

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/010157

発行日 平成30年5月24日 (2018.5.24)

(43) 国際公開日 平成29年1月19日 (2017.1.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 5	2 H 0 1 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	2 H 1 5 1
G 0 2 B 7/36 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 2	4 C 1 6 1
G 0 3 B 13/36 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/232 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2017-528310 (P2017-528310)	(71) 出願人	000002185
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/064126		ソニー株式会社
(22) 国際出願日	平成28年5月12日 (2016.5.12)		東京都港区港南1丁目7番1号
(31) 優先権主張番号	特願2015-141225 (P2015-141225)	(71) 出願人	313009556
(32) 優先日	平成27年7月15日 (2015.7.15)		ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都八王子市子安町四丁目7番1号
		(74) 代理人	100095957
			弁理士 亀谷 美明
		(74) 代理人	100096389
			弁理士 金本 哲男
		(74) 代理人	100101557
			弁理士 萩原 康司
		(74) 代理人	100128587
			弁理士 松本 一騎
		最終頁に続く	

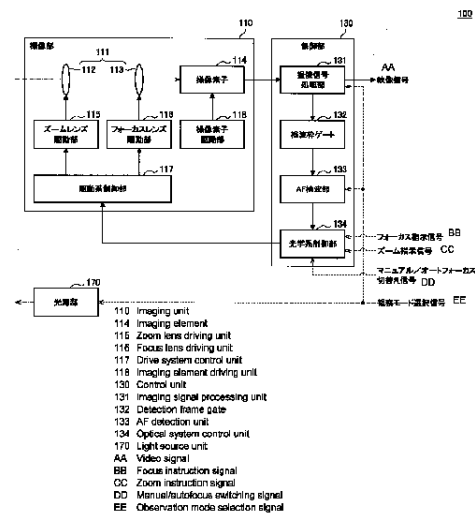
(54) 【発明の名称】 医療用観察装置及び医療用観察方法

(57) 【要約】

【課題】観察の対象となる帯域に応じて、より好適な状態で光学系の焦点位置を制御する。

【解決手段】撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出する算出部と、前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも1つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御する制御部と、を備える、医療用観察装置。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出する算出部と、

前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも 1 つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御する制御部と、

を備える、医療用観察装置。

10

【請求項 2】

前記算出部は、前記複数の分光成分に基づき前記観察の対象とする帯域の成分に基づく画像データを生成するための補正パラメータに応じた前記重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 3】

前記算出部は、前記観察の対象とする帯域ごとにあらかじめ設定された前記重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 4】

前記算出部は、前記観察対象光の帯域のうち少なくとも一部の帯域を観察対象とする複数のモードそれぞれについてあらかじめ設定された前記重みのうち、選択された前記モードに対応する前記重みを取得し、取得した当該重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 3 に記載の医療用観察装置。

20

【請求項 5】

前記複数のモードには、狭帯域光観察、蛍光観察、及び赤外光観察のうち少なくともいずれかに対応するモードが含まれる、請求項 4 に記載の医療用観察装置。

【請求項 6】

前記算出部は、前記被写体の撮像が行われる手術の術式に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 7】

前記算出部は、前記被写体の撮像が行われる診療科に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

30

【請求項 8】

前記算出部は、前記光学系の光学特性に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 9】

前記複数の分光成分に対応する前記撮像信号は、R G B 信号であり、

R 信号、G 信号、及び B 信号の輝度成分をそれぞれ R、G、及び B とし、前記重みに基づき、前記 R 信号、前記 G 信号、及び前記 B 信号それぞれに対応する係数を r、g、及び b としたとき、前記評価値を算出するための評価信号 L は、以下に示す計算式に基づき算出される、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

40

【数 1】

$$L=r \times R+g \times G+b \times B$$

【請求項 10】

前記制御部は、前記評価値を基に算出される被写体像のコントラストに基づき、前記光学系の焦点位置を制御する、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 11】

前記撮像素子を含む撮像部を備える、請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 12】

50

前記撮像部は、患者の体腔内に挿入される内視鏡である、
請求項 1 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 1 3】

前記撮像部は、前記被写体の光学像を取得する前記光学系を含む顕微鏡部であって、
前記顕微鏡部を支持する支持部、
をさらに備える、
請求項 1 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 1 4】

プロセッサが、

撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出することと、

前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも 1 つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御することと、

を含む、医療用観察方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、医療用観察装置及び医療用観察方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年では、手術手法、手術器具の発達により、内視鏡や手術用顕微鏡等のような医療用の観察装置により患部を観察しながら、各種処置を施す手術（所謂、マイクロサージャリー）が頻繁に行われるようになってきている。また、このような医療用の観察装置の中には、患部を光学的に観察可能とする装置に限らず、撮像部（カメラ）等により撮像された患部の画像を、モニタなどの表示部に電子画像として表示させる装置もある。

【0 0 0 3】

また、上記のような撮像部においては、被写体に対して自動的に焦点合わせを行うオートフォーカス（A F）機能が備えられたものがある。例えば、特許文献 1 には、オートフォーカス機能を備えた内視鏡装置の一例が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開 2 0 1 2 - 1 1 0 4 8 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

内視鏡や手術用顕微鏡等のような医療用の観察装置による患部の観察には、狭帯域光観察（N B I : Narrow Band Imaging）、蛍光観察（A F I : Auto Fluorescence Imaging）、赤外光観察（I R I : Infra Red Imaging）等のように通常光（白色光）とは異なる帯域の光を観察の対象とした、所謂特殊光観察が知られている。

【0 0 0 6】

一方で、このような特殊光観察において、観察の対象となる帯域に応じて、合焦する光学系の位置（以降では、「合焦位置」と称する場合がある）にずれが生じ、鮮明な被写体像を得ることが困難となる場合がある。このような現象は、特に色収差の大きい光学系（レンズ等）を使用する場合において、より顕在化しやすい傾向にあることがわかっている。

【0 0 0 7】

10

20

30

40

50

そこで、本開示では、観察の対象となる帯域に応じて、より好適な態様で光学系の焦点位置を制御することが可能な、医療用観察装置及び医療用観察方法を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本開示によれば、撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出する算出部と、前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも1つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御する制御部と、を備える、医療用観察装置が提供される。

10

【0009】

また、本開示によれば、プロセッサが、撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出することと、前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも1つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御することと、を含む、医療用観察方法が提供される。

20

【発明の効果】

【0010】

以上説明したように本開示によれば、観察の対象となる帯域に応じて、より好適な態様で光学系の焦点位置を制御することが可能な、医療用観察装置及び医療用観察方法が提供される。

【0011】

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本開示の一実施形態に係る医療用観察装置を適用したシステムの概略的な構成の一例について説明するための説明図である。

30

【図2】コントラスト方式におけるAF動作の概念について説明するための説明図である。

【図3】色収差により合焦位置のずれが生じる原理について説明するための説明図である。

【図4】同実施形態に係る医療用観察装置の機能構成の一例について示したブロック図である。

【図5】AF検波部の機能構成の一例を示したブロック図である。

【図6】同実施形態に係る医療用観察装置の一連の処理の流れの一例を示したフローチャートである。

40

【図7】同実施形態に係る医療用観察装置の一適用例について説明するための説明図である。

【図8】同実施形態に係る医療用観察装置として構成される情報処理装置のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

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。

50

【 0 0 1 4 】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

- 1．システム構成
- 2．焦点位置の制御に関する検討
- 3．機能構成
- 4．処理
- 5．変形例
- 6．適用例
- 7．ハードウェア構成
- 8．まとめ

10

【 0 0 1 5 】

< 1．システム構成 >

まず、図 1 を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置を適用したシステムの構成の一例について説明する。図 1 は、本実施形態に係る医療用観察装置を適用したシステムの概略的な構成の一例について説明するための説明図である。

【 0 0 1 6 】

例えば、図 1 は、医療現場において従来の開腹手術に代わって行われる、腹部の内視鏡外科手術において用いられる内視鏡手術システムの一例を示している。図 1 に示すように、腹部の内視鏡外科手術では、従来のように腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ 2 5 a、2 5 b と称される開孔器具が腹壁に数か所取り付けられ、トロッカ 2 5 a、2 5 b に設けられている孔から腹腔鏡（以下、内視鏡とも称する）1 1、エネルギー処置具 2 2 や鉗子 2 3 等が体内に挿入される。そして、内視鏡 1 1 によってビデオ撮像された患部（腫瘍等）U の画像をリアルタイムに見ながら、エネルギー処置具 2 2 等によって患部 U を切除するなどの処置が行われる。なお、内視鏡 1 1、エネルギー処置具 2 2 や鉗子 2 3 は、術者、助手、スコピスト、またはロボット等により保持される。

20

【 0 0 1 7 】

このような内視鏡下手術を行う手術室内には、内視鏡下手術のための装置類を搭載するカート 3 1、患者が横たわる患者ベッド 3 3、フットスイッチ 3 5 等が配置される。また、カート 3 1 には、医療機器として、例えば、カメラコントロールユニット(CCU) 1 3、光源装置 1 7、処置具用装置 2 1、気腹装置 2 4、表示装置 1 5、レコーダ 2 6 及びプリンタ 2 7 等の装置類が載置される。

30

【 0 0 1 8 】

内視鏡 1 1 の観察光学系を通じて撮像された患部 U の画像信号は、カメラケーブルを介して CCU 1 3 に伝送される。なお、CCU 1 3 は、カメラケーブルを介して内視鏡 1 1 に接続される他、無線の通信経路を介して内視鏡 1 1 に接続されてもよい。CCU 1 3 は、内視鏡 1 1 から出力される画像信号に対して信号処理を施し、信号処理後の当該画像信号を表示装置 1 5 に出力する。このような構成により、患部 U の内視鏡画像が表示装置 1 5 に表示される。

【 0 0 1 9 】

なお、CCU 1 3 は、信号処理後の画像信号をレコーダ 2 6 に出力することで、当該レコーダ 2 6 に、患部 U の内視鏡画像を画像データ（例えば、動画像のデータ）として記録させてもよい。また、CCU 1 3 は、信号処理後の画像信号をプリンタ 2 7 に出力することで、当該プリンタ 2 7 に、患部 U の内視鏡画像を印刷させてもよい。

40

【 0 0 2 0 】

光源装置 1 7 は、ライトガイドケーブルを介して内視鏡 1 1 に接続され、患部 U に対してさまざまな波長の光を切り替えて照射することが可能である。なお、光源装置 1 7 から照射される光は、例えば、補助光として用いられる場合もある。

【 0 0 2 1 】

処置具用装置 2 1 は、例えば、電気熱を用いて患部 U を切断するエネルギー処置具 2 2 に対して高周波電流を出力する高周波出力装置に相当する。

50

【 0 0 2 2 】

また、気腹装置 2 4 は、送気、吸気手段を備え、患者体内の例えば腹部領域に空気を送気するものである。

【 0 0 2 3 】

フットスイッチ 3 5 は、術者や助手等のフット操作をトリガ信号として、C C U 1 3 や処置具用装置 2 1 等を制御するようになっている。

【 0 0 2 4 】

以上、図 1 を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察装置を適用したシステム構成として、所謂、内視鏡手術システム 1 の概略的なシステム構成の一例について説明した。

