

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02014/199980

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年12月18日 (2014. 12. 18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 D	

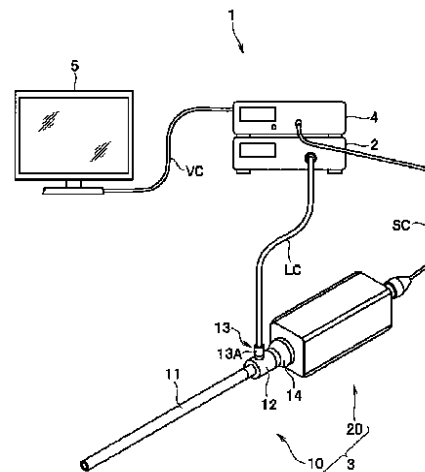
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号	特願2014-552998 (P2014-552998)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/065333	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成26年6月10日 (2014. 6. 10)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5767412号 (P5767412)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成27年8月19日 (2015. 8. 19)	(72) 発明者	高山 大樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-123886 (P2013-123886)	(72) 発明者	阿部 裕子 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成25年6月12日 (2013. 6. 12)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、撮像装置に設けられ、撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、挿入部が撮像装置に装着された状態で焦点変更部の駆動部に対して光学像を合焦状態に自動で制御するための制御信号を生成するように構成された制御部と、制御部が制御信号を生成する際に用いられる挿入部の光学特性を取得するように構成された光学特性取得部と、を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、

前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、

前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するための制御信号を生成するように構成された制御部と、

前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性を取得するように構成された光学特性取得部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値が所定の閾値以上となる周波数成分を特定する周波数成分特定部をさらに有し、

前記光学特性取得部は、前記周波数成分特定部により特定された前記周波数成分に対応する前記挿入部の光学特性を取得する

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】

前記挿入部の種類と、前記挿入部の光学特性を含む制御情報と、を関連付けた複数のデータを具備するデータベースが格納されている記憶部と、

前記撮像信号に応じて生成される画像、または、前記挿入部に対して着脱可能に装着される所定の部材に設けられた無線送信部から送信される無線信号に含まれる情報のいずれかに基づき、前記撮像装置と同時に使用される前記挿入部の種類を識別するように構成された識別部と、をさらに有し、

前記光学特性取得部は、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記制御情報を前記データベースから取得することにより、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する光学特性を取得する

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 4】

前記識別部は、前記挿入部の外表面に表示された所定のコードが撮像された際に、当該撮像された画像に含まれる前記所定のコードを読み取ることにより、前記挿入部の種類を識別する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記識別部は、前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値を算出し、当該算出したコントラスト値に基づいて前記挿入部の種類を識別する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する評価領域を前記撮像信号に応じて生成される画像内において設定し、当該設定した評価領域を合焦状態にするための前記制御信号を生成する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記被観察物に照射される照明光の分光特性に応じた前記制御信号を前記焦点調節部へ出力するための処理を行う

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記制御部は、前記挿入部に設けられているとともに前記撮像装置が前記被観察物の光学像を撮像する際に用いられる光を伝送する光伝送部がファイババンドルにより構成されていることを示す識別結果が前記識別部により得られた際に、所定のタイミングから一定時間が経過するまでの間のみ前記制御信号を前記焦点調節部へ出力するように動作する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記制御部は、前記挿入部に設けられているとともに前記撮像装置が前記被観察物の光学像を撮像する際に用いられる光を伝送する光伝送部がファイババンドルにより構成されていることを示す識別結果が前記識別部により得られた際に、前記焦点調節部に含まれるフォーカスレンズを、前記撮像信号に応じて生成される画像のコントラスト値が最大値となる配置位置から所定の量だけずらした配置位置に移動させるような前記制御信号を生成する

ことを特徴とする請求項 3 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、内視鏡システムに関し、特に、撮像装置に対して着脱可能に接続される挿入部を有する内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、被検体内に挿入した内視鏡により患部を観察しながら、当該被検体内の患部に対して外科的な処置を施すような手術が従来行われている。また、前述の手術においては、例えば、被検体内に挿入可能であるとともに、当該被検体内の被観察物から発せられた戻り光を受光する挿入部と、当該挿入部が着脱可能に接続されるとともに、当該戻り光を結像して得られた当該被観察物の像を撮像するカメラユニットと、を有して構成された内視鏡システムが従来用いられている。

【0003】

具体的には、例えば、日本国特開 2005-334462 号公報には、前述の挿入部に相当する機能を備えた立体視硬性内視鏡と、前述のカメラユニットに相当する機能を備えた構成の立体 TV カメラと、を有する立体視内視鏡システムにおいて、当該立体視硬性内視鏡に設けられた電極群と、当該立体 TV カメラに設けられた電極群と、が電氣的に接続された際に、当該立体 TV カメラに接続された立体視硬性内視鏡の種類の識別に利用される識別情報を取得する構成が開示されている。また、日本国特開 2005-334462 号公報には、前述のように取得した識別情報に基づき、右目用の撮像画像及び左目用の撮像画像における焦点調節を行うための構成が開示されている。一方、例えば、日本国特開 2011-147707 号公報の内視鏡システムによれば、近接観察モード及び遠景観察モードの中から選択された一の観察モードに応じた焦点調節を行うための構成が開示されている。

【0004】

しかし、日本国特開 2005-334462 号公報に開示された立体視内視鏡システムによれば、例えば、立体視硬性内視鏡及び立体 TV カメラのうちの少なくともいずれか一方に電極群が設けられていない場合には、前述の識別情報を取得することができない。その結果、日本国特開 2005-334462 号公報に開示された立体視内視鏡システムによれば、立体 TV カメラに接続される立体視硬性内視鏡に応じた焦点調節を行うための構成が煩雑化してしまう、という課題が生じている。

【0005】

また、日本国特開 2011-147707 号公報には、前述の挿入部及びカメラユニットを一体化したものに略相当する撮像部を前提とした焦点調節が開示されている一方で、カメラユニットに対して着脱可能に接続されるような構成を具備する挿入部を対象とした

(前述の挿入部とカメラユニットとが別体に構成されている場合の) 焦点調節については特に開示等されていない。その結果、日本国特開 2011-147707 号公報に開示された内視鏡システムによれば、カメラユニットに対して着脱可能に接続される様々な挿入部に応じた焦点調節を行うことができない、という課題が生じている。

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、撮像装置に対して着脱可能に接続される様々な挿入部に応じた焦点調節を簡便な構成で行うことが可能な内視鏡システムを提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

10

【0007】

本発明の一態様の内視鏡システムは、対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するための制御信号を生成するように構成された制御部と、前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性を取得するように構成された光学特性取得部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

