第1乃至第4の測定光を出射している。

【0054】

本実施形態では、測定光供給手段58は、タイミング手段68からのクロック信号に基づき、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dへとパルス状の第1乃至第4の測定光を所定の時間間隔Tをおいて順次供給する。そして、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dは、パルス状の第1乃至第4の測定光を所定の時間間隔Tをおいて順次出射する。また、第1乃至第4の時刻測定手段70a, ..., 70dは、夫々、タイミング手段68からのクロック信号に基づき、対応する第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dからの第1乃至第4の測定光の出射開始時刻t1, ..., t4から、所定の時間間隔Tの間だけ、第1乃至第4の検知開始時刻s1, ..., s4の測定を行う。ここで、時間間隔Tは、各測定部48a, ..., 48dにおける測定が時間的に分離されるように設定される。

10

【0055】

次に、本実施形態の内視鏡システム16の作用について説明する。図5を参照して、湾曲部24の自動制御について説明する。挿入部20が体腔内に挿入されると、第1の出射部50aからパルス状の第1の測定光が出射される。そして、体腔壁によって反射された第1の測定光が第1の受光部56aによって検知され、第1の検知開始時刻s1が上下位置関係測定手段72aへと入力される。第1の測定光の出射時刻から所定時間Tが経過し、第1の測定部48aによる測定が完了した後、第2の出射部50bからパルス状の第2の測定光が出射される。そして、体腔壁によって反射された第2の測定光が第2の受光部56bによって検知され、第2の検知開始時刻s2が上下位置関係測定手段72aへと入力される。

20

【0056】

同様に、第2の測定光の出射時刻から所定時間Tが経過し、第2の測定部48bによる測定が完了した後、第3の出射部50cからパルス状の第3の測定光が出射され、第3の測定部48cによる測定が行われる。そして、第3の測定光の出射時刻から所定時間Tが経過し、第3の測定部48cによる測定が完了した後、第4の出射部50dからパルス状の第4の測定光が出射され、第4の測定部48dによる測定が行われる。

【0057】

従って、本実施形態の内視鏡システム16は次の効果を奏する。測定光として互いに近似する波長を有する測定光を用いる場合や、体腔壁による反射等によって測定光の波長が変化して、反射された測定光が互いに近似する波長を有することとなる場合には、受光部56a, ..., 56dによって対応しない出射部50a, ..., 50dから出射された測定光を検知してしまい、先端構成部22と体腔壁との位置関係の測定に誤差が生じる可能性がある。本実施形態では、第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dは、夫々、互いに異なったタイミングでパルス状の第1乃至第4の測定光を出射しており、第1乃至第4の受光部56a, ..., 56dは、対応する第1乃至第4の出射部50a, ..., 50dによる第1乃至第4の測定光の出射のタイミングに応じて第1乃至第4の測定光を検知している。即ち、第1乃至第4の測定部48a, ..., 48dによる測定は時間的に分離されており、受光部56a, ..., 56dによって対応しない出射部50a, ..., 50dから出射された測定光を検知することが防止されている。このため、先端構成部22と体腔壁との位置関係を一層正確に測定することが可能となっている。

30

40

【0058】

図6乃至図8Bは、本発明の第3実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、内視鏡18を細長い管腔内に挿入していく場合に、先端構成部22の先端側部分と後端側部分との両方を、管腔の中心軸に垂直な断面において、管腔内の略中央に配置させるようにしている。

【0059】

図6に示されるように、第1の出射部50aには、先端構成部22の軸方向の先端側及

50

び後端側に、第1実施形態の第1の受光部と同様な構成の第1の先端側受光部56e及び第1の後端側受光部56fが夫々配設されている。そして、第1の出射部50aと第1の先端側受光部56eとによって、第1の先端側測定部48eが形成されており、第1の出射部50aと第1の後端側受光部56fとによって、第1の後端側測定部48fが形成されている。同様に、第2の出射部50bには、先端構成部22の軸方向の先端側及び後端側に、第2の先端側受光部56g及び第2の後端側受光部56hが夫々並設されており、第2の先端側測定部48g及び第2の後端側測定部48hが形成されている。

