

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6206540号
(P6206540)

(45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)

(24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 5
G 0 3 B 35/10 (2006.01)	A 6 1 B 1/05
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 5 3 1

請求項の数 18 (全 31 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2016-114939 (P2016-114939)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成28年6月9日(2016.6.9)		ソニー株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-26351 (P2013-26351) の分割		東京都港区港南1丁目7番1号
原出願日	平成25年2月14日(2013.2.14)	(74) 代理人	100095957 弁理士 亀谷 美明
(65) 公開番号	特開2016-185342 (P2016-185342A)	(74) 代理人	100096389 弁理士 金本 哲男
(43) 公開日	平成28年10月27日(2016.10.27)	(74) 代理人	100101557 弁理士 萩原 康司
審査請求日	平成28年6月9日(2016.6.9)	(74) 代理人	100128587 弁理士 松本 一騎
		(72) 発明者	池永 祐一郎 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内に挿入される撮像部と、
前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、
前記接続部と前記撮像部とを結合する第1の結合部と、
前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも根元側の構成に対して回動可能な関節部と、
を備え、
前記撮像部は、第1の撮像素子が設けられる第1の部位と、第2の撮像素子が設けられる第2の部位と、が、前記第1の結合部と一体的に構成される第2の結合部によって結合されることによって構成され、

前記撮像部は、前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子の撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成され、

前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少なくともいずれかが制御可能である、

内視鏡。

【請求項2】

前記第1の結合部及び第2の結合部は、回動可能に構成されており、

前記第1の結合部及び第2の結合部を介した回動により、前記撮像部の前記配置位置及び前記撮影方向の少なくともいずれかが制御可能である、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記クロスポイント角の角度は 180 度以下である、
請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、前記撮像部と撮影対象領域との距離に応じた角度となるように、前記クロスポイント角の角度が制御される、
請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、前記第 1 の撮像素子及び前記第 2 の撮像素子の撮像面にそれぞれ直交する直線の交点であるクロスポイントが撮影対象領域に位置するように、前記クロスポイント角の角度が制御される、
請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

10

【請求項 6】

前記撮像部が管状部材の中に収納される収納状態と、前記撮像部が前記管状部材の先端から外部に突出した撮影状態と、が切り替え可能である、
請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記収納状態では、前記第 1 の撮像素子及び前記第 2 の撮像素子の撮像面の延伸方向が前記管状部材の延伸方向に沿った方向になるように、前記撮像部が前記管状部材の中に収納される、
請求項 6 に記載の内視鏡。

20

【請求項 8】

前記撮像部は、前記第 1 の撮像素子及び前記第 2 の撮像素子と一列に配設される少なくとも 1 対の光源を更に有する、
請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記 1 対の光源は LED である、
請求項 8 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

少なくとも前記撮像部を含む体腔内に挿入される部位は、取り換え可能である、
請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

30

【請求項 11】

前記内視鏡は軟性鏡である、
請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記内視鏡は硬性鏡である、
請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記第 1 の撮像素子及び前記第 2 の撮像素子は、裏面照射型 CMOS センサである、
請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

40

【請求項 14】

内視鏡と、
体腔外に設置され、前記内視鏡の駆動を制御する装置本体と、
を備え、
前記内視鏡は、
体腔内に挿入される撮像部と、
前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、
前記接続部と前記撮像部とを結合する第 1 の結合部と、
前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも

50

根元側の構成に対して回動可能な関節部と、

を有し、

前記撮像部は、第1の撮像素子が設けられる第1の部位と、第2の撮像素子が設けられる第2の部位と、が、前記第1の結合部と一体的に構成される第2の結合部によって結合されることによって構成され、

前記撮像部は、前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子の撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成され、

前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少なくともいずれれかが制御可能であり、

前記装置本体は、前記撮像部による撮影、前記クロスポイント角の角度、並びに前記撮像部の配置位置及び/若しくは撮影方向の、少なくともいずれれかを制御する、

内視鏡装置。

【請求項15】

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、被測定者の体腔内を3次元画像として表示するための画像信号を生成する、

請求項14に記載の内視鏡装置。

【請求項16】

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、被測定者の体腔内を2次元画像として表示するための画像信号を生成する、

請求項14に記載の内視鏡装置。

【請求項17】

前記内視鏡装置は、前記撮像部及び前記接続部の少なくともいずれれかの駆動を制御する駆動部、を更に備え、

前記接続部は、前記駆動部を介して前記撮像部と前記装置本体とを接続する、

請求項14～16のいずれれか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項18】

前記駆動部は、前記装置本体からの制御により、前記撮像部及び前記接続部の少なくともいずれれかの駆動を制御する、請求項17に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者（被測定者）への肉体的な負担をできるだけ軽減する低侵襲医療の観点から、内視鏡を利用して患部の観察（撮影）や各種の処置を行うことが広く普及している。このような低侵襲医療を実現するために、内視鏡において被測定者の体腔内に挿入される鏡筒の太さ（直径）は、一般的に、数mm程度以下であることが求められる。

【0003】

一方、近年、撮影した部位を3次元画像（3D画像）として表示することのできる3次元内視鏡（3D内視鏡）が普及しつつある。3D内視鏡では、内視鏡の鏡筒の先端部に設けられる1対の撮像素子によってそれぞれ取得された画素信号（画像信号）に基づいて3D画像が生成される。3D内視鏡を用いることにより、施術者（ユーザ）は、実際にヒトの目で見た様子に近い3D画像を参照しながら各種の処置を行うことができるため、より直感的な内視鏡の操作が可能となる。

【0004】

ここで、3D内視鏡において、患部を処置するために十分な撮影範囲を確保するためには、1対の撮像素子の間の間隔として、所定の距離が確保されることが好ましい。しかし、内視鏡の鏡筒の先端部に、当該所定の距離を確保しながら1対の撮像素子を配設すると、その分鏡筒の直径が太くなってしまいう可能性がある。そこで、被測定者の体腔内で、患

10

20

30

40

50

部まで移動している間は鏡筒内に撮像素子を収納し、患部まで到達したときに鏡筒内から撮像素子を突出させ撮影を行う技術が開発されている。

【0005】

例えば、特許文献1には、鏡筒の外周面の互いに異なる部位から鏡筒の径方向に突出する1対の撮像部を有する立体視内視鏡装置が開示されている。また、特許文献2には、鏡筒の外郭上の互いに異なる位置に設けられ、鏡筒の延伸方向と平行な回転軸を中心として、鏡筒の先端部の端面における中心に対して偏心的に回転されることにより鏡筒の径方向に突出する1対の撮像部を有する内視鏡が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0006】

【特許文献1】特開昭63-294508号公報

【特許文献2】特開平4-500768号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一方、3D内視鏡において、3D画像としてより品質の高い画像を撮影するためには、1対の撮像素子の撮像面同士がなす角の角度が重要な因子となる。この撮像面同士がなす角の角度が変化することは、いわゆる輻湊角が変化することに相当するため、当該撮像面同士がなす角の角度が所望の角度から変化してしまうと、3D画像における飛び出し量又は奥行き量（ユーザにとって画像が飛び出して又は奥まって見える量）と、撮像素子から被写体である生体組織までの実際の距離との間にずれが生じてしまい、ユーザが直観的な操作を行う際の妨げとなり得る。ここで、輻湊角とは、1対の撮像素子において撮像面と垂直な方向（視野方向、光軸方向）に延伸させた直線がなす角のことである。

20

【0008】

また、上述したように、3D内視鏡によって撮影される撮影範囲は、1対の撮像素子を配設する際の間隔に影響される。このように、3D内視鏡においては、1対の撮像素子における、撮像素子間の間隔や撮像面同士がなす角の角度が、撮影される3D画像の品質に影響を及ぼす。

【0009】

30

ここで、特許文献1及び特許文献2に記載されている技術では、撮像素子を有する撮像部は、内視鏡の鏡筒の互いに異なる部位からそれぞれ独立に突出される。従って、機械的な歪み等により、撮像素子間の間隔や撮像素子の撮像面同士がなす角の角度等の幾何的な配置関係が、本来求めていた設計値からずれてしまう可能性がある。更に、特許文献2に記載されている技術では、1対の撮像素子は、鏡筒の延伸方向に対して互いに異なる位置から突出されるため、撮像素子から被写体までの距離がそれぞれ異なる。よって、高品質な3D画像を得るためには、その距離の差を補正する等の複雑な画像信号処理が必要となり、コストの増加につながる恐れがある。

【0010】

上記事情を鑑みれば、鏡筒の直径を増加させることなく、高品質な3D画像をより安定的に取得することが求められていた。そこで、本開示では、3D画像をより安定的に取得することが可能な、新規かつ改良された内視鏡及び内視鏡装置を提案する。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本開示によれば、体腔内に挿入される撮像部と、前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも根元側の構成に対して回動可能な関節部と、を備え、前記撮像部は、撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成され、前記接続部と前記撮像部との結合部を挟んだ両側にそれぞれ配設される第1の撮像素子及び第2の撮像素子を有し、前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少

50

なくともいずれかが制御可能である、内視鏡が提供される。

【0012】

また、本開示によれば、内視鏡と、体腔外に設置され、前記内視鏡の駆動を制御する装置本体と、を備え、前記内視鏡は、体腔内に挿入される撮像部と、前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも根元側の構成に対して回動可能な関節部と、を有し、前記撮像部は、撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成され、前記接続部と前記撮像部との結合部を挟んだ両側にそれぞれ配設される第1の撮像素子及び第2の撮像素子を有し、前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少なくともいずれかが制御可能であり、前記装置本体は、前記撮像部による撮影、前記クロスポイント角の角度、並びに前記撮像部の配置位置及びノ若しくは撮影方向の、少なくともいずれかを制御する、内視鏡装置が提供される。

10

【0013】

本開示によれば、1対の撮像素子が、撮像部に一体的に組み込まれる。従って、1対の撮像素子の間の距離や1対の撮像素子の撮像面同士がなす角の角度等がより安定的に所定の値に固定され、3D画像をより安定的に取得することが可能となる。

【発明の効果】

【0014】

以上説明したように本開示によれば、3次元画像をより安定的に取得することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本開示の第1の実施形態に係る内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。

【図2A】第1の実施形態に係る撮像モジュールの概略構成を示す上面図である。

【図2B】異なるクロスポイント(CP)角度を有する第1の実施形態に係る撮像モジュールの概略構成を示す側面図である。

【図2C】異なるクロスポイント(CP)角度を有する第1の実施形態に係る撮像モジュールの概略構成を示す側面図である。

【図2D】異なるクロスポイント(CP)角度を有する第1の実施形態に係る撮像モジュールの概略構成を示す側面図である。

30

【図3A】収納状態における第1の実施形態に係る内視鏡の概略構成について説明するための説明図である。

【図3B】撮影状態における第1の実施形態に係る内視鏡の概略構成について説明するための説明図である。

【図4】第1の実施形態の一変形例に係る、撮影状態における内視鏡の概略構成について説明するための説明図である。

【図5A】収納状態における第2の実施形態に係る内視鏡の概略構成について説明するための説明図である。

【図5B】撮影状態における第2の実施形態に係る内視鏡の概略構成について説明するための説明図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0017】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 第1の実施形態
 - 1-1. 内視鏡装置の構成
 - 1-2. 撮像モジュールの構成

50

- 1 - 3 . 内視鏡の構成（収納状態及び撮影状態）
 - 2 . 第 2 の実施形態
 - 2 - 1 . 内視鏡の構成（収納状態及び撮影状態）
 - 3 . まとめ
- 【 0 0 1 8 】

< 1 . 第 1 の実施形態 >

[1 - 1 . 内視鏡装置の構成]

まず、図 1 を参照して、本開示の第 1 の実施形態に係る内視鏡装置の概略構成について説明する。図 1 は、本開示の第 1 の実施形態に係る内視鏡装置の一構成例を示す概略図である。

10

【 0 0 1 9 】

図 1 を参照すると、本開示の第 1 の実施形態に係る内視鏡装置 1 は、内視鏡 1 0 及び装置本体部 2 0 を備える。

【 0 0 2 0 】

内視鏡 1 0 は、患者（被測定者）の体腔内において、各種の生体組織を撮影したり、患部に対して各種の処置を行ったりする機能を有する。内視鏡 1 0 は、管状の形状を有し、その先端部を含む一部領域が被測定者の体腔内に挿入される。内視鏡 1 0 の当該先端部には、被測定者の生体組織を撮影するための撮像部や、患部に対して各種の処置を行うための処置具、撮像部のレンズ等を洗浄するための水や空気を噴出する洗浄ノズル等が設けられている。施術者（ユーザ）は、内視鏡 1 0 を操作し、その先端部を被測定者の体腔内の患部まで移動させ、当該患部において所望の生体組織を観察（撮影）したり、当該患部に対して各種の処置を施したりすることができる。なお、以下の説明では、内視鏡 1 0 によって行われる被測定者に対する一連の処理のことを総称して「施術」と呼称する。従って、以下の説明において、「施術」には、内視鏡 1 0 が有する撮影機能によって患部（撮影対象領域）が撮影されることや、内視鏡 1 0 に設けられる処置具によって患部に何らかの処置が施されること等の、内視鏡 1 0 によって被測定者に行われる各種の処理が含まれる。