20

【図 1】 実施例に係る内視鏡システムの要部の構成の一例を示す図。

【図 2】 実施例に係る内視鏡システムにおけるカメラユニットの構成の一例を示す図。

【図 3】 実施例に係る内視鏡システムにおけるプロセッサの構成の一例を示す図。

【図 4 A】 実施例に係る内視鏡システムの使用前において行われる処理の一例を示す図。

【図 4 B】 実施例に係る内視鏡システムの使用中において行われる処理の一例を示す図。

【図 5】 図 4 A の処理において用いられるテストチャートに含まれる斜めエッジの一例を示す図。

【図 6 A】 実施例に係る内視鏡システムの使用前において行われる処理の、図 4 A とは異なる例を示す図。

【図 6 B】 実施例に係る内視鏡システムの使用中において行われる処理の、図 4 B とは異なる例を示す図。

30

【図 7】 無線タグを有する接眼部の構成を説明するための図。

【図 8】 無線タグを有するライトガイドポストの構成を説明するための図。

【図 9】 無線タグを有するバンド部材の構成を説明するための図。

【図 10】 図 9 のバンド部材が把持部に装着された場合の例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0010】

図 1 から図 10 は、本発明の実施例に係るものである。図 1 は、本発明の実施例に係る内視鏡システムの要部の構成の一例を示す図である。

40

【0011】

内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、光源装置 2 と、硬性鏡撮像装置 3 と、プロセッサ 4 と、モニタ 5 と、を有して構成されている。

【0012】

光源装置 2 は、図 1 に示すように、光ケーブル LC を介して硬性鏡撮像装置 3 に接続できるように構成されている。また、光源装置 2 は、互いに異なる分光特性の光を発することができるように構成されている。さらに、光源装置 2 は、観察モード切替スイッチ（不図示）の操作により選択された観察モードに応じた分光特性を有する光を照明光として光ケーブル LC に供給することができるように構成されている。具体的には、光源装置 2 は

50

、例えば、観察モード切替スイッチの操作により白色光観察モードが選択された場合には、白色光を照明光として光ケーブルLCに供給するように構成されている。また、光源装置2は、例えば、観察モード切替スイッチの操作により特殊光観察モードが選択された場合には、狭帯域光等の特殊光を照明光として光ケーブルLCに供給するように構成されている。

【0013】

硬性鏡撮像装置3は、図1に示すように、硬性鏡10と、カメラユニット20と、を有して構成されている。

【0014】

硬性鏡10は、挿入部としての機能を有し、被検者の体腔内に挿入可能であるとともに、カメラユニット20に対して着脱可能に接続されるように構成されている。

【0015】

具体的には、硬性鏡10は、例えば、図1に示すように、細長の円筒形状に形成された筒体部11と、筒体部11の後端部に設けられた把持部12と、光ケーブルLCの接続口としての機能を具備する光コネクタ部13と、把持部12の後端部に対して着脱可能に装着される接眼部14と、を有して構成されている。また、硬性鏡10は、接眼部14が把持部12の後端部に装着された状態において、カメラユニット20に対して着脱可能に接続されるように構成されている。

【0016】

筒体部11、把持部12及び光コネクタ部13の内部には、光ケーブルLCを介して光源装置2から供給される照明光を筒体部11の先端部へ導光するためのライトガイド（不図示）が設けられている。筒体部11の先端部（の先端面）には、ライトガイドにより伝送された照明光を被観察物へ照射するための照明窓（不図示）と、照明光の照射に伴って被観察物から発せられる戻り光を入射する光入射部としての機能を具備する対物レンズ（不図示）と、が設けられている。筒体部11及び把持部12の内部には、対物レンズに入射された戻り光を把持部12の後端部へ伝送する光伝送部としての機能を具備し、複数のレンズにより構成されたリレー光学系（不図示）が設けられている。

【0017】

光コネクタ部13は、把持部12の側部に対して着脱可能に装着されるライトガイドポスト13Aを有して構成されている。

【0018】

接眼部14の内部には、リレー光学系を経て把持部12の後端部から出射される戻り光を結像する結像部としての機能を具備する結像レンズ（不図示）が設けられている。

【0019】

すなわち、本実施例の硬性鏡撮像装置3は、硬性鏡10により結像された戻り光が、硬性鏡10の後端部に接続されたカメラユニット20に入射されるように構成されている。

【0020】

カメラユニット20は、図1に示すように、後端部に設けられた信号ケーブルSCを介してプロセッサ4に接続できるように構成されている。また、カメラユニット20の先端面における接眼部14との接続部分には、外部からの光を入射する光学窓（不図示）が設けられている。さらに、カメラユニット20は、図2に示すように、フォーカスレンズ21と、レンズ駆動部22と、撮像素子23と、を有して構成されている。図2は、実施例に係る内視鏡システムにおけるカメラユニットの構成の一例を示す図である。

【0021】

フォーカスレンズ21は、レンズ駆動部22の駆動に応じ、所定の可動範囲内で光軸上を移動することにより、撮像素子23により撮像される光学像の焦点調節を行うことができるように構成されている。

【0022】

レンズ駆動部22は、プロセッサ4から出力されるレンズ駆動制御信号に基づき、フォーカスレンズ21を駆動することができるように構成されている。レンズ駆動部22は、

10

20

30

40

50

フォーカスレンズ 21 を駆動することにより、フォーカスレンズ 21 を光軸方向に沿って移動させることができるように構成されている。

【0023】

以上に述べたようなフォーカスレンズ 21 及びレンズ駆動部 22 の構成によれば、レンズ駆動部 22 がプロセッサ 4 からのレンズ駆動制御信号に基づいてフォーカスレンズ 21 を光軸方向に沿って移動させる（駆動する）ことにより、撮像素子 23 により撮像される光学像を合焦状態にすることができる。すなわち、フォーカスレンズ 21 及びレンズ駆動部 22 は、カメラユニット 20 の焦点調節に係る動作を行う焦点調節部としての機能を有している。

【0024】

撮像素子 23 は、撮像レンズ群を通過した光に応じた光学像を撮像面において受光し、当該受光した光学像を撮像して撮像信号を生成するように構成されている。そして、撮像素子 23 により生成された撮像信号は、（信号ケーブル SC を介して）プロセッサ 4 へ出力される。

【0025】

プロセッサ 4 は、図 1 に示すように、ビデオケーブル VC を介してモニタ 5 に接続できるように構成されている。また、プロセッサ 4 は、図 3 に示すように、撮像信号入力部 41 と、記憶部 42 と、画像処理部 43 と、CPU 44 と、表示制御部 45 と、を有して構成されている。図 3 は、実施例に係る内視鏡システムにおけるプロセッサの構成の一例を示す図である。