【0060】

図7に示されるように、第1及び第2の先端側受光部56e、56gは、夫々、検知信号を第1実施形態の時刻測定手段と同様な構成の第1及び第2の先端側時刻測定手段70e、70gに出力し、これら第1及び第2の先端側時刻測定手段70e、70gは、第1及び第2の先端側検知開始時刻を、第1実施形態の上下位置関係測定手段と同様な構成の先端側上下位置関係測定手段72cに出力する。また、第1及び第2の後端側受光部56f、56hは、夫々、検知信号を第1及び第2の後端側時刻測定手段70f、70hに出力し、これら第1及び第2の後端側時刻測定手段70f、70hは、第1及び第2の後端側検知開始時刻を、後端側上下位置関係測定手段72dに出力する。さらに、先端側上下位置関係測定手段72c及び後端側上下位置関係測定手段72dは、第1及び第2の先端側進行時間及び後端側進行時間を制御手段74に出力し、制御手段74は、先端構成部22の先端側部分及び後端側部分の両方を上下方向について体腔内の略中央に配置させるように、湾曲部24を湾曲作動させる。

【0061】

左右方向についても、上下方向と同様な構成によって、先端構成部22の先端側部分及び後端側部分の両方が管腔内の略中央に配置されるように、湾曲部24が湾曲作動される。

【0062】

次に、本実施形態の内視鏡システム16の作用について説明する。ここで、内視鏡18を細長い管腔内に挿入していく場合、図8Aに示されるように、先端構成部22の先端側部分が、管腔の中心軸に垂直な断面において管腔内の略中央に配置されていても、先端構成部22全体は管腔内の略中央に配置されていない場合がある。このような場合、先端構成部22の進行方向は管腔の中心軸に沿ったものとなっていないので、内視鏡18をさら

【0063】

本実施形態では、図8Bに示されるように、先端構成部22の先端側部分と後端側部分との両方が上下左右方向について管腔内の略中央に配置されるように、湾曲部24が湾曲作動される。このため、先端構成部22全体が管腔内の略中央に配置されることとなり、先端構成部22の進行方向が管腔の中心軸に沿ったものとなって、内視鏡18をさらに挿入して先端構成部22を進行させても、先端構成部22は上下左右方向について管腔内の略中央に配置されたままである。このようにして、内視鏡18を管腔の中心軸に沿って挿入していく。

【0064】

従って、本実施形態の内視鏡システム16は次の効果を奏する。本実施形態では、先端構成部22の先端側部分と後端側部分との両方が上下左右方向について管腔内の略中央に配置されるように、湾曲部24が湾曲作動されている。このため、先端構成部22の進行方向が管腔の中心軸に沿ったものとなり、挿入部20を管腔内に挿入していく際には、挿入部20が管腔の中心軸に沿って挿入されていくこととなる。従って、先端構成部22が管腔壁に接近しすぎることが防止されると共に、内視鏡18を細長い管腔内に円滑に挿入することが可能となっている。

【0065】

図9A乃至図10は、本発明の第4実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、先端構成部22

と体腔壁との位置関係を測定するために、第1乃至第3の測定部48a, 48b, 48cを用いている。

【0066】

図9A及び図9Bに示されるように、先端構成部22の外周部で、第1乃至第3の測定部48a, 48b, 48cが、先端構成部22の中心軸に直交する断面において周方向に略等間隔で配置されている。本実施形態では、第1乃至第3の測定部48a, 48b, 48cは、夫々、上方向、左下方向、右下方向に配置されている。そして、第1乃至第3の出射部50a, 50b, 50cには、夫々、第1乃至第3のLED80a, 80b, 80cが配設されており、これら第1乃至第3のLED80a, 80b, 80cは、夫々、赤色LED、青色LED、緑色LEDである。第1乃至第3のLED80a, 80b, 80cから、夫々、第1乃至第3のLED80a, 80b, 80cに電力を供給するための第1乃至第3のリード線81a, 81b, 81cが延出されており、これら第1乃至第3のリード線81a, 81b, 81cの延出端部は、電源装置に接続されている。この電源装置は、タイミング手段68(図3参照)からのクロック信号に基づき、第1乃至第3のLED80a, 80b, 80cをパルス的に点灯させて、第1乃至第3の出射部50a, 50b, 50cからパルス状の第1乃至第3の測定光を先端構成部22の径方向に出射させる。

