

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/055613

発行日 平成25年3月28日(2013.3.28)

(43) 国際公開日 平成23年5月12日(2011.5.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 O
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 O O Y	4 C 0 6 1
<b>G O 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 2 O Z	4 C 1 6 1
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

出願番号	特願2011-502178 (P2011-502178)	(71) 出願人	304050923 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
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/067949	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成22年10月13日(2010.10.13)	(72) 発明者	加瀬 聖悟 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
(11) 特許番号	特許第4856286号 (P4856286)	(72) 発明者	倉 康人 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
(45) 特許公報発行日	平成24年1月18日(2012.1.18)	(72) 発明者	坂本 雄次 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2009-255185 (P2009-255185)		
(32) 優先日	平成21年11月6日(2009.11.6)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

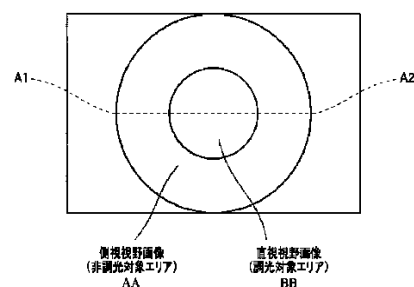
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

## (57) 【要約】

本発明の内視鏡システムは、観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、所定の出力信号または所定の出力情報に基づいて所定の検出結果を取得する検出部と、直視視野画像と側視視野画像とを同一の画面内に具備する映像信号を生成して出力する画像処理部と、直視視野画像の明るさと側視視野画像の明るさを個別に検出し、所定の検出結果に基づいて直視視野画像及び側視視野画像のうちの一方の視野画像を調光対象として選択し、該一方の視野画像が観察に適した所定の明るさ目標値に達するように光源装置に対する制御を行う調光エリア選択部と、を有する。

【図11】



AA... SIDE VIEW IMAGE (AREA NOT TO BE SUBJECTED TO LIGHT CONTROL)  
BB... DIRECT VIEW IMAGE (AREA TO BE SUBJECTED TO LIGHT CONTROL)

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、  
前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、  
所定の出力信号または所定の出力情報に基づいて所定の検出結果を取得する検出部と、  
前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して  
映像信号として出力する画像処理部と、

前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記所定の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうちの一方の視野画像を調光対象として選択し、該一方の視野画像が観察に適した所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御を行う調光エリア選択部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記検出部は、前記内視鏡に処置具が挿通された際に出力される告知信号に基づき、前記内視鏡において処置具が用いられていることを検出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】**

前記内視鏡は、前記内視鏡において使用可能な機能に対応した信号を出力するためのスイッチを 1 または複数有し、

前記検出部は、前記スイッチから出力される信号に基づき、該信号に応じた一の機能がオンまたはオフされたことを検出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。

20

**【請求項 4】**

前記調光エリア選択部は、前記内視鏡の挿入部が挿入されているという検出結果が前記検出部において得られた場合に、前記直視視野画像を調光対象として選択し、前記直視視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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】**

前記調光エリア選択部は、前記内視鏡の挿入部が抜去されているという検出結果が前記検出部において得られた場合に、前記側視視野画像を調光対象として選択し、前記側視視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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。

30

**【請求項 6】**

前記検出部は、前記挿入部の移動方向に関する情報としての物理量を含む信号に基づき、前記挿入部が挿入されていることを検出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記検出部は、前記挿入部の移動方向に関する情報としての物理量を含む信号に基づき、前記挿入部が抜去されていることを検出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

40

**【請求項 8】**

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、

前記検出部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が挿入されていることを検出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、

前記検出部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が抜去されていることを検出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

50

**【請求項 10】**

前記検出部は、前記観察画像に含まれる所定のランドマークに関する情報を前記映像信号に基づいて検出し、

前記調光エリア選択部は、前記所定のランドマークに関する情報の検出結果に基づいて前記一方の視野画像を調光対象として選択し、該一方の視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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 11】**

前記検出部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの移動方向を検出することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

10

**【請求項 12】**

前記検出部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの大きさの経時的変化を検出することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 13】**

前記検出部は、前記観察画像において前記所定のランドマークが存在する位置を検出することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 14】**

前記直視視野画像を適切な明るさとする指示、及び、前記側視視野画像を適切な明るさとする指示の 2 つの指示を少なくとも行うことが可能な指示入力装置をさらに有し、

前記検出部は、前記指示入力装置においてなされた指示が前記 2 つの指示のうちのいずれであるかを検出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。

20

**【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、直視方向及び側視方向を同時に観察することが可能な内視鏡システムに関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

被検体の内部の被写体を撮像する内視鏡、及び、該内視鏡により撮像された該被写体の観察画像を生成する画像処理装置等を具備する内視鏡システムが、医療分野及び工業分野等において広く用いられている。

30

**【0003】**

例えば、日本国特開 2008-309860 号公報には、中心軸方向に相当する直視方向の被写体像と、該中心軸方向に対して略直交する側視方向の全方位の被写体像と、を同時に取得可能な光学系、及び、該光学系を備えた内視鏡が開示されている。そして、日本国特開 2008-309860 号公報に開示された光学系を備えた内視鏡によれば、円形状をなす直視方向の画像（直視視野画像）と、該直視方向の画像の外周において円環形状をなす側視方向の全周の画像（側視視野画像）と、がモニタ等の表示部に表示される。

**【0004】**

しかし、日本国特開 2008-309860 号公報に開示された光学系を備えた内視鏡によれば、例えば、前述したような表示態様の各画像に対し、調光目標値を画面全体の明るさの平均値として設定するような従来の調光動作を適用した場合、一方の視野方向の明るさが過剰であり、かつ、他方の視野方向の明るさが不足するような状況が発生し、結果的に、両方の視野方向において適切な明るさの画像が表示されない、という課題が生じている。

40

**【0005】**

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、直視方向と側視方向とを同時に観察可能であるとともに、一方の視野方向の画像の明るさを適切に調整する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】**

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本発明の内視鏡システムは、観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、所定の出力信号または所定の出力情報に基づいて所定の検出結果を取得する検出部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記所定の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうちの一方の視野画像を調光対象として選択し、該一方の視野画像が観察に適した所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御を行う調光エリア選択部と、を有する。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0007】

【図1】本発明の実施例に係る内視鏡システムの構成を示す図。

【図2】内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す斜視図。

【図3】内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す正面図。

【図4】光源装置の構成を示すブロック図。

【図5】モニタに表示される観察画像の一例を示す図。

【図6】第1の実施例における要部の構成を示す図。

【図7】第2の実施例における要部の構成を示す図。

20

【図8】第2の実施例の変形例における要部の構成を示す図。

【図9】第3の実施例における要部の構成を示す図。

【図10】第4の実施例における要部の構成を示す図。

【図11】図5の観察画像において、直視視野画像が調光対象エリアとして選択された場合を示す図。

【図12】図11の観察画像におけるA1 - A2間の輝度（明るさ）を模式的に示した図。

【図13】図5の観察画像において、側視視野画像が調光対象エリアとして選択された場合を示す図。

【図14】図13の観察画像におけるB1 - B2間の輝度（明るさ）を模式的に示した図。

30

【図15】管腔内の暗部を含む画像の一例を示す図。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0008】

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。

## 【0009】

（第1の実施例）

図1に示すように、内視鏡システム1は、観察対象物を撮像して撮像信号を出力する内視鏡2と、該観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置31と、該撮像信号に応じた映像信号を生成及び出力するビデオプロセッサ32と、該映像信号に応じた観察画像を表示するモニタ35と、を有している。

40

## 【0010】

内視鏡2は、術者が把持して操作を行う操作部3と、操作部3の先端側に形成され、体腔内等に挿入される細長の挿入部4と、操作部3の側部から延出するように一方の端部が設けられたユニバーサルコード5と、を有して構成されている。

挿入部4は、最も先端側に設けられた硬質の先端部6と、先端部6の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部7と、湾曲部7の後端に設けられた長尺かつ可撓性を有する可撓管部8と、を有して構成されている。また、湾曲部7は、操作部3に設けられた湾曲操作レバー9の操作に応じた湾曲動作を行う。

## 【0011】

50

一方、図 2 に示すように、挿入部 4 の先端部 6 には、先端部 6 の先端面の中央から上方寄りに偏心した位置から突出して設けられた、円柱形状の円筒部 10 が形成されている。