10

【 0 0 2 5 】

< 2 . 焦点位置の制御に関する検討 >

次に、本開示の一実施形態に係る医療用観察装置の特徴をよりわかりやすくするために、内視鏡 1 1 等に含まれる撮像部による焦点位置の制御に関する動作の概要を説明し、次いで、本実施形態に係る医療用観察装置の課題について整理する。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 1 1 等に含まれる撮像部は、被写体に対して自動的に焦点を合わせる所謂オートフォーカス (A F) 機能が備えられている場合がある。

【 0 0 2 7 】

一般的に、A F の方式は、アクティブ方式とパッシブ方式の 2 種類に大きく分類される。アクティブ方式は、例えば近赤外光等を被写体に対して照射してその反射光を受光することにより被写体との距離を測定し、測定された距離に基づいて当該被写体に焦点が合うように光学系を構成する光学部材を移動させることにより、合焦動作を行う方式である。一方、パッシブ方式は、測距用の光等を自ら発することなく、撮影された被写体像から得られる情報に基づいて被写体に焦点が合うように光学系を構成する光学部材を移動させることにより、合焦動作を行う方式である。

20

【 0 0 2 8 】

また、A F の方式としては、例えば、コントラスト方式、位相差方式、デプスマップ (D e p t h M a p) 方式、三角測距方式と呼称されている方式が一般的に知られている。これらの方式は、いずれも、撮影された被写体像から得られる情報に基づいて合焦動作を行うものであり、特に、パッシブ方式の A F の方式として適用され得る。

30

【 0 0 2 9 】

例えば、図 2 は、コントラスト方式における A F 動作の概念について説明するための説明図である。図 2 において、横軸は、撮像部の光学系のうち焦点位置を制御するための光学部材 (即ち、フォーカスレンズ) の光軸方向に沿った位置 (以降では、「フォーカスレンズ位置」と称する場合がある) を模式的に示している。また、縦軸は、撮像部が、焦点位置を制御するために参照する A F 評価値を示している。なお、コントラスト方式においては、被写体像のコントラストが、当該 A F 評価値に相当する。即ち、図 2 において、参照符号 g 1 1 は、フォーカスレンズ位置に応じた、被写体像のコントラストの変化の一例を模式的に示している。また、参照符号 p 1 1 は、コントラストが最大となるフォーカスレンズ位置、即ち、合焦位置を示している。

40

【 0 0 3 0 】

撮像部は、例えば、フォーカスレンズの位置を移動させながら、被写体像から算出される A F 評価値 (コントラスト) を評価し、当該 A F 評価値が最大となるフォーカスレンズ位置 (即ち、合焦位置) を探索する。そして、撮像部は、探索された合焦位置にフォーカスレンズを移動させることで、被写体への合焦を行う。

【 0 0 3 1 】

なお、他の方式については、A F 評価値として使用するパラメータや、当該 A F 評価値の評価方法が異なるものの、被写体像から A F 評価値を算出し、当該 A F 評価値に基づき合焦位置を特定するという基本的な考え方については、コントラスト方式と同様である。

50

上記を踏まえ、以降の説明においては、焦点位置の制御に関する説明においては、A F の方式としてコントラスト方式を適用した場合を例に説明するものとする。

【 0 0 3 2 】

一方で、内視鏡システムや手術用顕微鏡等のような医療用観察装置による患部の観察には、通常光（白色光）とは異なる帯域の成分を観察対象とした、所謂特殊光観察が知られている。例えば、特殊光観察の一例として、狭帯域光観察（N B I : Narrow Band Imaging）が挙げられる。

【 0 0 3 3 】

狭帯域光観察では、例えば、被写体に対して青色及び緑色の帯域にそれぞれ含まれる狭帯域の光を補助光として照射し、被写体からの反射光のうち、緑色成分の光（緑色光）と青色成分の光（青色光）とに基づき、当該被写体の画像を生成する。特に、青色光及び緑色光は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい。そのため、狭帯域光観察では、このような特性を利用することで、例えば、色素等による染色を伴わずに、血管などをより鮮明に撮像することが可能となる。

【 0 0 3 4 】

また、特殊光観察の他の一例として、生体または非生体資料からの蛍光・燐光現象を観察することによって対象を観察する蛍光観察（A F I : Auto Fluorescence Imaging）や、赤外光を観察の対象とする赤外光観察（I R I : Infra Red Imaging）等が挙げられる。なお、これらの観察方法については、一般的に知られているため、詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 5 】

このような特殊光観察においては、観察の対象となる帯域に応じて合焦位置にずれが生じ、鮮明な被写体像を得ることが困難となる場合がある。このような現象は、特に色収差の大きい光学系（レンズ等）を使用する場合において、より顕在化しやすい傾向にあることがわかっている。

【 0 0 3 6 】

例えば、図 3 は、色収差により合焦位置のずれが生じる原理について説明するための説明図である。特に、図 3 に示す例では、説明をよりわかりやすくするために、色収差の大きい光学系（レンズ）を使用した場合の一例について概略的に示している。

【 0 0 3 7 】

図 3 に示すように、光線を透過し屈折させる物質（即ち、レンズ等の光学系）において、屈折率は一定ではなく、光線の波長（周波数）によって異なる。具体的には、図 3 に示すように、光線の波長が短いほど（光線の周波数が高いほど）屈折率が高くなる。そのため、図 3 に示すように、例えば、波長の比較的短い紫外光に比べて、当該紫外光よりも波長の長い白色光や赤外光の方が、光学系に対してより遠い位置で焦点を結ぶこととなる。

【 0 0 3 8 】

このような特性から、例えば、赤外光を観察の対象とする場合において、通常光（白色光）を観察する場合と同様に、当該通常光の検出結果を基に算出された A F 評価値に基づきフォーカスレンズ位置を制御したとしても、より鮮明な被写体像が得られるとは限らない。このような現象は、色収差の大きい光学系ほど、より顕在化しやすい傾向にあることは、前述した通りである。

【 0 0 3 9 】

そこで、本実施形態に係る医療用観察装置は、色収差の比較的大きい光学系を使用した場合においても、観察の対象となる帯域に応じて、より好適な態様で当該光学系の焦点位置を制御することが可能な仕組みを提供する。なお、以降では、本実施形態に係る医療用観察装置についてさらに詳しく説明する。

【 0 0 4 0 】

< 3 . 機能構成 >

まず、図 4 を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置の機能構成の一例について説明する。図 4 は、本実施形態に係る医療用観察装置の機能構成の一例について示したプロ

10

20

30

40

50

ック図であり、特に、観察対象（被検体）の画像を撮像し、当該画像を表示する処理に着目した機能構成の一例を示している。

【0041】

図4に示すように、本実施形態に係る医療用観察装置100は、撮像部110（例えば、カメラヘッド）と、制御部130とを含む。また、医療用観察装置100は、光源部170を含んでもよい。図4に示した医療用観察装置100は、例えば、図1に示した内視鏡手術システム1として構成され得る。即ち、図4に示した、撮像部110、制御部130、及び光源部170は、例えば、図1に示した内視鏡手術システム1における、内視鏡11、CCU13、光源装置17にそれぞれ対応している。また、図4では、図示していないが、医療用観察装置100は、図1に示した内視鏡手術システム1における表示装置15に相当する、ディスプレイ等の表示部を含んでもよい。

10

【0042】

撮像部110は、所謂カメラ等のような動画像や静止画像等の画像を撮像する構成に相当する。具体的には、例えば、撮像部110は、撮像光学系（例えば、一連のレンズ群）111と、撮像素子114とを含む。また、撮像部110は、ズームレンズ駆動部115と、フォーカスレンズ駆動部116と、駆動系制御部117と、撮像素子駆動部118とを含む。

【0043】

撮像光学系111は、被写体の光学像を撮像素子114の撮像面に結像させる。撮像光学系111は、例えば、ズームレンズ112と、フォーカスレンズ113とを含む。なお、図4に示す例では、代表的にズームレンズ112及びフォーカスレンズ113のみを図示しているが、撮像光学系111は、他のレンズやフィルター等、各種の光学部材を含んでもよい。撮像光学系111を構成する光学部材の種類や数、各光学部材の光学特性等は、当該撮像光学系111によって撮像素子114の撮像面上に被写体の光学像が結像されるように、適宜調整されている。

20

【0044】

ズームレンズ112は、撮像光学系111の倍率を調整するためのレンズである。ズームレンズ112は光軸上を移動可能に構成されており、ズームレンズ112の光軸上での位置が制御されることにより、撮像光学系111の倍率が調整される。なお、ズームレンズ112は、撮像光学系111の倍率を調整するための光学部材の一例である。即ち、撮像光学系111に含まれる少なくとも1つの光学部材の光軸上での位置が調整されることにより当該撮像光学系111の倍率が調整されればよく、倍率の調整のために移動可能に構成される光学部材の数及び種類は特に限定されない。

30

【0045】

フォーカスレンズ113は、撮像光学系111の焦点距離を調整するためのレンズである。フォーカスレンズ113は光軸上を移動可能に構成されており、フォーカスレンズ113の光軸上での位置（即ち、フォーカスレンズ位置）が制御されることにより、撮像光学系111の焦点距離（換言すると、焦点位置）が調整される。なお、フォーカスレンズ113は、撮像光学系111の焦点距離を調整するための光学部材の一例である。即ち、撮像光学系111に含まれる少なくとも1つの光学部材の光軸上での位置が調整されることにより当該撮像光学系111の焦点距離が調整されればよく、焦点距離の調整のために移動可能に構成される光学部材の数及び種類は特に限定されない。

40

【0046】

撮像素子114としては、例えば、CMOSイメージセンサやCCDイメージセンサ等が適用され得る。撮像素子114は、撮像面に結像した光学像を光電変換によって電気信号（以降では、「撮像信号」と称する場合がある）に変換する。具体的には、本実施形態に係る撮像素子114は、例えば、R、G、Bそれぞれの光（分光成分）を受光する受光素子（画素）を備え、被写体からの光を、R、G、Bの分光成分ごとに光電変換によって撮像信号に変換する。なお、以降の説明では、撮像素子114により受光される被写体からの光を、「観察対象光」と称する場合がある。例えば、通常光（白色光）を観察、狭帯

50

域光観察、及び赤外光観察においては、被写体からの反射光が観察対象光の一例に相当する。また、蛍光観察においては、被写体（生体または非生体資料）から放出される蛍光が、観察対象光の一例に相当する。また、以降の説明では、R、G、Bの分光成分ごとの撮像信号を、それぞれ「R信号」、「G信号」、「B信号」と称し、これらを総じて「RGB信号」と称する場合がある。また、本実施形態に係る撮像素子114は、被写体からの観察対象光を複数の分光成分ごとに光電変換によって撮像信号に変換できれば、当該分光成分は必ずしもR、G、Bには限定されず、例えば、Y（イエロー）、M（マゼンダ）、C（シアン）等であってもよい。また、撮像素子114の動作（例えば、シャッタースピードやゲイン）は、例えば、後述する撮像素子駆動部118により制御される。