10

【0067】

図10に示されるように、第1乃至第3の受光部56a, 56b, 56cが、夫々、検知信号を第1乃至第3の時刻測定手段70a, 70b, 70cに出力し、これら第1乃至第3の時刻測定手段70a, 70b, 70cは、第1乃至第3の検知開始時刻s1, s2, s3を三方向位置関係測定手段72gに出力する。この三方向位置関係測定手段72gは、第1乃至第3の進行時間T1, T2, T3を制御手段74に出力し、制御手段74は、先端構成部22を上方向、左下方向、右下方向について体腔内の略中央に配置させるように、湾曲部24(図1参照)を湾曲作動させる。

20

【0068】

従って、本実施形態の内視鏡システム16は次の効果を奏する。本実施形態では、先端構成部22と体腔壁との位置関係を測定するために、3つの測定部48a, 48b, 48cを用いている。このため、互いに異なる波長を有する3つの測定光を生成する必要があるが、このような測定光は、単に市販の赤色LED、青色LED、緑色LEDを用いることで容易に生成することが可能である。従って、内視鏡システム16を容易に構成することが可能となっており、内視鏡システム16を安価に提供することが可能となっている。

30

【0069】

図11及び図12は、本発明の第5実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、内視鏡18の先端構成部22の先端面部に測定部48a, ..., 48dを配設している。

【0070】

図11に示されるように、内視鏡18の先端構成部22の先端面部には、第1乃至第4の測定部48a, ..., 48dが上下左右方向に配設されている。図12に示されるように、第1実施形態と同様、第1乃至第4の検知開始時刻s1, ..., s4が、前後位置関係測定手段72hに入力される。この前後位置関係測定手段72hは、第1乃至第4の進行時刻T1, ..., T4を算出し、これら第1乃至第4の進行時刻T1, ..., T4を先端構成部22の先端面部と体腔壁との前後位置関係として警告手段82に出力する。この警告手段82は、第1乃至第4の進行時刻T1, ..., T4が所定の閾値以下である場合には、内視鏡18の先端構成部22の先端面部が体腔壁に接近しすぎであると判断し、発光、発音、警告表示等の警告を発する。

40

【0071】

次に、本実施形態の内視鏡システム16の作用について説明する。内視鏡18を体腔内に挿入して体腔内の観察を行う際に、内視鏡18の先端構成部22の先端面部が体腔壁に接近しすぎた場合には、警告手段82によって警告がなされる。内視鏡18の操作者は、

50

警告がなされた場合には、内視鏡 18 の挿入を停止し、必要ならば所定量だけ内視鏡 18 を抜去する。

【0072】

従って、本実施形態の内視鏡システム 16 は次の効果を奏する。本実施形態では、内視鏡 18 の先端構成部 22 の先端面部に配設されている第 1 乃至第 4 の測定部 48a, ..., 48d によって、先端面部と体腔壁との前後位置関係を測定し、先端面部が体腔壁に接近しすぎである場合にはその旨を警告している。このため、先端面部が体腔壁に接近しすぎることを防止することが可能となっている。特に、内視鏡 18 の観察光学系 40 の死角に体腔壁が存在する場合には、内視鏡 18 の観察画像によっては体腔壁への接近を視認することができないため、顕著な効果を奏することとなる。

10

【0073】

図 13 は、本発明の第 6 実施形態を示す。第 1 実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態では、内視鏡画像を主画面 84 に表示すると共に、体腔内における内視鏡 18 の配置及び内視鏡 18 の観察領域 R を示すアニメーション画像を補助画面 86 に表示する。