【0012】

円筒部 10 の先端部には、直視及び側視を兼ねる図示しない対物光学系が設けられている。また、円筒部 10 の先端部は、前記図示しない対物光学系の直視方向に相当する箇所に配置された直視観察窓 12 と、前記図示しない対物光学系の側視方向に相当する箇所に配置された側視観察窓 13 と、を有して構成されている。さらに、円筒部 10 の基端付近には、側視方向を照明するための光を出射する側視照明部 14 が形成されている。

【0013】

側視観察窓 13 は、円柱形状の円筒部 10 における周方向から入射される観察対象物からの戻り光（反射光）を側視視野内に捉えることにより側視視野画像を取得可能とするための、側視用ミラーレンズ 15 を備えている。

【0014】

なお、前記図示しない対物光学系の結像位置には、直視観察窓 12 の視野内の観察対象物の画像が円形の直視視野画像として中央部に形成され、かつ、側視観察窓 13 の視野内の観察対象物の画像が円環形状の側視視野画像として該直視視野画像の外周部に形成されるように、撮像素子（の撮像面）が配置されているものとする。

【0015】

先端部 6 の先端面には、円筒部 10 に隣接する位置に配置され、直視観察窓 12 の直視視野の範囲に照明光を出射する直視照明窓 16 と、挿入部 4 内に配設されたチューブ等により形成された図示しない処置具チャンネルに連通するとともに、該処置具チャンネルに挿通された処置具（の先端部）を突出させることが可能な先端開口部 17 と、が設けられている。

【0016】

また、挿入部 4 の先端部 6 は、先端部 6 の先端面から突出するように設けられた支持部 18 を有し、この支持部 18 は円筒部 10 の下部側に隣接して位置する。

【0017】

支持部 18 は、先端部 6 の先端面から突出されるように配置された各突出部材を支持（または保持）可能に構成されている。具体的には、支持部 18 は、前述の各突出部材としての、直視観察窓 12 を洗浄するための気体または液体を射出する直視観察窓用ノズル部 19 と、直視方向を照明するための光を出射する直視照明窓 21 と、側視観察窓 13 を洗浄するための気体または液体を射出する側視観察窓用ノズル部 22 と、をそれぞれ支持（または保持）可能に構成されている。

【0018】

一方、支持部 18 は、本来の観察対象物とは異なる物体である前述の各突出部材が側視視野内に現れることにより、該各突出部材のいずれかを含むような側視視野画像を取得してしまわないようにするための、光学的な遮蔽部材である遮蔽部 18a を有して形成されている。すなわち、遮蔽部 18a を支持部 18 に設けることにより、直視観察窓用ノズル部 19、直視照明窓 21、及び、側視観察窓用ノズル部 22 がいずれも含まれないような側視視野画像を得ることができる。

【0019】

側視観察窓用ノズル部 22 は、図 2 及び図 3 に示すように、支持部 18 の 2 箇所に設けられているとともに、支持部 18 の側面に先端が突出するように配置されている。

【0020】

操作部 3 には、図 1 に示すように、直視観察窓 12 を洗浄するための気体または液体を直視観察窓用ノズル部 19 から射出させる操作指示が可能な送気送液操作ボタン 24a と、側視観察窓 13 を洗浄するための気体または液体を側視観察窓用ノズル部 22 から射出させる操作指示が可能な送気送液操作ボタン 24b と、が設けられ、この送気送液操作ボタン 24a 及び 24b の押下により送気と送液とが切り替え可能である。また、本実施例ではそれぞれのノズル部に対応するように複数の送気送液操作ボタンを設けているが、

10

20

30

40

50

例えば一つの送気送液操作ボタンの操作により直視観察窓用ノズル部 19、側視観察窓用ノズル部 22 の両方から気体または液体が射出されるようにしてもよい。

【0021】

スコープスイッチ 25 は、操作部 3 の頂部に複数設けられており、内視鏡 2 において使用可能な種々の機能のオンまたはオフ等に対応した信号を出力させるように、各スイッチ毎の機能を割り付けることが可能な構成を有している。具体的には、スコープスイッチ 25 には、例えば、前方送水の開始及び停止、フリーズの実行及び解除、及び、処置具の使用状態の告知等に対応した信号を出力させる機能を、各スイッチ毎の機能として割り付けることができる。

【0022】

なお、本実施例においては、送気送液操作ボタン 24a 及び 24b のうちの少なくともいずれか一方の機能を、スコープスイッチ 25 のうちのいずれかに割り付けるようにしても良い。

【0023】

また、操作部 3 には、体腔内の粘液等を先端開口部 17 より吸引して回収するための指示を図示しない吸引ユニット等に対して行うことが可能な吸引操作ボタン 26 が配設されている。

【0024】

そして、図示しない吸引ユニット等の動作に応じて吸引された体腔内の粘液等は、先端開口部 17 と、挿入部 4 内の図示しない処置具チャンネルと、操作部 3 の前端付近に設けられた処置具挿入口 27 とを経た後、図示しない吸引ユニットの吸引ボトル等に回収される。

【0025】

処置具挿入口 27 は、挿入部 4 内の図示しない処置具チャンネルに連通しているとともに、図示しない処置具を挿入可能な開口として形成されている。すなわち、術者は、処置具挿入口 27 から処置具を挿入し、該処置具の先端側を先端開口部 17 から突出させることにより、該処置具を用いた処置を行うことができる。

【0026】

一方、図 1 に示すように、ユニバーサルコード 5 の他方の端部には、光源装置 31 に接続可能なコネクタ 29 が設けられている。

【0027】

コネクタ 29 の先端部には、流体管路の接続端部となる口金（図示せず）と、照明光の供給端部となるライトガイド口金（図示せず）とが設けられている。また、コネクタ 29 の側面には、接続ケーブル 33 の一方の端部を接続可能な電気接点部（図示せず）が設けられている。さらに、接続ケーブル 33 の他方の端部には、内視鏡 2 とビデオプロセッサ 32 と電氣的に接続するためのコネクタが設けられている。

【0028】

ユニバーサルコード 5 には、種々の電気信号を伝送するための複数の信号線、及び、光源装置 31 から供給される照明光を伝送するためのライトガイドが束ねられた状態として内蔵されている。

【0029】

挿入部 4 からユニバーサルコード 5 にかけて内蔵された前記ライトガイドは、光出射側の端部が挿入部 4 付近において少なくとも 2 方向に分岐されるとともに、一方の側の光出射端面が直視照明窓 16 及び 21 に配置され、かつ、他方の側の光出射端面が側視照明部 14 に配置されるような構成を有している。また、前記ライトガイドは、光入射側の端部がコネクタ 29 のライトガイド口金に配置されるような構成を有している。

【0030】

光源装置 31 は、図 4 に示すように、観察対象物を照明するための照明光を発するランプ 31a と、ランプ 31a の光路上に配置される絞り 31b と、ランプ 31a の駆動電流の大きさ及び絞り 31b の絞り量のうちの少なくとも一方を、ビデオプロセッサ 32 の制

10

20

30

40

50

御に基づいて変化させる光量調整部 3 1 c と、を有して構成されている。

【 0 0 3 1 】

ビデオプロセッサ 3 2 は、内視鏡 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する。そして、ビデオプロセッサ 3 2 は、前記撮像素子から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号を生成してモニタ 3 5 へ出力する。これにより、円形形状をなす直視視野画像と、該直視方向の画像の外周において円環形状をなす側視視野画像とを具備した観察画像が、例えば図 5 に示すような態様によりモニタ 3 5 に表示される。なお、本実施例及び以降の実施例において示される観察画像においては、支持部 1 8 の遮蔽部 1 8 a により光学的に遮蔽される部分を考慮しないものとする。

【 0 0 3 2 】

一方、ビデオプロセッサ 3 2 は、スコープスイッチ 2 5 から出力される信号に基づき、該信号に応じた一の機能がオンまたはオフされたことを（後述する操作検出部 3 2 b において）検出することができる。

【 0 0 3 3 】

また、ビデオプロセッサ 3 2 は、モニタ 3 5 に表示される観察画像における、直視視野画像の明るさ、及び、側視視野画像の明るさを個別に随時検出する。そして、ビデオプロセッサ 3 2 は、後程詳述する要因に基づき、直視視野画像の明るさ、または、側視視野画像の明るさのいずれかが所定の明るさ目標値に達するまで光源装置 3 1 を制御して調光を行う。