【0047】

10

そして、撮像素子114は、光電変換によって生成した分光成分ごとの撮像信号（例えば、RGB信号）を制御部130に出力する。これにより、撮像素子114により受光された分光成分それぞれの明るさに応じた撮像信号（即ち、被写体像の輝度に応じた分光成分ごとの撮像信号）が制御部130に出力される。

【0048】

ズームレンズ駆動部115は、例えばモータ、及び当該モータに対して駆動電流を供給するドライバ回路等によって構成され、ズームレンズ112を光軸に沿って移動させる。ズームレンズ駆動部115の動作は、後述する駆動系制御部117によって制御される。

【0049】

フォーカスレンズ駆動部116は、例えばモータ、及び当該モータに対して駆動電流を供給するドライバ回路等によって構成され、フォーカスレンズ113を光軸に沿って移動させる。フォーカスレンズ駆動部116の動作は、後述する駆動系制御部117によって制御される。

20

【0050】

駆動系制御部117は、CPU（Central Processing Unit）やDSP（Digital Signal Processor）等の各種のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の記憶素子とがともに搭載されてなるマイコン等によって構成され、ズームレンズ駆動部115及びフォーカスレンズ駆動部116の動作を制御する。駆動系制御部117は、FPGA（Field-Programmable Gate Array）、ドライバIC（Integrated Circuit）、及び/又は専用のLSI（Large-Scale Integration）（すなわちASIC（Application Specific Integrated Circuit））等の各種の集積回路によって構成されてもよい。駆動系制御部117の機能は、当該駆動系制御部117を構成するプロセッサが所定のプログラムに従って演算処理を実行することにより実現され得る。

30

【0051】

具体的な一例として、駆動系制御部117は、後述する制御部130の光学系制御部134から送信される、ズームレンズ112の移動方向や移動量を示す情報に基づき、ズームレンズ駆動部115の駆動を制御する。これにより、当該移動方向に当該移動量の分だけズームレンズ112が移動し、撮像光学系111の倍率が調整される。なお、撮像光学系111の倍率の調整のために、ズームレンズ112以外の他の光学部材も移動可能に構成されている場合には、駆動系制御部117からの制御に基づき、ズームレンズ駆動部115によって、当該他の光学部材の位置が制御されてもよい。

40

【0052】

また、他の一例として、駆動系制御部117は、光学系制御部134から送信される、フォーカスレンズ113の移動方向や移動量を示す情報に基づき、フォーカスレンズ駆動部116の駆動を制御する。これにより、当該移動方向に当該移動量の分だけフォーカスレンズ113が移動し、撮像光学系111の焦点距離が調整される。なお、撮像光学系111の焦点距離の調整のためにフォーカスレンズ113以外の他の光学部材も移動可能に構成されている場合には、駆動系制御部117からの制御に基づき、フォーカスレンズ駆

50

動部 1 1 6 によって、当該他の光学部材の位置が制御されてもよい。

【 0 0 5 3 】

なお、図 4 に示す例では、駆動系制御部 1 1 7 が撮像素子 1 1 0 に設けられているが、当該駆動系制御部 1 1 7 は、撮像素子 1 1 0 の外部（例えば、制御部 1 3 0）に設けられていてもよい。

【 0 0 5 4 】

撮像素子駆動部 1 1 8 は、撮像素子 1 1 4 を駆動するためのドライバに対応する。撮像素子駆動部 1 1 8 は、所定のタイミングで撮像素子 1 1 4 に対して駆動信号を供給することにより、撮像素子 1 1 4 に、撮影動作、リセット動作等の動作を所定のタイミングで実行させ、被写体像に対応する撮像信号を取得させる。これにより、撮像素子 1 1 4 のシャッタースピードが制御される。また、撮像素子駆動部 1 1 8 は、撮像素子 1 1 4 において、撮像された撮像信号に対して適用されるゲインを制御してもよい。

10

【 0 0 5 5 】

なお、図示は省略するが、撮像素子駆動部 1 1 8 の動作を制御する撮像素子駆動制御部が、撮像素子 1 1 0 または制御部 1 3 0 に設けられ得る。撮像素子駆動制御部は、CPU や DSP 等の各種のプロセッサ、又はマイコン等によって構成され、上述した駆動信号を撮像素子 1 1 4 に供給するタイミングを撮像素子駆動部 1 1 8 に対して指示することにより、撮像素子駆動部 1 1 8 を介して、撮像素子 1 1 4 の駆動を制御する。また、撮像素子駆動制御部は、撮像素子 1 1 4 が撮像信号に対して適用するゲインを撮像素子駆動部 1 1 8 に対して指示することにより、撮像素子駆動部 1 1 8 を介して、撮像素子 1 1 4 の動作を制御してもよい。なお、当該撮像素子駆動制御部の機能は、当該撮像素子駆動制御部を構成するプロセッサが所定のプログラムに従って演算処理を実行することにより実現され得る。

20

【 0 0 5 6 】

制御部 1 3 0 は、撮像信号処理部 1 3 1 と、検波枠ゲート 1 3 2 と、AF 検波部 1 3 3 と、光学系制御部 1 3 4 とを含む。制御部 1 3 0 は、CPU や DSP 等の各種のプロセッサ、又はマイコン等によって構成され得る。

【 0 0 5 7 】

撮像信号処理部 1 3 1 は、撮像素子 1 1 4 において光電変換によって生成された分光成分ごとの撮像信号（例えば、RGB 信号）に対して、例えば、リニアマトリクス処理、ホワイトバランス処理、 γ 補正処理等の各種信号処理を実行する。また、撮像信号処理部 1 3 1 は、各種信号処理が施された当該撮像信号に対して、色調補正、輝度補正等の各種補正処理、ビデオ信号の生成、あるいはエンコード処理等、目的に応じた画像処理を施す。以上のような制御により、撮像信号処理部 1 3 1 は、取得された撮像信号に対して、被写体像の明るさの調整、ホワイトバランスの調整、及び、色再現等の所謂現像処理を実行し、映像信号を生成する。

30

【 0 0 5 8 】

具体的な一例として、ホワイトバランスを調整するための処理の一例について以下に説明する。例えば、ホワイトバランスの調整の対象となる RGB 信号（例えば、撮像素子 1 1 4 から出力される撮像信号）それぞれの輝度成分を R、G、B とし、ホワイトバランスを調整するために RGB 信号それぞれに適用する補正係数を m_{30} 、 m_{40} 、及び m_{50} とする。ここで、ホワイトバランス調整後の RGB 信号それぞれの輝度成分を R_1 、 G_1 、 B_1 とすると、撮像信号処理部 1 3 1 は、 R_1 、 G_1 、 B_1 を以下に（式 1）～（式 3）として示す計算式に基づき算出する。なお、補正係数 m_{30} 、 m_{40} 、及び m_{50} は、例えば、選択されたホワイトバランスの調整のためのモード（換言すると、色温度）に応じてあらかじめ設定されている。

40

【 0 0 5 9 】

【数 1】

$$R_1 = m_{30} \cdot R \quad \cdots \text{ (式 1)}$$

$$G_1 = m_{40} \cdot G \quad \cdots \text{ (式 2)}$$

$$B_1 = m_{50} \cdot B \quad \cdots \text{ (式 3)}$$

【0060】

また、他の一例として、色再現のための処理の一例について以下に説明する。撮像信号処理部 131 は、RGB 信号それぞれの輝度成分 R、G、B に対して、色再現のためにあらかじめ設定されたパラメータ（以降では、「色再現マトリックス」と称する場合がある）に基づく補正処理を施すことで、色再現処理を実行する。ここで、色再現処理後の RGB 信号それぞれの輝度成分を R_2 、 G_2 、 B_2 とし、色再現マトリックスを M_1 すると、撮像信号処理部 131 は、 R_2 、 G_2 、 B_2 を以下に（式 4）として示す計算式に基づき算出する。なお、色再現マトリックス M_1 における各補正係数 $m_{00} \sim m_{02}$ 、 $m_{10} \sim m_{12}$ 、及び $m_{20} \sim m_{22}$ は、色再現処理の内容に応じてあらかじめ設定されている。

【0061】

【数 2】

$$\begin{pmatrix} R_2 \\ G_2 \\ B_2 \end{pmatrix} = M_1 \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \cdots \text{ (式 4)}$$

【0062】

また、撮像信号処理部 131 は、色再現処理により、当該色再現処理の対象となる分光成分ごとの撮像信号を、他の色空間に基づく撮像信号に変換してもよい。具体的な一例として、撮像信号処理部 131 は、RGB 信号を、輝度成分 Y と色差成分 Cb、Cr とに基づく、YCbCr 空間の成分に変換してもよい。この場合には、RGB 信号を YCbCr 空間の成分に変換するための色再現マトリックスを M_2 としたとき、撮像信号処理部 131 は、YCbCr 空間における輝度成分 Y と色差成分 Cb、Cr とを、以下に（式 5）として示す計算式に基づき算出する。

【0063】

【数 3】

$$\begin{pmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{pmatrix} = M_2 \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{60} & m_{61} & m_{62} \\ m_{70} & m_{71} & m_{72} \\ m_{80} & m_{81} & m_{82} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \cdots \text{ (式 5)}$$

【0064】

また、撮像信号処理部 131 は、撮像素子 114 から出力される分光成分ごとの撮像信号（例えば、RGB 信号）に対して、上記に説明したホワイトバランスの調整や色再現処理のうち、複数の処理を適用してもよい。具体的な一例として、撮像信号処理部 131 は、撮像素子 114 から出力される RGB 信号に対して、ホワイトバランスの調整に係る処理を適用し、ホワイトバランス調整後の RGB 信号の輝度成分（ R_1 、 G_1 、 B_1 ）に対して、色再現マトリックス M_1 に基づき色再現処理を施してもよい。また、他の一例として、撮像信号処理部 131 は、撮像素子 114 から出力される RGB 信号に対して、色再現マトリックス M_1 に基づき色再現処理を施し、色再現処理後の RGB 信号の輝度成分（

R_2, G_2, B_2) を、色再現マトリックス M_2 に基づき $YCbCr$ 空間の成分に変換してもよい。

【0065】

なお、本実施形態に係る医療用観察装置 100 は、例えば、通常光（白色光）に基づき被写体像の観察に加えて、狭帯域光観察、蛍光観察、及び赤外光観察等のような各種特殊光観察を選択的に切り替えて実行可能に構成されていてもよい。この場合には、例えば、撮像信号処理部 131 は、選択された観察方式に対応するモード（以降では、「観察モード」と称する場合がある）に応じた現像処理（即ち、各種信号処理や各種画像処理）を、撮像信号に対して施してもよい。

【0066】

具体的には、撮像信号処理部 131 には、例えば、術者（ユーザ）により、ボタン、タッチパネル、またはスイッチ等の、医療用観察装置 100 に設けられる図示しない各種の入力部を介して選択された観察モードを示す観察モード選択信号が、当該入力部から入力されてもよい。この場合には、撮像信号処理部 131 は、入力された観察モード選択信号に基づき、術者により選択された観察モードを識別し、観察モードの識別結果に応じた現像処理を撮像信号に対して施すことで映像信号を生成してもよい。