20

【 0 0 2 1 】

ここで、以下の説明では、内視鏡 1 0 が有する機能のうち、撮影機能について主に説明することとし、それ以外の機能、すなわち処置具や洗浄ノズル等の機能については詳細な説明は省略する。従って、図 1 においても、内視鏡装置 1 において、撮影機能に関する構成について主に図示し、それ以外の構成については図示を省略している。また、以下の説明では、内視鏡 1 0 が硬性内視鏡（硬性鏡）である場合について説明を行うが、本実施形態においては、内視鏡 1 0 の種類はかかる例に限定されない。例えば、内視鏡 1 0 は軟性内視鏡（軟性鏡）であってもよい。

30

【 0 0 2 2 】

図 1 を参照して、内視鏡 1 0 の構成について詳細に説明する。内視鏡 1 0 は、鏡筒 1 1 0、撮像モジュール 1 2 0、撮像モジュール接続部 1 3 0 及び撮像モジュール駆動部 1 4 0 を有する。

【 0 0 2 3 】

鏡筒 1 1 0 は、円筒状の形状を有し、その先端部に、撮像モジュール 1 2 0（上述した撮像部に相当する）や処置具、洗浄ノズル等の各種の機構が設けられる。これらの各種の機構は、鏡筒 1 1 0 の内部に延設されるケーブルやワイヤ等により、装置本体部 2 0 と電氣的、機械的に接続されており、装置本体部 2 0 からの制御によって駆動される。

40

【 0 0 2 4 】

また、撮像モジュール 1 2 0 や処置具等の各種の機構は、鏡筒 1 1 0 の内部に収納可能に構成されており、必要に応じて鏡筒の外部に突出される。例えば、鏡筒 1 1 0 が被測定者の体腔内に挿入される段階では、鏡筒 1 1 0 の内部に各機構が収納されており、当該先端部が患部又は観察対象部位まで到達した段階で、各機構が鏡筒 1 1 0 の外部に突出され、撮影や処置等の各種の処理が行われる。なお、以下の説明では、鏡筒 1 1 0 の内部に各

50

機構、特に撮像モジュール120が収納された状態を収納状態と呼称し、鏡筒110の外部に各機構、特に撮像モジュール120が突出された状態を撮影状態と呼称する。

【0025】

また、図1には明示していないが、鏡筒110の延伸方向における所定の位置にはジョイント部が設けられていてもよく、鏡筒110の先端部を含む一部分、特に被測定者の体腔内に挿入される部分は、取り換え可能であってもよい。つまり、本実施形態に係る内視鏡10は、被測定者の体腔内への挿入部分がいわゆるディスポーザブル(使い捨て)式であってもよい。内視鏡10をディスポーザブル式とすることにより、洗浄、消毒等のメンテナンスを行いながら繰り返し使用される場合に比べて、より衛生的に施術を行うことが可能となる。また、使用後の洗浄、消毒等のメンテナンスが不要となるため、当該メンテナ

10

【0026】

撮像モジュール120は、撮像素子や光源等を有し、被測定者の体腔内を撮影する機能を有する。本実施形態においては、撮像モジュール120は、互いに所定の距離だけ隔てて並設される少なくとも1対の撮像素子を有し、これらの撮像素子によって3次元画像(3D画像)を生成するための画像信号を取得することができる。また、撮像モジュール120の撮像素子は、その撮像面と垂直な方向に延伸する直線が互いに略平行となるように並設されてもよいし、その撮像面と垂直な方向に延伸する直線が撮影方向(撮像面が向いている方向)において互いに交わるように、撮像面同士がなす角が所定の角度を有して並設されてよい。ここで、以下の説明では、撮像モジュール120の少なくとも1対の撮像素子における、撮像面に垂直な方向のことを、撮像素子の光軸方向又は撮像素子の視野方向とも呼称する。撮像モジュール120の撮像素子が、その光軸方向に延伸する直線が互いに略平行となるように並設される場合、いわゆる平行法を用いた3D画像を生成するための画像信号が取得されてよい。また、撮像モジュール120の撮像素子が、その光軸方向に延伸する直線が撮影方向において互いに交わるように並設される場合、いわゆる交差法を用いた3D画像を生成するための画像信号が取得されてよい。なお、以下の説明では

20

30

【0027】

なお、本実施形態においては、撮像モジュール120の撮影形式は特に限定されず、どのような撮影形式であってもよい。例えば、撮像モジュール120は、動画を撮影してもよいし、静止画を撮影してもよい。撮像モジュール120が静止画を撮影する場合には、その撮影タイミングは、予め定められた所定のタイミングであってもよいし、装置本体部20によって所望のタイミングで撮影を行うように制御されてもよい。更に、撮像モジュール120が撮影する画像は、カラー画像であってもよいし、モノクロ画像であってもよい。

40

【0028】

撮像モジュール接続部130は、鏡筒110の内部に設けられ、撮像モジュール120と装置本体部20とを、電氣的、機械的に接続する。具体的には、撮像モジュール接続部130は、シャフト、ワイヤ、バネ、ケーブル等を有し、これら的一端は撮像モジュール120に接続され、他端は撮像モジュール駆動部140を介して装置本体部20に接続されている。例えば、撮像モジュール接続部130は、ケーブルにより撮像モジュール120と装置本体部20とを相互に信号の送受信が可能な状態に接続し、装置本体部20から撮像モジュール120へ、撮影条件(露出や光源からの照射光の明るさ、CP角度及び幅

50

湊角の角度等、撮影に関する各種の条件)に関する各種の制御に関する信号を送信したり、撮像モジュール120から装置本体部20へ画像信号を送信したりする。また、撮像モジュール接続部130は、装置本体部20からの制御により撮像モジュール駆動部140によって駆動され、例えば、シャフト等を介して、撮像モジュール120を鏡筒110の外部に押し出すことにより撮影状態に移行させたり、撮像モジュール120を鏡筒110の内部に引き込むことにより収納状態に移行させたりすることができる。

【0029】

撮像モジュール駆動部140は、装置本体部20からの制御により、撮像モジュール接続部130の駆動を制御する。具体的には、撮像モジュール駆動部140は、例えば、シャフトやバネ等の撮像モジュール接続部130が有する構成部材を所定の条件で動作させることにより、撮像モジュール120について収納状態と撮影状態との間の移行を行う。なお、上述したような撮像モジュール接続部130及び撮像モジュール駆動部140による収納状態と撮影状態との切り換えについては、図3A及び図3Bを参照して後で詳しく説明する。

【0030】

次に、装置本体部20の構成について説明する。装置本体部20は、入力部200、表示部300及び制御部400を備える。

【0031】

入力部200は、各種の情報を内視鏡装置1に入力するためのインターフェースである。入力部200から入力された各種の情報は制御部400に入力され、制御部400によって当該情報に応じた各種の処理が行われる。具体的には、入力部200は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバー等、ユーザが操作する操作手段である。また、入力部200は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したりリモートコントロール手段(いわゆる、リモコン)であってもよいし、PDA等の外部接続機器であってもよい。さらに、入力部200は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、制御部400に出力する入力制御回路等から構成されている。内視鏡装置1のユーザは、この入力部200を操作することにより、内視鏡装置1に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

【0032】

具体的には、例えば、入力部200から後述する撮像モジュール駆動制御部440に、各種の命令(信号)が入力されることにより、内視鏡10の撮像モジュール120における各種の動作が制御されてよい。撮像モジュール120の動作とは、撮影状態と収納状態との間の移行や、撮影条件の変更等であってよい。

【0033】

表示部300は、出力装置の一例であり、モニタやディスプレイ等の表示画面に各種の情報を表示し、ユーザに対して視覚的に通知することが可能な装置によって構成される。このような装置として、例えば、CRTディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置又はELディスプレイ装置等の表示装置がある。表示部300は、後述する表示制御部450からの制御により、内視鏡装置1が行った各種処理により得られた結果を、テキスト又はイメージ等の形式で当該表示画面に表示する。例えば、表示部300は、その表示画面に、撮像モジュール120によって撮影された被測定者の体腔内の画像を3次元でリアルタイムに動画として表示することができる。ただし、本実施形態においては、表示部300によって表示される体腔内の画像はかかる例に限定されず、表示部300は2次元画像を表示してもよいし、静止画を表示してもよい。

【0034】

制御部400は、内視鏡装置1を統合的に制御するとともに、内視鏡10における各種の動作を制御する。なお、制御部400が有する機能のうち、内視鏡10における撮影機能の制御以外の機能(例えば、処置具や洗浄ノズル等の動作を制御する機能)については、公知の内視鏡装置の制御部が有する機能と同様であるため、詳細な説明は省略し、こ

10

20

30

40

50

では主に、撮影機能の制御に関連する機能について説明を行う。

【0035】

制御部400は、画像信号処理部410、3D画像用信号生成部420、クロスポイント(CP)角度調整量算出部430、撮像モジュール駆動制御部440及び表示制御部450を有する。

【0036】

画像信号処理部410は、撮像モジュール120の撮像素子によって撮影された画像に関する信号(画像信号)を撮像モジュール120から受信し、当該画像信号に各種の信号処理を施す。ここで、各種の信号処理とは、画像信号におけるノイズ成分や輝度等を補正する処理であってよく、例えば、画素欠陥を補正する処理、光学的黒レベルを補正する処理、シェーディング特性を補正する処理及び輝度を補正する処理(ガンマ補正処理)等を含む。ただし、画像信号処理部410が行う信号処理はこれらの処理に限定されず、画像処理技術におけるあらゆる公知の信号処理が必要に応じて行われてよい。例えば、画像信号処理部410は、画像信号に対して特定波長の成分をカットするフィルタリング処理等を行ってもよい。また、上述したように、本実施形態においては、撮像モジュール120は少なくとも1対の撮像素子を有するため、画像信号処理部410には、少なくとも2種類の画像信号が入力される。画像信号処理部410は、これら2種類の画像信号のそれぞれに対して、各種の画像信号処理を行うことができる。画像信号処理部410は、各種の信号処理を施した画像信号を、3D画像用信号生成部420に送信する。

【0037】

3D画像用信号生成部420は、画像信号処理部410から受信した画像信号を利用して、3D画像用の画像信号を生成する。ここで、3D画像用の信号とは、撮像モジュール120の少なくとも1対の撮像素子によって取得された画像信号に基づいて、ユーザに被測定者の体腔内の画像を3D画像として認識させるための、いわゆる右目用及び左目用の画像信号を生成する処理であってよい。なお、本実施形態においては、3D画像を表示する形式は限定されず、例えば、いわゆる眼鏡式又は裸眼式等、あらゆる公知の表示形式が用いられてよい。また、本実施形態においては、3D画像を表示する方法は限定されず、例えば、いわゆる平行法及び交差法の少なくともいずれかが撮像モジュール120の構成に応じて選択されてよい。このように、3D画像用信号生成部420においては、あらゆる公知の3D画像の表示形式及び表示方法に対応する各種の信号処理が行われてよい。3D画像用信号生成部420は、生成した3D画像用の画像信号を、CP角度調整量算出部430及び表示制御部450に送信する。

【0038】

CP角度調整量算出部430は、送信された3D画像用の画像信号に基づいて、撮像モジュール120からCPまでの距離を調整するための、撮像モジュール120のCP角度の調整量を算出する。本実施形態においては、図2A-図2Dを参照して後述するように、撮像モジュール120におけるCP角度が調整されることにより、撮像モジュール120及び撮像素子からCPまでの距離が調整されてもよい。例えば、CP角度調整量算出部430は、CPが被測定者の体腔内における撮影対象領域に位置するようにCP角度の調整量を算出することができる。ここで、3D画像においては、撮像モジュール120及び撮像素子からCPまでの距離と、その飛び出し量又は奥行き量(3D画像において、ユーザにとって画像が飛び出して又は奥まって見える量)とは密接に関係している。従って、撮影対象領域にCPが位置するようにCP角度が調整されることにより、3D画像における飛び出し量又は奥行き量のゼロ点が撮影対象領域、例えば観察したい部位近傍に調整されるため、ユーザが3D画像を参照しながら各種の処置を行う際に、より直感的な操作により処置を行うことが可能となる。CP角度調整量算出部430は、算出したCP角度の調整量を、撮像モジュール駆動制御部440に送信する。

【0039】

撮像モジュール駆動制御部440は、内視鏡10の撮像モジュール120における各種の機構の駆動を制御する。例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮像モジュール

10

20

30

40

50

120の撮像素子の駆動を制御し、その露出や撮影タイミング等、撮影に関する各種の条件を変更させることができる。また、例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮像モジュール120の光源の駆動を制御し、当該光源から所定のタイミングで光を照射させたり、当該光源の光量を調整させたりすることができる。更に、例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮像モジュール接続部130の駆動を制御することにより、撮像モジュール120の動作を機械的、電氣的に制御し、収納状態と撮影状態との間を移行させることができる。また、撮像モジュール駆動制御部440は、CP角度調整量算出部430によって算出されるCP角度の調整量に基づいて、撮像モジュール120のCP角度を変更させることができる。