【 0 0 3 4 】

なお、前述の所定の明るさ目標値は、例えば、内視鏡システム 1 を用いて実施可能な観察の種類（白色光観察または特殊光観察等）に応じ、モニタ 3 5 に表示される画像が最適な明るさとなるように予め設定された値であるとする。

【 0 0 3 5 】

光源装置 3 1、ビデオプロセッサ 3 2 及びモニタ 3 5 等の周辺装置は、患者情報の入力等を行うキーボード 3 4 とともに、架台 3 6 に配置されている。

次に、本実施例の作用について説明を行う。

【 0 0 3 6 】

まず、図 6 に要部を示した内視鏡システム 1 において、内視鏡 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子 5 1、光源装置 3 1、ビデオプロセッサ 3 2 及びモニタ 3 5 の各部が起動されることにより、撮像素子 5 1 から撮像信号が出力される。

【 0 0 3 7 】

ビデオプロセッサ 3 2 の画像処理部 3 2 a（図 6 参照）は、撮像素子 5 1 から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号を生成して調光エリア選択部 3 2 c（図 6 参照）及びモニタ 3 5 へ出力する。これにより、モニタ 3 5 には、例えば図 5 に示すような観察画像が表示される。

【 0 0 3 8 】

一方、術者は、所望の処置具を用いた処置を行うために、処置具挿入口 2 7 から該所望の処置具を挿入し、該所望の処置具の先端側を先端開口部 1 7 から突出させる。これに伴い、術者は、前記所望の処置具を処置具挿入口 2 7 から挿入した後、前記所望の処置具の先端側を先端開口部 1 7 から突出させて実際の処置を行うまでの期間のいずれかにおいて、スコープスイッチ 2 5 を操作することにより、前記所望の処置具を用いた処置を行う旨をビデオプロセッサ 3 2 に対して告知するための処置具使用告知信号を出力させる。

【 0 0 3 9 】

なお、前記処置具使用告知信号は、スコープスイッチ 2 5 の操作に応じて出力されるものに限らず、例えば、先端開口部 1 7 の近辺、及び、処置具挿入口 2 7 の近辺のうちの少なくともいずれか一方に設けた光センサからの出力信号として出力されるものであっても良い。

【 0 0 4 0 】

ビデオプロセッサ 3 2 の操作検出部 3 2 b（図 6 参照）は、スコープスイッチ 2 5 から

10

20

30

40

50

出力される処置具使用告知信号に基づき、内視鏡 2 において処置具が用いられていることを検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。

【0041】

一方、ビデオプロセッサ 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、画像処理部 3 2 a から出力される映像信号に基づき、モニタ 3 5 に表示される観察画像における、直視視野画像の明るさ、及び、側視視野画像の明るさを個別に随時検出する。

【0042】

そして、調光エリア選択部 3 2 c は、内視鏡 2 において処置具が用いられているとの検出結果が操作検出部 3 2 b から出力された場合に、モニタ 3 5 に表示される直視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するように、光源装置 3 1 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、内視鏡 2 において処置具が用いられているとの検出結果が操作検出部 3 2 b から出力された場合には、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する（図 1 1 参照）。

【0043】

光源装置 3 1 の光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c により選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における直視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 3 1 からライトガイド 5 2 へ供給される。

【0044】

以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、図 1 1 に示した観察画像における A 1 - A 2 間の輝度（明るさ）は、例えば図 1 2 に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が該所定の明るさ目標値から外れた輝度（明るさ）となる。

【0045】

ここで、処置具を用いた内視鏡検査を行う場合においては、直視方向の患部へ向かうように処置具を突出させる手法が一般的である。そして、図 1 2 に示すような輝度（明るさ）を具備する観察画像によれば、適切な明るさとなった直視視野画像を見ながら、処置具を直視方向に突出させて患部に近づけるといって一連の操作をスムーズに行うことができる。

【0046】

なお、本実施例においては、処置具を用いた処置を行う場合に直視視野画像の表示エリアが調光対象エリアとして選択されるものに限らず、例えば、前方送水の開始を指示するための信号がスコープスイッチ 2 5 から出力された場合に直視視野画像の表示エリアが調光対象エリアとして選択されるものであっても良い。

【0047】

以上に述べたように、本実施例によれば、処置具の使用状態及びスコープスイッチの操作状態のうちの少なくとも一方に応じ、直視方向と側視方向とを同時に観察可能な観察画像における一方の視野方向の画像の明るさを適切に調整することができる。

【0048】

（第 2 の実施例）

次に、本発明の第 2 の実施例について説明する。

【0049】

なお、以降の説明において、第 1 の実施例と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施例の内視鏡システムは、第 1 の実施例において、図 1 から図 3 までに示した外観構成、図 4 に示した光源装置の構成、及び、図 5 に示した表示態様をそれぞれ踏襲している一方、図 6 に示した要部の構成とは一部異なる構成要素を具備し

10

20

30

40

50



ている。そのため、本実施例においては、図 6 に示した要部の構成と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【 0 0 5 0 】

まず、図 7 に要部を示した内視鏡システム 1 0 1 において、内視鏡 1 0 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子 5 1、光源装置 3 1、ビデオプロセッサ 1 3 2 及びモニタ 3 5 の各部が起動されることにより、撮像素子 5 1 から撮像信号が出力される。

【 0 0 5 1 】

ビデオプロセッサ 1 3 2 の画像処理部 3 2 a は、撮像素子 5 1 から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号を生成して調光エリア選択部 3 2 c 及びモニタ 3 5 へ出力する。これにより、モニタ 3 5 には、例えば図 5 に示すような観察画像が表示される。

10

【 0 0 5 2 】

一方、術者は、内視鏡 1 0 2 の挿入部 4 を体腔内において適宜挿入または抜去することにより、該体腔内の所望の部位に先端部 6 を接近させる。

【 0 0 5 3 】

内視鏡 1 0 2 の先端部 6 またはその付近には、挿入部 4 の移動方向に関する情報を物理量として検出及び信号出力することが可能なセンサ 1 6 1 (図 7 参照) が設けられている。具体的には、センサ 1 6 1 は、挿入部 4 の位置の時間的な変位を加速度として検出及び出力可能な加速度センサ、または、挿入部 4 の位置の単位時間あたりの変位量 (移動量) を検出及び出力可能な光センサ等により構成されている。

20

【 0 0 5 4 】

また、内視鏡 1 0 2 の挿入部 4 のセンサ 1 6 1 の後段には、センサ 1 6 1 において検出された情報を電気信号に変換してビデオプロセッサ 1 3 2 へ出力することが可能なエンコーダ 1 6 2 (図 7 参照) が設けられている。

【 0 0 5 5 】

ビデオプロセッサ 1 3 2 の挿抜検出部 1 3 2 b (図 7 参照) は、エンコーダ 1 6 2 から出力される電気信号に基づき、挿入部 4 の移動方向が前方 (挿入方向) または後方 (抜去方向) のいずれであるかを検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。

【 0 0 5 6 】

一方、ビデオプロセッサ 1 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、画像処理部 3 2 a から出力される映像信号に基づき、モニタ 3 5 に表示される観察画像における、直視視野画像の明るさ、及び、側視視野画像の明るさを個別に随時検出する。

30

【 0 0 5 7 】

そして、調光エリア選択部 3 2 c は、挿入部 4 が前方 (挿入方向) に移動しているとの検出結果が挿抜検出部 1 3 2 b から出力された場合に、モニタ 3 5 に表示される直視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置 3 1 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 1 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、挿入部 4 が前方 (挿入方向) に移動しているとの検出結果が挿抜検出部 1 3 2 b から出力された場合には、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する (図 1 1 参照)。

40

【 0 0 5 8 】

光源装置 3 1 の光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c により選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における直視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 3 1 からライトガイド 5 2 へ供給される。

【 0 0 5 9 】

以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、図 1 1 に示した観察画像における A 1 - A 2 間の輝度 (明るさ) は、例えば図 1 2 に示すようなものとな

50

る。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が該所定の明るさ目標値から外れた輝度（明るさ）となる。

【 0 0 6 0 】

ここで、挿入部の挿入操作においては、主に直視方向に対する注意を要するような状況が多く生じ得る。そして、図 1 2 に示すような輝度（明るさ）を具備する観察画像によれば、適切な明るさとなった直視視野画像を見ながら、挿入部 4 の挿入操作をスムーズに行うことができる。