【0067】

より具体的な一例として、撮像信号処理部 131 は、取得した撮像信号（例えば、RGB 信号）に対して、選択された観察モードに応じたフィルター（例えば、バンドパスフィルター）を適用することで、当該観察モードにおいて観察の対象となる帯域の成分を、当該撮像信号から抽出してもよい。

【0068】

また、撮像信号処理部 131 は、上記に説明したホワイトバランスの調整や色再現処理の内容を、選択された観察モードに応じて切り替えてもよい。この場合は、例えば、撮像信号処理部 131 は、適用する補正係数を m_{30} 、 m_{40} 、及び m_{50} や、色再現マトリックス M_1 または M_2 を、選択された観察モードに応じて切り替えてもよい。

【0069】

そして、撮像信号処理部 131 は、生成した映像信号は、例えば、ディスプレイ等のような表示部に出力する。これにより、当該表示部に、当該映像信号に基づく被写体の映像が表示され、術者（ユーザ）は、被写体である患部の映像を観察することが可能となる。

【0070】

また、撮像信号処理部 131 は、撮像素子 114 から出力される分光成分ごとの撮像撮像信号（例えば、RGB 信号）を、検波枠ゲート 132 を介して、AF 検波部 133 に出力する。

【0071】

検波枠ゲート 132 は、撮像信号処理部 131 から分光成分ごとの撮像信号（例えば、RGB 信号）を受けて、撮像素子 114 中の所定の領域（以降では、「AF 検波枠」と称する場合がある）の受光素子（画素）に対応する当該分光成分ごとの撮像信号を、後段に位置する AF 検波部 133 に出力する。

【0072】

AF 検波部 133 は、検波枠ゲート 132 から分光成分ごとの撮像信号を取得する。AF 検波部 133 は、取得した当該撮像信号に基づき、AF 機能を実現するための AF 評価値を算出し、算出した AF 評価値を後述する光学系制御部 134 に出力する。なお、本実施形態に係る AF 検波部 133 は、例えば、色収差の比較的大きい撮像光学系 111 を使用した場合においても、観察の対象となる帯域に応じて、より好適な態様で当該撮像光学系 111 の焦点位置を制御することが可能となるように、当該観察対象の帯域に応じて AF 評価値を算出する。そこで、以下に、図 5 を参照して、AF 検波部 133 について詳細に説明する。図 5 は、AF 検波部 133 の機能構成の一例を示したブロック図である。

【0073】

図 5 に示すように、AF 検波部 133 は、AF 評価信号算出部 135 と、AF 評価値算

10

20

30

40

50

出部 1 3 6 とを含む。

【 0 0 7 4 】

A F 評価信号算出部 1 3 5 は、例えば、術者（ユーザ）により選択された観察モードを示す観察モード選択信号を入力部から取得し、取得した観察モード選択信号に基づき、観察の対象となる帯域を認識する。

【 0 0 7 5 】

A F 評価信号算出部 1 3 5 は、検波枠ゲート 1 3 2 から分光成分ごとの撮像信号を取得し、取得した当該撮像信号に対して、観察の対象となる帯域に応じて分光成分間で重み付けを行う。例えば、R G B 信号を対象として、R G B 信号それぞれの輝度成分を R、G、B とし、観察の対象となる帯域に応じた R G B 間の重みに基づく係数を r、g、b とする。このとき、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、A F 評価値を算出するための撮像信号 L（以降では、「A F 評価信号」と称する場合がある）を以下に（式 6）として示す計算式に基づき算出する。

10

【 0 0 7 6 】

【 数 4 】

$$L = r \times R + g \times G + b \times B \quad \cdots \text{ (式 6)}$$

【 0 0 7 7 】

なお、（式 6）に示した r、g、b のような分光成分間で重み付けを行うための係数（以降では、「A F 用評価信号係数」と称する場合がある）は、例えば、観察モードごとに算出しておき、A F 評価信号算出部 1 3 5 が読み出し可能な記憶領域にあらかじめ記憶させておくとよい。これにより、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、選択された観察モードに応じた A F 用評価信号係数を当該記憶領域から読み出し、読み出した A F 用評価信号係数を、取得した分光成分ごとの撮像信号に対して適用することで、A F 評価信号を生成すればよい。

20

【 0 0 7 8 】

より具体的な一例として、被写体からの観察対象光のうち赤外光を観察対象とした赤外光観察が選択された場合には、赤外光がより強調されるように、当該赤外光観察に対応する A F 用評価信号係数 r、g、b が設定されているとよい。同様に、被写体からの観察対象光のうち緑色光及び青色光を観察対象とした狭帯域光観察が選択された場合には、G 信号及び B 信号がより強調されるように、当該狭帯域光観察に対応する A F 用評価信号係数 r、g、b が設定されているとよい。なお、観察モードに応じた A F 用評価信号係数は、例えば、当該観察モードにおいて観察の対象となる帯域の成分がより強調されるように、事前の実験等に基づきあらかじめ算出すればよい。

30

【 0 0 7 9 】

また、他の一例として、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、被写体の撮像が行われる手術の術式に応じて A F 用評価信号係数を決定してもよい。この場合には、例えば、当該術式ごとに、当該術式において観察の対象となる帯域の成分がより強調されるように A F 用評価信号係数を算出しておき、所定の記憶領域にあらかじめ記憶させておくとよい。また、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、例えば、術者（ユーザ）により選択された手術の術式を示す選択信号を入力部から取得し、取得した選択信号に基づき、選択された術式を識別する。そして、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、識別した術式に応じた A F 用評価信号係数を、所定の記憶領域から読み出せばよい。もちろん、上記に示した例はあくまで一例であり、A F 用評価信号係数の管理単位は、医療用観察装置 1 0 0 の運用方法に応じて適宜変更してもよい。具体的な一例として、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、医療用観察装置 1 0 0 を利用して被写体の撮像が行われる診療科に応じて A F 用評価信号係数を決定してもよい。

40

【 0 0 8 0 】

また、A F 評価信号算出部 1 3 5 は、撮像信号処理部 1 3 1 が撮像信号に対して適用した現像処理の内容に応じて、A F 用評価信号係数を算出してもよい。なお、本動作の詳細

50

については、変形例として別途後述する。

【0081】

そして、AF評価信号算出部135は、算出したAF評価信号をAF評価値算出部136に出力する。

【0082】

AF評価値算出部136は、AF評価信号算出部135からAF評価信号を取得し、取得したAF評価信号に基づきAF評価値を算出する。具体的な一例として、AFの方式がコントラスト方式の場合には、AF評価値算出部136は、取得したAF評価信号に基づきコントラストを算出する。より具体的には、AF評価値算出部136は、AF検波枠内のすべての画素（受光素子）についての和として、輝度信号を用いた2次微分（ラブラシアン）によって、AF評価値（コントラスト）を算出する。なお、一般的には、合焦している場合には、合焦していない場合に比べて隣接する画素間の輝度信号の差分が大きくなり、コントラストが大きくなる。

10

【0083】

なお、上記に示すAF評価値の算出方法はあくまで一例であり、AFの方式に応じて当該AF評価値の算出方法が異なることは前述した通りである。

【0084】

そして、AF評価値算出部136は、算出したAF評価値を、光学系制御部134（図4参照）に出力する。

【0085】

ここで、改めて図4を参照する。光学系制御部134は、撮像部110の撮像光学系111を構成する各光学部材（例えば、ズームレンズ112やフォーカスレンズ113）の位置を制御することで、当該撮像部110の合焦動作やズーム動作を制御する。

20

【0086】

例えば、光学系制御部134は、術者（ユーザ）によって、ズーム動作を行う旨の指示信号（ズーム指示信号）が入力され得る。当該ズーム指示信号は、例えばスイッチ等、医療用観察装置100に設けられる図示しない各種の入力部を介して入力される。ズーム指示信号には、倍率についての指示も含まれており、光学系制御部134は、ズーム指示信号に基づいて、指示された倍率を実現し得るズームレンズ112の移動方向や移動量を決定し、当該移動方向や当該移動量を示す情報を駆動系制御部117に出力する。当該情報を受けて、駆動系制御部117は、ズームレンズ駆動部115を介して、決定された移動方向に向けて、決定された移動量の分だけズームレンズ112を移動させる。これにより、術者の指示に従って撮像光学系111の倍率が調整される。なお、撮像光学系111の倍率の調整のためにズームレンズ112以外の他の光学部材も移動可能に構成される場合には、光学系制御部134は、当該他の光学部材の光軸上での移動方向や移動量を併せて決定してもよい。

30

【0087】

また、他の一例として、光学系制御部134は、撮像部110が撮像光学系111の焦点距離を制御する（例えば、合焦動作を行う）ためのフォーカスレンズ113の移動方向や移動量を算出してもよい。

40

【0088】

具体的な一例として、光学系制御部134は、術者（ユーザ）からの指示に基づき焦点距離を制御するマニュアルフォーカス（MF）機能と、被写体に対して自動的に焦点合わせを行うオートフォーカス（AF）機能とを選択的に切り替え可能に構成されていてもよい。この場合には、光学系制御部134は、術者（ユーザ）によって、MF機能とAF機能とを選択的に切り替えるための指示信号（マニュアル／オートフォーカス切替え信号）が入力され得る。当該マニュアル／オートフォーカス切替え信号は、例えばスイッチ等、医療用観察装置100に設けられる図示しない各種の入力部を介して入力される。光学系制御部134は、マニュアル／オートフォーカス切替え信号に基づいて、フォーカスレンズ113の移動方向や移動量の決定方法を切り替える。

50

【 0 0 8 9 】

例えば、MF機能が選択された場合には、光学系制御部134は、術者（ユーザ）によって、撮像光学系111の焦点距離を制御するための指示信号（フォーカス指示信号）が入力され得る。当該フォーカス指示信号は、例えばスイッチ等、医療用観察装置100に設けられる図示しない各種の入力部を介して入力される。フォーカス指示信号には、例えば、焦点距離についての指示も含まれており、光学系制御部134は、フォーカス指示信号に基づいて、指示された焦点距離を実現し得るフォーカスレンズ113の移動方向や移動量を決定し、当該移動方向や当該移動量を示す情報を駆動系制御部117に出力する。当該情報を受けて、駆動系制御部117は、フォーカスレンズ駆動部116を介して、決定された移動方向に向けて、決定された移動量の分だけフォーカスレンズ113を移動させる。これにより、術者の指示に従って撮像光学系111の焦点距離が調整される。なお、撮像光学系111の焦点距離の調整のためにフォーカスレンズ113以外の他の光学部材も移動可能に構成される場合には、光学系制御部134は、当該他の光学部材の光軸上での移動量を併せて決定してもよい。

10

【 0 0 9 0 】

また、AF機能が選択された場合には、光学系制御部134は、AF検波部133から出力されるAF評価値（例えば、コントラスト）に基づき、フォーカスレンズ113の移動方向や移動量を決定する。具体的には、光学系制御部134は、駆動系制御部117を介してフォーカスレンズ113の位置を制御しながら、AF検波部133から出力されるAF評価値を、フォーカスレンズ113の移動前後で比較する。そして、光学系制御部134は、AF評価値の比較結果に基づき、当該AF評価値がより大きくなる方向にフォーカスレンズ113が光軸上を移動するように、当該フォーカスレンズ113の移動方向や移動量を決定する。なお、最初にフォーカスレンズ113を移動させる際には（即ち、比較対象となる移動前のAF評価値が存在しない場合には）、あらかじめ設定される所定の方法に所定の距離だけフォーカスレンズ113を移動させるように、当該フォーカスレンズ113の移動方向や移動量が決定されればよい。

