

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/221041

発行日 令和2年5月21日(2020.5.21)

(43) 国際公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61B 1/045 (2006.01)	A61B 1/045 610	2H040
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 530	2H042
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/04 531	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/045 650	
G02B 5/04 (2006.01)	A61B 1/00 R	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2019-522014 (P2019-522014)	(71) 出願人 000002185
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/015686	ソニー株式会社
(22) 国際出願日 平成30年4月16日(2018.4.16)	東京都港区港南1丁目7番1号
(31) 優先権主張番号 特願2017-106163 (P2017-106163)	(74) 代理人 110002147
(32) 優先日 平成29年5月30日(2017.5.30)	特許業務法人酒井国際特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	(72) 発明者 高橋 健治
	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内
	(72) 発明者 高橋 康昭
	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内
	(72) 発明者 官井 岳志
	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内
	Fターム(参考) 2H040 GA02 GA06 GA11
	最終頁に続く

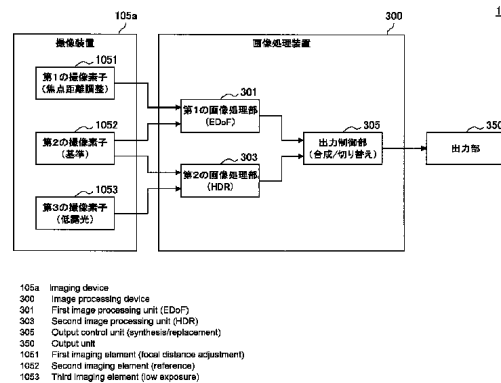
(54) 【発明の名称】 医療用観察システム及び医療用観察装置

(57) 【要約】

【課題】より好適な態様で高画質な画像を取得可能とする。

【解決手段】医療用観察装置と画像処理装置とを含み、医療用観察装置は、複数の撮像素子と入射光を複数の光に分離する分岐光学系とを有し、分岐光学系により分離された複数の光のそれぞれは、複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、複数の撮像素子のうち、2以上の撮像素子それぞれにより互いに明るさの異なる画像が撮像され、2以上の撮像素子については、分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設され、画像処理装置は、互いに明るさの異なる複数の画像に基づく当該複数の画像それぞれよりもダイナミックレンジの広い第1の合成画像と、分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なる2以上の撮像素子それぞれにより撮像された複数の画像に基づく当該複数の画像それぞれよりも被写界深度の深い第2の合成画像と、のうち少なくともいずれかを生成する、医療用観察システム。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用観察装置と、
 前記医療用観察装置により撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置と、
 を含み、
 前記医療用観察装置は、
 複数の撮像素子と、入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、を有し、
 前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうち
 の少なくともいずれかに導光され、
 前記複数の撮像素子のうち、2以上の撮像素子それぞれにより互いに明るさの異なる画
 像が撮像され、2以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が互い
 に異なるように配設され、
 前記画像処理装置は、
 互いに明るさの異なる複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりもダイナミック
 クレンジの広い第1の合成画像と、
 分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なる前記2以上の撮像素子それぞれにより撮
 像された複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりも被写界深度の深い第2の合
 成画像と、
 のうち少なくともいずれかを生成する、
 医療用観察システム。

10

20

【請求項 2】

前記複数の撮像素子のうち、第1の撮像素子及び第2の撮像素子により互いに明るさの
 異なる前記画像が撮像され、
 当該第1の撮像素子及び当該第2の撮像素子は、前記分岐光学系との間の光学的距離が
 互いに異なるように配設される、
 請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 3】

前記複数の撮像素子のうち、第1の撮像素子及び第2の撮像素子により互いに明るさの
 異なる前記画像が撮像され、
 当該複数の撮像素子のうち、前記第1の撮像素子と、前記第2の撮像素子とは異なる第
 3の撮像素子とは、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設される
 、
 請求項1に記載の医療用観察システム。

30

【請求項 4】

前記分岐光学系は、
 前記入射光から所定の波長帯域に属する第1の光を分離するダイクロイック膜と、
 前記入射光から前記第1の光が分離された第2の光を、第3の光及び第4の光に分離す
 るビームスプリッタと、
 を含み、
 前記複数の撮像素子のうち、前記第3の光が導光される第4の撮像素子と、前記第4の
 光が導光される第5の撮像素子とにより、互いに明るさの異なる前記画像が撮像され、
 前記第4の撮像素子及び前記第5の撮像素子は、前記分岐光学系との間の光学的距離が
 互いに異なるように配設される、
 請求項1に記載の医療用観察システム。

40

【請求項 5】

前記第4の撮像素子及び前記第5の撮像素子は、カラーフィルタが設けられていない撮
 像素子である、請求項4に記載の医療用観察システム。

【請求項 6】

前記第2の光は、可視光波長帯域のうちの一部の波長帯域に属する、請求項4に記載の
 医療用観察システム。

50

【請求項 7】

前記第 2 の光は、G 成分の波長帯域に属する光を含み、
前記第 1 の光は、R 成分及び B 成分それぞれの波長帯域に属する光を含む、
請求項 6 に記載の医療用観察システム。

【請求項 8】

前記複数の撮像素子のうち、前記第 1 の光が導光される第 6 の撮像素子は、ベイヤ配列の撮像素子である、請求項 4 に記載の医療用観察システム。

【請求項 9】

前記複数の撮像素子のうち少なくとも一部の撮像素子により撮像される画像は、解像度が 4 K 以上である、請求項 1 に記載の医療用観察システム。

10

【請求項 10】

前記第 1 の合成画像の生成元となる複数の前記画像の取得条件は、対応する撮像素子に導光される光の光量、当該撮像素子の感度、及びシャッタースピードのうち少なくともいずれかが異なる、請求項 1 に記載の医療用観察システム。

【請求項 11】

前記第 1 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子に対して、光量の異なる光が導光されるように、前記入射光を分離する、請求項 10 に記載の医療用観察システム。

【請求項 12】

前記第 1 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子それぞれの前段に設けられた絞りが制御されることで、当該 2 以上の撮像素子それぞれに対して光量の異なる光が導光される、請求項 10 に記載の医療用観察システム。

20

【請求項 13】

前記複数の撮像素子のうち、前記第 2 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子は、前記分岐光学系の出射端との間の光学的距離が互いに異なるように配設される、請求項 1 に記載の医療用観察システム。

【請求項 14】

前記画像処理装置は、前記第 1 の合成画像と前記第 2 の合成画像とに基づき第 3 の合成画像を生成する、請求項 1 に記載の医療用観察システム。

【請求項 15】

前記医療用観察装置は、
被検体の滞空内に挿入される鏡筒を含む内視鏡部を備え、
前記内視鏡部により取得された前記被検体の像を撮像する、
請求項 1 に記載の医療用観察システム。

30

【請求項 16】

前記医療用観察装置は、
撮像対象物の拡大像を取得する顕微鏡部を備え、
前記顕微鏡部により取得された前記撮像対象物の像を撮像する、
請求項 1 に記載の医療用観察システム。

【請求項 17】

複数の撮像素子と、
入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、
を備え、
前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、
前記複数の撮像素子のうち、2 以上の撮像素子により互いに明るさの異なる画像が撮像され、2 以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が異なる、
医療用観察装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本開示は、医療用観察システム及び医療用観察装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどの撮像素子を備えた、デジタルスチルカメラやデジタルビデオカメラ(以下、これらを総じて「デジタルカメラ」とも称する)等の撮像装置が広く普及している。特に近年では、このような撮像装置は、例えば、内視鏡や手術用顕微鏡等のような医療用の観察装置にも適用されている。