【 0 0 6 1 】

10

また、調光エリア選択部 3 2 c は、挿入部 4 が後方（抜去方向）に移動しているとの検出結果が挿抜検出部 1 3 2 b から出力された場合に、モニタ 3 5 に表示される側視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置 3 1 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 1 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、挿入部 4 が後方（抜去方向）に移動しているとの検出結果が挿抜検出部 1 3 2 b から出力された場合には、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する（図 1 3 参照）。

【 0 0 6 2 】

20

光源装置 3 1 の光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c による制御が行われている間、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させ続ける。そして、光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c による制御が停止した時点において、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量を固定する。これにより、観察画像における側視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 3 1 からライトガイド 5 2 へ供給される。

【 0 0 6 3 】

以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、図 1 3 に示した観察画像における B 1 - B 2 間の輝度（明るさ）は、例えば図 1 4 に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が該所定の明るさ目標値から外れた輝度（明るさ）となる。

30

【 0 0 6 4 】

ここで、挿入部の抜去操作においては、主に側視方向に対する注意を要するような状況が多く生じ得る。そして、図 1 4 に示すような輝度（明るさ）を具備する観察画像によれば、適切な明るさとなった側視視野画像を見ながら、挿入部 4 の抜去操作をスムーズに行うことができる。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施例によれば、センサ 1 6 1 及びエンコーダ 1 6 2 を具備して構成される図 7 の内視鏡システム 1 0 1 の代わりに、例えば、挿入形状取得装置 1 6 3 を用いて内視鏡 2 の挿入部 4 の移動方向に関する情報を取得する、図 8 の内視鏡システム 1 0 1 A のように構成されるものであっても良い。

40

【 0 0 6 6 】

具体的には、図 8 に要部を示した内視鏡システム 1 0 1 A の挿入形状取得装置 1 6 3 は、例えば、挿入部 4 の X 線画像を取得して挿抜検出部 1 3 2 b へ信号出力することが可能な、X 線撮像装置として構成される。この場合、挿抜検出部 1 3 2 b は、例えば、挿入形状取得装置 1 6 3 から順次信号出力される挿入部 4 の X 線画像のうち、時系列的に隣接する 2 枚の X 線画像を比較することにより、挿入部 4 の移動方向が前方（挿入方向）または後方（抜去方向）のいずれであるかを検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。

50

## 【 0 0 6 7 】

または、挿入形状取得装置 1 6 3 は、例えば、挿入部 4 に配置された複数の磁界発生素子（図示せず）の駆動に応じて発生した磁界を磁界検出部（図示せず）において検出するとともに、該磁界に応じた挿入部 4 の挿入形状画像を生成して挿抜検出部 1 3 2 b へ信号出力することが可能な、内視鏡挿入形状検出装置として構成される。この場合、挿抜検出部 1 3 2 b は、例えば、挿入形状取得装置 1 6 3 から順次信号出力される挿入部 4 の挿入形状画像のうち、時系列的に隣接する 2 枚の挿入形状画像を比較することにより、挿入部 4 の移動方向が前方（挿入方向）または後方（抜去方向）のいずれであるかを検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。

## 【 0 0 6 8 】

以上に述べたように、本実施例によれば、内視鏡の挿入部の挿入操作及び抜去操作に応じ、直視方向と側視方向とを同時に観察可能な観察画像における一方の視野方向の画像の明るさを適切に調整することができる。

## 【 0 0 6 9 】

（第 3 の実施例）

次に、本発明の第 3 の実施例について説明する。

## 【 0 0 7 0 】

なお、以降の説明において、第 1 の実施例または第 2 の実施例と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施例の内視鏡システムは、第 1 の実施例において、図 1 から図 3 までに示した外観構成、図 4 に示した光源装置の構成、及び、図 5 に示した表示態様をそれぞれ踏襲している一方、図 6 に示した要部の構成とは一部異なる構成要素を具備している。そのため、本実施例においては、図 6 に示した要部の構成と異なる部分について主に説明を行うものとする。

## 【 0 0 7 1 】

まず、図 9 に要部を示した内視鏡システム 2 0 1 において、内視鏡 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子 5 1、光源装置 3 1、ビデオプロセッサ 2 3 2 及びモニタ 3 5 の各部が起動されることにより、撮像素子 5 1 から撮像信号が出力される。

## 【 0 0 7 2 】

ビデオプロセッサ 2 3 2 の画像処理部 3 2 a は、撮像素子 5 1 から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号を生成して画像解析部 2 3 2 b（図 9 参照）、調光エリア選択部 3 2 c 及びモニタ 3 5 へ出力する。これにより、モニタ 3 5 には、例えば図 5 に示すような観察画像が表示される。

## 【 0 0 7 3 】

ビデオプロセッサ 2 3 2 の画像解析部 2 3 2 b は、画像処理部 3 2 a から出力される映像信号に応じた観察画像において、所定の色を具備する対象物、または、所定の輝度を具備する対象物をランドマークとするように予め設定されている。

## 【 0 0 7 4 】

また、画像解析部 2 3 2 b は、例えば、時系列的に隣接する 2 フレーム分の観察画像を比較することにより、前述のランドマークが観察画像の外縁側または中央側のどちらに向かって移動しているかを検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。具体的には、画像解析部 2 3 2 b は、例えば、観察画像内の輝度の空間的勾配または時間的勾配（オプティカルフロー）を用いた演算を行うことにより前述のランドマークの移動方向を検出し、検出結果を調光エリア選択部 3 2 c へ出力する。

## 【 0 0 7 5 】

一方、ビデオプロセッサ 2 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、画像処理部 3 2 a から出力される映像信号に基づき、モニタ 3 5 に表示される観察画像における、直視視野画像の明るさ、及び、側視視野画像の明るさを個別に随時検出する。

## 【 0 0 7 6 】

そして、調光エリア選択部 3 2 c は、前述のランドマークが観察画像の外縁側に移動しているとの検出結果が画像解析部 2 3 2 b から出力された場合に、モニタ 3 5 に表示され

10

20

30

40

50

る直視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置 3 1 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 2 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、前述のランドマークが観察画像の外縁側に移動しているとの検出結果が画像解析部 2 3 2 b から出力された場合には、（挿入部 4 が挿入されていると推定されるため、）モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する（図 1 1 参照）。

【 0 0 7 7 】

光源装置 3 1 の光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c により選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における直視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 3 1 からライトガイド 5 2 へ供給される。

10

【 0 0 7 8 】

以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、図 1 1 に示した観察画像における A 1 - A 2 間の輝度（明るさ）は、例えば図 1 2 に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が該所定の明るさ目標値から外れた輝度（明るさ）となる。

【 0 0 7 9 】

20

ここで、挿入部の挿入操作においては、主に直視方向に対する注意を要するような状況が多く生じ得る。そして、図 1 2 に示すような輝度（明るさ）を具備する観察画像によれば、適切な明るさとなった直視視野画像を見ながら、挿入部 4 の挿入操作をスムーズに行うことができる。

【 0 0 8 0 】

また、調光エリア選択部 3 2 c は、前述のランドマークが観察画像の中央側に移動しているとの検出結果が画像解析部 2 3 2 b から出力された場合に、モニタ 3 5 に表示される側視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置 3 1 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 2 3 2 の調光エリア選択部 3 2 c は、前述のランドマークが観察画像の中央側に移動しているとの検出結果が画像解析部 2 3 2 b から出力された場合には、（挿入部 4 が抜去されていると推定されるため、）モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する（図 1 3 参照）。

30

【 0 0 8 1 】

光源装置 3 1 の光量調整部 3 1 c は、調光エリア選択部 3 2 c により選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ 3 1 a の駆動電流の大きさ及び絞り 3 1 b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における側視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 3 1 からライトガイド 5 2 へ供給される。

【 0 0 8 2 】

40

以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、図 1 3 に示した観察画像における B 1 - B 2 間の輝度（明るさ）は、例えば図 1 4 に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 3 1 に対して行われることにより、モニタ 3 5 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 3 5 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が該所定の明るさ目標値から外れた輝度（明るさ）となる。