20

【 0 0 9 1 】

そして、光学系制御部134は、AF評価値の比較結果に基づき決定した、フォーカスレンズ113の移動方向や移動量を示す情報を駆動系制御部117に出力する。当該情報を受けて、駆動系制御部117は、フォーカスレンズ駆動部116を介して、決定された移動方向に向けて、決定された移動量の分だけフォーカスレンズ113を移動させる。

30

【 0 0 9 2 】

以下、上記に説明した一連の処理（即ち、AF評価値の比較結果に基づく移動方向や移動量の決定に係る処理、及び、当該移動方向及び当該移動量に応じたフォーカスレンズ113の移動に係る処理）が繰り返し実行されることにより、AF動作が実行される。即ち、フォーカスレンズ113の移動後に撮像素子114によって得られた撮像信号に基づいて、AF検波部133がAF評価値を再度算出し、算出された当該AF評価値に基づき光学系制御部134がフォーカスレンズ113の移動方向や移動量を決定する。そして、決定された移動方向や移動量に基づき、駆動系制御部117が、フォーカスレンズ113を移動させる。これらの処理が繰り返し実行されることで、最終的に、AF評価値（例えば、被写体像のコントラスト）が最大になる位置にフォーカスレンズ113が移動され、被写体に対して合焦し、一連のAF動作に係る処理が終了する。

40

【 0 0 9 3 】

なお、撮像光学系111の焦点距離の調整のためにフォーカスレンズ113以外の他の光学部材も移動可能に構成される場合には、光学系制御部134は、当該他の光学部材の光軸上での移動量を併せて決定してもよい点は、MF機能が選択された場合と同様である。

【 0 0 9 4 】

なお、上記に説明したAF動作に係る処理はあくまで一例であり、AF評価値に基づきAF動作を実現することが可能であれば、AF評価値として使用されるパラメータの種別

50

や、A F動作に係る処理の内容は特に限定されない。

【0095】

光源部170は、例えば、出射光の帯域が互いに異なる複数の光源を備え、当該光源を選択的に切り替え可能に構成されている。例えば、光源部170には、ボタン、タッチパネル、またはスイッチ等の、医療用観察装置100に設けられる図示しない各種の入力部を介して選択された観察モードを示す、観察モード選択信号が、当該入力部から入力される。光源部170は、入力された観察モード選択信号に基づき、選択された観察モードに対応する光源に補助光を照射させる。このような構成により、選択された観察モードに応じた補助光が、対応する光源から被写体に向けて照射される。

【0096】

また、他の一例として、光源部170は、観察モードに応じた光源を着脱可能に構成されていてもよい。この場合には、例えば、光源部170は、装着された光源に対応する観察モードが選択されたことを示す観察モード選択信号が入力された場合に、当該光源に補助光を照射させればよい。

【0097】

以上、図4及び図5を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置の機能構成の一例について説明した。

【0098】

<4. 処理>

次に、図6を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置の一連の処理の流れの一例について、特に、A F動作に係る処理に着目して説明する。図6は、本実施形態に係る医療用観察装置の一連の処理の流れの一例を示したフローチャートであり、特に、制御部130によるA F動作に係る処理の流れの一例について示している。

【0099】

(ステップS101)

制御部130のA F評価信号算出部135は、術者(ユーザ)により選択された観察モードを示す観察モード選択信号を入力部から取得し、当該観察モード選択信号に応じたA F用評価信号係数を、所定の記憶領域から読み出す。また、他の一例として、A F評価信号算出部135は、撮像信号処理部131が撮像信号に対して適用した現像処理の内容に応じて、A F用評価信号係数を算出してもよい。以上のようにして、A F評価信号算出部135は、適用するA F用評価信号係数を決定する。

【0100】

(ステップS103)

次いで、A F評価信号算出部135は、検波枠ゲート132を介して撮像信号処理部131から分光成分ごとの撮像信号を取得し、取得した当該撮像信号に対して決定したA F用評価信号係数を適用することで、分光成分間で重み付けを行い、A F評価信号を生成する。そして、A F評価信号算出部135は、算出したA F評価信号をA F評価値算出部136に出力する。

【0101】

(ステップS105)

A F評価値算出部136は、A F評価信号算出部135からA F評価信号を取得し、取得したA F評価信号に基づきA F評価値を算出する。例えば、A Fの方式がコントラスト方式の場合には、A F評価値算出部136は、取得したA F評価信号に基づきコントラストをA F評価値として算出する。A F評価値算出部136は、算出したA F評価値を、光学系制御部134に出力する。

【0102】

(ステップS107)

光学系制御部134は、A F検波部133から出力されるA F評価値に基づき、フォーカスレンズ113の移動方向や移動量を決定する。例えば、光学系制御部134は、駆動系制御部117を介してフォーカスレンズ113の位置を制御しながら、A F検波部13

10

20

30

40

50

3 から出力される A F 評価値を、フォーカスレンズ 1 1 3 の移動前後で比較する。光学系制御部 1 3 4 は、A F 評価値の比較結果に基づき、当該 A F 評価値がより大きくなる方向にフォーカスレンズ 1 1 3 が光軸上を移動するように、当該フォーカスレンズ 1 1 3 の移動方向や移動量を決定する。

【0103】

そして、光学系制御部 1 3 4 は、A F 評価値の比較結果に基づき決定した、フォーカスレンズ 1 1 3 の移動方向や移動量を示す情報を駆動系制御部 1 1 7 に出力する。当該情報を受けて、駆動系制御部 1 1 7 は、フォーカスレンズ駆動部 1 1 6 を介して、決定された移動方向に向けて、決定された移動量の分だけフォーカスレンズ 1 1 3 を移動させる。

【0104】

10

(ステップ S 1 0 9)

制御部 1 3 0 は、上記に説明した一連の処理を、A F 評価値が最大になる位置にフォーカスレンズ 1 1 3 が移動する (即ち、合焦位置に移動する) まで継続する (S 1 0 9 、 N O) 。

【0105】

(ステップ S 1 1 1)

そして、制御部 1 3 0 は、フォーカスレンズ 1 1 3 が合焦位置に移動すると (S 1 0 9 、 Y E S) 、当該フォーカスレンズ 1 1 3 の移動を停止し、A F 動作を終了する。

【0106】

以上、図 6 を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置 1 0 0 の一連の処理の流れの一例について、特に、A F 動作に係る処理に着目して説明した。以上のように、本実施形態に係る医療用観察装置 1 0 0 は、被写体からの観察対象光のうち観察の対象となる帯域に応じた A F 用評価信号係数と、撮像素子 1 1 4 からの撮像信号とに基づき A F 評価値を算出し、算出した当該 A F 評価値に基づき合焦動作 (A F 動作) を行う。このような構成により、本実施形態に係る医療用観察装置 1 0 0 は、色収差の比較的大きい光学系を使用した場合においても、観察の対象となる帯域に応じて、被写体に対して合焦するように、撮像光学系 1 1 1 の焦点位置を制御することが可能となる。

20

【0107】

< 5 . 変形例 >

次に、本実施形態に係る医療用観察装置の変形例について説明する。

30

【0108】

(現像内容に応じた A F 用評価信号係数の決定)

前述した実施形態に係る医療用観察装置は、術者 (ユーザ) により選択された観察モードに応じて、A F 用評価信号係数を決定し、当該 A F 用評価信号係数に基づき A F 用評価信号を生成していた。これに対して変形例に係る医療用観察装置は、撮像信号に対して適用した現像処理の内容 (例えば、ホワイトバランスの調整や色再現処理のために適用した現像パラメータ) に応じて、A F 用評価信号係数を動的に算出する。

【0109】

具体的な一例として、医療用観察装置 1 0 0 が、(式 4) として前述したように、色再現マトリックス M_1 に基づき、撮像素子 1 1 4 から出力される撮像信号に対して現像処理 (色再現処理) を施すことで、映像信号を生成するものとする。この場合には、変形例に係る医療用観察装置 1 0 0 は、現像処理に用いた当該色再現マトリックス M_1 に基づき、A F 用評価信号係数を算出する。例えば、以下に (式 7) として示す計算式は、現像処理に用いた色再現マトリックス M_1 に基づく A F 用評価信号係数の算出式の一例である。

40

【0110】

【数 5】

$$\begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} = M_1 \times A = \begin{pmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} k_r \\ k_g \\ k_b \end{pmatrix} \quad \cdots \text{(式 7)}$$

【0 1 1 1】

上記に示した(式 7)において、 $A = (k_r, k_g, k_b)$ は、現像処理のために適用された現像パラメータを AF 用評価信号係数に変換するための変換式であり、例えば、観察の対象となる帯域に応じた分光成分間の重みに応じて決定される。具体的な一例として、医療用観察装置 100 は、各種の入力部を介して術者(ユーザ)により選択された観察モードに応じて、適用する変換式 A を特定してもよい。例えば、被写体からの観察対象光のうち緑色光及び青色光を観察対象とした狭帯域光観察が選択された場合には、医療用観察装置 100 は、例えば、係数 k_r に比べて、係数 k_g 及び k_b がより大きくなるように設定された変換式 A を選択すればよい。なお、観察モードに応じた変換式 A 中の各係数 k_r 、 k_g 、 k_b は、例えば、当該観察モードにおいて観察の対象となる帯域の成分がより強調されるように、事前の実験等に基づきあらかじめ算出されているとよい。

10

【0 1 1 2】

また、上述した例では、医療用観察装置 100 が、現像処理として適用した AF 用評価信号係数を算出する例について説明したが、適用された現像処理の内容に応じて、AF 用評価信号係数の算出に適用する現像パラメータを適宜変更してもよいことは言うまでもない。例えば、現像処理として RGB 信号から YCbCr 空間の成分に変換するための色再現マトリックス M_2 を適用した場合には、医療用観察装置 100 は、選択された観察モードに応じた変換式 A に対して、当該色再現マトリックス M_2 を適用することで、AF 用評価信号係数を算出してもよい。

20

【0 1 1 3】

また、現像処理として複数の現像パラメータを適用した場合には、医療用観察装置 100 は、適用した現像パラメータを選択した変換式 A に順次乗じることで、AF 用評価信号係数を算出してもよい。具体的な一例として、医療用観察装置 100 は、現像パラメータとして色再現マトリックス M_1 及び M_2 を適用した場合には、以下に(式 8)として示す計算式に基づき、AF 用評価信号係数を算出してもよい。

30

【0 1 1 4】

【数 6】

$$\begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} = M_1 \times M_2 \times A = \begin{pmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} m_{60} & m_{61} & m_{62} \\ m_{70} & m_{71} & m_{72} \\ m_{80} & m_{81} & m_{82} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} k_r \\ k_g \\ k_b \end{pmatrix} \quad \cdots \text{(式 8)}$$