【0040】

ここで、上述したように、内視鏡10は、撮影機能以外にも、患部に対して各種の処置を行うための処置具や、撮像モジュール120等を洗浄するための洗浄ノズル等の機構を有してもよい。従って、内視鏡装置1は、内視鏡10におけるこれらの機構を駆動する内視鏡駆動部や、これらの機構の駆動を統括的に制御する内視鏡駆動制御部を更に有してもよい。つまり、内視鏡10は、例えば各種の処置具や洗浄ノズル等の機構を含む、一般的に内視鏡が有する各種の公知な機構を駆動する内視鏡駆動部を更に有してもよく、また、制御部400は、当該内視鏡駆動部による内視鏡の駆動を制御するための内視鏡駆動制御部を更に有してもよい。

【0041】

また、本実施形態においては、撮像モジュール駆動制御部440及び内視鏡駆動制御部による内視鏡10の駆動の制御は、予め内視鏡装置1に入力されたプログラム等に基づいて自動的に行われてもよいし、入力部200を介してユーザによって撮像モジュール駆動制御部440及び内視鏡駆動制御部に制御内容がインプットされることにより任意のタイミングで行われてもよい。例えば、撮像モジュール120の収納状態と撮影状態との間の移行は、プログラムにより、内視鏡10の先端部が患者の体腔内を移動している間は収納状態であり、患者の体腔内の撮影対象領域に内視鏡10の先端部が到達したときに自動的に撮影状態に遷移するように、撮像モジュール駆動制御部440によって撮像モジュール120の駆動が制御されてもよい。また、例えば、ユーザによる入力部200を介した操作により、任意のタイミングで撮像モジュール120の収納状態と撮影状態とが切り替えられるように、撮像モジュール駆動制御部440によって撮像モジュール120の駆動が制御されてもよい。このように、撮像モジュール駆動制御部440及び内視鏡駆動制御部に対する内視鏡10の駆動制御の指示は、内視鏡10が所定のタイミングで所定の駆動をするようにプログラム等によって自動的に与えられてもよく、内視鏡10が任意のタイミングで任意の駆動をするようにユーザによって外部から与えられてもよい。従って、本実施形態においては、内視鏡10の駆動制御に関する命令を撮像モジュール駆動制御部440及び内視鏡駆動制御部に与える方法は特に限定されず、ユーザの利便性や施術時における安全性等を考慮して、適宜選択されてよい。

【0042】

表示制御部450は、表示部300の表示画面に各種のデータを表示する制御を行う。例えば、表示制御部450は、表示部300の表示画面に撮像モジュール120によって撮影された各種の画像を、3D画像の形式で、リアルタイムに動画として表示させる。また、表示制御部450は、施術に際して必要となる被測定者に関する各種の情報（例えば、身長、体重等の身体データや、過去の施術歴（既往歴）等の患者のパーソナルデータ等）を表示部300の表示画面に表示させてもよい。なお、表示制御部450が表示部300の表示画面に表示させる画像は、3D画像に限定されず、2次元の画像（2D画像）であってもよく、また、静止画であってもよい。また、表示制御部450は、必要に応じて、表示部300の表示画面に表示させている画像の一部領域を拡大（ズーム）して表示させる等の制御を行ってもよい。

【0043】

ここで、図1には明示しないが、内視鏡装置1は、以下の各構成部材を更に備えてもよ

10

20

30

40

50

い。

【 0 0 4 4 】

例えば、内視鏡装置 1 は、内視鏡装置 1 において処理される各種のデータや、処理された結果等を記憶する記憶部を更に備えてもよい。当該記憶部は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス又は光磁気記憶デバイス等により構成されてよく、その種類は限定されない。当該記憶部は、制御部 400 が実行するプログラムや各種データ及び外部から取得した各種のデータ等を格納することができる。例えば、当該記憶部は、撮像モジュール 120 によって撮影された被測定者の体腔内の画像を履歴として記憶してもよい。また、当該記憶部は、10 施術に応じて必要とされる被測定者に関する各種の情報 (例えば、患者のパーソナルデータ) を記憶してもよい。更に、当該記憶部は、内視鏡装置 1 を用いて被測定者に対して行われた各種の処置に関するログを記憶してもよい。また、このように当該記憶部に記憶された各種の情報は、必要に応じて表示制御部 450 によって表示部 300 の表示画面に表示されてもよい。

【 0 0 4 5 】

また、例えば、内視鏡装置 1 は、内視鏡装置 1 と他の外部装置とを互いに通信可能に接続する通信部を更に備えてもよい。当該通信部の通信形式には、有線又は無線を問わずあらゆる公知の通信方式が用いられてよい。また、当該通信部は各種の通信網 (ネットワーク) を介して任意の外部装置に接続されてもよいし、直接任意の外部装置に接続されてもよい。内視鏡装置 1 は、当該通信部を介して、上記記憶部に記憶されている各種の情報を 20 当該外部装置に送信することができる。例えば、被測定者に関する各種の情報が、病院内のデータサーバ等の記憶装置に一括管理されている場合には、内視鏡装置 1 は、当該通信部を介して、被測定者に対する患部の観察結果や処置結果等の施術結果に関する情報を当該データサーバに送信してもよいし、施術前に当該データサーバから被測定者に関する各種の情報を受信してもよい。

【 0 0 4 6 】

また、例えば、内視鏡装置 1 は、ランプ等の表示装置や、スピーカ等の音声出力装置を更に備えてもよい。例えば、内視鏡装置 1 の動作に問題が生じた場合に、当該ランプを点灯させたり、スピーカからブザーやアラーム等の警告音を発したりして、その旨をユーザに通知してもよい。 30

【 0 0 4 7 】

以上、図 1 を参照して、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の機能の一例、特に制御部 400 の機能の一例について詳細に示した。なお、内視鏡装置 1 の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、制御部 400 については、各構成要素の機能を、CPU (Central Processing Unit) 等が全て行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

【 0 0 4 8 】

また、上述のような本実施形態に係る内視鏡装置 1 及び/又は制御部 400 の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等を実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。 40

【 0 0 4 9 】

[1 - 2 . 撮像モジュールの構成]

次に、図 2 A - 図 2 D を参照して、図 1 に示した撮像モジュール 120 の構成について詳細に説明する。図 2 A は、第 1 の実施形態に係る撮像モジュール 120 の概略構成を示す上面図である。図 2 B - 図 2 D は、異なるクロスポイント (CP) 角度を有する第 1 の 50

実施形態に係る撮像モジュール120の概略構成を示す側面図である。

【0050】

まず、図2Aを参照すると、撮像モジュール120は、第1撮像部120aと第2撮像部120bとが、結合部125によって結合されて構成される。第1撮像部120aは、第1の基板121a、第1の撮像素子122a、第1の光源123a及び第1のケーブルコネクタ部124aを有する。また、第2撮像部120bは、第2の基板121b、第2の撮像素子122b、第2の光源123b及び第2のケーブルコネクタ部124bを有する。そして、撮像モジュール120においては、第1撮像部120aと第2撮像部120bとが、結合部125を挟んで対称となるように結合される。このように、撮像モジュール120においては、1対の撮像部(第1撮像部120a及び第2撮像部120b)が対

10

称的に配設されることにより、それぞれの撮像部によって取得された、いわゆる右目用及び左目用の画像信号を利用して、3D画像が生成され得る。

【0051】

第1撮像部120aにおいては、第1の基板121aは、略長方形の形状を有し、その一方の面上に、第1の撮像素子122a、第1の光源123a及び第1のケーブルコネクタ部124aが、第1の基板121aの長辺に沿った方向に1列に並ぶように配設される。そして、第1の基板121aの短辺の一方であり、第1の撮像素子122aにより近い短辺が、結合部125を介して、第2の基板121bの短辺の一方に接続される。そして、第2撮像部120bにおいても、第2の基板121b上の、第1の基板121aと同じ側の面に、第2の撮像素子122b、第2の光源123b及び第2のケーブルコネクタ部124bが、結合部125を挟んで第1撮像部120aの各素子と対称的な配置となるように、配設される。なお、以下の説明では、第1の基板121a及び第2の基板121bにおいて、各素子が配列される側を、撮像モジュール120の上側又は表側とも呼称する。また、当該表側の逆側を撮像モジュール120の裏側と呼称する。また、このように、撮像モジュール120においては、第1撮像部120a及び第2撮像部120bは対称的な構成を有するため、以下の説明では、第1撮像部120aの各構成部材について主に説明することとし、第2撮像部120bについての詳細な説明は省略する。

20

【0052】

第1の撮像素子122aは、受光素子が2次元状に配列された撮像面を有し、当該撮像面に入射した光を、その光量に応じた電気信号に変換する。当該電気信号を1つ又は複数の受光素子によって構成される画素ごとに順次読み出すことにより、入射した光に応じた画像信号が取得される。なお、第1の撮像素子122aにおいて各受光素子がリセットされる(受光素子内に蓄えられたキャリアが空にされる)タイミングや画素ごとに画像信号が読み出されるタイミング、すなわち電子シャッタの開閉のタイミング(撮影タイミング)は、撮影条件に応じて、撮像モジュール駆動制御部440によって適宜制御されてよい。例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、第1の光源123aの駆動条件に応じて変化する、撮像モジュール120の周囲の明るさ等に応じて、撮影タイミングや露出等を制御してもよい。また、例えば、動画やスルー画を撮影する場合であれば、撮像モジュール駆動制御部440は、所定の撮影タイミングで連続的に第1の撮像素子122aから画像信号を読み出してもよい。

30

40

【0053】

なお、本実施形態においては、第1の撮像素子122aの種類は特に限定されず、あらゆる公知の撮像素子が用いられてよい。例えば、第1の撮像素子122aは、CMOSセンサであってもよく、CCDセンサであってもよい。ただし、本実施形態においては、第1の撮像素子122aは、例えば裏面照射型センサに代表される、より高感度な撮像素子が用いられることが好ましい。これは、一般的にヒトの体腔内は暗いため、より鮮明な画像を撮影するためには、より高感度を有する撮像素子が用いられることが好ましいからである。

【0054】

第1の光源123aは、撮像モジュール120における撮影時に、撮影対象領域に対し

50

て光を照射する。第1の光源123aは、撮像モジュール駆動制御部440によってその駆動が制御され、光を照射するタイミングや、その光量等が制御される。例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮影する部位に応じて、第1の撮像素子122aによって撮影される画像の明るさ等を考慮して、第1の光源123aの光量を適宜調整してもよい。また、例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、第1の撮像素子122aの撮影タイミングに合わせて、第1の光源123aを発光させるタイミングを制御してもよい。

【0055】

具体的には、第1の光源123aはLEDであってよい。第1の光源123aがLEDである場合、撮像モジュール駆動制御部440は、当該LEDに印加する電流量を調整することによって、その光量や発光させるタイミング等を制御することができる。また、当該LEDは、例えば、白色LEDであってよい。ただし、第1の光源123aが照射する光は白色に限定されず、その撮影用途に応じて、特定の波長帯域の光が用いられてもよい。例えば、第1の光源123aが照射する光は、波長が約700nm - 900nmの近赤外光であってよい。第1の光源123aが近赤外光を照射する場合、例えば、ICG (Indocyanine Green) 溶液等の蛍光標識マーカーを用いた患部の観察が行われてもよい。なお、第1の撮像素子122aが近赤外光を照射する場合には、第1の撮像素子122aとして、例えば、近赤外光に対応する波長に対する分光感度が高い撮像特性を有する撮像素子が用いられる。また、撮像モジュール120が有する第1の光源123a及び第2の光源123bは、各々が互いに異なる波長帯域の光を照射するように構成されてもよく、例えば、一方が白色光を照射し、他方が近赤外光を照射するように構成されてもよい。第1の光源123a及び第2の光源123bが互いに異なる波長帯域の光を照射する場合、撮像モジュール駆動制御部440の制御によって、撮影用途に応じて撮影対象領域に対して照射される光の波長が切り換えられてもよい。

【0056】

第1のケーブルコネクタ部124aは、撮像モジュール120を撮像モジュール駆動部140又は装置本体部20と電気的に接続するためのインターフェースである。第1の撮像素子122a及び第1の光源123aは、ケーブル(図示せず。)等によって第1のケーブルコネクタ部124aと電気的に接続されており、また、第1のケーブルコネクタ部124aは、鏡筒110内部に延設される更に他のケーブル(図示せず。)等によって、撮像モジュール駆動部140又は装置本体部20と接続されている。つまり、第1の撮像素子122a及び第1の光源123aは、第1のケーブルコネクタ部124aを介して、撮像モジュール駆動部140又は装置本体部20と電気的に接続されており、各種の情報を互いにやり取りすることができる。例えば、第1の撮像素子122a及び第1の光源123aは、第1のケーブルコネクタ部124aを介して撮像モジュール駆動部140と接続されることにより、その駆動が行われる。また、例えば、第1の撮像素子122aは、第1のケーブルコネクタ部124aを介して、装置本体部20の画像信号処理部410と接続されており、取得した画像信号を画像信号処理部410に送信することができる。なお、第1のケーブルコネクタ部124aと各種ケーブルとの接続方法には、例えば圧接等のケーブルを直付けする方法が用いられる。第1のケーブルコネクタ部124aにケーブルが直付けされることにより、ケーブルを接続するための他の構成が不要となるため、第1のケーブルコネクタ部124aが占める体積をより小さくすることができ、撮像モジュール120をより小型化することが可能となる。