【 0 0 8 3 】

ここで、挿入部の抜去操作においては、主に側視方向に対する注意を要するような状況が多く生じ得る。そして、図 1 4 に示すような輝度（明るさ）を具備する観察画像によれば、適切な明るさとなった側視視野画像を見ながら、挿入部 4 の抜去操作をスムーズに行

50

うことができる。

【0084】

なお、画像解析部232bは、前述のランドマークが観察画像の外縁側または中央側のいずれかに移動しているという検出結果以外に、前述のランドマークが移動していないとの検出結果を出力するものであっても良い。これに応じ、調光エリア選択部32cは、前述のランドマークが移動していないとの検出結果を画像解析部232bから得た場合において、（挿入部4が移動していないと推定されるため、）調光対象エリアを前回選択したものと同一表示エリアに維持するものであっても良い。

【0085】

また、本実施例の画像解析部232bは、前述のランドマークが観察画像の外縁側または中央側のどちらに向かって移動しているかを検出するものに限らず、例えば、時系列的に隣接する2フレーム分の観察画像を比較することにより、観察画像内における前述のランドマークの大きさの経時的变化を検出するものであっても良い。これに応じ、調光エリア選択部32cは、前述のランドマークの大きさが次第に大きくなっているとの検出結果を画像解析部232bから得た場合に直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択し、前述のランドマークの大きさが次第に小さくなっているとの検出結果を画像解析部232bから得た場合に側視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択し、さらに、前述のランドマークの大きさが変化していないとの検出結果を画像解析部232bから得た場合に（挿入部4が移動していないと推定されるため、）調光対象エリアを前回選択したものと同一表示エリアに維持するものであっても良い。

【0086】

さらに、例えば図15に示すように、内視鏡を用いて管腔内を観察する場合、管腔に挿入された挿入部の進行方向奥側（開口方向深部）は、観察用の照明光が届き難いことから、画像上は暗部として表示される。本実施例の画像解析部232bは、これを利用し、画像上の暗部をランドマークとして設定することで、暗部（管腔に挿入された挿入部4の進行方向）が現在の観察画像における直視視野画像または側視視野画像のどちらに位置するかを検出するものであっても良い。これに応じ、調光エリア選択部32cは、暗部が直視視野画像内に存在するとの検出結果を画像解析部232bから得た場合には、直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択し、暗部が側視視野画像内に存在するとの検出結果を画像解析部232bから得た場合に側視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するものであっても良い。

【0087】

一方、本実施例の画像解析部232bは、前述のランドマークの移動方向等を検出するものに限らず、例えば、画像処理部32aから出力される映像信号に基づき、現在の観察画像に対して電子ズーム処理が施されているか否かを検出するものであっても良い。これに応じ、調光エリア選択部32cは、観察画像に対して電子ズーム処理が施されているとの検出結果を画像解析部232bから得た場合において、直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するものであっても良い。

【0088】

以上に述べたように、本実施例によれば、内視鏡の現在の観察状況に応じ、直視方向と側視方向とを同時に観察可能な観察画像における一方の視野方向の画像の明るさを適切に調整することができる。

【0089】

（第4の実施例）

次に、本発明の第4の実施例について説明する。

【0090】

なお、以降の説明において、第1の実施例、第2の実施例または第3の実施例と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施例の内視鏡システムは、第1の実施例において、図1から図3までに示した外観構成、図4に示した光源装置の構成、及び、図5に示した表示態様をそれぞれ踏襲している一方、図6に示した要部の構

成とは一部異なる構成要素を具備している。そのため、本実施例においては、図 6 に示した要部の構成と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0091】

まず、図 10 に要部を示した内視鏡システム 301 において、内視鏡 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子 51、光源装置 31、ビデオプロセッサ 332 及びモニタ 35 の各部が起動されることにより、撮像素子 51 から撮像信号が出力される。

【0092】

ビデオプロセッサ 332 の画像処理部 32a は、撮像素子 51 から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号を生成して調光エリア選択部 32c 及びモニタ 35 へ出力する。これにより、モニタ 35 には、例えば図 5 に示すような観察画像が表示される。

10

【0093】

術者は、指示入力装置 364 に対する入力操作により、モニタ 35 に表示される観察画像のうち、直視視野画像または側視視野画像の一方を適切な明るさにするための指示を行う。なお、指示入力装置 364 は、内視鏡 2 において使用可能な種々の機能のオンまたはオフ等に対応した信号を出力可能な装置である限りにおいては、単体の装置として構成されたものであっても良く、または、内視鏡システム 301 が具備するいずれかの装置に組み込まれたものであっても良い。具体的には、指示入力装置 364 は、スコープスイッチ 25、キーボード 34、ビデオプロセッサ 332 の操作パネル、または、フットスイッチのいずれであっても良い。

20

【0094】

ビデオプロセッサ 332 の指示入力検出部 332b は、指示入力装置 364 においてなされた指示が、直視視野画像を適切な明るさにするための指示、または、側視視野画像を適切な明るさにするための指示のいずれであるかを検出し、検出結果を調光エリア選択部 32c へ出力する。

【0095】

一方、ビデオプロセッサ 332 の調光エリア選択部 32c は、画像処理部 32a から出力される映像信号に基づき、モニタ 35 に表示される観察画像における、直視視野画像の明るさ、及び、側視視野画像の明るさを個別に随時検出する。

【0096】

そして、調光エリア選択部 32c は、直視視野画像を適切な明るさにするための指示がなされたとの検出結果が指示入力検出部 332b から出力された場合に、モニタ 35 に表示される直視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置 31 に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ 332 の調光エリア選択部 32c は、直視視野画像を適切な明るさにするための指示がなされたとの検出結果が指示入力検出部 332b から出力された場合には、モニタ 35 における直視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ 35 における側視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する（図 11 参照）。

30

【0097】

光源装置 31 の光量調整部 31c は、調光エリア選択部 32c により選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ 31a の駆動電流の大きさ及び絞り 31b の絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における直視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置 31 からライトガイド 52 へ供給される。

40

【0098】

以上に述べたような制御が光源装置 31 に対して行われることにより、図 11 に示した観察画像における A1 - A2 間の輝度（明るさ）は、例えば図 12 に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置 31 に対して行われることにより、モニタ 35 における直視視野画像の表示エリアの輝度（明るさ）が所定の明るさ目標値に相当する輝度（明るさ）となり、モニタ 35 における側視視野画像の表示エリアの輝度（明

50

るさ)が該所定の明るさ目標値から外れた輝度(明るさ)となる。

【0099】

また、調光エリア選択部32cは、側視視野画像を適切な明るさにするための指示がなされたとの検出結果が指示入力検出部332bから出力された場合に、モニタ35に表示される側視視野画像の明るさが所定の明るさ目標値に達するまで、光源装置31に対して制御を行う。換言すると、ビデオプロセッサ332の調光エリア選択部32cは、側視視野画像を適切な明るさにするための指示がなされたとの検出結果が指示入力検出部332bから出力された場合には、モニタ35における側視視野画像の表示エリアを調光対象エリアとして選択するとともに、モニタ35における直視視野画像の表示エリアを非調光対象エリアとして設定する(図13参照)。

10

【0100】

光源装置31の光量調整部31cは、調光エリア選択部32cにより選択された調光対象エリアの明るさが所定の明るさ目標値に達するように、ランプ31aの駆動電流の大きさ及び絞り31bの絞り量のうちの少なくとも一方を変化させる。これにより、観察画像における側視視野画像の明るさを所定の明るさ目標値とするような光量の照明光が、光源装置31からライトガイド52へ供給される。

【0101】

以上に述べたような制御が光源装置31に対して行われることにより、図13に示した観察画像におけるB1-B2間の輝度(明るさ)は、例えば図14に示すようなものとなる。すなわち、以上に述べたような制御が光源装置31に対して行われることにより、モニタ35における側視視野画像の表示エリアの輝度(明るさ)が所定の明るさ目標値に相当する輝度(明るさ)となり、モニタ35における直視視野画像の表示エリアの輝度(明るさ)が該所定の明るさ目標値から外れた輝度(明るさ)となる。

20

【0102】

なお、指示入力装置364は、前述した各装置により構成されるものに限らず、例えば、術者の声を音声信号として取り込むことが可能なマイクにより構成されるものであっても良い。これに応じ、指示入力検出部332bは、指示入力装置364から出力される音声信号に対して音声解析処理を行うことにより、直視視野画像を適切な明るさにするための指示、または、側視視野画像を適切な明るさにするための指示のいずれがなされたかを検出するものであっても良い。