【0 1 1 5】

なお、上記に示す例はあくまで一例であり、変換式 A の管理単位は、医療用観察装置 100 の運用方法に応じて適宜変更してもよい。具体的な一例として、医療用観察装置 100 は、被写体の撮像が行われる手術の術式に応じて変換式 A を決定してもよい。また、他の一例として、医療用観察装置 100 は、被写体の撮像が行われる診療科に応じて変換式 A を決定してもよい。

40

【0 1 1 6】

以上のような構成により、変形例に係る医療用観察装置 100 は、撮像信号に対して適用した現像処理の内容に応じて、より好適な態様で被写体に対して合焦するように、撮像光学系 111 の焦点位置を制御することが可能となる。

【0 1 1 7】

50

(撮像光学系に応じたAF用評価信号係数の決定)

また、医療用観察装置100は、撮像光学系111(または、撮像部110自体)が着脱可能に構成されていてもよい。このような場合には、医療用観察装置100に対して、光学特性が異なる撮像光学系111が装着される場合が想定され、装着される撮像光学系111の光学特性に応じて合焦位置が異なる場合も想定され得る。特に、被写体からの観察対象光のうち複数の帯域(例えば、互いに近傍に位置する帯域)を観察対象とする状況下で、各帯域に対応する被写体像それぞれに合焦するように撮像光学系111の焦点位置を制御する場合には、好適な合焦位置が撮像光学系111の光学特性に応じて異なる場合がある。このような状況を鑑みて、医療用観察装置100は、装着された撮像光学系111の光学特性(特に、色収差)に応じて、AF用評価信号係数を算出してもよい。

10

【0118】

具体的な一例として、前述したAF用評価信号係数を算出するための変換式 $A = (k_r, k_g, k_b)$ を、撮像光学系111ごとに、事前の実験等に基づき当該撮像光学系111の光学特性に応じて算出し、所定の記憶領域にあらかじめ記憶させておくことよい。医療用観察装置100は、例えば、装着された撮像光学系111を識別し、識別結果に基づき、当該撮像光学系111に対応する変換式Aを所定の記憶領域から読み出す。そして、医療用観察装置100は、読み出した変換式Aに基づき、AF用評価信号係数を算出してもよい。

【0119】

なお、医療用観察装置100が、自身に装着された撮像光学系111を識別できれば、その方法は特に限定されない。具体的な一例として、撮像光学系111の所定の記憶領域に当該撮像光学系111を識別するための識別情報をあらかじめ記憶させておき、医療用観察装置100は、接続された撮像光学系111の当該記憶領域から当該識別情報を読み出すことで、当該撮像光学系111を識別してもよい。

20

【0120】

また、変換式Aについては、観察対象となる帯域ごと(換言すると、観察モードごと)に設定されていてもよいことは、前述した例と同様である。この場合には、例えば、観察対象となる帯域(換言すると、選択される観察モード)と、接続される撮像光学系111との組み合わせごとに変換式Aがあらかじめ算出され、所定の記録領域に記憶されていてもよい。

30

【0121】

また、他の一例として、観察対象となる帯域と、接続される撮像光学系111との組み合わせごとにAF用評価信号係数があらかじめ算出され、所定の記憶領域に記憶されていてもよい。この場合には、医療用観察装置100は、例えば、術者(ユーザ)により選択された観察モードと、接続された撮像光学系111の識別結果とに応じて、対応するAF用評価信号係数を所定の領域から読み出せばよい。

【0122】

以上のような構成により、医療用観察装置100は、撮像光学系111が着脱可能に構成されている場合においても、装着される撮像光学系111の光学特性に応じて、より好適な態様で被写体に対して合焦するように、当該撮像光学系111の焦点位置を制御することが可能となる。

40

【0123】

<6. 適用例>

次に、図7を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置の他の適用例として、アームを備えた手術用ビデオ顕微鏡装置が用いられる場合の一例について説明する。図7は、本実施形態に係る医療用観察装置の一適用例について説明するための説明図である。

【0124】

図7は、手術用ビデオ顕微鏡装置を用いた施術の様子を模式的に表している。具体的には、図7を参照すると、施術者(ユーザ)520である医師が、例えばメス、鑷子、鉗子等の手術用の器具521を使用して、施術台530上の施術対象(患者)540に対して

50

手術を行っている様子が図示されている。なお、以下の説明においては、施術とは、手術や検査等、ユーザ 5 2 0 である医師が施術対象 5 4 0 である患者に対して行う各種の医療的な処置の総称であるものとする。また、図 7 に示す例では、施術の一例として手術の様子を図示しているが、手術用ビデオ顕微鏡装置 5 1 0 が用いられる施術は手術に限定されず、他の各種の施術であってもよい。

【 0 1 2 5 】

施術台 5 3 0 の脇には本実施形態に係る手術用ビデオ顕微鏡装置 5 1 0 が設けられる。手術用ビデオ顕微鏡装置 5 1 0 は、基台であるベース部 5 1 1 と、ベース部 5 1 1 から延伸するアーム部 5 1 2 と、アーム部 5 1 2 の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット 5 1 5 とを備える。アーム部 5 1 2 は、複数の関節部 5 1 3 a、5 1 3 b、5 1 3 c と、関節部 5 1 3 a、5 1 3 b によって連結される複数のリンク 5 1 4 a、5 1 4 b と、アーム部 5 1 2 の先端に設けられる撮像ユニット 5 1 5 を有する。図 7 に示す例では、簡単のため、アーム部 5 1 2 は 3 つの関節部 5 1 3 a ~ 5 1 3 c 及び 2 つのリンク 5 1 4 a、5 1 4 b を有しているが、実際には、アーム部 5 1 2 及び撮像ユニット 5 1 5 の位置及び姿勢の自由度を考慮して、所望の自由度を実現するように関節部 5 1 3 a ~ 5 1 3 c 及びリンク 5 1 4 a、5 1 4 b の数や形状、関節部 5 1 3 a ~ 5 1 3 c の駆動軸の方向等が適宜設定されてもよい。

10

【 0 1 2 6 】

関節部 5 1 3 a ~ 5 1 3 c は、リンク 5 1 4 a、5 1 4 b を互いに回動可能に連結する機能を有し、関節部 5 1 3 a ~ 5 1 3 c の回転が駆動されることにより、アーム部 5 1 2 の駆動が制御される。

20

【 0 1 2 7 】

アーム部 5 1 2 の先端には、先端ユニットとして撮像ユニット 5 1 5 が接続されている。撮像ユニット 5 1 5 は、撮像対象の画像を取得するユニットであり、例えば動画や静止画を撮像できるカメラ等である。図 7 に示すように、アーム部 5 1 2 の先端に設けられた撮像ユニット 5 1 5 が施術対象 5 4 0 の施術部位の様子を撮像するように、手術用ビデオ顕微鏡装置 5 1 0 によってアーム部 5 1 2 及び撮像ユニット 5 1 5 の姿勢や位置が制御される。なお、アーム部 5 1 2 の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット 5 1 5 の構成は特に限定されず、例えば、撮像ユニット 5 1 5 は、内視鏡や顕微鏡として構成されていてもよい。また、撮像ユニット 5 1 5 は、当該アーム部 5 1 2 に対して着脱可能に構成されていてもよい。このような構成により、例えば、利用用途に応じた撮像ユニット 5 1 5 が、アーム部 5 1 2 の先端に先端ユニットとして適宜接続されてもよい。なお、本説明では、先端ユニットとして撮像ユニット 5 1 5 が適用されている場合に着目して説明するが、アーム部 5 1 2 の先端に接続される先端ユニットは、必ずしも撮像ユニット 5 1 5 に限定されないことは言うまでもない。

30

【 0 1 2 8 】

また、ユーザ 5 2 0 と対向する位置には、モニタやディスプレイ等の表示装置 5 5 0 が設置される。撮像ユニット 5 1 5 により取得された施術部位の画像は、例えば、手術用ビデオ顕微鏡装置 5 1 0 に内蔵または外付けされた画像処理装置（図示は省略する）により、各種画像処理が施されたうえで、表示装置 5 5 0 の表示画面に電子画像として表示される。このような構成により、ユーザ 5 2 0 は、表示装置 5 5 0 の表示画面に表示される施術部位の電子画像を見ながら各種の処置（例えば、手術等）を行うことが可能となる。

40

【 0 1 2 9 】

なお、図 7 に示す例では、撮像ユニット 5 1 5 が、例えば、図 4 を参照して前述した撮像部 1 1 0 を含む。また、撮像ユニット 5 1 5 により取得された施術部位の画像に対して、各種画像処理を施す画像処理装置が、図 4 を参照して前述した制御部 1 3 0 の一例に相当する。また、表示装置 5 5 0 が、当該制御部 1 3 0 からの映像信号の出力先の一例に相当し得る。

【 0 1 3 0 】

以上、図 7 を参照して、本実施形態に係る医療用観察装置の他の適用例として、アーム

50

を備えた手術用ビデオ顕微鏡装置が用いられる場合の一例について説明した。

【0131】

< 7. ハードウェア構成 >

次に、図8を参照しながら、本実施形態に係る医療用観察装置として構成される情報処理装置900のハードウェア構成の一例について、詳細に説明する。図8は、本開示の一実施形態に係る医療用観察装置として構成される情報処理装置900のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

【0132】

図8に示すように、情報処理装置900は、主に、CPU901と、ROM903と、RAM905と、を備える。また、情報処理装置900は、更に、ホストバス907と、ブリッジ909と、外部バス911と、インターフェース913と、入力装置915と、出力装置917と、ストレージ装置919とを備える。また、情報処理装置900は、ドライブ921と、接続ポート923と、通信装置925とを備えてもよい。

10

【0133】

CPU901は、演算処理装置及び制御装置として機能し、ROM903、RAM905、ストレージ装置919又はリムーバブル記録媒体927に記録された各種プログラムに従って、情報処理装置900内の動作全般又はその一部を制御する。ROM903は、CPU901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM905は、CPU901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス907により相互に接続されている。なお、図4を参照して前述した、制御部130の各構成は、例えば、CPU901により実現され得る。

20

【0134】

ホストバス907は、ブリッジ909を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス911に接続されている。また、外部バス911には、インターフェース913を介して、入力装置915、出力装置917、ストレージ装置919、ドライブ921、接続ポート923及び通信装置925が接続される。

【0135】

入力装置915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、レバー及びペダル等、ユーザが操作する操作手段である。また、入力装置915は、例えば、赤外線やその他の電波を利用した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、情報処理装置900の操作に対応した携帯電話やPDA等の外部接続機器929であってもよい。さらに、入力装置915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、CPU901に出力する入力制御回路などから構成されている。情報処理装置900のユーザは、この入力装置915を操作することにより、情報処理装置900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。

30

【0136】

出力装置917は、取得した情報をユーザに対して視覚的又は聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、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、ELディスプレイ装置及びランプ等の表示装置や、スピーカ及びヘッドホン等の音声出力装置や、プリンタ装置等がある。出力装置917は、例えば、情報処理装置900が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、情報処理装置900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で表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。例えば、図4を参照して前述した撮像信号処理部131からの映像信号の出力先としては、表示装置として構成された出力装置917が想定され得る。