【0026】

撮像信号入力部 41 は、カメラユニット 20 から出力された撮像信号に対し、ノイズ除去及び A/D 変換等の信号処理を施して画像データを生成するように構成されている。そして、撮像信号入力部 41 により生成された画像データは、バス BS を介して画像処理部 43 及び CPU 44 へ出力される。

【0027】

記憶部 42 は、例えば、不揮発性メモリ等を有して構成されている。記憶部 42 は、CPU 44 の処理に用いられるプログラム及びデータベース等の様々なデータを格納できるように構成されている。

【0028】

画像処理部 43 は、撮像信号入力部 41 により生成された画像データに対して種々の画像処理を施すように構成されている。そして、画像処理部 43 により画像処理が施された画像データは、バス BS を介して記憶部 42 及び表示制御部 45 へ出力される。

【0029】

CPU 44 は、例えば、記憶部 42 から読み込んだプログラム、及び、スイッチ等の入力インターフェース（不図示）の操作に応じた動作をプロセッサ 4 の各部に対して行わせることができるように構成されている。CPU 44 は、バス BS または信号線（不図示）を介し、プロセッサ 4 の各部を制御することができるように構成されている。

【0030】

一方、制御部としての機能を備えた CPU 44 は、後述の処理を行うことにより、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 に応じた焦点調節を行うためのレンズ駆動制御信号を生成し、当該生成したレンズ駆動制御信号を（信号ケーブル SC を介して）カメラユニット 20 のレンズ駆動部 22 へ出力するように構成されている。

【0031】

表示制御部 45 は、画像処理部 43 により画像処理が施された画像データに対し、CPU 44 の制御等に応じた種々の処理を施して映像信号を生成するように構成されている。そして、表示制御部 45 により生成された映像信号は、（ビデオケーブル VC を介して）モニタ 5 へ出力される。

【0032】

なお、本実施例によれば、例えば、プロセッサ 4 の各部のうちの 1 つ以上がカメラユニ

10

20

30

40

50

ット 20 に設けられるように内視鏡システム 1 を構成してもよい。

【0033】

モニタ 5 は、ビデオケーブル VC を介してプロセッサ 4 から出力される映像信号に応じた画像等を画面上に表示することができるように構成されている。

【0034】

次に、本実施例の内視鏡システム 1 において、図 4 A 及び図 4 B に示す処理が行われる場合の例について説明する。図 4 A は、実施例に係る内視鏡システムの使用前において行われる処理の一例を示す図である。図 4 B は、実施例に係る内視鏡システムの使用中において行われる処理の一例を示す図である。

【0035】

まず、術者等のユーザは、内視鏡システム 1 の各部を図 1 に示すように接続して電源を投入する（図 4 A のステップ S 1）。その後、ユーザは、例えば図 5 に示すような、白色及び黒色の斜めエッジを含む所定のテストチャートを撮像することができるように筒体部 11 の先端部を配置し、カメラユニット 20 に設けられた AF スイッチ（不図示）を押下する（図 4 A のステップ S 2）。図 5 は、図 4 A の処理において用いられるテストチャートに含まれる斜めエッジの一例を示す図である。

【0036】

その後、CPU 44 は、所定のテストチャートが撮像された画像データを取得すると、当該取得した画像データの所定の複数の周波数成分各々において、白色及び黒色の斜めエッジ部分の輝度値を検出する（図 4 A のステップ S 3）。具体的には、CPU 44 は、例えば、 $FD1 < FD2 < FD3$ となるように予め設定された 3 つの周波数成分各々において、白色及び黒色の斜めエッジ部分の輝度値を検出する。

【0037】

なお、本実施例において、周波数成分とは、空間周波数成分のことを指す。ここで、空間周波数成分は、一般的に、画像上の濃淡変化のピッチを表すパラメータとして用いられる。また、一般的に、1 枚の画像には複数の空間周波数成分が含まれている。そのため、例えば、複数の空間周波数成分を含む画像内における低周波成分が多い領域では濃淡の間隔が広がる一方で、当該画像内における高周波成分が多い画像では濃淡の間隔が狭くなる。そして、本実施例の CPU 44 は、例えば、取得した画像データを周波数成分毎に分解し、当該分解した周波数成分毎の輝度値を検出する処理を行うことにより、図 4 A のステップ S 3 の処理結果を得ている。

【0038】

周波数成分特定部としての機能を備えた CPU 44 は、図 4 A のステップ S 3 の処理において用いた所定の複数の周波数成分の中から、白色の輝度値と黒色の輝度値との差が所定の閾値 TH1 以上になる周波数成分、すなわち、コントラスト値が所定の閾値 TH1 以上になる周波数成分 FC1 を特定する（図 4 A のステップ S 4）。そして、光学特性取得部としての機能を備えた CPU 44 は、図 4 A のステップ S 4 の処理により、周波数成分 FC1 を硬性鏡 10 の光学特性として取得する。

【0039】

具体的には、CPU 44 は、例えば、前述の 3 つの周波数成分 FD1、FD2 及び FD3 のうち、白色の輝度値と黒色の輝度値との差が周波数成分 FD1 において所定の閾値 TH1 以上になることを検出した場合に、当該周波数成分 FD1 を周波数成分 FC1 として特定する。そして、このような処理により、カメラユニット 20 に接続されている硬性鏡 10、すなわち、カメラユニット 20 と組み合わせて使用する硬性鏡 10 に適した周波数成分 FD1 を特定することができる。換言すると、本実施例によれば、図 4 A のステップ S 3 の処理において用いられる所定の複数の周波数成分を、図 4 A のステップ S 4 の処理により 1 つの周波数成分 FC1 を特定可能な程度まで互いに離して設定しておく必要がある。

【0040】

制御情報取得部としての機能を備えた CPU 44 は、図 4 A のステップ S 4 により特定

10

20

30

40

50

した周波数成分 F C 1 に対応するレンズ駆動制御信号の生成の際に用いる制御情報を取得する（図 4 A のステップ S 5）。具体的には、C P U 4 4 は、例えば、レンズ駆動制御信号の生成の際に用いる制御情報として、図 4 A のステップ S 4 により特定した周波数成分 F C 1 を $1/2$ 倍（または略 $1/2$ 倍）した値を少なくとも含む制御情報を取得する。すなわち、図 4 A のステップ S 5 の処理によれば、図 4 A のステップ S 4 の処理により特定された周波数成分 F C 1 の大きさに応じて異なる制御情報が取得される。

【0041】

一方、ユーザは、例えば、モニタ 5 に表示される画像を確認することにより、図 4 A に示した一連の処理の完了を認識すると、被検者の体腔内における所望の観察部位の近傍に筒体部 1 1 の先端部を配置させるための操作を行う。

10

【0042】

C P U 4 4 は、図 4 A のステップ S 5 により取得した制御情報に基づき、カメラユニット 2 0（撮像素子 2 3）により撮像される光学像を周波数成分 F C 1 で合焦状態にするためのレンズ駆動制御信号を生成して出力する（図 4 B のステップ S 6）。