【 0 0 0 3 】

また、H D R (High Dynamic Range) や E D o F (Extended Depth of Field) と呼ばれる技術のように、デジタルカメラ等の撮像装置により撮像された画像に基づき、当該画像よりも高画質な画像を取得可能とする技術が各種提案されている。例えば、特許文献1には、被写体に対して焦点が合っている距離が異なる複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりも被写界深度のより深い合成画像を生成する技術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 】 国際公開第 2 0 1 3 / 0 6 1 8 1 9 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特に、近年では、撮像素子の高精細化に伴い、より高解像な画像を撮像可能な撮像素子も各種提案されている。そのため、このような撮像素子の利用に際し、より好適な態様で高画質な画像を取得可能とする技術の提供が求められている。

【 0 0 0 6 】

そこで、本開示では、より好適な態様で高画質な画像を取得可能とする医療用観察システム及び医療用観察装置を提案する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本開示によれば、医療用観察装置と、前記医療用観察装置により撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置と、を含み、前記医療用観察装置は、複数の撮像素子と、入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、を有し、前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、前記複数の撮像素子のうち、2以上の撮像素子それぞれにより互いに明るさの異なる画像が撮像され、2以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設され、前記画像処理装置は、互いに明るさの異なる複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりもダイナミックレンジの広い第1の合成画像と、分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なる前記2以上の撮像素子それぞれにより撮像された複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりも被写界深度の深い第2の合成画像と、のうち少なくともいずれかを生成する、医療用観察システムが提供される。

【 0 0 0 8 】

また、本開示によれば、複数の撮像素子と、入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、を備え、前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、前記複数の撮像素子のうち、2以上の撮像素子により互いに明るさの異なる画像が撮像され、2以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が異なる、医療用観察装置が提供される。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

10

20

30

40

50

以上説明したように本開示によれば、より好適な態様で高画質な画像を取得可能とする医療用観察システム及び医療用観察装置が提供される。

【0010】

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】

【0011】

【図1】本開示に係る技術が適用され得る内視鏡撮像システムの概略的な構成の一例を示す図である。

【図2】図1に示すカメラヘッド及びCCUの機能構成の一例を示すブロック図である。

【図3】本開示の一実施形態に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図である。

【図4】同実施形態に係る撮像装置の概要について説明するための説明図である。

【図5】同実施形態に係る撮像システムの機能構成の一例を示したブロック図である。

【図6】変形例1に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図である。

【図7】変形例2に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図である。

【図8】変形例2に係る撮像装置に適用されるダイクロイック膜253の分光特性の一例について示した図である。

【図9】変形例2に係る撮像装置に適用されるダイクロイック膜253の分光特性の一例について示した図である。

【図10】本開示の一実施形態に係る内視鏡撮像システムを構成す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。

【図11】本開示の一実施形態に係る撮像システムの応用例について説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

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。

【0013】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 撮像システムの構成例
2. 高画質な画像を取得可能とする仕組みに関する検討
3. 技術的特徴
 - 3.1. 撮像装置の構成例
 - 3.2. 機能構成
 - 3.3. 変形例
4. ハードウェア構成の一例
5. 応用例
6. むすび

【0014】

<< 1. 撮像システムの構成例 >>

まず、図1及び図2を参照して、本開示の一実施形態に係る撮像システムの概略的な構成の一例として、当該撮像システムを内視鏡撮像システムのような所謂「医療用観察システム」として構成した場合の一例について説明する。

【0015】

例えば、図1は、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡撮像システムの概略的な構成の一例を示す図であり、当該内視鏡撮像システムを所謂内視鏡手術システムとして構成した場合の一例を示している。図1では、術者（医師）167が、内視鏡手術システム10

10

20

30

40

50

0を用いて、患者ベッド169上の患者171に手術を行っている様子が図示されている。図示するように、内視鏡手術システム100は、内視鏡101と、その他の術具117と、内視鏡101を支持する支持アーム装置127と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート137と、から構成される。

【0016】

内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロツカ125a~125dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロツカ125a~125dから、内視鏡101の鏡筒103や、その他の術具117が患者171の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具117として、気腹チューブ119、エネルギー処置具121及び鉗子123が、患者171の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具121は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。ただし、図示する術具117はあくまで一例であり、術具117としては、例えば攝子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

10

【0017】

内視鏡101によって撮影された患者171の体腔内の術部の画像が、表示装置141に表示される。術者167は、表示装置141に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具121や鉗子123を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ119、エネルギー処置具121及び鉗子123は、手術中に、術者167又は助手等によって支持される。

20

【0018】

(支持アーム装置)

支持アーム装置127は、ベース部129から延伸するアーム部131を備える。図示する例では、アーム部131は、関節部133a、133b、133c、及びリンク135a、135bから構成されており、アーム制御装置145からの制御により駆動される。アーム部131によって内視鏡101が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡101の安定的な位置の固定が実現され得る。

【0019】

(内視鏡)

内視鏡101は、先端から所定の長さの領域が患者171の体腔内に挿入される鏡筒103と、鏡筒103の基端に接続されるカメラヘッド105と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒103を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡101を図示しているが、内視鏡101は、軟性の鏡筒103を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。なお、カメラヘッド105または当該カメラヘッド105を含む内視鏡101が、「医療用観察装置」の一例に相当する。

30

【0020】

鏡筒103の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡101には光源装置143が接続されており、当該光源装置143によって生成された光が、鏡筒103の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者171の体腔内の観察対象(換言すると、撮像対象物)に向かって照射される。なお、内視鏡101は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

40

【0021】

カメラヘッド105の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観察対象からの反射光(観察光)は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット(CCU: Camera Control Unit)139に送信される。なお、カメラヘッド105には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

50

【0022】

なお、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド105には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒103の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

【0023】

（カートに搭載される各種の装置）

CCU139は、CPU（Central Processing Unit）やGPU（Graphics Processing Unit）等によって構成され、内視鏡101及び表示装置141の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU139は、カメラヘッド105から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理（デモザイク処理）等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。CCU139は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置141に提供する。また、CCU139は、カメラヘッド105に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。

10

【0024】

表示装置141は、CCU139からの制御により、当該CCU139によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡101が例えば4K（水平画素数3840×垂直画素数2160）又は8K（水平画素数7680×垂直画素数4320）等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び/又は3D表示に対応したものである場合には、表示装置141としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び/又は3D表示可能なものが用いられ得る。4K又は8K等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置141として5.5インチ以上のサイズのものを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置141が設けられてもよい。

20

【0025】

光源装置143は、例えばLED（light emitting diode）等の光源から構成され、術部を撮影する際の照射光を内視鏡101に供給する。

【0026】

アーム制御装置145は、例えばCPU等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置127のアーム部131の駆動を制御する。

30

【0027】

入力装置147は、内視鏡手術システム100に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置147を介して、内視鏡手術システム100に対して各種の情報の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、入力装置147を介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力装置147を介して、アーム部131を駆動させる旨の指示や、内視鏡101による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具121を駆動させる旨の指示等を入力する。

40

【0028】

入力装置147の種類は限定されず、入力装置147は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置147としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ、フットスイッチ157及び/又はレバー等が適用され得る。入力装置147としてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置141の表示面上に設けられてもよい。

【0029】

あるいは、入力装置147は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスやHMD（Head Mounted Display）等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置147は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像さ

50

れた映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。更に、入力装置 147 は、ユーザの声を收音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置 147 が非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者 167）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

【0030】

処置具制御装置 149 は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具 121 の駆動を制御する。気腹装置 151 は、内視鏡 101 による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者 171 の体腔を膨らめるために、気腹チューブ 119 を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ 153 は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ 155 は、手術に関する各種の情報を、テキスト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