【0057】

以上、図2Aを参照して、第1撮像部120aの構成について説明した。上述したように、撮像モジュール120においては、第1撮像部120aと、第1撮像部120aと同様の構成を有する第2撮像部120bとが、結合部125を挟んで対称的に配設される。従って、図2Aに示すように、本実施形態においては、第1の基板121a及び第2の基板121b上に、第1のケーブルコネクタ部124a、第1の光源123a、第1の撮像素子122a、第2の撮像素子122b、第2の光源123b及び第2のケーブルコネクタ部124bが、この順に1列に配設される。ここで、以下の説明においては、第1の撮

10

20

30

40

50

像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面の中心を結ぶ直線の方法を x 軸と定義する。すなわち、図 2 A においては、x 軸は、第 1 の基板 1 2 1 a 及び第 2 の基板 1 2 1 b の長辺方向である。また、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面と水平な方向で、x 軸と互いに垂直な方向を y 軸と定義する。すなわち、図 2 A においては、y 軸は、第 1 の基板 1 2 1 a 及び第 2 の基板 1 2 1 b の短辺方向（紙面における奥行き方向）である。更に、x 軸及び y 軸と互いに垂直な方向を z 軸と定義する。すなわち、図 2 A においては、z 軸は、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面と垂直な方向（第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の視野方向、光軸方向）である。また、図 2 A においては、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面が向いている方向を z 軸の正方向と定義する。z 軸の正方向は、撮像モジュール 1 2 0 における撮影方向に相当する。

10

【 0 0 5 8 】

ここで、図 2 A に示す例では、撮像モジュール 1 2 0 において、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b が、第 1 の撮像素子 1 2 2 a の撮像面と第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面とがなす角の角度（すなわち C P 角度）が略 1 8 0 度になるように配設されている場合について説明したが、本実施形態においては、1 8 0 度よりも小さい所定の C P 角度を有するように、第 1 の撮像素子 1 2 2 a の撮像面及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b が配設されてもよい。C P 角度が 1 8 0 度である場合には、第 1 撮像部 1 2 0 a 及び第 2 撮像部 1 2 0 b によって取得された画像信号に基づいて、いわゆる平行法を利用した 3 D 画像の表示がなされる。一方、C P 角度が 1 8 0 度よりも小さい場合には、第 1 撮像部 1 2 0 a 及び第 2 撮像部 1 2 0 b によって取得された画像信号に基づいて、いわゆる交差法を利用した 3 D 画像の表示がなされる。本実施形態においては、いずれの方法による 3 D 画像表示処理が行われてもよいが、一般的に 3 D 画像用信号の生成処理に伴う画像信号の処理量が比較的少なく済む、交差法が用いられることが好ましい。3 D 画像用信号の生成処理に伴う信号処理量が少なければ、撮像モジュール 1 2 0 によって取得された画像信号が表示部 3 0 0 に表示されるまでのレスポンスを速くすることができるからである。撮像モジュール 1 2 0 が撮影対象領域を撮影してから、その画像が表示部 3 0 0 に表示されるまでのレイテンシが大きいと、表示部 3 0 0 に表示される画像を参照しながら内視鏡 1 0 の操作を行っているユーザにとって、直感的な操作が難しくなる。従って、本実施形態においては、このレイテンシを可能な限り小さくする観点から交差法が用いられることが好ましい。以下では、図 2 B - 図 2 D を参照して、1 8 0 度よりも小さい C P 角度を有する撮像モジュール 1 2 0 の構成について説明する。

20

30

【 0 0 5 9 】

図 2 B は、1 8 0 度よりも小さい C P 角度を有する撮像モジュール 1 2 0 の一例を示しており、その C P 角度は 1 7 7 度である。すなわち、第 1 の基板 1 2 1 a 及び第 2 の基板 1 2 1 b と x 軸とのなす角 θ_1 の角度が 1 . 5 度になるように、第 1 撮像部 1 2 0 a と第 2 撮像部 1 2 0 b とが結合部 1 2 5 によって接続されている。

【 0 0 6 0 】

ここで、図 2 B に示すように、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の光軸方向に延伸させた直線が互いに交わる点が C P である。また、C P における、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の光軸方向に延伸させた直線がなす角 θ_1 が輻湊角である。また、以下の説明では、撮像モジュール 1 2 0 の中心部、例えば結合部 1 2 5 から C P までの距離を、C P 距離と呼称する。なお、図 2 B - 図 2 D においては、z 軸方向は、当該 C P 距離の方向である。

40

【 0 0 6 1 】

ここで、C P 距離を調整することにより、撮像モジュール 1 2 0 によって撮影される 3 D 画像における飛び出し量又は奥行き量のゼロ点を調整することができる。例えば、撮影対象領域に C P が位置するような、すなわち、撮像モジュール 1 2 0 から撮影対象領域までの距離が C P 距離になるような撮影条件で撮影を行うことにより、当該 C P が位置している場所をゼロ点とした 3 D 画像を得ることができる。C P 距離は、幾何学的には、C P

50

角度（すなわち、第1の撮像素子122aの撮像面と第2の撮像素子122bの撮像面とがなす角の角度）及び第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの配置間隔によって決定される。つまり、所望のCP距離を有するように、撮像モジュール120における第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配設位置は決定されてよい。図2Bに示す例では、CP距離h1が約152mmとなるように、撮像モジュール120における第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配設位置が調整されている。

【0062】

図2Cは、180度よりも小さいCP角度を有する撮像モジュール120の一例を示しており、そのCP角度は174度、輻湊角は2である。すなわち、第1の基板121a及び第2の基板121bとx軸とのなす角2の角度が3.0度になるように、第1撮像部120aと第2撮像部120bとが結合部125によって接続されている。図2Cに示す例では、CP距離h2が約76.3mmとなるように、撮像モジュール120における第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配設位置が調整されている。

10

【0063】

図2Dは、180度よりも小さいCP角度を有する撮像モジュール120の一例を示しており、そのCP角度は171度、輻湊角は3である。すなわち、第1の基板121a及び第2の基板121bとx軸とのなす角3の角度が4.5度になるように、第1撮像部120aと第2撮像部120bとが結合部125によって接続されている。図2Dに示す例では、CP距離h3が約50.8mmとなるように、撮像モジュール120における第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配設位置が調整されている。

20

【0064】

以上、図2A - 図2Dを参照して、第1の実施形態に係る撮像モジュール120の構成について詳細に説明した。なお、ここでは、第1の実施形態に係る撮像モジュール120の構成の一例として、図2A - 図2Dに示す4種類のCP角度を有する撮像モジュール120の構成について説明したが、本実施形態に係る撮像モジュール120は、かかる例に限定されず、他のCP角度を有する構成を有してもよい。また、撮像モジュール120のCP角度は所定の値に固定されていてもよいし、あるいは、撮像モジュール120にCP角度を変更する機能が設けられており、CP角度が可変であってもよい。

【0065】

CP角度が所定の値に固定されている場合には、例えば、図2B - 図2Dに示したように、撮像モジュール120として、互いに異なるCP角度を有する複数の撮像モジュール120が予め用意されており、内視鏡10の先端部においてそれら複数の撮像モジュール120が取り換え可能であってよい。そして、撮像モジュール120におけるCPを撮影対象領域近傍に位置させる観点から、患部が存在する部位に応じてこれら複数の撮像モジュール120が使い分けられてよい。例えば、患部が体腔内の比較的狭い部位に存在する場合には、撮像モジュール120と撮影対象領域との距離が比較的短い状況で撮影が行われることが想定されるため、CP角度がより小さく、CP距離がより短い撮像モジュール120が用いられてよい。また、例えば、患部が体腔内の比較的広い部位に存在する場合には、撮像モジュール120と撮影対象領域との距離が比較的長い状況で撮影が行われることが想定されるため、CP角度がより大きく、CP距離がより長い撮像モジュール120が用いられてよい。

30

40

【0066】

一方、CP角度が可変である場合には、例えば結合部125にモータやアクチュエータ等の駆動機構が設けられ、当該駆動機構により、第1の基板121aと第2の基板121bとが、結合部125を中心に、y軸方向を回転軸方向として互いに回動可能であってよい。つまり、撮像モジュール120は、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間に、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配列方向と垂直な方向であり、かつ、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの撮像面と平行な方向を回転軸方向とする回転機構を有し、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子12

50

2 bとは、当該回転機構により互いに回動可能であり、当該回転機構によりC P角度が調整されてよい。

【0067】

また、C P角度が可変である場合には、このようなC P角度を調整するための結合部125における回転機構の駆動は、装置本体部20の撮像モジュール駆動制御部440によって制御されてよい。つまり、撮像モジュール駆動制御部440は、結合部125における回転機構を駆動させることにより、撮像モジュール120のC P角度を調整してもよい。

【0068】

具体的には、上記[1-1.内視鏡装置の構成]で説明したように、まず、撮像モジュール120の第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bによって画像信号が取得されると、画像信号処理部410が、当該画像信号に対して各種の信号処理を施す。また、3D画像用信号生成部420によって、当該画像信号から3D画像用の信号が生成され、表示制御部450によって撮影された患部の3D画像が表示部300に表示される。ここで、表示部300に表示された3D画像は、その飛び出し量又は奥行き量が適切ではない可能性がある。そこで、生成された3D画像用の信号に基づいて、C P角度調整量算出部430によって、撮像モジュール120におけるC P距離を調整するための、撮像モジュール120のC P角度の調整量が算出される。具体的には、C P角度調整量算出部430によって、C Pが患部(撮影対象領域)に位置するためのC P角度の調整量が算出される。算出された当該調整量に関する情報は、撮像モジュール駆動制御部440に送信され、撮像モジュール駆動制御部440は、当該調整量に基づいて、撮像モジュール120の結合部125における回転機構を駆動させることにより、撮像モジュール120のC P角度を調整する。このようにして、C Pが患部(撮影対象領域)に位置するように撮像モジュール120のC P角度が調整されることにより、3D画像における飛び出し量又は奥行き量のゼロ点が患部近傍に調整され、よりヒトの目で見た様子に近い3D画像が表示部300に表示される。

【0069】

[1-3.内視鏡の構成(収納状態及び撮影状態)]

次に、図3A及び図3Bを参照して、収納状態及び撮影状態における、第1の実施形態に係る内視鏡10の構成について詳細に説明する。上記[1-1.内視鏡装置の構成]で説明したように、第1の実施形態においては、内視鏡10は、撮像モジュール120が鏡筒110内に収納される収納状態と、撮像モジュール120が鏡筒110から突出される撮影状態とに切り換えられる。具体的には、例えば、被測定者の体腔内で鏡筒110の先端部が患部まで移動している間は収納状態であり、鏡筒110の先端部が患部に到達したときに撮影状態に移行し、患部の撮影が行われる。以下では、図3A及び図3Bを参照して、このような収納状態及び撮影状態における、第1の実施形態に係る内視鏡10の構成について説明する。なお、図3A及び図3Bにおいては、簡単のため、図1に示す内視鏡装置1のうち、内視鏡10、すなわち、鏡筒110、撮像モジュール120、撮像モジュール接続部130及び撮像モジュール駆動部140のみを図示し、その他の構成部材については図示を省略している。また、図3A及び図3Bでは、鏡筒110及び撮像モジュール接続部130については、簡単のため、その先端部近傍の構成のみを図示している。更に、鏡筒110については、その内部における撮像モジュール120及び撮像モジュール接続部130の構成について説明するために、その外郭のみを破線で図示している。ここで、図3A及び図3Bは、収納状態及び撮影状態における内視鏡10の構成を概略的に示すものであり、各構成部材の寸法等が図3A及び図3Bに示す例に限定されるものではない。また、図3A及び図3Bにおいて、鏡筒110の延伸方向をX軸と定義し、更に、鏡筒110の先端方向をX軸の正方向と定義する。

【0070】

まず、図3Aを参照して、収納状態における第1の実施形態に係る内視鏡10について説明する。図3Aは、収納状態における第1の実施形態に係る内視鏡10の概略構成につ

10

20

30

40

50

いて説明するための説明図である。

【0071】

図3Aを参照すると、第1の実施形態においては、収納状態では、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの撮像面の延伸方向が鏡筒110の延伸方向になるように、鏡筒110内に撮像モジュール120が収納される。具体的には、図3Aに示すように、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配列方向が鏡筒110の延伸方向に沿った方向となるように、鏡筒110内に撮像モジュール120が収納されてよい。