【0074】

図 1 及び図 13 に示されるように、本実施形態の内視鏡システム 16 は、内視鏡像の撮像を行う撮像手段 88 を有し、この撮像手段 88 は、撮像信号をプロセッサの内視鏡画像生成手段 92 に出力する。この内視鏡画像生成手段 92 は、内視鏡画像を生成し、モニターの主画面 84 に表示させる。

20

【0075】

また、プロセッサには、性別、年齢、身長、体重等の患者情報に応じた各種臓器の平均的な形状、大きさ等が記録されているデータベース 94 が内蔵されている。キーボード等のデータ入力手段 96 から患者の性別、年齢、身長、体重等の患者情報がアニメーションデータ作成手段 98 に入力されると、アニメーションデータ作成手段 98 は、データベース 94 に記録されているデータを参照して、各種臓器のアニメーションデータを作成する。このアニメーションデータは、補助画像生成手段 106 に出力される。

【0076】

一方、内視鏡システム 16 は、第 1 実施形態と同様な構成の位置関係測定部 66 を有する。さらに、内視鏡システム 16 は、挿入部 20 の体腔内への挿入量、湾曲部 24 の湾曲量、及び、挿入部 20 の基端部に対する先端部の捩り量を夫々検知する挿入量測定手段 100、湾曲量測定手段 102、及び、捩り量測定手段 104 を有する。例えば、挿入量は、挿入部 20 の外表面に配置されている、挿入部 20 の先端部からの長さを示す指標によって検知可能であり、湾曲量及び捩り量は、挿入部 20 に歪ゲージを配設することにより検知可能である。これら位置関係測定部 66、挿入量測定手段 100、湾曲量測定手段 102、及び、捩り量測定手段 104 によって測定された体腔壁との位置関係、挿入量、湾曲量及び捩り量は、プロセッサの補助画像生成手段 106 に入力される。

30

【0077】

補助画像生成手段 106 は、入力されたアニメーションデータ、体腔壁との位置関係、挿入量、湾曲量及び捩り量から、体腔内における内視鏡 18 の配置及び内視鏡 18 の観察領域 R を示すアニメーション画像を生成し、モニターの補助画面 86 に表示させる。例えば、補助画面 86 には、各種臓器及び内視鏡 18 が模式的に示され、内視鏡 18 の観察領域 R が各種臓器とは別の表示色で表示される。

40

【0078】

なお、体腔内における内視鏡 18 の配置及び内視鏡 18 の観察領域 R を測定するのに、X 線画像、MRI 画像等を利用してよい。

【0079】

次に、本実施形態の内視鏡システム 16 の作用について説明する。本実施形態の内視鏡システム 16 は、医師が内視鏡画像を観察するのに並行して、患者に内視鏡画像を説明するような場合に主に用いられる。内視鏡 18 による体腔内の観察を行う前に、観察を行お

50

うとしている患者の患者情報をデータ入力手段 96 から入力する。アニメーションデータ作成手段 98 は、患者情報に基づき、データベース 94 に記録されているデータを参照して、各種臓器のアニメーションデータを作成する。内視鏡 18 が体腔内に挿入されていない場合には、補助画像生成手段 106 によって、補助画面 86 に当該患者の各種臓器のみが模式的に表示される。

【0080】

続いて、内視鏡 18 を体腔内に挿入していき、内視鏡画像を主画面 84 に表示させる。同時に、体腔壁との位置関係、挿入量、湾曲量、及び、捻り量が測定されて補助画像生成手段 106 に入力され、補助画像生成手段 106 によって、補助画面 86 に、各種臓器内に内視鏡 18 が挿通されている様子が模式的に示され、内視鏡 18 の観察領域 R が各種臓器とは別の表示色で表示される。

10

【0081】

そして、内視鏡の観察領域 R が明示されている補助画像を用い、内視鏡 18 によってどの部位を観察しているかを患者に説明しつつ、主画面 84 に表示されている内視鏡画像を説明する。