【0043】

C P U 4 4 は、図 4 B のステップ S 6 の処理を行った後で入力される画像データに基づき、当該画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L（ $< T H 1$ ）未満になったか否かを判定する（図 4 B のステップ S 7）。そして、図 4 B のステップ S 7 の処理によれば、例えば、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 以上であるとの判定結果が得られた場合に、カメラユニット 2 0（撮像素子 2 3）により撮像される光学像が合焦状態であることが示される。また、図 4 B のステップ S 7 の処理によれば、例えば、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 未満であるとの判定結果が得られた場合に、カメラユニット 2 0（撮像素子 2 3）により撮像される光学像が合焦状態からずれていることが示される。

20

【0044】

そして、C P U 4 4 は、図 4 B のステップ S 7 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 以上であるとの判定結果を得た場合には、当該判定結果を得た後で入力される次の画像データに基づき、図 4 B のステップ S 7 の処理を再度行う。

【0045】

すなわち、図 4 B のステップ S 7 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 以上であるとの判定結果が得られた場合には、新規のレンズ駆動制御信号が生成されないため、フォーカスレンズ 2 1 の配置位置が現在の位置に維持される。

30

【0046】

また、C P U 4 4 は、図 4 B のステップ S 7 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 未満であるとの判定結果を得た場合には、図 4 B のステップ S 6 に戻って処理を行う。

【0047】

すなわち、図 4 B のステップ S 7 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 T H L 未満であるとの判定結果が得られた場合には、図 4 B のステップ S 6 の処理により新規に生成されたレンズ駆動制御信号に応じ、フォーカスレンズ 2 1 の配置位置が現在の位置から移動する。

40

【0048】

以上に述べたように、図 4 A 及び図 4 B の処理によれば、硬性鏡 1 0 をカメラユニット 2 0 に接続した状態で所定のテストチャートが撮像された際に得られる画像データに基づき、カメラユニット 2 0（撮像素子 2 3）により撮像される光学像を合焦状態にするためのレンズ駆動制御信号が生成及び出力される。そのため、図 4 A 及び図 4 B の処理によれば、撮像装置に対して着脱可能に接続される様々な挿入部毎に個別に周波数成分 F C 1 を取得することができるため、当該挿入部に応じた焦点調節を簡便な構成で行うことができる。

【0049】

50

なお、本実施例によれば、例えば、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類を識別し、当該識別した硬性鏡 10 の種類に基づいて焦点調節を行うためのレンズ駆動制御信号を生成するようにしてもよい。このような場合に行われる処理について、図 6 A 及び図 6 B のフローチャートを主に参照しつつ説明する。図 6 A は、実施例に係る内視鏡システムの使用前において行われる処理の、図 4 A とは異なる例を示す図である。図 6 B は、実施例に係る内視鏡システムの使用前において行われる処理の、図 4 B とは異なる例を示す図である。

【0050】

まず、術者等のユーザは、内視鏡システム 1 の各部を図 1 に示すように接続して電源を投入する（図 6 A のステップ S 11）。

【0051】

その後、ユーザは、硬性鏡 10 をカメラユニット 20 に接続する前に、モニタ 5 に表示される画像を確認しながら、硬性鏡 10 の外表面のうち、硬性鏡 10 の種類に係る情報を含む識別コード（1 次元コードまたは 2 次元コード）が表示された部分（例えば接眼部 14）を撮像可能な位置にカメラユニット 20 を配置する。

【0052】

識別部としての機能を備えた CPU 44 は、撮像信号入力部 41 により生成された画像データに基づき、当該画像データに含まれる識別コードを読み取ることにより、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類を識別する（図 6 A のステップ S 12）。

【0053】

一方、CPU 44 は、図 6 A のステップ S 12 の処理の実施に併せ、カメラユニット 20 に対して着脱可能に接続される一の硬性鏡の種類と、当該一の硬性鏡における焦点調節の際に用いられる制御情報と、が関連付けられたデータを複数具備するデータベース DB 1 を記憶部 42 から読み込む。なお、データベース DB 1 に含まれる制御情報には、例えば、カメラユニット 20 に対して着脱可能に接続される一の硬性鏡の被写界深度、当該一の硬性鏡の焦点調節を行う際の評価領域、及び、当該一の硬性鏡を用いて被観察物を撮像した際に得られる画像データのコントラスト値が所定の閾値 TH2 以上になる周波数成分 FC2 等の光学特性が含まれているものとする。また、データベース DB 1 に含まれる制御情報等のデータは、例えば、工場出荷時等のような、カメラユニット 20 が使用される前のタイミングで予め記憶部 42 に格納される。すなわち、光学特性取得部としての機能を備えた CPU 44 は、図 6 A のステップ S 12 の処理により識別した硬性鏡 10 の種類に対応する光学特性を取得する。

【0054】

制御情報取得部としての機能を備えた CPU 44 は、記憶部 42 から読み込んだデータベース DB 1 を参照することにより、図 6 A のステップ S 12 により識別した硬性鏡 10 の種類に対応する制御情報を取得する（図 6 A のステップ S 13）。

【0055】

一方、ユーザは、例えば、モニタ 5 に表示される画像を確認することにより、図 6 A に示した一連の処理の完了を認識すると、被検者の体腔内における所望の観察部位の近傍に筒体部 11 の先端部を配置させるための操作を行う。

【0056】

CPU 44 は、図 6 A のステップ S 13 により取得した制御情報に基づき、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類に応じた合焦状態にするためのレンズ駆動制御信号を生成して出力する（図 6 B のステップ S 14）。すなわち、このような図 6 B のステップ S 14 の処理によれば、図 6 A のステップ S 12 において識別された硬性鏡 10 の種類に対応する評価領域が画像データ内において設定され、当該設定された評価領域を合焦状態にするための前記制御信号が生成される。

【0057】

CPU 44 は、図 6 B のステップ S 14 の処理を行った後で入力される画像データに基

10

20

30

40

50

づき、当該画像データのコントラスト値が所定の閾値 THM ($< TH2$) 未満になったか否かを判定する (図 6 B のステップ S 15)。

【0058】

そして、CPU 44 は、図 6 B のステップ S 15 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 THM 以上であるとの判定結果を得た場合には、当該判定結果を得た後で入力される次の画像データに基づき、図 6 B のステップ S 15 の処理を再度行う。

【0059】

すなわち、図 6 B のステップ S 15 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 THM 以上であるとの判定結果が得られた場合には、新規のレンズ駆動制御信号が生成されないため、フォーカスレンズ 21 の配置位置が現在の位置に維持される。

10

【0060】

また、CPU 44 は、図 6 B のステップ S 15 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 THM 未満であるとの判定結果を得た場合には、図 6 B のステップ S 14 に戻って処理を行う。