10

【0031】

以下、内視鏡手術システム 100 において特に特徴的な構成について、更に詳細に説明する。

【0032】

（支持アーム装置）

支持アーム装置 127 は、基台であるベース部 129 と、ベース部 129 から延伸するアーム部 131 と、を備える。図示する例では、アーム部 131 は、複数の関節部 133 a、133 b、133 c と、関節部 133 b によって連結される複数のリンク 135 a、135 b と、から構成されているが、図 1 では、簡単のため、アーム部 131 の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部 131 が所望の自由度を有するように、関節部 133 a ~ 133 c 及びリンク 135 a、135 b の形状、数及び配置、並びに関節部 133 a ~ 133 c の回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部 131 は、好適に、6 自由度以上の自由度を有するように構成され得る。これにより、アーム部 131 の可動範囲内において内視鏡 101 を自由に移動させることが可能になるため、所望の方向から内視鏡 101 の鏡筒 103 を患者 171 の体腔内に挿入することが可能になる。

20

【0033】

関節部 133 a ~ 133 c にはアクチュエータが設けられており、関節部 133 a ~ 133 c は当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸まわりに回転可能に構成されている。当該アクチュエータの駆動がアーム制御装置 145 によって制御されることにより、各関節部 133 a ~ 133 c の回転角度が制御され、アーム部 131 の駆動が制御される。これにより、内視鏡 101 の位置及び姿勢の制御が実現され得る。この際、アーム制御装置 145 は、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式によってアーム部 131 の駆動を制御することができる。

30

【0034】

例えば、術者 167 が、入力装置 147（フットスイッチ 157 を含む）を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じてアーム制御装置 145 によってアーム部 131 の駆動が適宜制御され、内視鏡 101 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、アーム部 131 の先端の内視鏡 101 を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、アーム部 131 は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 131 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置 147 を介してユーザによって遠隔操作され得る。

40

【0035】

また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置 145 は、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部 131 が移動するように、各関節部 133 a ~ 133 c のアクチュエータを駆動させる、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい

50

。これにより、ユーザが直接アーム部 131 に触れながらアーム部 131 を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部 131 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で内視鏡 101 を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

【0036】

ここで、一般的に、内視鏡下手術では、スコピストと呼ばれる医師によって内視鏡 101 が支持されていた。これに対して、支持アーム装置 127 を用いることにより、人手によらずに内視鏡 101 の位置をより確実に固定することが可能になるため、術部の画像を安定的に得ることができ、手術を円滑に行うことが可能になる。

【0037】

なお、アーム制御装置 145 は必ずしもカート 137 に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置 145 は必ずしも 1 つの装置でなくてもよい。例えば、アーム制御装置 145 は、支持アーム装置 127 のアーム部 131 の各関節部 133a ~ 133c にそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置 145 が互いに協働することにより、アーム部 131 の駆動制御が実現されてもよい。

【0038】

(光源装置)

光源装置 143 は、内視鏡 101 に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置 143 は、例えば LED、レーザー光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成される。このとき、RGB レーザー光源の組み合わせにより白色光源が構成される場合には、各色(各波長)の出力強度及び出力タイミングを高精度に制御することができるため、光源装置 143 において撮像画像のホワイトバランスの調整を行うことができる。また、この場合には、RGB レーザー光源それぞれからのレーザー光を時分割で観察対象に照射し、その照射タイミングに同期してカメラヘッド 105 の撮像素子の駆動を制御することにより、RGB それぞれに対応した画像を時分割で撮像することも可能である。当該方法によれば、当該撮像素子にカラーフィルタを設けなくても、カラー画像を得ることができる。

【0039】

また、光源装置 143 は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド 105 の撮像素子の駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することにより、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

【0040】

また、光源装置 143 は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光を供給可能に構成されてもよい。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光(すなわち、白色光)に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察(Narrow Band Imaging)が行われる。あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し当該体組織からの蛍光を観察するもの(自家蛍光観察)、又はインドシアニングリーン(ICG)等の試薬を体組織に局注するとともに当該体組織にその試薬の蛍光波長に対応した励起光を照射し蛍光像を得るもの等が行われ得る。光源装置 143 は、このような特殊光観察に対応した狭帯域光及び/又は励起光を供給可能に構成され得る。

【0041】

(カメラヘッド及びCCU)

図2を参照して、内視鏡 101 のカメラヘッド 105 及びCCU 139 の機能についてより詳細に説明する。図2は、図1に示すカメラヘッド 105 及びCCU 139 の機能構成の一例を示すブロック図である。

【0042】

10

20

30

40

50

図2を参照すると、カメラヘッド105は、その機能として、レンズユニット107と、撮像部109と、駆動部111と、通信部113と、カメラヘッド制御部115と、を有する。また、CCU139は、その機能として、通信部159と、画像処理部161と、制御部163と、を有する。カメラヘッド105とCCU139とは、伝送ケーブル165によって双方向に通信可能に接続されている。

【0043】

まず、カメラヘッド105の機能構成について説明する。レンズユニット107は、鏡筒103との接続部に設けられる光学系である。鏡筒103の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド105まで導光され、当該レンズユニット107に入射する。レンズユニット107は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成される。レンズユニット107は、撮像部109の撮像素子の受光面上に観察光を集光するように、その光学特性が調整されている。また、ズームレンズ及びフォーカスレンズは、撮像画像の倍率及び焦点の調整のため、その光軸上の位置が移動可能に構成される。

10

【0044】

撮像部109は撮像素子によって構成され、レンズユニット107の後段に配置される。レンズユニット107を通過した観察光は、当該撮像素子の受光面に集光され、光電変換によって、観察像に対応した画像信号が生成される。撮像部109によって生成された画像信号は、通信部113に提供される。

20

【0045】

撮像部109を構成する撮像素子としては、例えばCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)タイプのイメージセンサであり、ベイヤ(Bayer)配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。なお、当該撮像素子としては、例えば4K以上の高解像度の画像の撮影に対応可能なものが用いられてもよい。術部の画像が高解像度で得られることにより、術者167は、当該術部の様子をより詳細に把握することができ、手術をより円滑に進行することが可能となる。

【0046】

また、撮像部109を構成する撮像素子は、3D表示に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成される。3D表示が行われることにより、術者167は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、撮像部109が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、レンズユニット107も複数系統設けられる。

30

【0047】

また、撮像部109は、必ずしもカメラヘッド105に設けられなくてもよい。例えば、撮像部109は、鏡筒103の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

【0048】

駆動部111は、アクチュエータによって構成され、カメラヘッド制御部115からの制御により、レンズユニット107のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って所定の距離だけ移動させる。これにより、撮像部109による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

40

【0049】

通信部113は、CCU139との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部113は、撮像部109から得た画像信号をRAWデータとして伝送ケーブル165を介してCCU139に送信する。この際、術部の撮像画像を低レイテンシで表示するために、当該画像信号は光通信によって送信されることが好ましい。手術の際には、術者167が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信が行われる場合には、通信部113には、電気信号を光信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。画像信号は当該光電変換モジュールによって光信号に変換された後、伝送ケーブル165を介してCCU139に送信される

50

。

【 0 0 5 0 】

また、通信部 1 1 3 は、C C U 1 3 9 から、カメラヘッド 1 0 5 の駆動を制御するための制御信号を受信する。当該制御信号には、例えば、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報、撮像時の露出値を指定する旨の情報、並びに / 又は撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報等、撮像条件に関する情報が含まれる。通信部 1 1 3 は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部 1 1 5 に提供する。なお、C C U 1 3 9 からの制御信号も、光通信によって伝送されてもよい。この場合、通信部 1 1 3 には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられ、制御信号は当該光電変換モジュールによって電気信号に変換された後、カメラヘッド制御部 1 1 5 に提供される。

10

【 0 0 5 1 】

なお、上記のフレームレートや露出値、倍率、焦点等の撮像条件は、取得された画像信号に基づいて C C U 1 3 9 の制御部 1 6 3 によって自動的に設定される。つまり、いわゆる A E (Auto Exposure) 機能、A F (Auto Focus) 機能及び A W B (Auto White Balance) 機能が内視鏡 1 0 1 に搭載される。