【0082】

従って、本実施形態の内視鏡システム 16 は次の効果を奏する。医学知識の少ない大多数の患者にとっては、内視鏡 18 によって観察されている部位について、単に部位名称で説明されただけでは、どの部位を観察しているのか理解しにくい。本実施形態では、主画面 84 に表示されている内視鏡画像を患者に説明する際には、内視鏡の観察領域 R が明示されている補助画像を併用することにより、医学知識の少ない患者であっても、どの部位を観察しているのか容易に理解することが可能であり、患者が内視鏡画像の意義を理解することが容易になる。

20

【0083】

以下、本発明の参考形態を説明する。第 3 実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本参考形態では、第 1 乃至第 3 の LED 80a, 80b, 80c に代わって、第 1 乃至第 3 の半導体レーザーを夫々用いている。即ち、第 1 乃至第 3 の測定光としてレーザー光を用いており、これらレーザー光は進行方向に垂直な断面において所定の広がりを持つ。レーザー光は直進性を有するため、第 1 乃至第 3 の出射部 50a, 50b, 50c から出射され、第 1 乃至第 3 の測定部 48a, 48b, 48c に対面する体腔壁によって反射された第 1 乃至第 3 の測定光は、夫々、第 1 乃至第 3 の受光部 56a, 56b, 56c の内の対応する受光部 56a, 56b, 56c のみへと反射され、体腔壁による散乱によって対応しない受光部 56a, 56b, 56c に入射されることはない。即ち、各出射部 50a, 50b, 50c から出射された測定光は、対応しない受光部 56a, 56b, 56c によっては検知されないため、先端構成部 22 と体腔壁との位置関係を正確に測定することが可能となっている。

30

【産業上の利用可能性】

【0084】

本発明は、挿入部の先端部が体腔壁に近接しすぎないように挿入部を確実に操作することが可能な、体腔内に挿入される挿入部を備える内視鏡によって形成される内視鏡システムを提供する。

40

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の先端部を示す縦断面図。

【図 2 A】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の湾曲部を示す横断面図。

【図 2 B】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の出射部を示す横断面図。

【図 2 C】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の受光部を示す横断面図。

【図 3】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図。

【図 4】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムによる位置関係の測定を説明するためのタイミングチャート図。

50

【図 5】本発明の第 2 実施形態の内視鏡システムによる位置関係の測定を説明するためのタイミングチャート図。

【図 6】本発明の第 3 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の先端部を示す側面図。

【図 7】本発明の第 3 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図。

【図 8 A】本発明の第 3 実施形態の内視鏡システムの作用を説明するための図。

【図 8 B】本発明の第 3 実施形態の内視鏡システムの作用を説明するための別の図。

【図 9 A】本発明の第 4 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の出射部を示す横断面図。

【図 9 B】本発明の第 4 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の受光部を示す横断面図。

【図 10】本発明の第 4 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図。

【図 11】本発明の第 5 実施形態の内視鏡システムの内視鏡の先端部を示す斜視図。

10

【図 12】本発明の第 5 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図。

【図 13】本発明の第 6 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図。

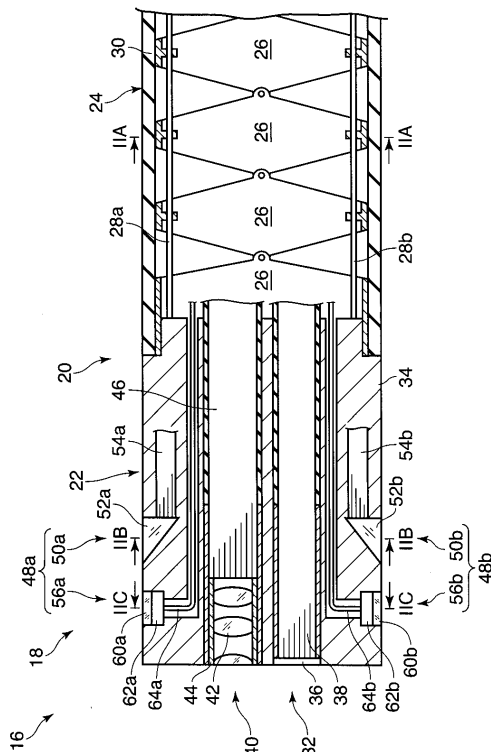
【符号の説明】

【0086】

16 ... 内視鏡システム、20 ... 挿入部、50a, 50b, 50c, 50d ... 出射部、56a, 56b, 56c, 56d ... 受光部、66 ... 位置関係測定部。