【0072】

また、撮像モジュール120は、鏡筒110内に鏡筒110の延伸方向に沿って延設された撮像モジュール接続部130を介して、撮像モジュール駆動部140と接続される。ここで、撮像モジュール接続部130は、第1シャフト131、関節部132、第2シャフト133及び弾性部材134を有する。

10

【0073】

第1シャフト131の一端は撮像モジュール駆動部140に接続されており、撮像モジュール駆動部140によってその駆動が制御される。具体的には、例えば、撮像モジュール駆動部140は、第1シャフト131に対してX軸の正方向又は負方向に力を負荷することにより、第1シャフト131をX軸方向に移動させることができる。また、第1シャフト131の他端は、関節部132を介して第2シャフト133の一端と接続される。

【0074】

関節部132は、回転軸を有するジョイント機構であり、第1シャフト131と第2シャフト133とを、互いに回転可能に接続する。また、第2シャフト133の、関節部132と接続される側とは逆側の端は、撮像モジュール120に接続される。例えば、第2シャフト133の一端は、図3Aに示すように、撮像モジュール120の裏側における結合部125近傍に接続される。ただし、第2シャフト133が撮像モジュール120に接続される部位はかかる例に限定されず、収納状態と撮影状態との間の移行がスムーズに行われる位置であれば、その接続位置は限定されない。

20

【0075】

また、弾性部材134が、第1シャフト131及び第2シャフト133に沿うように、撮像モジュール駆動部140と第2シャフト133との間に延設される。なお、弾性部材134の種類は特に限定されず、あらゆる種類の弾性体が用いられてよい。本実施形態では、弾性部材134は例えば引っ張りバネである。ここで、弾性部材134には、関節部132を回転軸として、第2シャフト133を第1シャフト131に対して略90度に曲げる方向にテンションが掛けられている。すなわち、弾性部材134は、第2シャフト133を鏡筒110の延伸方向と略直交する方向に延伸させるように、第2シャフト133にテンションを負荷している。例えば、図3Aに示す例では、撮像モジュール120の撮影方向がX軸方向に向くように第2シャフト133を第1シャフト131に対して曲げる方向、すなわち、図中の上方向に、弾性部材134による引っ張り力が第2シャフト133に負荷されている。ただし、図3Aに示すように、収納状態においては、撮像モジュール120が鏡筒110の内壁に引っ掛かることにより、弾性部材134によって第2シャフト133が第1シャフト131に対して回転させられようとする動きが抑えられている。ここで、以下の説明では、図3A及び図3Bにおいて、弾性部材134が第2シャフト133を延伸させようとしている方向(図中における上下方向)をY軸方向と定義する。

30

40

【0076】

次に、図3Bを参照して、撮影状態における第1の実施形態に係る内視鏡10について説明する。図3Bは、撮影状態における第1の実施形態に係る内視鏡10の概略構成について説明するための説明図である。ただし、図3Bは、内視鏡10の構成を概略的に示すものであり、各構成部材の寸法等が図3Bに示す例に限定されることを意味するものではない。

【0077】

50

図3Bを参照すると、第1の実施形態においては、撮影状態では、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの撮像面の延伸方向が鏡筒110の延伸方向とは異なる方向に沿った方向になるように、鏡筒110の外部に撮像モジュール120が突出される。具体的には、図3Bに示すように、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配列方向が、鏡筒110の延伸方向と略直交する方向(Y軸方向)に沿った方向になるように、撮像モジュール120が鏡筒110から突出されてもよい。

【0078】

収納状態から撮影状態に移行させる場合には、図3Aに示す収納状態において、撮像モジュール駆動部140によって、撮像モジュール接続部130及び撮像モジュール120が、X軸の正方向に鏡筒110から押し出される。撮像モジュール120が鏡筒110から完全に外部に突出されると、弾性部材134による第2シャフト133を回転させる力を抑えるものがなくなるため、第2シャフト133が関節部132を中心として第1シャフト131に対して略90度の方向(Y軸方向)に曲げられ、撮影状態に移行する。

10

【0079】

ここで、本実施形態においては、弾性部材134が第2シャフト133を回転させようとしている方向は、鏡筒110の延伸方向と異なる方向であればどの方向であってもよく、図3Bに示す例に限定されない。ただし、本実施形態においては、撮影状態における、第2シャフト133の延伸方向と撮像モジュール120の撮影方向とが関連しており、具体的には、図3Bに示すように、撮像モジュール120の第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配列方向が、第2シャフト133の延伸方向に沿った方向になる。また、撮像モジュール120においては、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの光軸方向、すなわち、CPが存在する方向が撮影方向となる。従って、第2シャフト133の延伸方向は、患部の形状や部位に応じて、撮像モジュール120の撮影方向が所望の方向になるように、適宜決定されてよい。

20

【0080】

また、第1の実施形態においては、撮像モジュール120の結合部125に、例えばモータやアクチュエータ等の回転駆動機構が設けられることにより、撮像モジュール120におけるCP角度が制御されてもよい。結合部125に回転駆動機構が設けられる場合、その回転駆動は、例えば撮像モジュール駆動制御部440によって制御されてよい。例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮像モジュール120が所望のCP角度を有するように結合部125の回転駆動を制御することができる。

30

【0081】

一方、撮影状態から収納状態に移行させる場合には、図3Bに示す撮影状態において、撮像モジュール駆動部140によって、撮像モジュール接続部130及び撮像モジュール120がX軸の負方向に、鏡筒110内に向かって引っ張られる。なお、撮像モジュール駆動部140は、弾性部材134におけるテンションの大きさを調整する機構を有してもよく、撮影状態から収納状態に移行させる際に、弾性部材134におけるテンションの大きさを低下させてもよい。弾性部材134におけるテンションの大きさを低下させることにより、弾性部材134による第2シャフト133を回転させる力を弱めることができるため、撮像モジュール120をよりスムーズに鏡筒110内に収納することが可能となる。

40

【0082】

以上、図3A及び図3Bを参照して、第1の実施形態に係る内視鏡10における、収納状態と撮影状態について説明した。ここで、図3A及び図3Bにおいては、弾性部材134を用いることにより収納状態と撮影状態との間の移行が実現される場合について説明した。ただし、第1の実施形態においては、収納状態から撮影状態との間の移行の方法はかかる例に限定されない。第1の実施形態の一変形例として、例えば、関節部132に回転駆動機構が設けられることにより、収納状態から撮影状態との間の移行が実現されてもよい。このような第1の実施形態の変形例について、図4を参照して説明する。図4は、第1の実施形態の一変形例に係る、撮影状態における内視鏡10の概略構成について説明す

50

るための説明図である。なお、図4においては、図3A及び図3Bと同様、簡単のため、図1に示す内視鏡装置1のうち、内視鏡10、すなわち、鏡筒110、撮像モジュール120、撮像モジュール接続部130及び撮像モジュール駆動部140のみを図示し、その他の構成部材については図示を省略している。また、図4では、鏡筒110及び撮像モジュール接続部130については、簡単のため、その先端部近傍の構成のみを図示している。更に、鏡筒110については、その内部における撮像モジュール120及び撮像モジュール接続部130の構成について説明するために、その外郭のみを破線で図示している。ここで、図4は、撮影状態における内視鏡10の構成を概略的に示すものであり、各構成部材の寸法等が図4に示す例に限定されるものではない。また、図4におけるX軸及びY軸は、図3A及び図3Bと同様に定義される。

10

【0083】

図4を参照すると、撮影状態における本変形例に係る内視鏡10では、関節部132は、例えばモータやアクチュエータ等の駆動機構を有し、当該駆動機構により、第2シャフト133を第1シャフト131に対して回転させることができる。また、関節部132における回転駆動は、撮像モジュール駆動制御部440によって制御されてよい。

【0084】

図3Bに示す例においては、弾性部材134のテンションによって第2シャフト133を第1シャフト131に対して回転させていたため、予め決められていた一方向への回転しか行えなかった。一方、図4に示す変形例においては、関節部132の回転駆動機構によって第2シャフト133を第1シャフト131に対して回転させるため、関節部132の回転可動域の範囲で、任意の方向に撮像モジュール120を突出させることができる。例えば、関節部132の回転駆動機構が、図4に示すX-Y平面(X軸とY軸とで規定される平面)内で、第2シャフト133を自由に回転可能であるとすると、図4に示すように、X軸の負方向を撮影方向とすることも可能となる。従って、本変形例によれば、鏡筒110の位置自体は固定したまま撮像モジュール120の向きを変えることが可能となり、例えば臓器の裏側の様子を撮影する等、より自由度の高い撮影が可能となる。

20

【0085】

以上、図2A-図2D、図3A、図3B及び図4を参照して、第1の実施形態に係る撮像モジュール120及び内視鏡10の構成について説明した。ここで、撮像モジュール120及び内視鏡10の構成については、以下の点に考慮して設計されることが好ましい。

30

【0086】

第1に、撮像モジュール120は、収納状態においては鏡筒110内に収納される必要があるため、撮像モジュール120の大きさは、鏡筒110に収納可能なサイズであることが求められる。ここで、一般的な2D画像を撮影する内視鏡においては、その鏡筒の直径は、例えば数mm程度である。被測定者への身体的な負担を考慮すると、被測定者への身体的な負担を考慮すると、鏡筒の直径をこのサイズよりも大きくすることは好ましくない。

【0087】

第2に、撮像モジュール120によって3D画像を撮影しようとする場合には、上述したように、第1撮像部120a及び第2撮像部120bが、それぞれ、いわゆる右目用及び左目用の画像を取得することとなる。従って、撮像モジュール120においては、第1撮像部120a及び第2撮像部120b、ひいては第1撮像部120a及び第2撮像部120bに搭載される各素子は、対称的に配設されることが好ましい。

40

【0088】

第3に、撮像モジュール120によって3D画像を撮影しようとする場合には、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間隔が、その撮影範囲を決定するための重要な因子となる。また、上述したように、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間隔はCP距離に影響を及ぼすため、3D画像のゼロ点を決定するための因子でもある。従って、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間隔については、内視鏡10の用途等に応じて、最適な設計がされることが好ましい。

50

【 0 0 8 9 】

第4に、ヒトの体腔内が暗いことを考慮し、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bにムラなく光が入射するように、第1の光源123a及び第2の光源123bが配設されることが好ましい。

【 0 0 9 0 】

本実施形態においては、以上の4つの点を考慮した上で、図2A - 図2D、図3A、図3B及び図4に示すように、撮像モジュール120及び内視鏡10の構成を決定した。すなわち、第1の点については、撮像モジュール120において、第1の基板121a及び第2の基板121b上に各素子が1列に並べられる。また、これら各素子の配列方向が鏡筒110の延伸方向に沿った方向になるように、撮像モジュール120が鏡筒110内に収納される。従って、鏡筒110の直径を一般的な、例えば2D画像用の内視鏡における鏡筒のサイズから変更する必要がない。

10

【 0 0 9 1 】

また、第2の点については、図2A - 図2Dに示すように、撮像モジュール120において、第1撮像部120aと第2撮像部120bとが、結合部125を挟んで対称となるように配置している。

【 0 0 9 2 】

また、第3の点については、図2A - 図2Dに示すように、撮像モジュール120において、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとが、1つの撮像モジュール120に一体的に組み込まれることによって対応している。上述した特許文献1、2に記載の技術では、3D画像を得るための1対の撮像部が、互いに異なる機構として、鏡筒の互いに異なる部位から突出される。従って、機械的な歪み等によって、1対の撮像部の間の距離や、その撮像素子の撮像面同士がなす角の角度(第1の実施形態及び第2の実施形態におけるCP角度)が設計値からずれてしまう可能性があった。これに対して、本実施形態では、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとが、撮像モジュール120に一体的に組み込まれる。従って、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間の距離やCP角度等がより安定的に所定の値に固定され、3D画像をより安定的に取得することが可能となる。

20

【 0 0 9 3 】

また、第4の点については、図2A - 図2Dに示すように、撮像モジュール120において、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bを挟むように、1対の光源(第1の光源123a及び第2の光源123b)が配置される。ここで、被測定者の体腔内の暗さを考慮すると、一般的に、内視鏡装置における光源としては強度の大きい光を発することが求められていた。そのため、出力光として所望の強度を有するためには大型の光源を用いる必要があり、当該光源からの光を光ファイバ等の導光ユニットによって内視鏡の先端部まで導光する構成が一般的であった。一方、本実施形態においては、上述したように、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bとして、例えば裏面照射型センサのような、より高感度の撮像素子が用いられる。従って、本実施形態においては、光源の出力光にそこまでの強度が要求されず、第1の光源123a及び第2の光源123bとしてLEDのような小型の光源が用いられた場合であっても、鮮明な画像を撮影することが可能である。一般的に、光ファイバ等の導光ユニットを用いた構成は高価であるため、本実施形態のように、LEDのような比較的安価な光源を用いることにより、内視鏡装置1におけるコストを低減することができる。また、撮像モジュール120に搭載される光源の数を必要最低限の数に抑えることにより、撮像モジュール120のサイズをより小さくすることができ、鏡筒110の直径を一般的なサイズから変更する必要がなくなる。なお、上記では、撮像モジュール120が1対の光源(第1の光源123a及び第2の光源123b)を有している場合について説明したが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、撮像モジュール120に設けられる光源は、1つであってもよいし、3つ以上の任意の個数であってもよい。撮像モジュール120に設けられる光源は、撮影対象領域に対して略均一に光が照射されることにより、第1の撮像素子122a及び第2の撮像