【 0 0 5 2 】

カメラヘッド制御部 1 1 5 は、通信部 1 1 3 を介して受信した C C U 1 3 9 からの制御信号に基づいて、カメラヘッド 1 0 5 の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部 1 1 5 は、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報及び / 又は撮像時の露光を指定する旨の情報に基づいて、撮像部 1 0 9 の撮像素子の駆動を制御する。また、例えば、カメラヘッド制御部 1 1 5 は、撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報に基づいて、駆動部 1 1 1 を介してレンズユニット 1 0 7 のズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させる。カメラヘッド制御部 1 1 5 は、更に、鏡筒 1 0 3 やカメラヘッド 1 0 5 を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

20

【 0 0 5 3 】

なお、レンズユニット 1 0 7 や撮像部 1 0 9 等の構成を、気密性及び防水性が高い密閉構造内に配置することで、カメラヘッド 1 0 5 について、オートクレーブ滅菌処理に対する耐性を持たせることができる。

【 0 0 5 4 】

次に、C C U 1 3 9 の機能構成について説明する。通信部 1 5 9 は、カメラヘッド 1 0 5 との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部 1 5 9 は、カメラヘッド 1 0 5 から、伝送ケーブル 1 6 5 を介して送信される画像信号を受信する。この際、上記のように、当該画像信号は好適に光通信によって送信され得る。この場合、光通信に対応して、通信部 1 5 9 には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。通信部 1 5 9 は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部 1 6 1 に提供する。

30

【 0 0 5 5 】

また、通信部 1 5 9 は、カメラヘッド 1 0 5 に対して、カメラヘッド 1 0 5 の駆動を制御するための制御信号を送信する。当該制御信号も光通信によって送信されてよい。

【 0 0 5 6 】

画像処理部 1 6 1 は、カメラヘッド 1 0 5 から送信された R A W データである画像信号に対して各種の画像処理を施す。当該画像処理としては、例えば現像処理、高画質化処理 (帯域強調処理、超解像処理、N R (Noise reduction) 処理及び / 又は手ブレ補正処理等)、並びに / 又は拡大処理 (電子ズーム処理) 等、各種の公知の信号処理が含まれる。また、画像処理部 1 6 1 は、A E、A F 及び A W B を行うための、画像信号に対する検波処理を行う。

40

【 0 0 5 7 】

画像処理部 1 6 1 は、C P U や G P U 等のプロセッサによって構成され、当該プロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した画像処理や検波処理が行われ得る。なお、画像処理部 1 6 1 が複数の G P U によって構成される場合には、画像処理

50

部 1 6 1 は、画像信号に係る情報を適宜分割し、これら複数の GPU によって並列的に画像処理を行う。

【 0 0 5 8 】

制御部 1 6 3 は、内視鏡 1 0 1 による術部の撮像、及びその撮像画像の表示に関する各種の制御を行う。例えば、制御部 1 6 3 は、カメラヘッド 1 0 5 の駆動を制御するための制御信号を生成する。この際、撮像条件がユーザによって入力されている場合には、制御部 1 6 3 は、当該ユーザによる入力に基づいて制御信号を生成する。あるいは、内視鏡 1 0 1 に A E 機能、A F 機能及び A W B 機能が搭載されている場合には、制御部 1 6 3 は、画像処理部 1 6 1 による検波処理の結果に応じて、最適な露出値、焦点距離及びホワイトバランスを適宜算出し、制御信号を生成する。

10

【 0 0 5 9 】

また、制御部 1 6 3 は、画像処理部 1 6 1 によって画像処理が施された画像信号に基づいて、術部の画像を表示装置 1 4 1 に表示させる。この際、制御部 1 6 3 は、各種の画像認識技術を用いて術部画像内における各種の物体を認識する。例えば、制御部 1 6 3 は、術部画像に含まれる物体のエッジの形状や色等を検出することにより、鉗子等の術具、特定の生体部位、出血、エネルギー処置具 1 2 1 使用時のミスト等を認識することができる。制御部 1 6 3 は、表示装置 1 4 1 に術部の画像を表示させる際に、その認識結果を用いて、各種の手術支援情報を当該術部の画像に重畳表示させる。手術支援情報が重畳表示され、術者 1 6 7 に提示されることにより、より安全かつ確実に手術を進めることが可能になる。

20

【 0 0 6 0 】

カメラヘッド 1 0 5 及び C C U 1 3 9 を接続する伝送ケーブル 1 6 5 は、電気信号の通信に対応した電気信号ケーブル、光通信に対応した光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルである。

【 0 0 6 1 】

ここで、図示する例では、伝送ケーブル 1 6 5 を用いて有線で通信が行われていたが、カメラヘッド 1 0 5 と C C U 1 3 9 との間の通信は無線で行われてもよい。両者の間の通信が無線で行われる場合には、伝送ケーブル 1 6 5 を手術室内に敷設する必要がなくなるため、手術室内における医療スタッフの移動が当該伝送ケーブル 1 6 5 によって妨げられる事態が解消され得る。

30

【 0 0 6 2 】

以上、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム 1 0 0 の一例について説明した。なお、ここでは、一例として内視鏡手術システム 1 0 0 について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、本開示に係る技術は、検査用軟性内視鏡システムや顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

【 0 0 6 3 】

< < 2 . 高画質な画像を取得可能とする仕組みに関する検討 > >

デジタルカメラ等の撮像装置により撮像された画像に基づき、当該画像よりも高画質な画像を取得可能とする技術が各種提案されている。このような技術の具体的な一例として、H D R (High Dynamic Range) や E D o F (Extended Depth of Field) と呼ばれる技術が挙げられる。

40

【 0 0 6 4 】

H D R は、露出条件の異なる複数の画像 (例えば、ダイナミックレンジの異なる複数の画像) を合成することで、当該複数の画像それぞれよりもダイナミックレンジの広い画像を生成する技術である。また、E D o F は、例えば、被写体に対して焦点が合っている距離が異なる複数の画像を合成することで、当該複数の画像それぞれよりも被写界深度のより深い画像 (即ち、焦点の合う奥行き方向の範囲がより広い画像) を生成する技術である。

【 0 0 6 5 】

このような高画質な画像を取得可能とする技術は、例えば、図 1 及び図 2 を参照して前

50

述したような撮像システムへの導入も期待されている。

【 0 0 6 6 】

特に、近年では、撮像素子の高精細化に伴い（即ち、画素ピッチがより狭くなることにより）、より解像度の高い画像を撮像可能となってきている。その一方で、このような高精細な撮像素子により解像度のより高い画像を得られる撮像条件は、画素ピッチのより広い撮像素子に比べて制限される場合がある。具体的な一例として、撮像素子の高精細化に伴い、撮像される画像の解像度がより大きくなるほど焦点深度がより浅くなるため、当該画像の被写界深度がより浅くなる傾向にある。このような特性は、特に 4 K 以上の解像度においてより顕著に表れる傾向にある。

【 0 0 6 7 】

このような状況を鑑み、本開示では、高精細な撮像素子を利用してより解像度の高い画像を撮像するような状況下においても、高画質な画像をより好適な態様で取得可能とする技術の一例について提案する。

【 0 0 6 8 】

< < 3 . 技術的特徴 > >

以下に、本実施形態に係る撮像装置の技術的特徴について説明する。

【 0 0 6 9 】

< 3 . 1 . 撮像装置の構成例 >

まず、図 3 を参照して、本実施形態に係る撮像装置の概略的な構成の一例について、特に、撮像装置内に入射した光が撮像素子に結像するまでの構成に着目して説明する。図 3 は、本実施形態に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図であり、前述した内視鏡手術システム 1 0 0 のカメラヘッド 1 0 5 として適用可能な撮像装置の一例を示している。なお、以降の説明では、図 3 に示す撮像装置を、カメラヘッド 1 0 5 として適用可能な他の撮像装置と明示的に区別するために、「撮像装置 1 0 5 a」と称する場合がある。