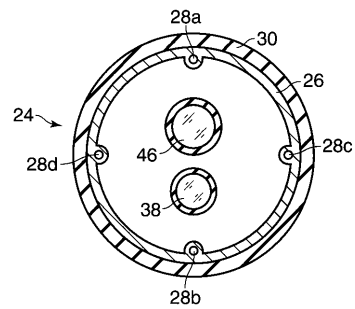
【図 1】

図 1



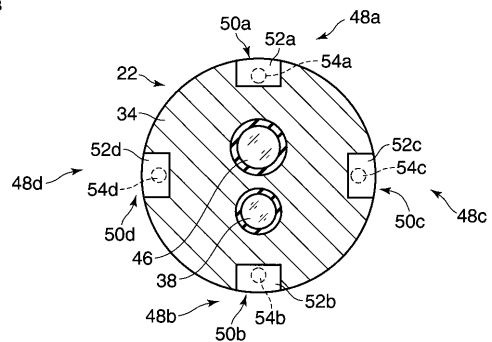
【図 2 A】

図 2A



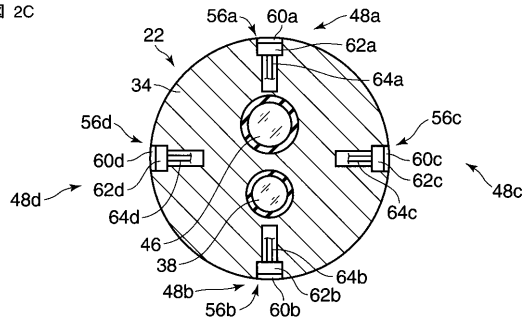
【図 2 B】

図 2B



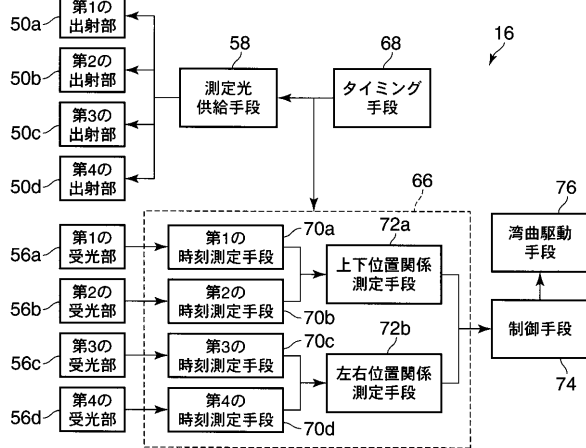
【図 2 C】

図 2C



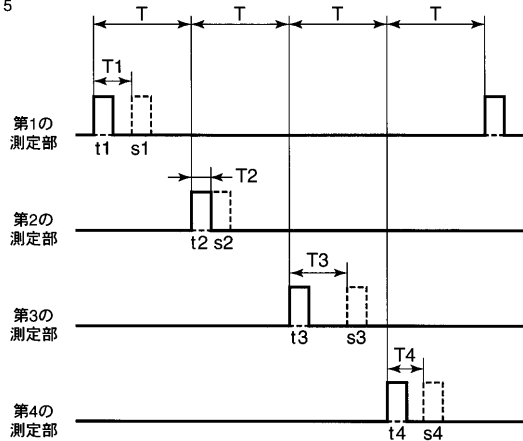
【図 3】

図 3



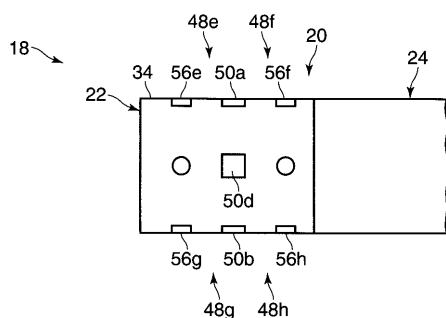
【図 5】

図 5



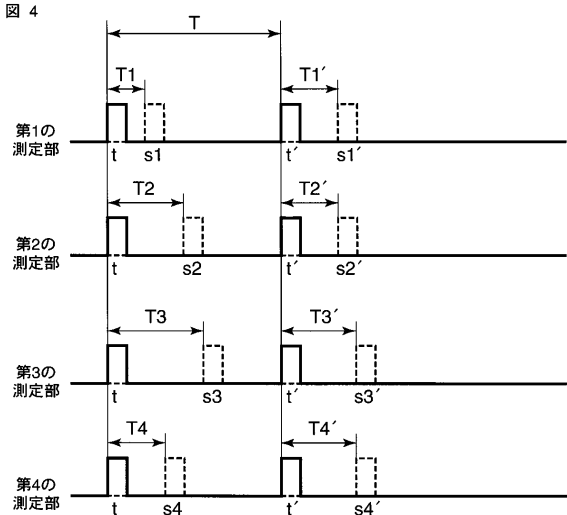
【図 6】

図 6



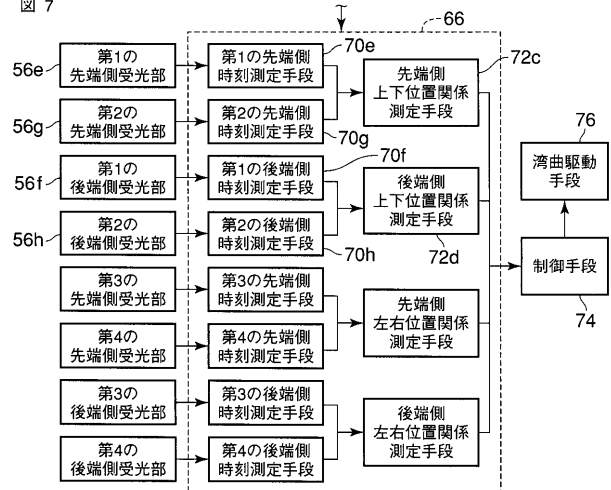
【図 4】

図 4



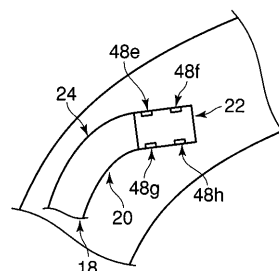
【図 7】

図 7



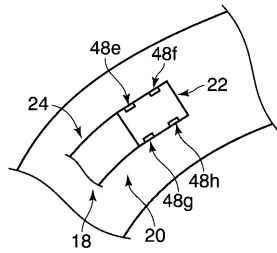
【図 8 A】

図 8A



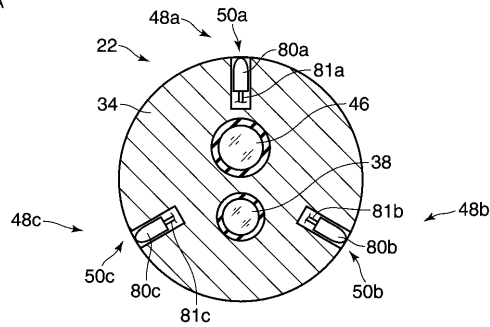
【図 8 B】

図 8B



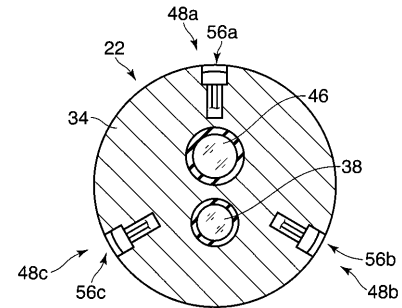
【図 9 A】

図 9A



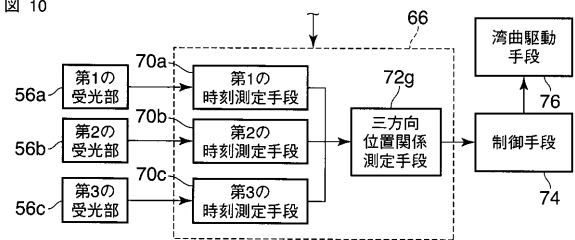