【0061】

すなわち、図 6 B のステップ S 15 の処理において、画像データのコントラスト値が所定の閾値 THM 未満であるとの判定結果が得られた場合には、図 6 B のステップ S 14 の処理により新規に生成されたレンズ駆動制御信号に応じ、フォーカスレンズ 21 の配置位置が現在の位置から移動する。

【0062】

20

以上に述べたように、図 6 A 及び図 6 B の処理によれば、硬性鏡 10 の所定の部分に表示されたコードを撮像して得られた画像データに基づき、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類が識別され、当該識別された硬性鏡 10 の種類に応じた合焦状態にするためのレンズ駆動制御信号が生成及び出力される。そのため、図 6 A 及び図 6 B の処理によれば、撮像装置に対して着脱可能に接続される様々な挿入部毎に個別に周波数成分 $FC2$ を取得することができるため、当該挿入部に応じた焦点調節を簡便な構成で行うことができる。

【0063】

なお、本実施例によれば、図 6 A のステップ S 11 からステップ S 12 までの期間において、以下に述べるような処理等が行われることにより、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類が識別されるようにしてもよい。

30

【0064】

例えば、術者等のユーザは、内視鏡システム 1 の各部を図 1 に示すように接続して電源を投入した後、図 7 に示すような接眼部 14 A を接眼部 14 の代わりに装着する。図 7 は、無線タグを有する接眼部の構成を説明するための図である。

【0065】

接眼部 14 A は、図 7 に示すように、接眼部 14 と同様の形状及び機能を有し、接眼部 14 の代わりに把持部 12 の後端部に対して着脱可能に装着されるように構成されている。また、図 7 に示すように、接眼部 14 A には、硬性鏡 10 の種類に関連付けられた ID 情報を無線信号として送信可能な無線送信部としての機能を具備する無線タグ 61 が設けられている。

40

【0066】

すなわち、前述のような接眼部 14 A の構成によれば、硬性鏡 10 の種類に関連付けられた ID 情報が無線タグ 61 から無線信号として送信される。そのため、CPU 44 は、例えば、カメラユニット 20 の無線受信部 (不図示) において受信された無線信号に含まれる ID 情報に基づき、カメラユニット 20 と同時に使用される硬性鏡 10 の種類を識別することができる。

【0067】

または、例えば、術者等のユーザは、内視鏡システム 1 の各部を図 1 に示すように接続して電源を投入した後、図 8 に示すようなライトガイドポスト 13 B をライトガイドポス

50

ト 1 3 A の代わりに装着する。図 8 は、無線タグを有するライトガイドポストの構成を説明するための図である。

【 0 0 6 8 】

ライトガイドポスト 1 3 B は、図 8 に示すように、ライトガイドポスト 1 3 A と同様の形状及び機能を有し、ライトガイドポスト 1 3 A の代わりに把持部 1 2 の側部に対して着脱可能に装着されるように構成されている。また、図 8 に示すように、ライトガイドポスト 1 3 B には、硬性鏡 1 0 の種類に関連付けられた I D 情報を無線信号として送信可能な無線送信部としての機能を具備する無線タグ 6 1 が設けられている。

【 0 0 6 9 】

すなわち、前述のようなライトガイドポスト 1 3 B の構成によれば、硬性鏡 1 0 の種類に関連付けられた I D 情報が無線タグ 6 1 から無線信号として送信される。そのため、C P U 4 4 は、例えば、カメラユニット 2 0 の無線受信部において受信された無線信号に含まれる I D 情報に基づき、カメラユニット 2 0 と同時に使用される硬性鏡 1 0 の種類を識別することができる。

【 0 0 7 0 】

または、例えば、術者等のユーザは、内視鏡システム 1 の各部を図 1 に示すように接続して電源を投入した後、図 9 に示すようなバンド部材 1 5 を把持部 1 2 に装着する。図 9 は、無線タグを有するバンド部材の構成を説明するための図である。

【 0 0 7 1 】

バンド部材 1 5 は、例えば、ゴム等の弾性部材により形成されており、図 1 0 に示すような態様で把持部 1 2 に対して着脱可能に装着されるように構成されている。また、図 9 に示すように、バンド部材 1 5 には、硬性鏡 1 0 の種類に関連付けられた I D 情報を無線信号として送信可能な無線送信部としての機能を具備する無線タグ 6 1 が設けられている。図 1 0 は、図 9 のバンド部材が把持部に装着された場合の例を示す図である。

【 0 0 7 2 】

すなわち、前述のようなバンド部材 1 5 の構成によれば、硬性鏡 1 0 の種類に関連付けられた I D 情報が無線タグ 6 1 から無線信号として送信される。そのため、C P U 4 4 は、例えば、カメラユニット 2 0 の無線受信部において受信された無線信号に含まれる I D 情報に基づき、カメラユニット 2 0 と同時に使用される硬性鏡 1 0 の種類を識別することができる。

【 0 0 7 3 】

なお、本実施例によれば、例えば、図 5 に示したテストチャートが、ホワイトバランス調整に用いられるホワイトバランスキャップの内周面に描かれていてもよい。

【 0 0 7 4 】

また、本実施例によれば、例えば、図 4 A のステップ S 5 または図 6 A のステップ S 1 2 の処理により制御情報を得た後で、観察モード切替スイッチの操作により光源装置 2 から供給される照明光が切り替えられた場合に、同様の処理を再度行わずとも、切り替え後の照明光に適した制御情報を得るようにすることができる。具体的には、例えば、第 1 の分光特性を具備する切り替え前の照明光で既に得られた制御情報において合焦状態となるフォーカスレンズ 2 1 の配置位置を、当該第 1 の分光特性と、切り替え後の照明光が具備する第 2 の分光特性と、の差異に応じた所定の値だけずらすような処理を行うことにより、当該切り替え後の照明光に適した新たな制御情報を得ることができる。そのため、このような処理が行われるように構成した内視鏡システム 1 によれば、焦点調節に係る作業の煩雑さを軽減することができるとともに、照明光の分光特性に応じた焦点調節を行うことができる。

【 0 0 7 5 】

ところで、内視鏡システム 1 のカメラユニット 2 0 には、硬性鏡 1 0 のみならず、例えば、筒体部 1 1 及び把持部 1 2 の内部のリレー光学系をファイババンドルに置き換えて構成したファイバ스코プが接続される場合も考えられる。そのため、本実施例によれば、例えば、図 4 A のステップ S 3 の輝度値の検出結果に応じたコントラスト値が C P U 4 4