【 0 0 7 0 】

図 3 に示すように、本実施形態に係る撮像装置 1 0 5 a は、分岐光学系 2 1 1 と、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 とを含む。

【 0 0 7 1 】

撮像装置 1 0 5 a により被写体のカラー画像を撮像する場合には、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 は、例えば、R 画素、B 画素、及び G 画素が配置されてなる。この場合には、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 としては、例えば、所謂ベイヤ (Bayer) 配列を有するものが適用されてもよい。また、他の一例として、撮像装置 1 0 5 a により被写体の白黒画像を撮像する場合には、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 として、カラーフィルタが設けられていない撮像素子が適用されてもよい。

【 0 0 7 2 】

また、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 としては、有効画素数が、例えば、8 K、4 K 等の U H D (Ultra High - definition)、H D (High - definition)、あるいは S D (Standard Definition) の解像度に相当するものが適用され得る。なお、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 としては、有効画素数が 4 K の解像度以上に相当するものであるとより好ましい。

【 0 0 7 3 】

分岐光学系 2 1 1 は、撮像装置 1 0 5 a に入射した入射した光（以降では、「入射光」とも称する）を複数の光に分離し、分離した各光を第 1 の撮像素子 1 0 5 1 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 3 にそれぞれ結像させる。

【 0 0 7 4 】

具体的には、図 3 に示すように、分岐光学系 2 1 1 は、第 1 プリズム 2 1 7 と第 2 プリズム 2 1 8 とがビームスプリッタ 2 1 3 を介して互いに接合され、かつ、第 2 プリズム 2 1 8 と第 3 プリズム 2 1 9 とがビームスプリッタ 2 1 5 を介して互いに接合されたプリズ

10

20

30

40

50

ムである。即ち、第1プリズム217と第2プリズム218との界面に、ビームスプリッタ213が設けられている。また、第2プリズム218と第3プリズム219との界面にビームスプリッタ215が設けられている。

【0075】

ビームスプリッタ213は、入射光の一部を反射することで、当該入射光を複数の光に分離する。なお、ビームスプリッタ213で反射される光と、当該ビームスプリッタ213を透過する光との間の比率は、当該ビームスプリッタ213の反射率（換言すると、透過率）に応じて決定される。同様に、ビームスプリッタ215は、上記ビームスプリッタ213を透過した光の一部を反射することで、当該光を複数の光に分離する。即ち、ビームスプリッタ215で反射される光と、当該ビームスプリッタ215を透過する光との間の比率は、当該ビームスプリッタ215の反射率（換言すると、透過率）に応じて決定される。ビームスプリッタ213及び215のうち少なくとも一方が、所謂ハーフミラー膜として構成されていてもよい。

10

【0076】

第1プリズム217は、撮像装置105aへの入射光が入射するとともに、ビームスプリッタ213により反射された当該入射光の一部が導光される光路として機能するプリズムである。第2プリズム218は、ビームスプリッタ213を透過した光が入射するとともに、ビームスプリッタ215により反射された当該光の一部が導光される光路として機能するプリズムである。第3プリズム219は、ビームスプリッタ215を透過した光が導光される光路として機能するプリズムである。

20

【0077】

第1プリズム217に入射した入射光は、第1プリズム217内を直進し、光軸上に斜めに設けられたビームスプリッタ213によって一部が反射され、他の一部が当該ビームスプリッタ213を透過することで、複数の光に分離される。

【0078】

ビームスプリッタ213によって反射分離された光は、第1プリズム217内を導光される。ここで、反射分離された当該光は、図3に示した位置Aで一度だけ全反射して、第1プリズム217の外部へと透過する。これにより、ビームスプリッタ213の成膜面の光軸に対する角度を垂直に近づけることができる。逆に言えば、本実施形態に係るビームスプリッタ213の光軸上への設置角度は、位置Aにおける可視光線の全反射条件が成立するように設定されている。第1プリズム217を透過した光は、第1の撮像素子1051へと導光される。なお、第1プリズム217と第1の撮像素子1051との間に、他の光学系が介在してもよい。

30

【0079】

ビームスプリッタ213を透過した光は、第2プリズム218に入射する。第2プリズム218に入射した光は、当該第2プリズム218内を直進し、光軸上に斜めに設けられたビームスプリッタ215によって一部が反射され、他の一部が当該ビームスプリッタ215を透過することで、複数の光に分離される。

【0080】

ビームスプリッタ215によって反射分離された光は、第2プリズム218内を導光される。第2プリズム218におけるビームスプリッタ215が設けられている側とは逆側の端面（換言すれば、第2プリズム218の光軸下流側の出射面）は、光軸に対して垂直となるように設けられている。そのため、ビームスプリッタ215によって反射分離された光は、第2プリズム218の出射面に対して垂直となる状態を維持したまま、第2プリズム218の外部に透過する。第2プリズム218を透過した光は、第3の撮像素子1053へと導光される。なお、第2プリズム218と第3の撮像素子1053との間に、他の光学系が介在してもよい。

40

【0081】

ビームスプリッタ215を透過した光は、第3プリズム219に入射して、当該第3プリズム219の内部を直進する。第3プリズム219におけるビームスプリッタ215が

50

設けられている側とは逆側の端面（換言すれば、第3プリズム219の光軸下流側の出射面）は、光軸に対して垂直となるように設けられている。そのため、ビームスプリッタ215を透過した光は、第3プリズム219の出射面に対して垂直となる状態を維持したまま、第3プリズム219の外部に透過する。第3プリズム219を透過した光は、第2の撮像素子1052へと導光される。なお、第3プリズム219と第2の撮像素子1052との間に、他の光学系が介在してもよい。

【0082】

また、本実施形態に係る撮像装置105aは、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053のうち2以上の撮像素子により互いに明るさの異なる画像が撮像されるように構成されている。具体的な一例として、撮像装置105aは、第1の撮像素子1051、第2の撮像素子1052、及び第3の撮像素子1053それぞれにより撮像される画像の明るさが、4：4：1となるように構成されているとよい。このような構成により、例えば、第2の撮像素子1052及び第3の撮像素子1053それぞれにより撮像された、互いに明るさの異なる画像を合成することで、当該画像それぞれよりもダイナミックレンジのより広い画像（例えば、HDR（High Dynamic Range）画像）を生成することが可能となる。

10

【0083】

なお、2以上の撮像素子により互いに明るさの異なる画像が撮像されれば、当該画像を撮像するための構成は特に限定されない。具体的な一例として、ビームスプリッタ213及び215の反射率（透過率）を調整することで、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053それぞれに結像する光の光量が調整されてもよい。具体的な一例として、ビームスプリッタ213の反射率（透過率）が、透過光と反射光との間の光量の差が5：4となるように調整されていてもよい。また、ビームスプリッタ213の反射率（透過率）が、透過光と反射光との間の光量の差が4：1となるように調整されていてもよい。このような構成により、第1の撮像素子1051、第2の撮像素子1052、及び第3の撮像素子1053それぞれに結像する光の光量の比率が4：4：1となる。

20

【0084】

また、他の一例として、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053のうち2以上の撮像素子それぞれのシャッタースピードを制御することで、当該2以上の撮像素子に互いに明るさの異なる画像を撮像させてもよい。また、他の一例として、当該2以上の撮像素子それぞれの感度を制御することで、当該2以上の撮像素子に互いに明るさの異なる画像を撮像させてもよい。また、他の一例として、当該2以上の撮像素子のうち少なくとも一方の前段に絞りを設け、当該絞りを制御することで、当該2以上の撮像素子それぞれに結像する光の光量が制御されてもよい。