30

40

50

素子 1 2 2 b によって撮影対象領域の鮮明な画像が撮影されればよく、その個数や配置位置は適宜設定されてよい。

【 0 0 9 4 】

< 2 . 第 2 の実施形態 >

次に、図 5 A 及び図 5 B を参照して、本開示の第 2 の実施形態について説明する。なお、本開示の第 2 の実施形態においては、第 1 の実施形態に対して内視鏡の構成のみが異なり、その他の構成、すなわち装置本体部 2 0 の構成は第 1 の実施形態と同様である。従って、以下の第 2 の実施形態についての説明では、重複する構成については説明を省略し、第 1 の実施形態との相違点である内視鏡の構成について主に説明を行う。

【 0 0 9 5 】

[2 - 1 . 内視鏡の構成 (収納状態及び撮影状態)]

図 5 A 及び図 5 B を参照して、第 2 の実施形態に係る内視鏡 3 0 の構成について詳細に説明する。図 5 A 及び図 5 B を参照すると、第 2 の実施形態に係る内視鏡 3 0 は、鏡筒 1 1 0、撮像モジュール 1 6 0、撮像モジュール接続部 1 5 0 及び撮像モジュール駆動部 1 4 0 を有する。ここで、内視鏡 3 0 の構成部材のうち、鏡筒 1 1 0 及び撮像モジュール駆動部 1 4 0 の機能及び構成については、第 1 の実施形態に係る内視鏡 1 0 の対応する各構成部材の機能及び構成と同様であるため、詳細な説明は省略する。以下では、図 5 A 及び図 5 B を参照して、第 1 の実施形態との相違点である、撮像モジュール 1 6 0 及び撮像モジュール接続部 1 5 0 の機能及び構成について、第 2 の実施形態における撮像モジュール 1 6 0 の収納状態及び撮影状態とともに、詳しく説明する。ここで、撮像モジュール 1 6 0 及び撮像モジュール接続部 1 5 0 は、第 1 の実施形態における撮像モジュール 1 2 0 及び撮像モジュール接続部 1 3 0 にそれぞれ対応するものである。なお、図 5 A 及び図 5 B に示す内視鏡 3 0 では、鏡筒 1 1 0 及び撮像モジュール接続部 1 5 0 については、簡単のため、その先端部近傍の構成のみを図示している。更に、鏡筒 1 1 0 については、その内部における撮像モジュール 1 6 0 及び撮像モジュール接続部 1 5 0 の構成について説明するために、その外郭のみを破線で図示している。ここで、図 5 A 及び図 5 B は、収納状態及び撮影状態における内視鏡 3 0 の構成を概略的に示すものであり、各構成部材の寸法等が図 5 A 及び図 5 B に示す例に限定されるものではない。また、図 5 A 及び図 5 B において、鏡筒 1 1 0 の延伸方向を X 軸と定義し、更に、鏡筒 1 1 0 の先端方向を X 軸の正方向と定義する。

【 0 0 9 6 】

まず、図 5 A 及び図 5 B を参照して、第 2 の実施形態に係る撮像モジュール 1 6 0 の構成について説明する。撮像モジュール 1 6 0 は、第 1 撮像部 1 6 0 a 及び第 2 撮像部 1 6 0 b を有し、これら第 1 撮像部 1 6 0 a と第 2 撮像部 1 6 0 b とが結合部 1 6 5 を介して結合されて構成される。

【 0 0 9 7 】

ここで、第 1 撮像部 1 6 0 a 及び第 2 撮像部 1 6 0 b の構成は、第 1 の実施形態に係る撮像モジュール 1 2 0 の第 1 撮像部 1 2 0 a 及び第 2 撮像部 1 2 0 b の構成と同様である。すなわち、第 1 撮像部 1 6 0 a は、第 1 の基板 1 2 1 a、第 1 の撮像素子 1 2 2 a、第 1 の光源 1 2 3 a 及び第 1 のケーブルコネクタ部 1 2 4 a を有する。また、第 2 撮像部 1 6 0 b は、第 2 の基板 1 2 1 b、第 2 の撮像素子 1 2 2 b、第 2 の光源 1 2 3 b 及び第 2 のケーブルコネクタ部 1 2 4 b を有する。そして、撮像モジュール 1 6 0 においては、第 1 撮像部 1 6 0 a と第 2 撮像部 1 6 0 b とが、結合部 1 6 5 を挟んで対称となるように結合される。すなわち、撮像モジュール 1 6 0 は、第 1 の実施形態に係る撮像モジュール 1 2 0 に対して、結合部 1 2 5 の代わりに結合部 1 6 5 を有する点で相違し、その他の構成については、撮像モジュール 1 2 0 と同様であってよい。

【 0 0 9 8 】

結合部 1 6 5 は、結合部 1 6 5 を中心にして、第 1 の撮像素子 1 2 2 a の撮像面と第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面とが対向するように、第 1 撮像部 1 6 0 a と第 2 撮像部 1 6 0 b とを互いに回動可能に結合する。結合部 1 6 5 の機能及び構成については、以下の、

10

20

30

40

50

収納状態及び撮影状態における第2の実施形態に係る内視鏡30についての説明で詳しく説明する。

【0099】

図5Aを参照して、収納状態における第2の実施形態に係る内視鏡30について説明する。図5Aは、収納状態における第2の実施形態に係る内視鏡30の概略構成について説明するための説明図である。

【0100】

図5Aを参照すると、第2の実施形態においては、第1の実施形態と同様、収納状態では、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの撮像面の延伸方向が鏡筒110の延伸方向になるように、鏡筒110内に撮像モジュール160が収納される。具体的には、第2の実施形態における収納状態では、撮像モジュール160は、図5Aに示すように、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bが互いに対向するように折り畳まれて鏡筒110内に収納されてよい。より具体的には、第2の実施形態においては、撮像モジュール160は、結合部165を回転中心として、第1撮像部160aと第2撮像部160bとが互いに回動可能であってよく、結合部165を中心にして、第1の撮像素子122aの撮像面と第2の撮像素子122bの撮像面とが対向するように、第1撮像部160aと第2撮像部160bとが折り畳まれて、鏡筒110内に収納されてもよい。つまり、第2の実施形態における収納状態では、撮像モジュール160は、CP角度が略0度になるように結合部165を中心として折り畳まれて、鏡筒110内に収納される。ただし、実際には、撮像モジュール160の第1の基板121a及び第2の基板121bの表側の面上には各種の素子が配設され、CP角度が0度になることは困難であるため、撮像モジュール160は、鏡筒110内に収納され得る範囲でCP角度が小さくなるように折り畳まれた状態で、鏡筒110内に収納されればよい。

【0101】

また、撮像モジュール160は、鏡筒110内に鏡筒110の延伸方向に沿って延設された撮像モジュール接続部150を介して、撮像モジュール駆動部140と接続される。ここで、撮像モジュール接続部150は、シャフト151及び1対の弾性部材152、153を有する。

【0102】

シャフト151の一端は撮像モジュール駆動部140に接続されており、撮像モジュール駆動部140によりその駆動が制御される。具体的には、例えば、撮像モジュール駆動部140は、シャフト151に対してX軸の正方向又は負方向に力を負荷することにより、シャフト151をX軸方向に移動させることができる。また、シャフト151の他端は、撮像モジュール160の一部領域に接続される。例えば、シャフト151の一端は、図5Aに示すように、撮像モジュール120の裏側における結合部165に接続される。ただし、シャフト151が撮像モジュール160に接続される部位はかかる例に限定されず、収納状態と撮影状態との間の移行がスムーズに行われる位置であれば、その接続位置は限定されない。

【0103】

また、1対の弾性部材152、153が、シャフト151に沿うように、撮像モジュール駆動部140と撮像モジュール160との間に延設される。なお、弾性部材152、153の種類は特に限定されず、あらゆる種類の弾性体が用いられてよい。本実施形態では、弾性部材152、153は例えば1対の引っ張りバネである。ここで、1対の弾性部材152、153は、それぞれ、撮像モジュール160の第1撮像部160a及び第2撮像部160bの裏面にその一端が接続されており、撮像モジュール160のCP角度を大きくする方向、すなわち、折り畳まれている撮像モジュール160を開く方向にテンションが掛けられている。ただし、図5Aに示すように、収納状態においては、撮像モジュール160における第1撮像部160a及び第2撮像部160bが鏡筒110の内壁に引っ掛かることにより、弾性部材152、153によって撮像モジュール120が開かれようとする動きは抑えられている。ここで、以下の説明では、図5A及び図5Bにおいて、弾性

10

20

30

40

50

部材 1 5 2、1 5 3 によって撮像モジュール 1 6 0 が開かれた場合の、撮像モジュール 1 6 0 における第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の配列方向と略等しい方向（図中における上下方向）を Y 軸方向と定義する。

【 0 1 0 4 】

次に、図 5 B を参照して、撮影状態における第 2 の実施形態に係る内視鏡 3 0 について説明する。図 5 B は、撮影状態における第 2 の実施形態に係る内視鏡 3 0 の概略構成について説明するための説明図である。

【 0 1 0 5 】

図 5 B を参照すると、第 2 の実施形態においては、撮影状態では、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮像面の延伸方向が鏡筒 1 1 0 の延伸方向とは異なる方向に沿った方向になるように、鏡筒 1 1 0 の外部に撮像モジュール 1 6 0 が突出される。具体的には、図 5 B に示すように、撮像モジュール 1 6 0 の第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の配列方向が、鏡筒 1 1 0 の延伸方向と略直交する方向（Y 軸方向）に沿った方向になるように、鏡筒 1 1 0 から突出されてもよい。

【 0 1 0 6 】

収納状態から撮影状態に移行させる場合には、図 5 A に示す収納状態において、撮像モジュール駆動部 1 4 0 によって、撮像モジュール接続部 1 5 0 及び撮像モジュール 1 6 0 が、X 軸の正方向に、鏡筒 1 1 0 内から押し出される。撮像モジュール 1 6 0 が鏡筒 1 1 0 から完全に外部に突出されると、弾性部材 1 5 2、1 5 3 による撮像モジュール 1 6 0 を開こうとする力を抑えるものなくなるため、撮像モジュール 1 6 0 が結合部 1 6 5 を中心として開かれる、すなわち、第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の撮影方向が X 軸の正方向になるように第 1 撮像部 1 6 0 a と第 2 撮像部 1 6 0 b とが互いに回転され、撮影状態に移行する。ここで、例えば、結合部 1 6 5 には、第 1 撮像部 1 6 0 a 及び第 2 撮像部 1 6 0 b の回転を、所定の角度までに制限するストッパ機構が設けられており、撮影状態において撮像モジュール 1 6 0 が所定の C P 角度を有するように制御されている。また、弾性部材 1 5 2、1 5 3 のテンションが、撮影状態において撮像モジュール 1 6 0 が所定の C P 角度を有するように調整されていてもよい。なお、本実施形態においては、弾性部材 1 5 2、1 5 3 が撮像モジュール 1 6 0 を開く方向、すなわち、撮像モジュール 1 6 0 における第 1 の撮像素子 1 2 2 a 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 b の配列方向は、鏡筒 1 1 0 の延伸方向と異なる方向であればどの方向であってもよく、図 5 B に示す例に限定されない。本実施形態における、弾性部材 1 5 2、1 5 3 が撮像モジュール 1 6 0 を開く方向は、患部の形状や部位に応じて、撮像モジュール 1 6 0 の撮影方向が所望の方向になるように、適宜決定されてよい。

【 0 1 0 7 】

一方、撮影状態から収納状態に移行させる場合には、図 5 B に示す撮影状態において、撮像モジュール駆動部 1 4 0 によって、撮像モジュール接続部 1 5 0 及び撮像モジュール 1 6 0 が X 軸の負方向に、鏡筒 1 1 0 内に向かって引っ張られる。なお、撮像モジュール駆動部 1 4 0 は、弾性部材 1 5 2、1 5 3 におけるテンションの大きさを調整する機構を有してもよく、撮影状態から収納状態に遷移させる際に、弾性部材 1 5 2、1 5 3 におけるテンションの大きさを低下させてもよい。弾性部材 1 5 2、1 5 3 におけるテンションの大きさを低下させることにより、弾性部材 1 5 2、1 5 3 による撮像モジュール 1 6 0 を開こうとする力を弱めることができるため、撮像モジュール 1 6 0 をよりスムーズに鏡筒 1 1 0 内に収納することが可能となる。