10

20

30

40

50

により算出され、当該算出されたコントラスト値に基づいて硬性鏡 10 またはファイバ스코ープのどちらがカメラユニット 20 と同時に使用されるかが CPU 44 により識別され、当該識別された結果に応じたレンズ駆動制御信号が CPU 44 からレンズ駆動部 22 へ出力されるように内視鏡システム 1 を構成してもよい。または、本実施例によれば、例えば、図 6 A のステップ S 12 の処理において、硬性鏡 10 またはファイバ스코ープのどちらがカメラユニット 20 と同時に使用されるかが CPU 44 により識別され、当該識別された結果に応じたレンズ駆動制御信号が CPU 44 からレンズ駆動部 22 へ出力されるようにしてもよい。さらに、本実施例によれば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、以下に述べる処理が行われるように内視鏡システム 1 を構成してもよい。

10

【0076】

一方、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用される場合においては、当該ファイバ스코ープの接眼部 14 側の端面に対する焦点調整が行われる関係上、撮像素子 23 により撮像される光学像が合焦状態になった場合のフォーカスレンズ 21 の配置位置にずれが生じない。そのため、本実施例によれば、例えば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、所定のタイミングから一定時間が経過するまでの間のみ、図 4 B のステップ S 7 及び図 6 B のステップ S 15 の処理が行われるようにしてもよい。具体的には、例えば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られたタイミングから一定時間が経過するまでの間のみ、図 4 B のステップ S 7 及び図 6 B のステップ S 15 の処理が行われるようにしてもよい。そして、このような動作が行われるように構成した内視鏡システム 1 によれば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、所定のタイミングから一定時間が経過するまでの間のみレンズ駆動制御信号が（生成及び）出力されるため、レンズ駆動制御信号の出力に起因して生じる消費電力の増加を抑制することができる。

20

【0077】

また、本実施例によれば、例えば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、CPU 44 が、撮像信号入力部 41 により生成される画像データのコントラスト値が最大値となる配置位置から所定の量だけずらした配置位置にフォーカスレンズ 21 を移動させるためのレンズ駆動制御信号を出力するようにしてもよい。そして、このような動作が行われるように構成した内視鏡システム 1 によれば、ファイバ스코ープを用いて被観察物を撮像した際に得られる画像において生じるモアレを軽減することができる。

30

【0078】

また、本実施例によれば、例えば、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、画像処理部 43 が、撮像信号入力部 41 により生成された画像データ内の白色（明部）と黒色（暗部）との境界線に対してブラーをかけるような画像処理を行ってもよい。そして、このような画像処理が行われるように構成した内視鏡システム 1 によれば、ファイバ스코ープを用いて被観察物を撮像した際に得られる画像において生じるモアレを軽減することができる。

40

【0079】

一方、本実施例によれば、例えば、カメラユニット 20 の撮像レンズ群を通過した光が入射される液晶板（不図示）と、当該液晶板を通過した光が入射される複屈折板（不図示）と、が撮像素子 23 の前面に配置された構成において、ファイバ스코ープがカメラユニット 20 と同時に使用されるとの識別結果が得られた際に、以下に述べる処理等が行われるようにしてもよい。

【0080】

CPU 44 は、撮像素子 23 のフレームレートに基づき、撮像素子 23 の各画素位置に対する画素ずれのない第 1 の光学像が撮像される状態と、撮像素子 23 の各画素位置から水平方向及び垂直方向に 1 / 2 画素分の画素ピッチだけずらした第 2 の光学像が撮像され

50

る状態と、が1フレーム分の期間中に切り替わるように液晶板を駆動させる。そして、このようなCPU44の動作に伴い、1フレーム分の期間中において、前述の第1の光学像に応じた画像データIG1と、前述の第2の光学像に応じた画像データIG2と、が撮像信号入力部41により生成される。

【0081】

その後、画像処理部43は、撮像信号入力部41から出力される画像データIG1及びIG2を重畳して画像データIG3を生成する。

【0082】

さらに、画像処理部43は、前述のように生成した画像データIG3に対して画素補間処理を施すことにより、画像データIG1及びIG2における画素ピッチの1/2倍の画素ピッチを具備するとともに、画像データIG1及びIG2における画素数の4倍の画素数を具備する画像データIG4を生成する。

【0083】

そして、画像処理部43は、例えば、画像データIG1及びIG2における画素数と同等になるまで画素を間引く処理を画像データIG4に対して施すことにより画像データIG5を生成し、当該生成した画像データIG5を表示制御部45へ出力する。このような画像処理部43の動作に伴い、画像データIG5に応じた画像がモニタ5に表示される。

【0084】

ここで、画像データIG1及びIG2における画素ピッチをPとし、さらに、ファイバスコープに設けられたファイババンドルにおける各ファイバ間のピッチを $P + \delta P$ ($0 < \delta P < P$)とした場合、以下の数式(1)の演算を行うことにより、画像データIG1及びIG2に含まれるモアレ成分のピッチに相当するモアレ周期TMAを求めることができる。

【0085】

$$TMA = P^2 / \delta P \quad \cdots (1)$$

また、画像データIG4の画素ピッチ $P/2$ を上記数式(1)に代入して下記数式(2)の演算を行うことにより、画像データIG4に含まれるモアレ成分のピッチに相当するモアレ周期TMBを求めることができる。

【0086】

$$TMB = (P/2)^2 / \delta P = P^2 / 4\delta P \quad \cdots (2)$$

また、画像データIG1及びIG2に含まれるモアレ成分の空間周波数をFMAとし、さらに、画像データIG4に含まれるモアレ成分の空間周波数をFMBとした場合、以下の数式(3)及び(4)に示すような関係が成り立つ。

【0087】

$$FMA = 1 / TMA = \delta P / P^2 \quad \cdots (3)$$

$$FMB = 1 / TMB = 4 \times (\delta P / P^2) = 4 \times FMA \quad \cdots (4)$$

すなわち、画像データIG5においては、画像データIG1及びIG2に比べて高周波側へモアレ成分が移動している。そのため、画像データIG5が生成されるように構成した内視鏡システム1によれば、解像度の劣化を抑制しつつ、モニタ5に表示されるモアレの視認性を低下させることができる。

【0088】

なお、以上に述べた処理によれば、例えば、画像データIG4の画素を間引いて画像データIG5を生成する前に、画像データIG4に対してローパスフィルタを適用することにより、モアレ成分の空間周波数FMBを除去するようにしてもよい。そして、空間周波

10

20

30

40

50

数FMBが除去された状態で画像データIG5が生成されるように構成した内視鏡システム1によれば、解像度の劣化を抑制しつつ、モニタ5にモアレを略表示させないようにすることができる。