30

【0103】

また、本実施例においては、直視視野画像を適切な明るさにするための指示、及び、側視視野画像を適切な明るさにするための指示に加え、直視視野画像の明るさと側視視野画像の明るさとを平均化するための指示を行うことができるように指示入力装置364を構成しても良い。このような場合において、調光エリア選択部32cは、直視視野画像および側視視野画像の両方を含む表示エリア全体を調光対象エリアとして設定する。

【0104】

以上に述べたように、本実施例によれば、直視方向と側視方向とを同時に観察可能な観察画像において、所望の視野方向の画像の明るさが適切な明るさとなるように調整することができる。また、本実施例の指示入力装置364の入力操作による調光対象エリアの切替制御を、実施例1~3にあるような自動切替制御と組み合わせる用いてもよい。このような場合には、例えば自動切替制御よりも指示入力装置364の入力操作による切替を優先することにより、術者の所望の表示領域の調光を適切に行うことができる。

40

【0105】

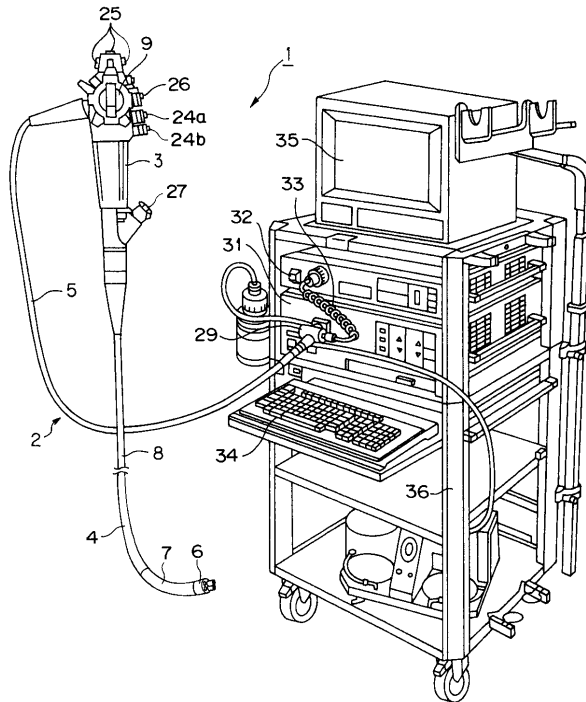
なお、本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【0106】

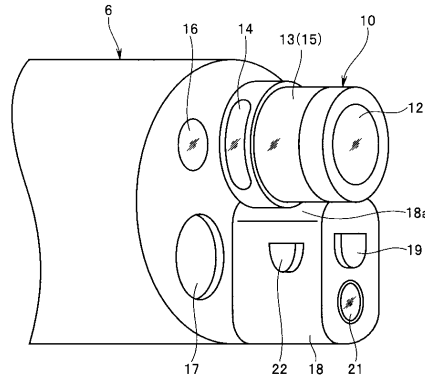
本出願は、2009年11月6日に日本国に出願された特願2009-255185号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