【 0 1 0 8 】

以上、図 5 A 及び図 5 B を参照して、第 2 の実施形態に係る内視鏡 3 0 における、収納状態と撮影状態について説明した。ここで、図 5 A 及び図 5 B においては、弾性部材 1 5 2、1 5 3 を用いることにより収納状態と撮影状態との間の移行が実現される場合について説明した。ただし、第 2 の実施形態においては、収納状態と撮影状態との間の移行の方法は、かかる例に限定されない。第 2 の実施形態の一変形例として、例えば、撮像モジュール 1 6 0 の結合部 1 6 5 に、例えばモータやアクチュエータ等の回転駆動機構が設けら

10

20

30

40

50

れることにより、収納状態と撮影状態との間の移行が実現されてもよい。結合部165に回転駆動機構が設けられる場合、その回転駆動は、例えば撮像モジュール駆動制御部440によって制御されてよい。例えば、撮像モジュール駆動制御部440は、撮像モジュール160が所望のCP角度を有するように結合部165の回転駆動を制御することができる。従って、撮像モジュール駆動制御部440は、例えば、収納状態においてはCP角度ができるだけ小さくなるように結合部165における回転駆動を制御し、撮影状態においては、シャフト151をX軸の正方向に押し出す制御を行うとともに、CP角度が、所望のCP距離に対応した角度になるように、結合部165における回転駆動を制御してもよい。

【0109】

<3.まとめ>

以上説明したように、本開示の第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、以下の効果を得られる。

【0110】

まず、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、撮像モジュール120、160において、第1の基板121a及び第2の基板121b上に各素子が1列に並べられる。また、これら各素子の配列方向が鏡筒110の延伸方向に沿った方向になるように、撮像モジュール120、160が鏡筒110内に収納される。従って、鏡筒110の直径を一般的な、例えば2D画像用の内視鏡における鏡筒のサイズ(例えば、直径数mm)から変更する必要がない。

【0111】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、撮像モジュール120、160において、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとが、1つの撮像モジュール120、160に一体的に組み込まれることによって対応している。上述した特許文献1、2に記載の技術では、3D画像を得るための1対の撮像部が、互いに異なる機構として、鏡筒の互いに異なる部位から突出される。従って、機械的な歪み等によって、1対の撮像部間の距離や、その撮像素子の撮像面同士がなす角の角度(第1の実施形態及び第2の実施形態におけるCP角度)が設計値からずれてしまう可能性があった。これに対して、第1の実施形態及び第2の実施形態では、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとが、撮像モジュール120、160に一体的に組み込まれる。従って、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとの間の距離やCP角度等がより安定的に所定の値に固定され、3D画像をより安定的に取得することが可能となる。

【0112】

ここで、例えば、3D画像を得るための1対の撮像部の配置位置が所定の位置からずれた場合であっても、例えば画像信号処理を行う段階で、このずれをソフトウェア的に補正することは可能である。しかし、このようなソフトウェア的な補正を行うと、制御部400によって行われる信号処理量が増加してしまうため、撮像モジュール120、160が撮影対象領域を撮影してから、その画像が表示部300に表示されるまでのレイテンシが大きくなってしまう可能性がある。このようなレイテンシの増加は、表示部300に表示される画像を参照しながら内視鏡10、30の操作を行っているユーザにとって、直感的な操作を行うことの妨げとなる。一方、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、上述したように、第1の撮像素子122aと第2の撮像素子122bとが、撮像モジュール120、160に一体的に組み込まれることにより、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bの配置位置のずれが生じにくい。従って、上記のようなレイテンシの増加を引き起こすことなく、安定的な3D画像が取得される。

【0113】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、撮像モジュール120、160において、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bを挟むように、1対の光源(第1の光源123a及び第2の光源123b)が配置される。更に、第1の撮像素子122a及び第2の撮像素子122bとしては、例えば裏面照射型センサのような、より高

10

20

30

40

50

感度の撮像素子が用いられる。従って、光源の出力光にそこまでの強度が要求されず、第1の光源123a及び第2の光源123bとしてLEDのような小型の光源が用いられた場合であっても、鮮明な画像を撮影することが可能である。一般的に、光ファイバ等の導光ユニットを用いた構成は高価であるため、本実施形態のように、LEDのような比較的安価な光源を用いることにより、内視鏡装置1におけるコストを低減することができる。また、撮像モジュール120、160に搭載される光源の数を必要最低限の数に抑えることにより、撮像モジュール120、160のサイズをより小さくすることができ、鏡筒110の直径を一般的な2D画像用の内視鏡における鏡筒のサイズ(例えば、直径数mm)から変更する必要なく、3D画像を取得することができる。

【0114】

また、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、撮像モジュール120、160によって取得された画像信号に基づいて、3D画像用の信号が生成され、更に、当該3D画像用の信号に基づいて、撮像モジュール120、160におけるCP距離を調整するための、撮像モジュール120、160のCP角度の調整量が算出される。具体的には、CP角度調整量算出部430によって、CPが患部(撮影対象領域)に位置するためのCP角度の調整量が算出される。そして、算出された当該調整量に基づいて、撮像モジュール120、160のCP角度が調整される。このようにして、CPが患部(撮影対象領域)に位置するように撮像モジュール120、160のCP角度が調整されることにより、3D画像における飛び出し量又は奥行き量のゼロ点が患部近傍に調整され、よりヒトの目で見た様子に近い3D画像が表示部300に表示される。また、このように、撮像モジュール120、160のCP角度が調整可能であることにより、撮像モジュール120、160と撮影対象領域との距離に応じた異なるCP角度を有する複数の撮像モジュール(例えば、CP角度が30度、45度、75度等の複数の撮像モジュール)を予め用意する必要がなくなるため、コストを低減することが可能となる。

【0115】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【0116】

例えば、本実施形態においては、撮像モジュール120の第1の光源123a及び第2の光源123bがそれぞれ異なる波長帯域の光を照射し、画像信号処理部410が画像信号に対する特定波長のフィルタリング処理を行うことにより、いわゆるNBI(Narrow Band Imaging)(登録商標)の手法を用いた患部の観察が行われてもよい。本実施形態に係る内視鏡装置1に対してNBIを適用することにより、肉眼で直接は観察できない患部の様子を3D画像で観察することが可能となる。また、表示制御部450による拡大表示機能と組み合わせることにより、より利便性の高い患部の観察が可能となる。

【0117】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

体腔内に挿入される撮像部と、
前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、
前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも根元側の構成に対して回動可能な関節部と、
を備え、

前記撮像部は、撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成され、前記接続部と前記撮像部との結合部を挟んだ両側にそれぞれ配設される第1の撮像素子及び第2の撮像素子を有し、

10

20

30

40

50

前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少なくともいずれかが制御可能である、

内視鏡。

(2)

前記結合部は、回動可能に構成されており、

前記結合部を介した回動により、前記撮像部の前記配置位置及び前記撮影方向の少なくともいずれかが制御可能である、

前記(1)に記載の内視鏡。

(3)

前記クロスポイント角の角度は180度以下である、

前記(1)又は(2)に記載の内視鏡。

10

(4)

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、前記撮像部と撮影対象領域との距離に応じた角度となるように、前記クロスポイント角の角度が制御される、

前記(1)～(3)のいずれか1項に記載の内視鏡。

(5)

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子の撮像面にそれぞれ直交する直線の交点であるクロスポイントが撮影対象領域に位置するように、前記クロスポイント角の角度が制御される、

前記(1)～(3)のいずれか1項に記載の内視鏡。

20

(6)

前記撮像部が管状部材の中に収納される収納状態と、前記撮像部が前記管状部材の先端から外部に突出した撮影状態と、が切り替え可能である、

前記(1)～(5)のいずれか1項に記載の内視鏡。

(7)

前記収納状態では、前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子の撮像面の延伸方向が前記管状部材の延伸方向に沿った方向になるように、前記撮像部が前記管状部材の中に収納される、

前記(6)に記載の内視鏡。

(8)

前記撮像部は、前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子と一列に配設される少なくとも1対の光源を更に有する、

前記(1)～(7)のいずれか1項に記載の内視鏡。

30

(9)

前記1対の光源はLEDである、

前記(8)に記載の内視鏡。

(10)

少なくとも前記撮像部を含む体腔内に挿入される部位は、取り換え可能である、

前記(1)～(9)のいずれか1項に記載の内視鏡。

(11)

前記内視鏡は軟性鏡である、

前記(1)～(10)のいずれか1項に記載の内視鏡。

40

(12)

前記内視鏡は硬性鏡である、

前記(1)～(10)のいずれか1項に記載の内視鏡。

(13)

前記第1の撮像素子及び前記第2の撮像素子は、裏面照射型CMOSセンサである、

前記(1)～(12)のいずれか1項に記載の内視鏡。

(14)

内視鏡と、

50

体腔外に設置され、前記内視鏡の駆動を制御する装置本体と、
 を備え、
 前記内視鏡は、
 体腔内に挿入される撮像部と、
 前記撮像部と体腔外に設置される機器とを接続する接続部と、
 前記接続部の中途に設けられ、前記撮像部を含む自身よりも先端側の構成を自身よりも
 根元側の構成に対して回動可能な関節部と、
 を有し、
 前記撮像部は、撮像面同士がなす角であるクロスポイント角の角度を調整可能に構成さ
 れ、前記接続部と前記撮像部との結合部を挟んだ両側にそれぞれ配設される第1の撮像素
 子及び第2の撮像素子を有し、
 前記関節部を介した回動により、前記撮像部の配置位置及び撮影方向の少なくともい
 ずれかが制御可能であり、
 前記装置本体は、前記撮像部による撮影、前記クロスポイント角の角度、並びに前記撮
 像部の配置位置及び/若しくは撮影方向の、少なくともいずれかを制御する、
 内視鏡装置。

10

(15)

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、被測定者の体腔内を3次元画像と
 して表示するための画像信号を生成する、
 前記(14)に記載の内視鏡装置。

20

(16)

前記撮像部によって取得される画像信号に基づいて、被測定者の体腔内を2次元画像と
 して表示するための画像信号を生成する、
 前記(14)に記載の内視鏡装置。

(17)

前記内視鏡装置は、前記撮像部及び前記接続部の少なくともいずれかの駆動を制御する
 駆動部、を更に備え、
 前記接続部は、前記駆動部を介して前記撮像部と前記装置本体とを接続する、
 前記(14)～(16)のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

30

(18)

前記駆動部は、前記装置本体からの制御により、前記撮像部及び前記接続部の少なくと
 もいずれかの駆動を制御する、前記(17)に記載の内視鏡装置。

【符号の説明】

【0118】

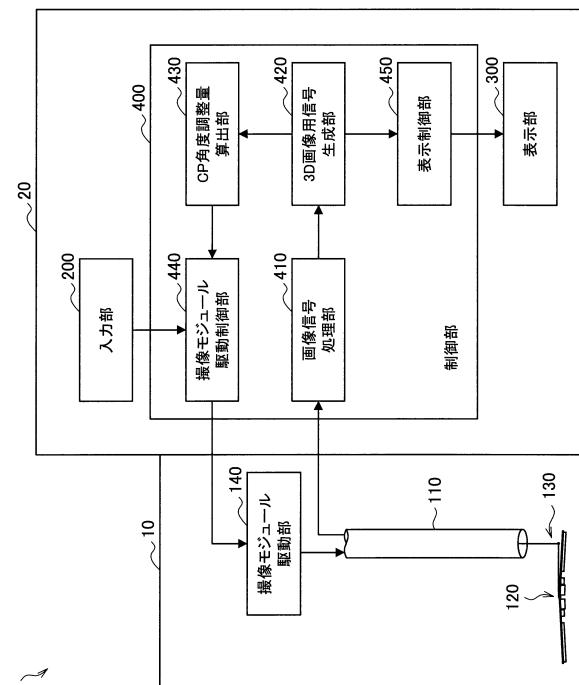
- 1 内視鏡装置
- 10、30 内視鏡
- 20 装置本体部
- 110 鏡筒
- 120、160 撮像モジュール
- 130、150 撮像モジュール接続部
- 131 第1シャフト
- 132 関節部
- 133 第2シャフト
- 134、152、153 弾性部材
- 151 シャフト
- 140 撮像モジュール駆動部
- 200 入力部
- 300 表示部
- 400 制御部
- 410 画像信号処理部