40

【0137】

50

ストレージ装置 919 は、情報処理装置 900 の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置 919 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る。このストレージ装置 919 は、CPU 901 が実行するプログラムや各種データ等を格納する。

【0138】

ドライブ 921 は、記録媒体用リーダーライターであり、情報処理装置 900 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM 905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD-DVD メディア又は Blu-ray (登録商標) メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ (登録商標) (CF: Compact Flash)、フラッシュメモリ又は SD メモリカード (Secure Digital memory card) 等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード (Integrated Circuit card) 又は電子機器等であってもよい。

【0139】

接続ポート 923 は、情報処理装置 900 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB (Universal Serial Bus) ポート、IEEE 1394 ポート、SCSI (Small Computer System Interface) ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI (登録商標) (High-Definition Multimedia Interface) ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、情報処理装置 900 は、外部接続機器 929 から直接各種のデータを取得したり、外部接続機器 929 に各種のデータを提供したりする。

【0140】

通信装置 925 は、例えば、通信網 (ネットワーク) 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、有線若しくは無線 LAN (Local Area Network)、Bluetooth (登録商標) 又は WUSB (Wireless USB) 用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信のルータ、ADSL (Asymmetric Digital Subscriber Line) 用のルータ又は各種通信のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線又は無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信又は衛星通信等であってもよい。

【0141】

以上、本開示の実施形態に係る医療用立体観察システムを構成する情報処理装置 900 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材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。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、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。なお、図 8 では図示しないが、例えば、前述した医療用観察装置に対応する各種の構成を当然備える。

【0142】

なお、上述のような本実施形態に係る医療用立体観察システムを構成する情報処理装置 900 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

10

20

30

40

50

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。

【0143】

< 8 . まとめ >

以上、説明したように、本実施形態に係る医療用観察装置100は、被写体からの観察対象光のうち観察の対象となる帯域に応じたAF用評価信号係数と、撮像素子114からの撮像信号とに基づきAF評価値を算出し、算出した当該AF評価値に基づき合焦動作（AF動作）を行う。このような構成により、本実施形態に係る医療用観察装置100は、色収差の比較的大きい光学系を使用した場合においても、観察の対象となる帯域に応じて、被写体に対して合焦するように、撮像光学系111の焦点位置を制御することが可能となる。即ち、本実施形態に係る医療用観察装置100に依れば、術者（ユーザ）は、所謂特殊光観察においても、観察の対象となる帯域に応じた、より鮮明な被写体像を観察することが可能となる。

10

【0144】

特に、本実施形態に係る医療用観察装置100は、例えば、撮像素子114からの撮像信号に対して適用される現像処理の特性に応じたAF用評価信号係数に基づきAF用評価信号を生成し、当該AF用評価信号に基づきAF評価値を算出することが可能である。このような構成により、医療用観察装置100は、互いに異なる複数の帯域それぞれに注目した現像を行うような状況下でも、当該複数の帯域それぞれについて、被写体に対して合焦するように、撮像光学系111の焦点距離を制御することが可能となる。

20

【0145】

より具体的な一例として、医療用観察装置100が、被写体に対して光源から複数の異なる帯域の補助光を照射し、当該被写体からの反射光の受光結果に基づく撮像信号に対して、当該複数の帯域それぞれについて、帯域ごとに異なる現像処理を施す場合に着目する。この場合には、例えば、医療用観察装置100は、複数の帯域それぞれに着目した現像処理ごとのAF用評価信号係数に基づき、当該現像処理ごとにAF用評価信号を生成し、当該AF用評価信号に基づきAF評価値を算出する。そして、医療用観察装置100は、現像処理ごとに、当該現像処理に対応したAF評価値に基づき、撮像光学系111の焦点位置を制御してもよい。このような制御により、医療用観察装置100は、例えば、患部表面や患部奥等のように、生体内の異なる位置それぞれに対して合焦した画像（即ち、患部がより鮮明に提示された画像）を出力することが可能となる。

30

【0146】

また、他の一例として、複数の帯域の蛍光を放出する蛍光体を観察する場合において、医療用観察装置100が、当該蛍光の受光結果に基づく撮像信号に対して、当該複数の帯域それぞれについて、帯域ごとに異なる現像処理を施す場合に着目する。この場合においても、例えば、医療用観察装置100は、複数の帯域それぞれに着目した現像処理ごとのAF用評価信号係数に基づきAF評価値を算出し、現像処理ごとに、当該現像処理に対応したAF評価値に基づき、撮像光学系111の焦点位置を制御してもよい。このような制御により、医療用観察装置100は、例えば、血管や腫瘍部位のように、生体内の異なる部位（換言すると、互いに異なる蛍光を放出する部分）それぞれに対して合焦した画像（即ち、各部位がより鮮明に提示された画像）を出力することが可能となる。

40

【0147】

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。

50

【 0 1 4 8 】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明のまたは例示的なものであって限定ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

【 0 1 4 9 】

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)

撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出する算出部と、

10

前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも1つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御する制御部と、

を備える、医療用観察装置。

(2)

前記算出部は、前記複数の分光成分に基づき前記観察の対象とする帯域の成分に基づく画像データを生成するための補正パラメータに応じた前記重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(1)に記載の医療用観察装置。

(3)

20

前記算出部は、前記観察の対象とする帯域ごとにあらかじめ設定された前記重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(1)に記載の医療用観察装置。

(4)

前記算出部は、前記観察対象光の帯域のうち少なくとも一部の帯域を観察対象とする複数のモードそれぞれについてあらかじめ設定された前記重みのうち、選択された前記モードに対応する前記重みを取得し、取得した当該重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(3)に記載の医療用観察装置。

(5)

前記複数のモードには、狭帯域光観察、蛍光観察、及び赤外光観察のうち少なくともいずれかに対応するモードが含まれる、前記(4)に記載の医療用観察装置。

30

(6)

前記算出部は、前記被写体の撮像が行われる手術の術式に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(1)に記載の医療用観察装置。

(7)

前記算出部は、前記被写体の撮像が行われる診療科に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(1)に記載の医療用観察装置。

(8)

前記算出部は、前記光学系の光学特性に応じて設定される前記重みに基づき、前記評価値を算出する、前記(1)～(7)のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

(9)

40

前記複数の分光成分に対応する前記撮像信号は、RGB信号であり、

R信号、G信号、及びB信号の輝度成分をそれぞれR、G、及びBとし、前記重みに基づき、前記R信号、前記G信号、及び前記B信号それぞれに対応する係数をr、g、及びbとしたとき、前記評価値を算出するための評価信号Lは、以下に示す計算式に基づき算出される、前記(1)～(8)のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

【数7】

$$L=r \times R+g \times G+b \times B$$

(1 0)

50

前記制御部は、前記評価値を基に算出される被写体像のコントラストに基づき、前記光学系の焦点位置を制御する、前記(1)～(9)のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

(11)

前記撮像素子を含む撮像部を備える、前記(1)～(10)のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

(12)

前記撮像部は、患者の体腔内に挿入される内視鏡である、
前記(11)に記載の医療用観察装置。

(13)

前記撮像部は、前記被写体の光学像を取得する前記光学系を含む顕微鏡部であって、
前記顕微鏡部を支持する支持部、
をさらに備える、
前記(11)に記載の医療用観察装置。

(14)

プロセッサが、

撮像素子による生体内の被写体からの観察対象光の受光結果に基づく、互いに異なる複数の分光成分それぞれに対応する撮像信号に対して、前記観察対象光の帯域のうち観察の対象とする帯域に応じた前記複数の分光成分間の重みを適用し、前記重みが適用された当該撮像信号に基づき、合焦の度合いを示す評価値を算出することと、

前記被写体からの観察対象光を前記撮像素子に結像する光学系のうち少なくとも1つの光学部材の位置を、前記評価値に基づき制御することで当該光学系の焦点位置を制御することと、

を含む、医療用観察方法。

【符号の説明】

【0150】

- 1 内視鏡手術システム
- 11 内視鏡
- 13 CCU
- 15 表示装置
- 17 光源装置
- 21 処置具用装置
- 22 エネルギー処置具
- 23 鉗子
- 24 気腹装置
- 25 a、25 b トロッカ
- 26 レコーダ
- 27 プリンタ
- 31 カート
- 33 患者ベッド
- 35 フットスイッチ
- 100 医療用観察装置
- 110 撮像部
- 111 撮像光学系
- 112 ズームレンズ
- 113 フォーカスレンズ
- 114 撮像素子
- 115 ズームレンズ駆動部
- 116 フォーカスレンズ駆動部
- 117 駆動系制御部

10

20

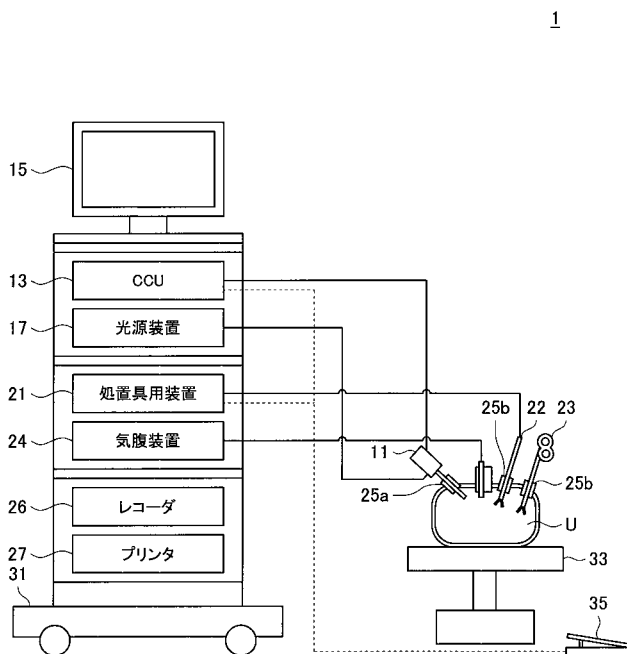
30

40

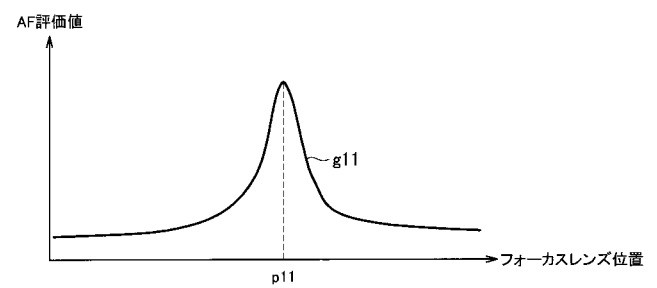
50

- 1 1 8 撮像素子駆動部
- 1 3 0 制御部
- 1 3 1 撮像信号処理部
- 1 3 2 検波枠ゲート
- 1 3 3 検波部
- 1 3 4 光学系制御部
- 1 3 5 評価信号算出部
- 1 3 6 評価値算出部
- 1 7 0 光源部