30

【0085】

本実施形態に係る撮像装置105aにおいて、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053のうち2以上の撮像素子は、分岐光学系211からの光学的距離が互いに異なるように配設されている。より具体的には、分岐光学系211が両側テレセントリックに構成されており、当該2以上の撮像素子は、当該分岐光学系211の出射端からの光学的距離が互いに異なるように配設されている。このような構成により、当該2以上の撮像素子は、被写体に対して焦点が合っている距離が互いに異なる画像を撮像することとなる。換言すると、当該2以上の撮像素子は、分岐光学系211を基準として焦点距離が互いに異なるとも言える。なお、「光学的距離」とは、光の進む速さから算出される光学的な距離に相当し、光の経路の物理的距離と当該経路における屈折率とにより算出される。

40

【0086】

例えば、図3において、参照符号L11は、分岐光学系211（第1プリズム217）のうち、第1の撮像素子1051に結像する光が出射する出射端と、当該第1の撮像素子1051と、の間の光学的距離を示している。また、参照符号L12は、分岐光学系211（第3プリズム219）のうち、第2の撮像素子1052に結像する光が出射する出射端と、当該第2の撮像素子1052と、の間の光学的距離を示している。即ち、図3に示

50

す例では、光学的距離 L 1 1 と光学的距離 L 1 2 とが互いに異なるように、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 が配設されていてもよい。

【 0 0 8 7 】

例えば、図 4 は、本実施形態に係る撮像装置 1 0 5 a の概要について説明するための説明図である。具体的には、図 4 は、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 のそれぞれと、分岐光学系 2 1 1 のように第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 それぞれへと光を導光する光学系と、の間の光学的な位置関係を模式的に示している。図 4 において、参照符号 2 0 0 は、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 それぞれへと光を導光する光学系を模式的に示しており、撮像装置 1 0 5 a (例えば、カメラヘッド等)に取り付けられるレンズ等の光学系(例えば、内視鏡、顕微鏡等)や、図 3 に示す分岐光学系 2 1 1 を含み得る。また、参照符号 L 1 1 及び L 1 2 は、図 3 に示す光学的距離 L 1 1 及び L 1 2 それぞれを模式的に示している。

10

【 0 0 8 8 】

図 4 に示すように、光学系 2 0 0 を導光した後に当該光学系 2 0 0 を出射した光が、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 それぞれに結像するまでの光学的距離 L 1 1 及び L 1 2 が互いに異なる。即ち、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 は、光学系 2 0 0 を基準として焦点距離が互いに異なるとも言える。そのため、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 それぞれには、光学系 2 0 0 からの距離(即ち、被写体距離)が互いに異なる被写体の像が結像することとなる。換言すると、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 2 は、被写体に対して焦点が合っている距離が互いに異なる画像を撮像することとなる。

20

【 0 0 8 9 】

具体的な一例として、図 4 に示す例では、第 2 の撮像素子 1 0 5 2 には、参照符号 P 1 2 で示された被写体の像が結像する。例えば、図 4 において、参照符号 L 1 6 は、光学系 2 0 0 から被写体 P 1 2 までの光学的距離(換言すると、被写体距離)を模式的に示している。これに対して、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 は、第 2 の撮像素子 1 0 5 2 に比べて、光学系 2 0 0 からの光学的距離が長い。そのため、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 には、参照符号 P 1 1 で示された被写体、即ち、光学系 2 0 0 に対して被写体 P 1 2 よりも離間した被写体の像が結像することとなる。例えば、図 4 において、参照符号 L 1 6 は、光学系 2 0 0 から被写体 P 1 2 までの光学的距離(換言すると、被写体距離)を模式的に示している。

30

【 0 0 9 0 】

このような構成により、例えば、被写体距離が互いに異なる被写体の像が結像する第 2 の撮像素子 1 0 5 2 及び第 1 の撮像素子 1 0 5 1 それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像それぞれよりも被写界深度のより深い画像(例えば、E D o F (Extended Depth of Field) 画像)を生成することが可能となる。

【 0 0 9 1 】

ところで、図 1 及び図 2 を参照して説明した例のように、撮像装置 1 0 5 a を内視鏡 1 0 1 のカメラヘッド 1 0 5 として構成する場合には、注目している被写体に対して、奥側よりも手前側の方が飽和しやすい傾向にある。そのため、このようなケースにおいては、例えば、図 4 に示す例において第 2 の撮像素子 1 0 5 2 に対応する被写体距離を基準とする場合に、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 については、被写体距離が当該第 2 の撮像素子 1 0 5 2 よりも短くなるように(即ち、より手前側に焦点が合うように)配設されるとよい。即ち、この場合においては、第 1 の撮像素子 1 0 5 1 は、第 2 の撮像素子 1 0 5 2 に比べて、光学系 2 0 0 との間の光学的距離がより短くなるように配設されるとよい。

40

【 0 0 9 2 】

なお、上記では、3つの撮像素子を含む所謂3板構成の撮像装置の一例について説明したが、必ずしも本実施形態に係る撮像装置の構成を限定するものではない。具体的には、分岐光学系により入射光から分離された各光が複数の撮像素子にそれぞれ結像するように構成されていれば、撮像素子の数は4つ以上であってもよい。また、撮像素子を追加することで、HDR及びE D o Fに限らず、他の機能を追加することも可能である。具体的な

50

一例として、赤外（IR）の波長帯域に属する光を検知可能な撮像素子を別途追加することにより、本実施形態に係る撮像装置を、ICG（Indocyanine green）等の蛍光体を使用した蛍光観察に応用することも可能である。また、他の一例として、複数の撮像素子間においてベイヤ配列の位相をずらし、当該複数の撮像素子それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像それぞれよりも解像度の高い画像を生成することも可能である。

【0093】

以上、図3を参照して、本実施形態に係る撮像装置の概略的な構成の一例について、特に、撮像装置内に入射した光が撮像素子に結像するまでの構成に着目して説明した。

【0094】

< 3.2. 機能構成 >

続いて、図5を参照して、本実施形態に係る撮像システムの概略的な機能構成の一例について、特に、図3を参照して説明した撮像装置105aにより撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置の構成に着目して説明する。図5は、本実施形態に係る撮像システムの機能構成の一例を示したブロック図である。

【0095】

図5に示すように、本実施形態に係る撮像システム1は、撮像装置105aと、画像処理装置300と、出力部350とを含む。

【0096】

撮像装置105aは、図3を参照して説明した撮像装置105aに相当し、例えば、図1に示す内視鏡手術システム100における内視鏡101のカメラヘッド105に相当し得る。図3を参照して説明したように、撮像装置105aは、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053を含む。なお、図4では、撮像装置105aの構成として、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053以外の他の構成については図示を省略している。

【0097】

また、図4に示す例では、第2の撮像素子1052を基準として、第1の撮像素子1051及び第3の撮像素子1053が配設されている。具体的には、第1の撮像素子1051は、図3に示す分岐光学系211からの距離（換言すると、焦点距離）が第2の撮像素子1052とは異なるように配設されている。また、第3の撮像素子1053により、第2の撮像素子1052よりも低露光の画像（即ち、明るさのより暗い画像）が撮像されるように、撮像装置105aが構成されている。

【0098】

以上のような構成の基で、第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053のそれぞれは、撮像した画像を画像処理装置300に出力する。なお、以降の説明では、第1の撮像素子1051、第2の撮像素子1052、及び第3の撮像素子1053により撮像された画像を、それぞれ「第1の画像」、「第2の画像」、及び「第3の画像」とも称する。