40

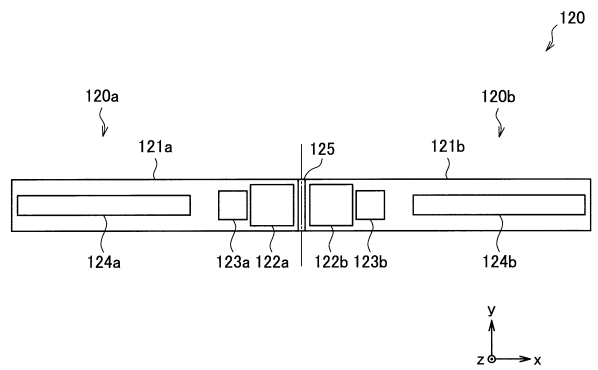
50

- 4 2 0 3D画像用信号生成部
- 4 3 0 CP角度調整量算出部
- 4 4 0 撮像モジュール駆動制御部
- 4 5 0 表示制御部

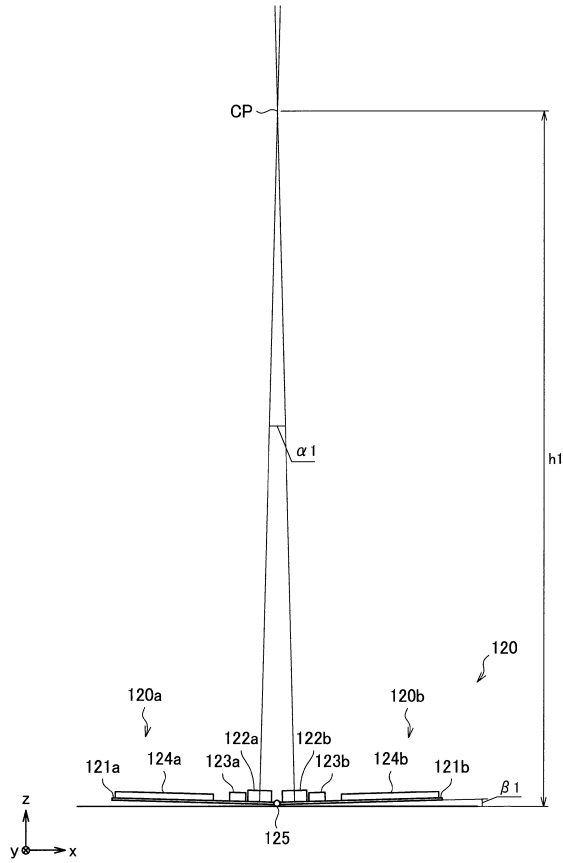
【図1】



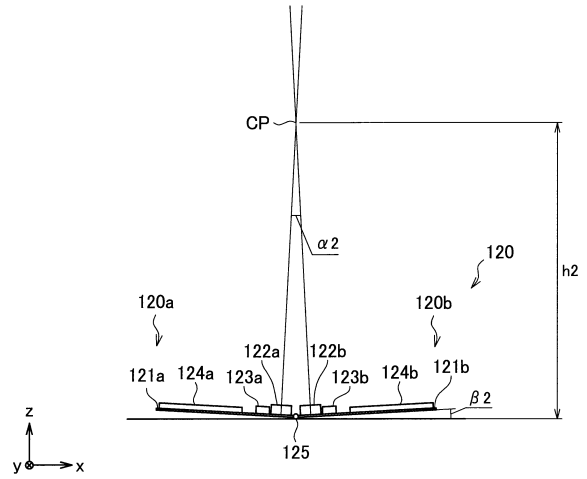
【図2A】



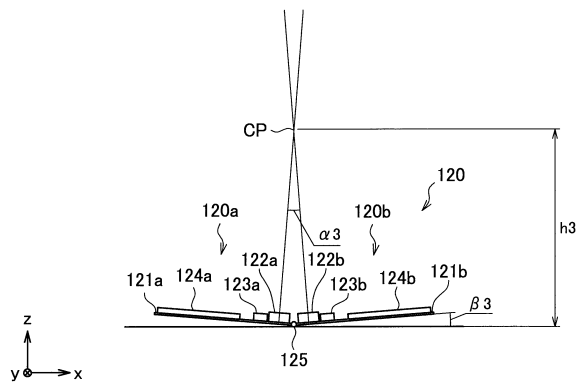
【図 2 B】



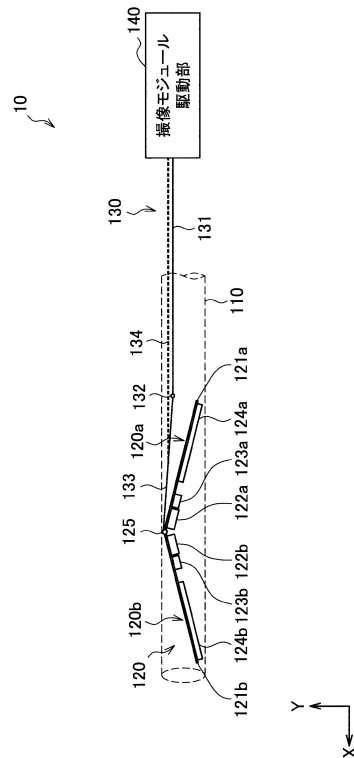
【図 2 C】



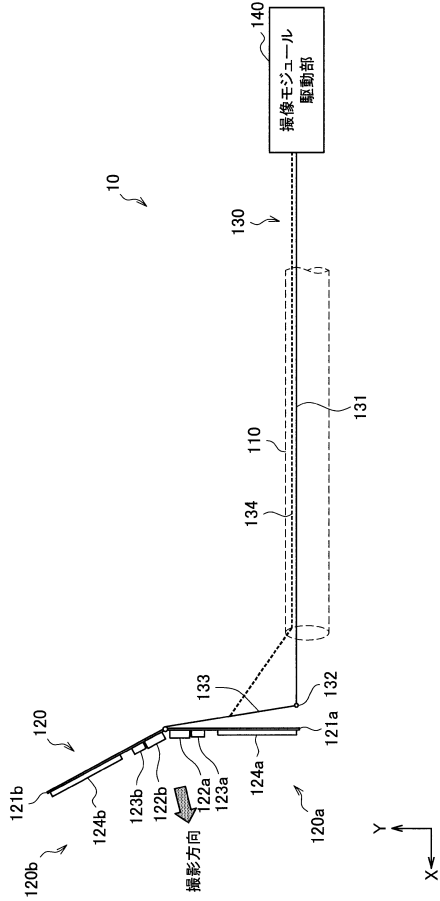
【図 2 D】



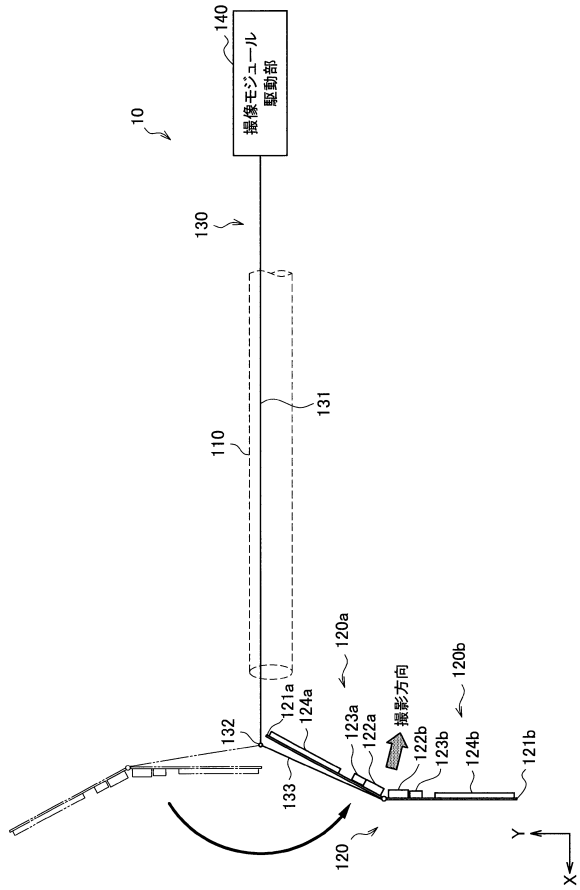
【図 3 A】



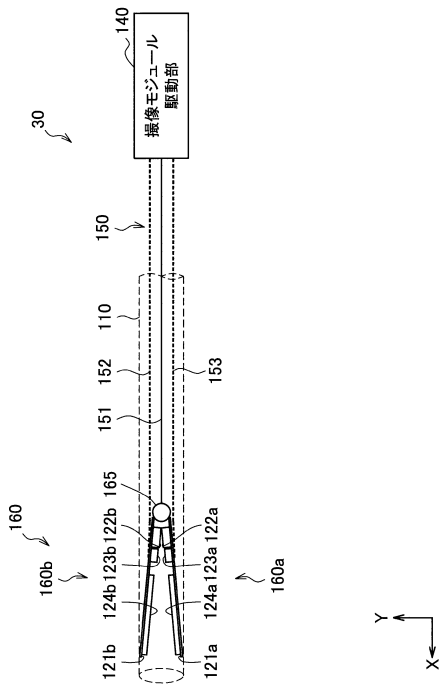
【図 3 B】



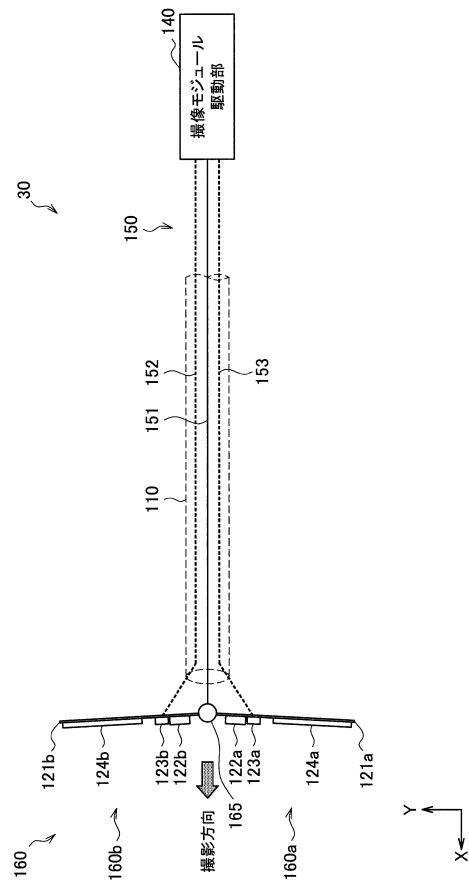
【図 4】



【図 5 A】



【図 5 B】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 3 B 35/10
G 0 2 B 23/24 A

審査官 安田 明央

(56)参考文献 欧州特許出願公開第02412290(E P, A1)
特開2001-277177(J P, A)
特開2010-004465(J P, A)
米国特許第05368015(US, A)
特開2004-305525(J P, A)
国際公開第2012/057021(WO, A1)
特開平05-076487(J P, A)
国際公開第2009/144729(WO, A1)
米国特許出願公開第2013/0010065(US, A1)
米国特許出願公開第2011/0306832(US, A1)
特開平05-115425(J P, A)
特表2007-532240(J P, A)
国際公開第2005/104927(WO, A1)
特開平06-261860(J P, A)
特開2013-085615(J P, A)
国際公開第2013/054944(WO, A1)
特開昭63-294508(J P, A)
特表平04-500768(J P, A)
国際公開第91/000049(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
G 0 3 B 3 5 / 1 0

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP6206540B2	公开(公告)日	2017-10-04
申请号	JP2016114939	申请日	2016-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	池永祐一郎		
发明人	池永 祐一郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/06 G03B35/10 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 A61B1/06.531 G03B35/10 G02B23/24.A A61B1/00.R A61B1/00.522 A61B1/00.714 A61B1/04.372		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/GA03 2H040/GA06 2H040/GA11 2H059/AA13 4C161/BB06 4C161/BB07 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP09 4C161/QQ06		
代理人(译)	松本 一骑		
其他公开文献	JP2016185342A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题要更稳定地获得三维图像。插入体腔的成像单元，用于连接成像单元的连接单元和安装在体腔外部的装置，连接单元设置在连接单元的中间，并且，能够相对于根侧的构造而不是其构造来转动远端侧的构造的接合部分，其中成像部分能够调节交叉点角度的角度，该角度是由成像表面形成的角度。第一图像拾取元件和第二图像拾取元件分别设置在所述连接部分和所述图像拾取部分之间的接合部分的两侧，其中，通过所述接合部分的旋转，所述图像拾取可以控制部件的布置位置和拍摄方向中的至少一个。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6206540号 (P6206540)
(45) 発行日 平成29年10月4日 (2017.10.4)	(24) 登録日 平成29年9月15日 (2017.9.15)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	5 5 2
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	7 3 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	7 3 5
G 0 3 B 35/10 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	5 3 1
	請求項の数 18 (全 31 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2016-114939 (P2016-114939)	(73) 特許権者 000002185 ソニー株式会社	
(22) 出願日 平成28年6月9日 (2016.6.9)	東京都港区港南1丁目7番1号	
(62) 分割の表示 特願2013-26351 (P2013-26351)の分割	(74) 代理人 100095957 弁理士 亀谷 美明	
原出願日 平成25年2月14日 (2013.2.14)	(74) 代理人 100096389 弁理士 金本 哲男	
(65) 公開番号 特開2016-185342 (P2016-185342A)	(74) 代理人 100101557 弁理士 萩原 康司	
(43) 公開日 平成28年10月27日 (2016.10.27)	(74) 代理人 100128587 弁理士 松本 一骑	
審査請求日 平成28年6月9日 (2016.6.9)	(72) 発明者 池永 祐一郎 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡装置		