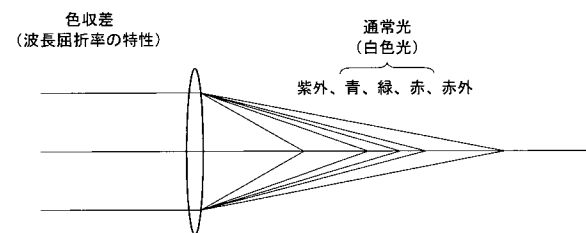
【図 1】



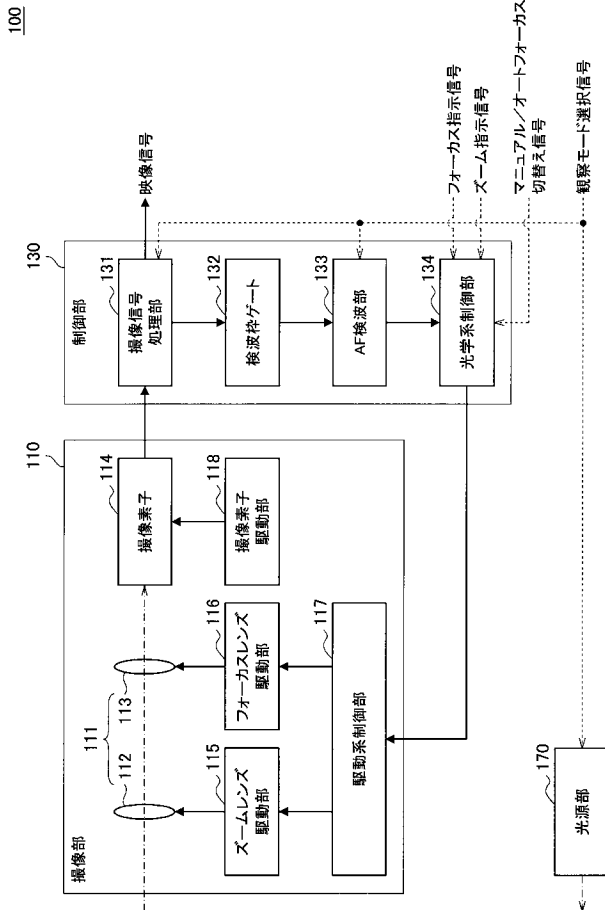
【図 2】



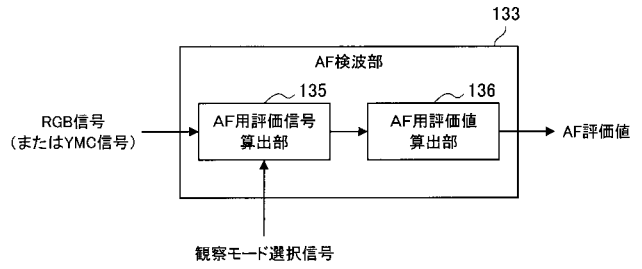
【図 3】



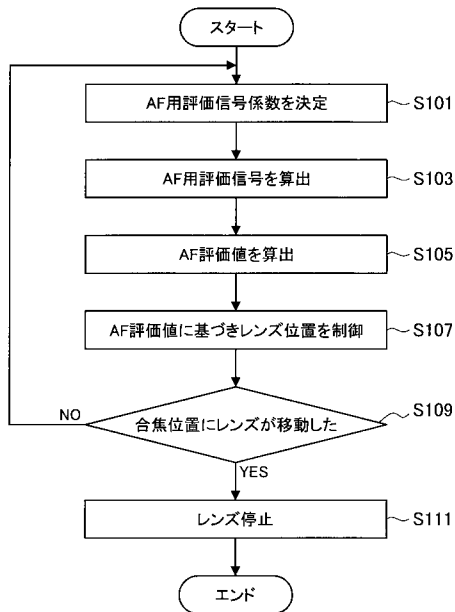
【図 4】



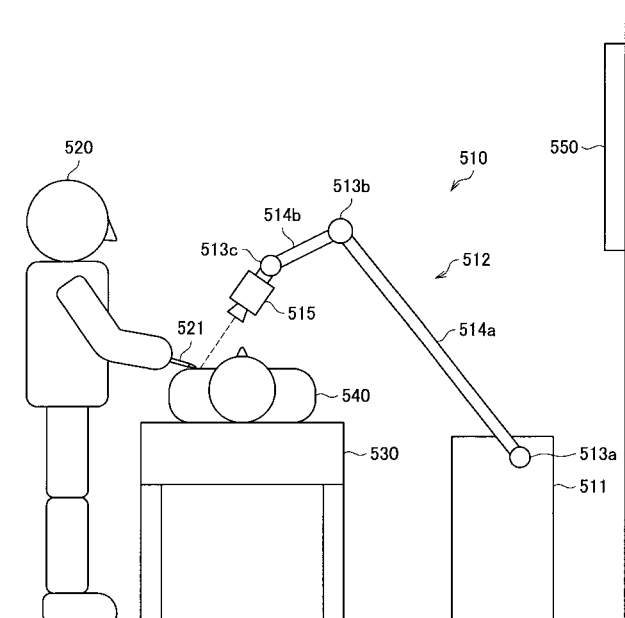
【図 5】



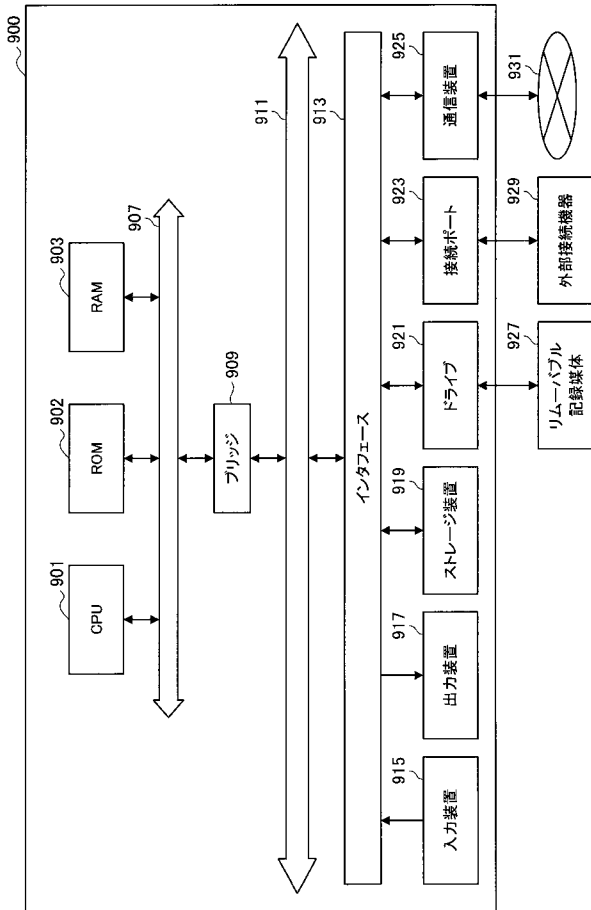
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064126

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B7/28(2006.01)i, G02B7/36(2006.01)i, G03B15/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, G02B7/28, G02B7/36, G03B15/00

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 Y	JP 2004-272039 A (Pentax Corp.), 30 September 2004 (30.09.2004), claims 1, 16; paragraphs [0041], [0042] to [0054]; fig. 6 to 8 (Family: none)	1-4, 6-12, 14 5, 13
Y	JP 2012-110481 A (Olympus Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), paragraphs [0016] to [0018], [0087] to [0113]; fig. 10 to 13 (Family: none)	5

☒ 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
01 July 2016 (01.07.16)Date of mailing of the international search report
19 July 2016 (19.07.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064126

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2015/012096 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 January 2015 (29.01.2015), claims 6 to 7; paragraphs [0013] to [0039], [0095] to [0108] (Family: none)	5, 13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 1 2 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B7/28(2006.01)i, G02B7/36(2006.01)i, G03B15/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G02B7/28, G02B7/36, G03B15/00											
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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 Y	JP 2004-272039 A（ペンタックス株式会社） 2004.09.30, 請求項1、16、【0041】、 【0042】～【0054】、図6～8（ファミリーなし）	1-4, 6-12, 14 5, 13									
Y	JP 2012-110481 A（オリンパス株式会社） 2012.06.14, 【0016】～【0018】、 【0087】～【0113】、図10～13（ファミリーなし）	5									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 01.07.2016		国際調査報告の発送日 19.07.2016									
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） 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2913								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 1 2 6
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	WO 2015/012096 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.29, 請求項6～7、[0013]～[0039]、 [0095]～[0108] (ファミリーなし)	5, 13

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I		テーマコード (参考)	
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	G 0 2 B	7/36		
G 0 2 B 7/28 (2006.01)	G 0 3 B	13/36		
	H 0 4 N	5/232	1 2 0	
	H 0 4 N	5/232	4 5 0	
	H 0 4 N	5/225	5 0 0	
	G 0 2 B	7/28		H

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, 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 岡崎 栄

東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72) 発明者 片山 俊郎

東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72) 発明者 平野 弘高

東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニーイーエムシーエス株式会社内

(72) 発明者 山元 敬裕

東京都八王子市子安町四丁目 7 番 1 号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内

F ターム(参考) 2H011 BA33 BB04

2H151 BA47 BA66 CD12 CD23 CD30

4C161 BB06 CC06 DD01 LL01 PP12 PP13 QQ02 QQ03 QQ07 RR06

5C122 DA03 DA04 DA26 EA42 FB16 FD01 FD06 FD13 GG03 HA87

HB01 HB06 HB10

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) 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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 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)	医学观察装置和医学观察方法		
公开(公告)号	JPWO2017010157A1	公开(公告)日	2018-05-24
申请号	JP2017528310	申请日	2016-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司 索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司 索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	岡崎 栄 片山 俊郎 平野 弘高 山元 敬裕		
发明人	岡崎 栄 片山 俊郎 平野 弘高 山元 敬裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B7/36 G03B13/36 H04N5/232 H04N5/225 G02B7/28		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/043 A61B1/0638 G02B7/28 G02B7/36 G03B15/00 A61B1/00045 A61B1/042 A61B8/466 A61B8/5207 A61B90/361 A61B90/37 G02B27/40		
FI分类号	A61B1/00.735 A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.513 A61B1/045.610 G02B7/36 G03B13/36 H04N5/232.120 H04N5/232.450 H04N5/225.500 G02B7/28.H		
F-TERM分类号	2H011/BA33 2H011/BB04 2H151/BA47 2H151/BA66 2H151/CD12 2H151/CD23 2H151/CD30 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/LL01 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/RR06 5C122/DA03 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FB16 5C122/FD01 5C122/FD06 5C122/FD13 5C122/GG03 5C122/HA87 5C122/HB01 5C122/HB06 5C122/HB10		
代理人(译)	松本 一骑		
优先权	2015141225 2015-07-15 JP		
其他公开文献	JPWO2017010157A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据要观察的频带以更优选的模式控制光学系统的焦点位置。 解决方案：在基于通过成像装置从活体中的对象接收观察目标光的结果对应于多个相互不同的光谱分量中的每一个的成像信号中，观察目标光的条带中的观察对象计算单元，其通过在与要观察的带对应的多个光谱分量之间施加权重，基于对其施加权重的成像信号计算指示聚焦程度的评估值；以及控制单元，其通过控制在基于评估值对成像装置上的光成像的光学系统中的至少一个光学构件的位置来控制光学系统的焦点位置，设备。 点域4