【図 9 B】

図 9B



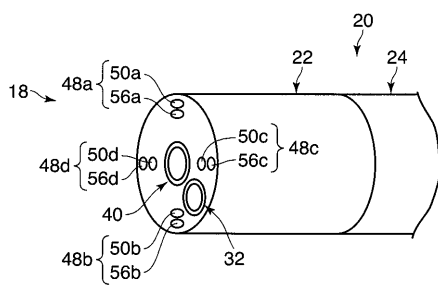
【図 10】

図 10



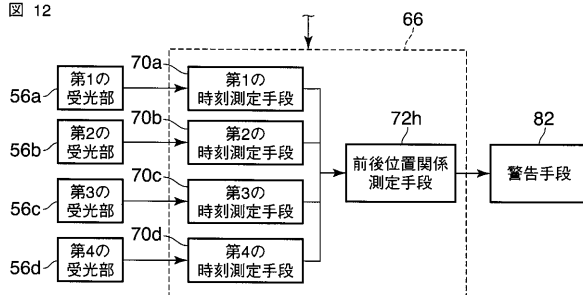
【図 11】

図 11



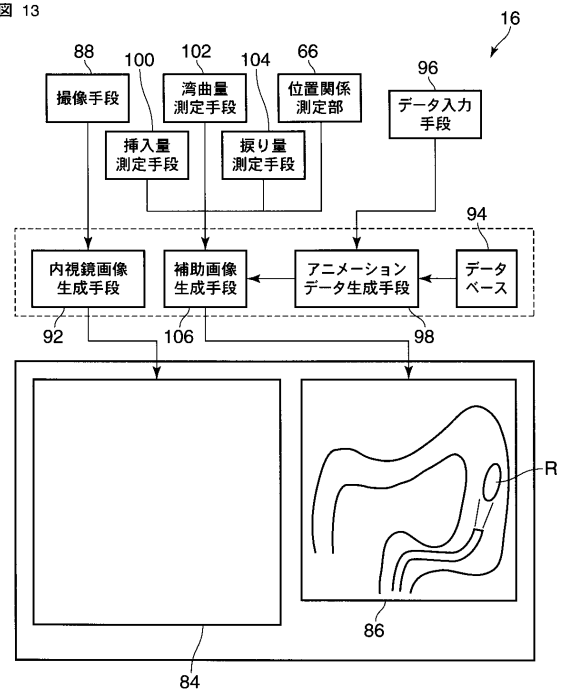
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 佐藤 栄二郎

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 BA22 BA23 CA03 CA06 DA12 DA51

4C061 CC04 CC06 DD03 HH32 HH47 HH52 JJ11 JJ17 NN05 WW10

WW11

5C122 DA26 EA02 EA11 HA75 HB02

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006325838A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005152366	申请日	2005-05-25
[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	佐藤 栄二郎		
发明人	佐藤 栄二郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.A H04N5/225.C A61B1/00.550 A61B1/00.553 H04N5/225 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/DA12 2H040/DA51 4C061/CC04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/HH52 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW10 4C061/WW11 5C122/DA26 5C122/EA02 5C122/EA11 5C122/HA75 5C122/HB02 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH52 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW11		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够可靠地操作插入部分的内窥镜系统，使得插入部分的远端部分不会太靠近体腔壁。插入体腔的细长插入部分，设置在插入部分远端的多个发射部分，以发射相互不同波长的光，多个光接收部分56a和56b设置在相应的发射部分50a和50b附近，以便彼此对应，并且只能检测波长基本上等于从相应的发射部分50a和50b发出的光的波长的光，并且，位置关系测量单元根据多个光接收单元56a和56b的检测结果测量插入单元20的远端和体腔壁之间的位置关系。点域1