【0099】

画像処理装置300は、撮像装置105aの第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053それぞれにより撮像された画像に対して各種画像処理を施すことで出力画像を生成し、生成した当該出力画像を出力部350に表示させる。出力部350は、所謂ディスプレイ等により構成され、画像等のような提示対象となる情報を表示情報として表示することで、当該情報をユーザに提示する。なお、画像処理装置300及び出力部350は、例えば、図1に示す内視鏡手術システム100におけるCCU139及び表示装置141に相当し得る。

【0100】

より具体的な一例として、画像処理装置300は、図4に示すように、第1の画像処理部301と、第2の画像処理部303と、出力制御部305とを含む。

【0101】

第1の画像処理部301は、第1の撮像素子1051により撮像された第1の画像と、

10

20

30

40

50

第2の撮像素子1052により撮像された第2の画像とを取得する。第1の画像処理部301は、取得した第1の画像及び第2の画像に対して、例えばEDoF技術に基づく信号処理を施すことで第1の画像及び第2の画像を合成し、当該第1の画像及び当該第2の画像のいずれよりも被写界深度の深い合成画像（所謂EDoF画像）を生成する。なお、以降の説明では、第1の画像処理部301により生成される合成画像を「第1の合成画像」とも称する。第1の画像処理部301は、生成した第1の合成画像を出力制御部305に出力する。

【0102】

第2の画像処理部303は、第2の撮像素子1052により撮像された第2の画像と、第3の撮像素子1053により撮像された第3の画像とを取得する。第2の画像処理部303は、取得した第2の画像及び第3の画像に対して、例えばHDR技術に基づく信号処理を施すことで第2の画像及び第3の画像を合成し、当該第2の画像及び当該第3の画像のいずれよりもダイナミックレンジの広い合成画像（所謂HDR画像）を生成する。なお、以降の説明では、第2の画像処理部303により生成される合成画像を「第2の合成画像」とも称する。第2の画像処理部303は、生成した第1の合成画像を出力制御部305に出力する。

10

【0103】

出力制御部305は、第1の撮像素子1051により撮像された第1の画像と、第2の撮像素子1052により撮像された第2の画像と、に基づく第1の合成画像（EDoF画像）を、第1の画像処理部301から取得する。また、出力制御部305は、第2の撮像素子1052により撮像された第2の画像と、第3の撮像素子1053により撮像された第3の画像と、に基づく第2の合成画像（HDR画像）を、第2の画像処理部303から取得する。出力制御部305は、取得した第1の合成画像及び第2の合成画像のうち少なくともいずれかに応じた出力画像を出力部350に表示させる。

20

【0104】

具体的な一例として、出力制御部305は、取得した第1の合成画像及び第2の合成画像を合成することで第3の合成画像を生成し、生成した当該第3の合成画像を出力部350に表示させてもよい。このようにして生成された第3の合成画像は、第1の合成画像（EDoF画像）の特性と、第2の合成画像（HDR画像）の特性とを有することとなる。即ち、このような構成により、第1の画像～第3の画像のいずれよりも、被写界深度がより深く、かつダイナミックレンジのより広い第3の合成画像を、出力部350を介してユーザに提示することが可能となる。また、他の一例として、出力制御部305は、第1の合成画像及び第2の合成画像のいずれかを出力部350に表示させてもよい。

30

【0105】

また、出力制御部305は、上述した第1の合成画像～第3の合成画像のうち2以上の合成画像の中から、いずれかの合成画像を所定の条件に応じて選択的に切り替えて出力部350に表示させてもよい。具体的な一例として、出力制御部305は、所定の入力部（図示を省略する）を介したユーザからの指示に応じて、第1の合成画像～第3の合成画像のうちのいずれかを出力部350に表示させてもよい。また、他の一例として、出力制御部305は、所定のイベントの検出結果をトリガとして、第1の合成画像～第3の合成画像のうちのいずれかを出力部350に表示させてもよい。

40

【0106】

また、出力制御部305は、第1の合成画像～第3の合成画像のうち2以上の合成画像が提示された出力画像を生成し、生成した出力画像を出力部350に表示させてもよい。具体的な一例として、出力制御部305は、第1の合成画像～第3の合成画像のうち一部の合成画像が、他の合成画像の一部の領域に部分画像として提示された出力画像を生成し、当該出力画像を出力部350に表示させてもよい。

【0107】

また、出力部350が複数台設けられている場合には、出力制御部305は、第1の合成画像～第3の合成画像のうち2以上の合成画像を、互いに異なる出力部350に個別に

50

表示させてもよい。

【0108】

なお、上述した例はあくまで一例であり、第1の合成画像～第3の合成画像のうち少なくともいずれかの合成画像を、出力部350を介してユーザに提示することが可能であれば、当該合成画像を提示する態様は特に限定されない。

【0109】

以上、図5を参照して、本実施形態に係る撮像システムの概略的な機能構成の一例について、特に、図3を参照して説明した撮像装置105aにより撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置の構成に着目して説明した。

【0110】

<3.3.変形例>

続いて、本実施形態に係る撮像装置の変形例について説明する。

【0111】

(変形例1：2板構成の撮像装置の一例)

まず、変形例1として、図6を参照して、2板構成の撮像装置の構成の一例について説明する。図6は、変形例1に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図である。なお、以降の説明では、本変形例に係る撮像装置を、前述した実施形態や他の変形例に係る撮像装置と区別するために、「撮像装置105b」と称する場合がある。

【0112】

図6に示すように、変形例1に係る撮像装置105bは、分岐光学系231と、第1の撮像素子1054及び第2の撮像素子1055とを含む。

【0113】

第1の撮像素子1054及び第2の撮像素子1055は、図3を参照して前述した撮像装置105aにおける第1の撮像素子1051～第3の撮像素子1053と同様の構成を取り得る。即ち、撮像装置105bの用途(例えば、カラー画像及び白黒画像のいずれを撮像するか)に応じて、第1の撮像素子1054及び第2の撮像素子1055として、ベイヤ(Bayer)配列を有するものが適用されてもよいし、カラーフィルタが設けられていない撮像素子が適用されてもよい。また、第1の撮像素子1054及び第2の撮像素子1055としては、有効画素数が4Kの解像度以上のものであるとより好ましい。

【0114】

分岐光学系211は、撮像装置105aに入射した光(即ち、入射光)を複数の光に分離し、分離した各光を第1の撮像素子1054及び第2の撮像素子1055にそれぞれ結像させる。

【0115】

具体的には、図6に示すように、分岐光学系231は、第1プリズム235と第2プリズム237とがビームスプリッタ233を介して互いに接合されたプリズムである。即ち、第1プリズム235と第2プリズム237との界面に、ビームスプリッタ233が設けられている。

【0116】

ビームスプリッタ233は、入射光の一部を反射することで、当該入射光を複数の光に分離する。なお、ビームスプリッタ233で反射される光と、当該ビームスプリッタ233を透過する光との間の比率は、当該ビームスプリッタ233の反射率(換言すると、透過率)に応じて決定される。

【0117】

第1プリズム235は、撮像装置105bへの入射光が入射するとともに、ビームスプリッタ233により反射された当該入射光の一部が導光される光路として機能するプリズムである。第2プリズム237は、ビームスプリッタ233を透過した光が導光される光路として機能するプリズムである。

【0118】

第1プリズム235に入射した入射光は、第1プリズム235内を直進し、光軸上に斜

10

20

30

40

50

めに設けられたビームスプリッタ 2 3 3 によって一部が反射され、他の一部が当該ビームスプリッタ 2 3 3 を透過することで、複数の光に分離される。

【 0 1 1 9 】

ビームスプリッタ 2 3 3 によって反射分離された光は、第 1 プリズム 2 3 5 内を導光される。ここで、反射分離された当該光は、図 5 に示した位置 A で一度だけ全反射して、第 1 プリズム 2 3 5 の外部へと透過する。これにより、ビームスプリッタ 2 3 3 の成膜面の光軸に対する角度を垂直に近づけることができる。逆に言えば、本変形例に係るビームスプリッタ 2 3 3 の光軸上への設置角度は、位置 A における可視光線の全反射条件が成立するように設定されている。第 1 プリズム 2 3 5 を透過した光は、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 へと導光される。なお、第 1 プリズム 2 3 5 と第 1 の撮像素子 1 0 5 4 との間に、他の光学系が介在してもよい。