【0089】

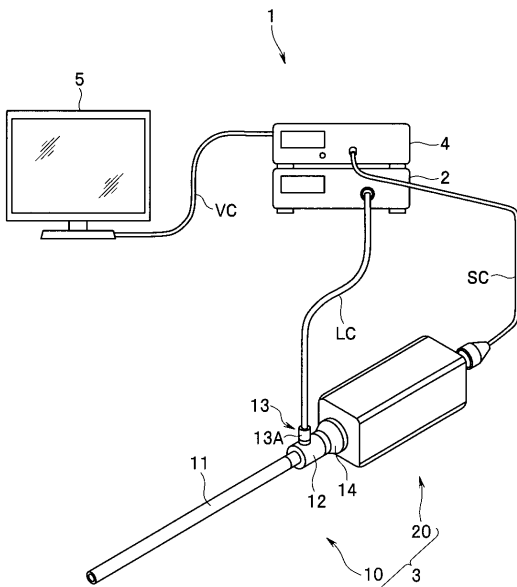
なお、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【0090】

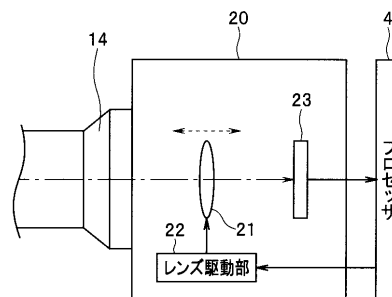
本出願は、2013年6月12日に日本国に出願された特願2013-123886号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

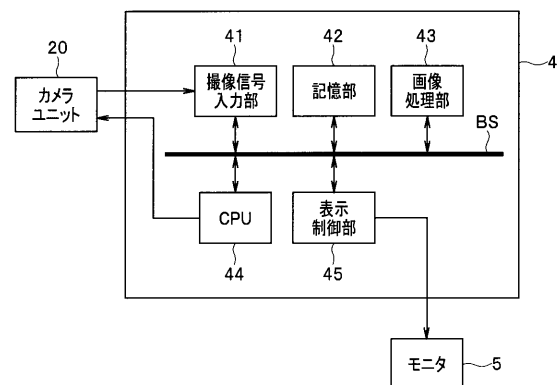
【図1】



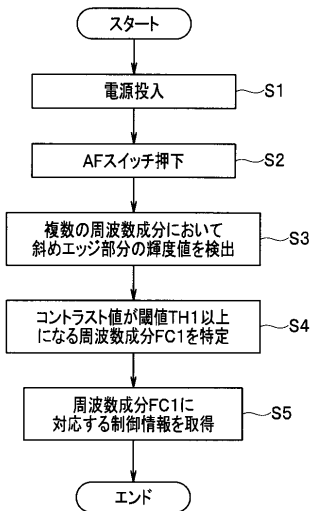
【図2】



【図3】



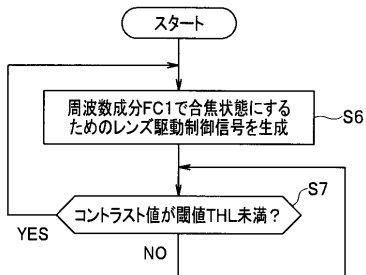
【図 4 A】



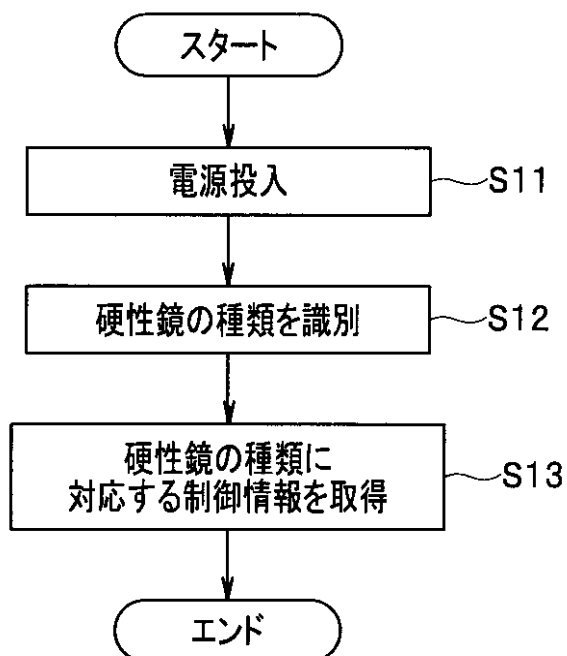
【図 5】



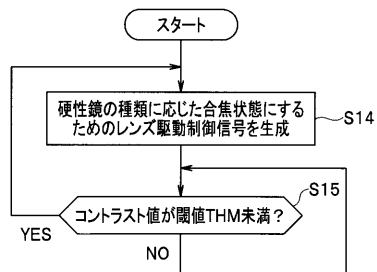
【図 4 B】



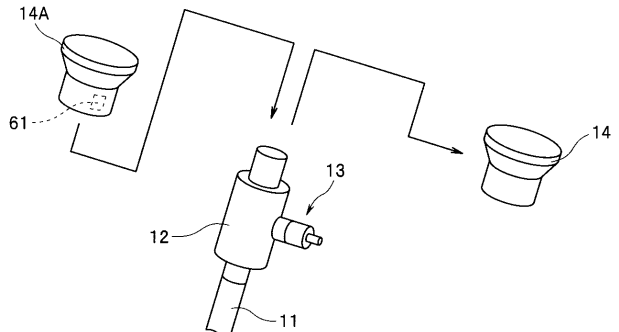
【図 6 A】



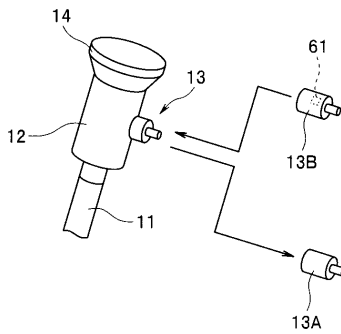
【図 6 B】



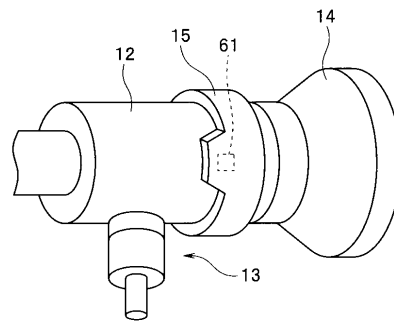
【図 7】



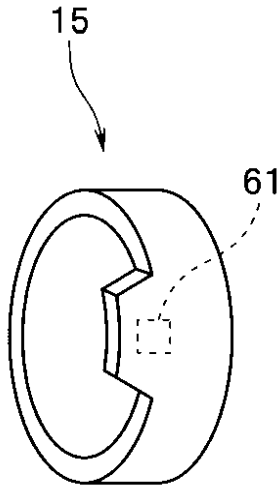
【図 8】



【図 10】



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成26年10月30日(2014.10.30)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡システムは、対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、前記挿入部の種類と、前記挿入部の光学特性を含む制御情報と、を関連付けた複数のデータを具備するデータベースが格納されている記憶部と、前記挿入部の外表面に表示された所定のコードが前記撮像装置により撮像された際に、当該撮像された画像に含まれる前記所定のコードを読み取ることにより、前記挿入部の種類を識別する識別部と、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記制御情報を前記データベースから取得することにより、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記挿入部の光学特性を、前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、を有する。