50

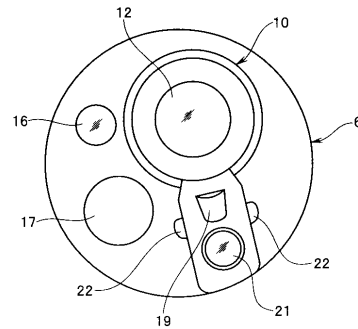
【図 1】



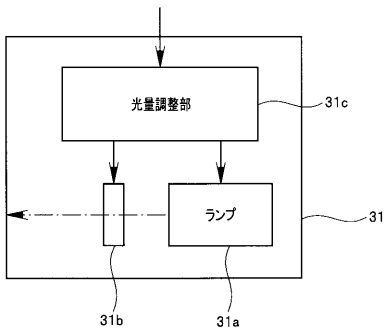
【図 2】



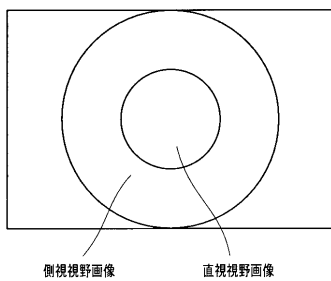
【図 3】



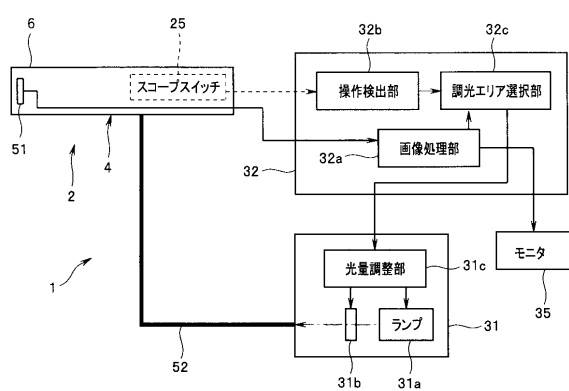
【図 4】



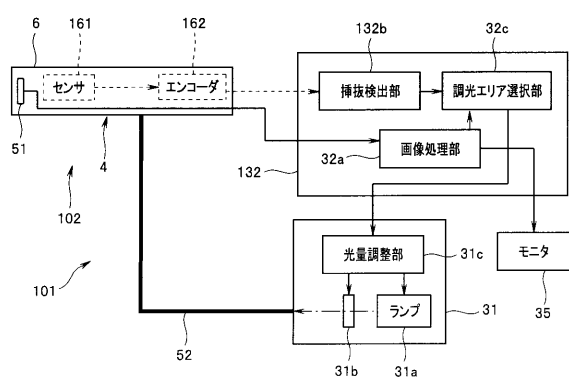
【図 5】



【図 6】

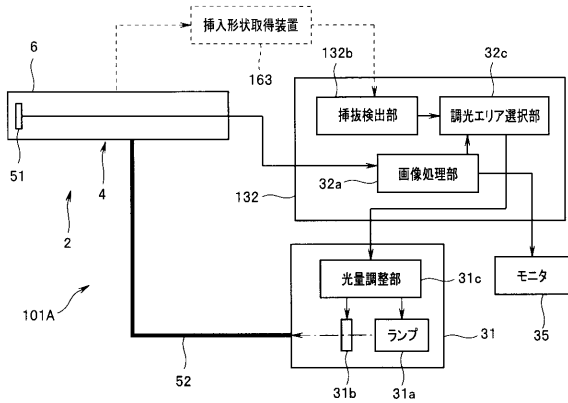


【図 7】

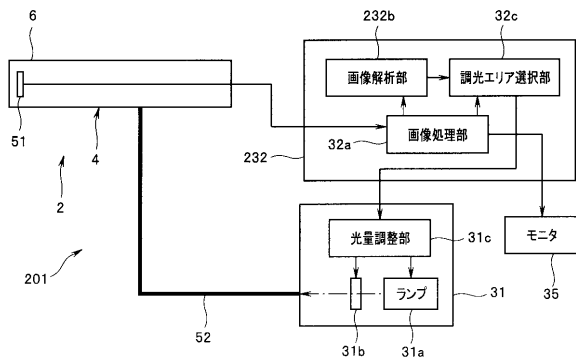




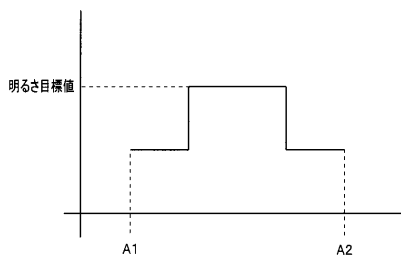
【図 8】



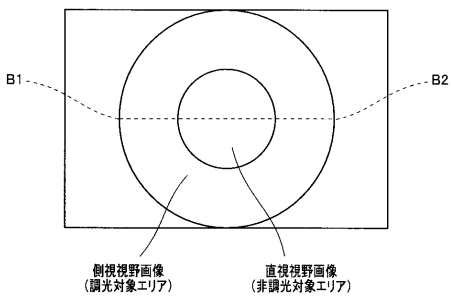
【図 9】



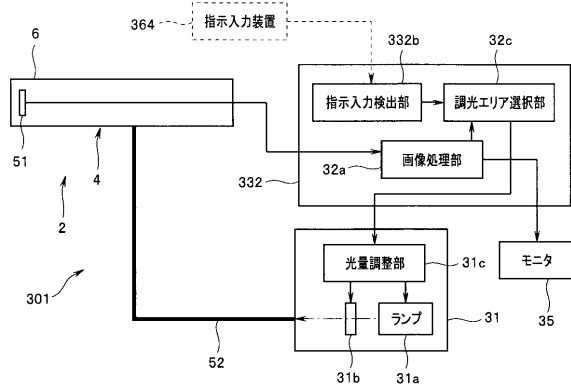
【図 12】



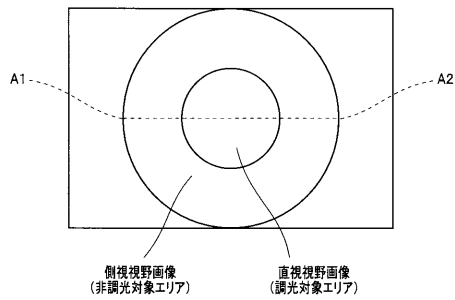
【図 13】



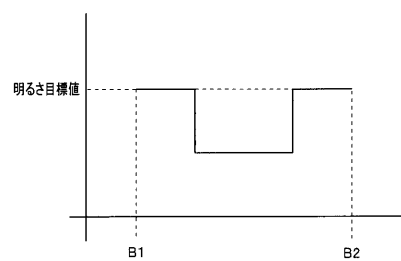
【図 10】



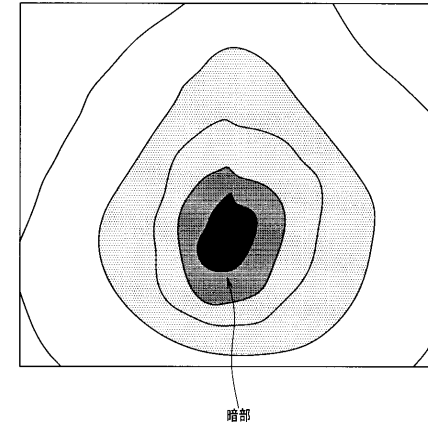
【図 11】



【図 14】



【図 15】



## 【手続補正書】

【提出日】平成23年1月17日(2011.1.17)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の内視鏡システムは、観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の移動に対する物理量の変化を検出する検出部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記検出部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうちの前記物理量の変化が増大する移動方向に応じた視野画像を調光対象として選択し、前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う調光エリア選択部と、を有する。

本発明の内視鏡システムは、観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡に設けられた処置具チャンネルからの処置具の突出を検出する検出部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記検出部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうちの、前記処置具の突出方向の視野画像を調光対象として選択し、前記調光対象として選択した視野画像の輝度が他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くなるように前記光源装置に対する制御を行う調光エリア選択部と、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】

観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、  
前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、  
前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の移動に対する物理量の変化を検出する検出部と、

前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、

前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記検出部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうちの前記物理量の変化が増大する移動方向に応じた視野画像を調光対象として選択し、前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う調光エリア選択部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記検出部は、前記物理量の変化に基づき、前記挿入部の移動方向が挿入方向または抜去方向のいずれであることを検出可能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 3】**

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、  
前記検出部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が挿入されていることを検出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】**

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、  
前記検出部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が抜去されていることを検出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】**

前記検出部は、前記観察画像に含まれる所定のランドマークに関する情報を前記映像信号に基づいて検出し、  
前記調光エリア選択部は、前記所定のランドマークに関する情報の検出結果に基づいて前記一方の視野画像を調光対象として選択し、該一方の視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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 6】**

前記検出部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの移動方向を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記検出部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの大きさの経時的変化を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記検出部は、前記観察画像において前記所定のランドマークが存在する位置を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、  
前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、  
前記内視鏡に設けられた処置具チャンネルからの処置具の突出を検出する検出部と、  
前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、  
前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出し、前記検出部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうち、前記処置具の突出方向の視野画像を調光対象として選択し、前記調光対象として選択した視野画像の輝度が他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くなるように前記光源装置に対する制御を行う調光エリア選択部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 10】**

前記直視視野画像を適切な明るさとする指示、及び、前記側視視野画像を適切な明るさとする指示の 2 つの指示を少なくとも行うことが可能な指示入力装置をさらに有し、  
前記検出部は、前記指示入力装置においてなされた指示が前記 2 つの指示のうちのいずれであるかを検出することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

**【手続補正書】**

【提出日】平成23年3月18日(2011.3.18)

**【手続補正 1】**

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 0 6 】

本発明の内視鏡システムは、体腔内の観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の前記体腔内の観察対象物に対して挿入する方向又は抜去する移動方向を示す物理量の変化を検出するセンサー部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出する検出部と、前記センサー部の検出結果に基づいて前記挿入部の移動方向が挿入方向であるか、または、抜去方向であるかを検出する挿抜検出部と、前記挿抜検出部の検出結果に基づいて、前記挿入部の移動方向が挿入方向である場合には前記直視視野画像を調光対象として選択し、前記移動方向が抜去方向である場合には前記側視視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う光量調整部と、を有する。

本発明の内視鏡システムは、観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡に設けられた処置具チャンネルからの処置具の突出を検出するセンサー部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出する検出部と、前記センサー部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうち、前記処置具の突出方向の視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、前記調光エリア選択部により、前記調光対象として選択した視野画像の輝度が他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くなるように前記光源装置に対する制御を行う光量調整部と、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 】

体腔内の観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の前記体腔内の観察対象物に対して挿入する方向又は抜去する移動方向を示す物理量の変化を検出するセンサー部と、

前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、

前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出する検出部と、

前記センサー部の検出結果に基づいて前記挿入部の移動方向が挿入方向であるか、または、抜去方向であるかを検出する挿抜検出部と、

前記挿抜検出部の検出結果に基づいて、前記挿入部の移動方向が挿入方向である場合には前記直視視野画像を調光対象として選択し、前記移動方向が抜去方向である場合には前記側視視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、

前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う光量調整部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【 請 求 項 2 】

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、

前記センサー部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が挿入又は抜去されていることを検出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】

前記センサー部は、前記観察画像に含まれる所定のランドマークに関する情報を前記映像信号に基づいて検出し、

前記調光エリア選択部は、前記所定のランドマークに関する情報の検出結果に基づいて前記一方の視野画像を調光対象として選択し、

前記光量調整部は、前記一方の視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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 4】

前記センサー部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの移動方向を検出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】

前記センサー部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの大きさの経時的変化を検出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】

前記センサー部は、前記観察画像において前記所定のランドマークが存在する位置を検出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】

観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、

前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、

前記内視鏡に設けられた処置具チャンネルからの処置具の突出を検出するセンサー部と

前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、

前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさとを個別に検出する検出部と、

前記センサー部の検出結果に基づいて前記直視視野画像及び前記側視視野画像のうち、前記処置具の突出方向の視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、

前記調光エリア選択部により、前記調光対象として選択した視野画像の輝度が他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くなるように前記光源装置に対する制御を行う光量調整部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

前記直視視野画像を適切な明るさとする指示、及び、前記側視視野画像を適切な明るさとする指示の 2 つの指示を少なくとも行うことが可能な指示入力装置をさらに有し、

前記センサー部は、前記指示入力装置においてなされた指示が前記 2 つの指示のうちのいずれであるかを検出することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成 23 年 7 月 21 日 (2011.7.21)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 6】

本発明の内視鏡システムは、体腔内の観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の前記体腔内の観察対象物に

対して挿入する方向又は抜去する移動方向を示す物理量の変化を検出するセンサー部と、前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出する検出部と、前記センサー部の検出結果に基づいて前記挿入部の移動方向が挿入方向であるか、または、抜去方向であるかを検出する挿抜検出部と、前記挿抜検出部の検出結果に基づいて、前記挿入部の移動方向が挿入方向である場合には前記直視視野画像を調光対象として選択し、前記移動方向が抜去方向である場合には前記側視視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う光量調整部と、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】