本発明の一態様の内視鏡システムは、対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更

可能な駆動部を有する焦点変更部と、前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値が所定の閾値以上となる周波数成分を特定する周波数成分特定部と、前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性を、前記周波数成分特定部により特定された前記周波数成分に対応する挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、を有する。

【手続補正 2】

【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】

対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、

前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、

前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、

前記挿入部の種類と、前記挿入部の光学特性を含む制御情報と、を関連付けた複数のデータを具備するデータベースが格納されている記憶部と、

前記挿入部の外表面に表示された所定のコードが前記撮像装置により撮像された際に、当該撮像された画像に含まれる前記所定のコードを読み取ることにより、前記挿入部の種類を識別する識別部と、

前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記制御情報を前記データベースから取得することにより、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記挿入部の光学特性を、前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記識別部は、前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値を算出し、当該算出したコントラスト値に基づいて前記挿入部の種類を識別する

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】

前記制御部は、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する評価領域を前記撮像信号に応じて生成される画像内において設定し、当該設定した評価領域を合焦状態にするための前記制御信号を生成する

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 4】

前記制御部は、前記被観察物に照射される照明光の分光特性に応じた前記制御信号を前記焦点変更部へ出力するための処理を行う

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】

前記制御部は、前記挿入部に設けられているとともに前記撮像装置が前記被観察物の光学像を撮像する際に用いられる光を伝送する光伝送部がファイババンドルにより構成されていることを示す識別結果が前記識別部により得られた際に、所定のタイミングから一定

時間が経過するまでの間のみ前記制御信号を前記焦点変更部へ出力するように動作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6】

前記制御部は、前記挿入部に設けられているとともに前記撮像装置が前記被観察物の光学像を撮像する際に用いられる光を伝送する光伝送部がファイババンドルにより構成されていることを示す識別結果が前記識別部により得られた際に、前記焦点変更部に含まれるフォーカスレンズを、前記撮像信号に応じて生成される画像のコントラスト値が最大値となる配置位置から所定の量だけずらした配置位置に移動させるような前記制御信号を生成する

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7】

対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、

前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、

前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値が所定の閾値以上となる周波数成分を特定する周波数成分特定部と、

前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性を、前記周波数成分特定部により特定された前記周波数成分に対応する挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成27年3月26日(2015.3.26)

【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】

対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、

前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、

前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、

前記挿入部の種類と、前記挿入部の光学特性を含む制御情報と、を関連付けた複数のデータを具備するデータベースが格納されている記憶部と、

前記挿入部の外表面に表示された所定のコードが前記撮像装置により撮像された際に、当該撮像された画像に含まれる前記所定のコードを読み取ることにより、前記挿入部の種類を識別する識別部と、

前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記制御情報を前記データベースから取得することにより、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する前記挿入部の光学特性を、前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記識別部により識別された前記挿入部の種類に対応する評価領域を前記撮像信号に応じて生成される画像内において設定し、当該設定した評価領域を合焦状態にするための前記制御信号を生成する

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】

前記制御部は、前記挿入部を用いて前記被観察物を撮像した際の画像データのコントラスト値を用いて前記制御信号を生成する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記制御部は、前記被観察物に照射される照明光の分光特性に応じた前記制御信号を前記焦点変更部へ出力するための処理を行う

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】

対物光学系を有する挿入部が着脱可能で、前記挿入部の対物光学系が伝達する被観察物からの光を光学像として撮像し撮像信号として出力するように構成された撮像装置と、

前記撮像装置に設けられ、前記撮像装置の焦点を変更可能な駆動部を有する焦点変更部と、

前記挿入部が前記撮像装置に装着された状態で前記焦点変更部の前記駆動部に対して前記光学像を合焦状態に自動で制御するために前記挿入部の光学特性を用いて制御信号を生成するように構成された制御部と、

前記撮像装置に前記挿入部が装着された状態で所定のチャートを撮像した際に得られる画像のコントラスト値が所定の閾値以上となる周波数成分を特定する周波数成分特定部と

、
前記制御部が前記制御信号を生成する際に用いられる前記挿入部の光学特性を、前記周波数成分特定部により特定された前記周波数成分に対応する挿入部の光学特性として取得するように構成された光学特性取得部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/065333

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
X A	JP 2-207213 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 August 1990 (16.08.1990), page 4, lower right column, line 9 to page 6, upper right column, line 10; fig. 8 & US 4905668 A	1, 3 2, 4-9

☐ 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
03 September, 2014 (03.09.14)Date of mailing of the international search report
16 September, 2014 (16.09.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 5 3 3 3									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26											
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>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014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	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014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									
X A	JP 2-207213 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.08.16, 第4頁 右下欄第9行-第6頁右上欄第10行、第8図 & US 4905668 A	1, 3 2, 4-9									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 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 03.09.2014		国際調査報告の発送日 16.09.2014									
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) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

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, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 鶴岡 建夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpas株式会社内

(72)発明者 富岡 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpasメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 萩原 雅博

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnpasメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA02 DA32 GA01 GA10 GA11

4C161 AA00 BB00 CC06 DD01 FF11 JJ18 LL03 NN01 NN07 PP13

PP19 RR25 YY14

(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	JPWO2014199980A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2014552998	申请日	2014-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高山大樹 阿部裕子 鶴岡建夫 富岡誠 萩原雅博		
发明人	高山 大樹 阿部 裕子 鶴岡 建夫 富岡 誠 萩原 雅博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00059 A61B1/00101 A61B1/00126 A61B1/00188 A61B1/00195 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.A G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2H040/DA02 2H040/DA32 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF11 4C161/JJ18 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/PP13 4C161/PP19 4C161/RR25 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013123886 2013-06-12 JP		
其他公开文献	JP5767412B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：图像拾取装置，其中包括物镜光学系统的插入部是可拆卸的，该图像拾取装置被构造为拾取由该插入部的物镜光学系统透射的被观察物体的光的光学图像。输出该光学图像作为摄像信号。焦点改变部分，其设置在图像拾取设备中，并且包括可以改变图像拾取设备的焦点的驱动部分；控制部分，其被构造为在插入部分被装配到图像拾取设备的状态下产生用于聚焦控制部分的驱动部分的用于自动控制聚焦状态下的光学图像的控制信号；光学特性获取部分，其被配置为获取控制部分用来生成控制信号的插入部分的光学特性。