体腔内の観察対象物の直視視野画像及び側視視野画像を取得する内視鏡と、  
前記観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置と、  
前記内視鏡の操作によって生じる、前記内視鏡に設けられた挿入部の前記体腔内の観察対象物に対して挿入する方向又は抜去する移動方向を示す物理量の変化を検出するセンサー部と、  
前記直視視野画像と前記側視視野画像とを同一の画面内に具備する観察画像を生成して映像信号として出力する画像処理部と、  
前記映像信号に基づいて前記直視視野画像の明るさと前記側視視野画像の明るさを個別に検出する検出部と、  
前記センサー部の検出結果に基づいて前記挿入部の移動方向が挿入方向であるか、または、抜去方向であるかを検出する挿抜検出部と、  
前記挿抜検出部の検出結果に基づいて、前記挿入部の移動方向が挿入方向である場合には前記直視視野画像を調光対象として選択し、前記移動方向が抜去方向である場合には前記側視視野画像を調光対象として選択する調光エリア選択部と、  
前記調光対象として選択した視野画像の輝度を他方の視野画像の輝度よりも相対的に高くするように制御を行う光量調整部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項２】

前記挿入部の挿入形状を取得する挿入形状取得装置をさらに有し、  
前記センサー部は、前記挿入形状取得装置において得られた前記挿入部の挿入形状を含む信号に基づき、前記挿入部が挿入又は抜去されていることを検出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】

前記センサー部は、前記観察画像に含まれる所定のランドマークに関する情報を前記映像信号に基づいて検出し、  
前記調光エリア選択部は、前記所定のランドマークに関する情報の検出結果に基づいて前記一方の視野画像を調光対象として選択し、  
前記光量調整部は、前記一方の視野画像が前記所定の明るさ目標値に達するように前記光源装置に対する制御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４】

前記センサー部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの移動方向を検出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】

前記センサー部は、前記観察画像における前記所定のランドマークの大きさの経時的変化を検出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】

前記センサー部は、前記観察画像において前記所定のランドマークが存在する位置を検出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。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/067949

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i

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

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/06

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
Y	JP 11-32982 A (Toshiba Corp.), 09 February 1999 (09.02.1999), (Family: none)	1-11, 13, 14
Y	JP 2004-329700 A (Pentax Corp.), 25 November 2004 (25.11.2004), (Family: none)	1-11, 13, 14
Y	JP 2009-178416 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 August 2009 (13.08.2009), & US 2009/198104 A1 & EP 2085017 A1	2
Y	JP 6-181885 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 July 1994 (05.07.1994), (Family: none)	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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
19 November, 2010 (19.11.10)Date of mailing of the international search report  
30 November, 2010 (30.11.10)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/067949

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-330348 A (Olympus Medical Systems Corp.), 27 December 2007 (27.12.2007), & US 2008/9714 A1 & EP 1867271 A1	6-9
Y	JP 2008-136628 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 June 2008 (19.06.2008), & EP 2082678 A1	6-9
Y	JP 2007-282857 A (Olympus Medical Systems Corp.), 01 November 2007 (01.11.2007), & US 2009/41320 A1 & EP 2008571 A1	10,11,13
Y	JP 2003-93328 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April 2003 (02.04.2003), & US 2005/10082 A1 & EP 1437083 A1	10,11,13
A	JP 10-165357 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 June 1998 (23.06.1998), paragraph [0031] (Family: none)	1-14
A	JP 2000-356749 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 December 2000 (26.12.2000), (Family: none)	1-14
A	JP 9-313435 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 December 1997 (09.12.1997), paragraphs [0024], [0025], [0029] (Family: none)	1-14
A	JP 60-53923 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 March 1985 (28.03.1985), (Family: none)	1-14
A	JP 5-40231 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 February 1993 (19.02.1993), paragraph [0019] (Family: none)	1-14
A	WO 2006/004083 A1 (Osaka University), 12 January 2006 (12.01.2006), & US 2008/45797 A1 & EP 1769718 A1	1-14
A	JP 2009-45358 A (Olympus Corp.), 05 March 2009 (05.03.2009), fig. 2 (Family: none)	1-14
A	JP 2007-307090 A (Shimane University), 29 November 2007 (29.11.2007), (Family: none)	1-14

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/067949

**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-235346 A (Mitsubishi Electric Corp.), 07 September 2006 (07.09.2006), fig. 4, 9 (Family: none)	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2010/067949	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/06			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用了電子データベース (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	
Y	JP 11-32982 A (株式会社東芝) 1999.02.09, (ファミリーなし)	1-11, 13, 14	
Y	JP 2004-329700 A (ペンタックス株式会社) 2004.11.25, (ファミリーなし)	1-11, 13, 14	
Y	JP 2009-178416 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.08.13, & US 2009/198104 A1 & EP 2085017 A1	2	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 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、国際出願日後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 19.11.2010		国際調査報告の発送日 30.11.2010	
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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/067949

C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 6-181885 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.07.05, (ファミリーなし)	4-9
Y	JP 2007-330348 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.12.27, & US 2008/9714 A1 & EP 1867271 A1	6-9
Y	JP 2008-136628 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.06.19, & EP 2082678 A1	6-9
Y	JP 2007-282857 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.11.01, & US 2009/41320 A1 & EP 2008571 A1	10, 11, 13
Y	JP 2003-93328 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.04.02, & US 2005/10082 A1 & EP 1437083 A1	10, 11, 13
A	JP 10-165357 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.06.23, 段落【0031】 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2000-356749 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.12.26, (ファミリーなし)	1-14
A	JP 9-313435 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.12.09, 段落【0024】、【0025】、【0029】 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 60-53923 A (オリンパス光学工業株式会社) 1985.03.28, (ファミリーなし)	1-14
A	JP 5-40231 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.02.19, 段落【0019】 (ファミリーなし)	1-14
A	WO 2006/004083 A1 (国立大学法人大阪大学) 2006.01.12, & US 2008/45797 A1 & EP 1769718 A1	1-14
A	JP 2009-45358 A (オリンパス株式会社) 2009.03.05, 【図2】 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2007-307090 A (国立大学法人島根大学) 2007.11.29, (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2006-235346 A (三菱電機株式会社) 2006.09.07, 【図4】、【図9】 (ファミリーなし)	1-14

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2009年7月)

---

 フロントページの続き

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

F ターム(参考) 2H040 BA11 CA04 CA11 CA13 CA21 CA22 DA15 DA21 DA57 EA01  
GA02 GA11  
4C061 BB02 BB04 DD03 FF40 GG01 LL02 NN01 NN05 RR02 TT01  
WW10 WW13  
4C161 BB02 BB04 DD03 FF40 GG01 LL02 NN01 NN05 RR02 TT01  
WW10 WW13

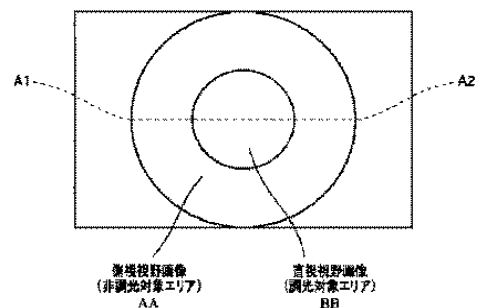
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2011055613A1</a>	公开(公告)日	2013-03-28
申请号	JP2011502178	申请日	2010-10-13
[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	加瀬聖悟 倉康人 坂本雄次		
发明人	加瀬 聖悟 倉 康人 坂本 雄次		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0661 A61B1/00147 A61B1/00177 A61B1/00179 A61B1/012 A61B1/018 A61B1/05 A61B1/126		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.320.Z G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/CA21 2H040/CA22 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/EA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/BB04 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/RR02 4C061/TT01 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR02 4C161/TT01 4C161/WW10 4C161/WW13		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009255185 2009-11-06 JP		
其他公开文献	JP4856286B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的内窥镜系统是一种内窥镜，其获取观察对象的直视视野图像和侧视视野图像，提供用于照亮观察对象的照明光的光源装置以及预定的输出信号。可选地，检测单元基于预定的输出信息获得预定的检测结果，图像处理单元生成并输出在同一屏幕中具有直视视野图像和侧视视野图像的视频信号，分别检测视场图像的亮度和侧视场图像的亮度，并且基于预定的检测结果，将直视视场图像和侧视场图像的一个视场图像选择为调光目标。以及调光区域选择单元，其控制光源装置，使得视场图像达到适合于观察的预定亮度目标值。

【図11】



AA... SIDE VIEW IMAGE (AREA NOT TO BE SUBJECTED TO LIGHT CONTROL)  
BB... DIRECT VIEW IMAGE (AREA TO BE SUBJECTED TO LIGHT CONTROL)