10

【 0 1 2 0 】

ビームスプリッタ 2 3 3 を透過した光は、第 2 プリズム 2 3 7 に入射して、当該第 2 プリズム 2 3 7 の内部を直進する。第 2 プリズム 2 3 7 におけるビームスプリッタ 2 3 3 が設けられている側とは逆側の端面（換言すれば、第 2 プリズム 2 3 7 の光軸下流側の出射面）は、光軸に対して垂直となるように設けられている。そのため、ビームスプリッタ 2 3 3 を透過した光は、第 2 プリズム 2 3 7 の出射面に対して垂直となる状態を維持したまま、第 2 プリズム 2 3 7 の外部に透過する。第 2 プリズム 2 3 7 を透過した光は、第 2 の撮像素子 1 0 5 5 へと導光される。なお、第 2 プリズム 2 3 7 と第 2 の撮像素子 1 0 5 5 との間に、他の光学系が介在してもよい。

20

【 0 1 2 1 】

また、本変形例に係る撮像装置 1 0 5 b は、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 により互いに明るさの異なる画像が撮像されるように構成されている。具体的な一例として、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 により、第 2 の撮像素子 1 0 5 5 よりも低露光の画像（即ち、明るさのより暗い画像）が撮像されるように、撮像装置 1 0 5 b が構成されていてもよい。このような構成により、例えば、第 2 の撮像素子 1 0 5 5 及び第 1 の撮像素子 1 0 5 4 それぞれにより撮像された、互いに明るさの異なる画像を合成することで、当該画像それぞれよりもダイナミックレンジのより広い画像（例えば、HDR 画像）を生成することが可能となる。なお、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 により互いに明るさの異なる画像が撮像されれば、そのため構成は特に限定されない。

30

【 0 1 2 2 】

また、本変形例に係る撮像装置 1 0 5 b において、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 は、分岐光学系 2 3 1 からの光学的距離（換言すると、焦点距離）が互いに異なるように配設されている。より具体的には、分岐光学系 2 3 1 が両側テレセントリックに構成されており、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 は、当該分岐光学系 2 3 1 の出射端からの光学的距離が互いに異なるように配設されている。換言すると、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 は、分岐光学系 2 3 1 を基準として焦点距離が互いに異なるとも言える。

【 0 1 2 3 】

例えば、図 6 において、参照符号 L 2 1 は、分岐光学系 2 3 1（第 1 プリズム 2 3 5）のうち、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 に結像する光が出射する出射端と、当該第 1 の撮像素子 1 0 5 4 と、の間の光学的距離を示している。また、参照符号 L 2 2 は、分岐光学系 2 3 1（第 2 プリズム 2 3 7）のうち、第 2 の撮像素子 1 0 5 5 に結像する光が出射する出射端と、当該第 2 の撮像素子 1 0 5 5 と、の間の光学的距離を示している。即ち、図 6 に示す例では、光学的距離 L 2 1 と光学的距離 L 2 2 とが互いに異なるように、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 が配設されている。

40

【 0 1 2 4 】

このような構成により、分岐光学系 2 3 1 から光学的距離が互いに異なる（即ち、被写体距離が互いに異なる被写体の像が結像する）第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像それぞれよりも被

50

写界深度のより深い画像（例えば、E D o F 画像）を生成することが可能となる。

【 0 1 2 5 】

以上のような構成により、第 1 の撮像素子 1 0 5 4 及び第 2 の撮像素子 1 0 5 5 それぞれにより撮像される画像を合成することで、当該画像それぞれよりも、ダイナミックレンジがより広く、かつ被写界深度がより深い画像を取得することが可能となる。

【 0 1 2 6 】

以上、変形例 1 として、図 6 を参照して、2 板構成の撮像装置の構成の一例について説明した。

【 0 1 2 7 】

（変形例 2：3 板構成の撮像装置の他の一例）

続いて、変形例 2 として、図 7 を参照して、3 板構成の撮像装置の他の一例について説明する。図 7 は、変形例 2 に係る撮像装置の構成の一例について説明するための説明図である。なお、以降の説明では、本変形例に係る撮像装置を、前述した実施形態や他の変形例に係る撮像装置と区別するために、「撮像装置 1 0 5 c」と称する場合がある。

【 0 1 2 8 】

図 7 に示すように、変形例 2 に係る撮像装置 1 0 5 c は、分岐光学系 2 5 1 と、第 1 の撮像素子 1 0 5 7 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 9 とを含む。

【 0 1 2 9 】

分岐光学系 2 5 1 は、撮像装置 1 0 5 c に入射した光（即ち、入射光）を複数の光に分離し、分離した各光を第 1 の撮像素子 1 0 5 7 ~ 第 3 の撮像素子 1 0 5 9 にそれぞれ結像させる。

【 0 1 3 0 】

具体的には、図 7 に示すように、分岐光学系 2 5 1 は、第 1 プリズム 2 5 7 と第 2 プリズム 2 5 8 とがダイクロイック膜 2 5 3 を介して互いに接合され、かつ、第 2 プリズム 2 5 8 と第 3 プリズム 2 5 9 とがビームスプリッタ 2 5 5 を介して互いに接合されたプリズムである。即ち、第 1 プリズム 2 5 7 と第 2 プリズム 2 5 8 との界面に、ダイクロイック膜 2 5 3 が設けられている。また、第 2 プリズム 2 5 8 と第 3 プリズム 2 5 9 との界面にビームスプリッタ 2 5 5 が設けられている。

【 0 1 3 1 】

ダイクロイック膜 2 5 3 は、撮像装置 1 0 5 c に入射した光（即ち、入射光）を、可視光波長帯域に属する光のうち一部の波長帯域に属する光と、当該一部の波長帯域とは異なる他の波長帯域に属する光と、に分離する光学膜である。具体的な一例として、ダイクロイック膜 2 5 3 は、可視光波長帯域に属する光のうち R 成分（赤色成分）及び B 成分（青色成分）を含む波長帯域に属する光を反射し、G 成分（緑色成分）を含む波長帯域に属する光を透過する特性を有する。

【 0 1 3 2 】

例えば、図 8 及び図 9 は、変形例 2 に係る撮像装置に適用されるダイクロイック膜 2 5 3 の分光特性の一例について示した図である。具体的には、図 8 は、ダイクロイック膜 2 5 3 の分光反射率の特性の一例を示している。即ち、図 8 において、横軸は波長（nm）を示しており、縦軸は分光反射率（%）を示している。また、図 9 は、ダイクロイック膜 2 5 3 の分光透過率の特性の一例を示している。即ち、図 9 において、横軸は波長（nm）を示しており、縦軸は分光透過率（%）を示している。図 8 及び図 9 に示すように、ダイクロイック膜 2 5 3 は、R 成分、G 成分、及び G 成分の 3 原色の光のうち、R 成分及び B 成分を含む波長帯域の光の大部分（例えば、90%以上）を反射させ、G 成分を含む波長帯域の光の大部分（例えば、90%以上）を透過させる特性を有している。

【 0 1 3 3 】

第 1 プリズム 2 5 7 は、撮像装置 1 0 5 c への入射光が入射するとともに、ダイクロイック膜 2 5 3 により反射された R 成分及び B 成分を含む波長帯域に属する光が導光される光路として機能するプリズムである。第 2 プリズム 2 5 8 は、ダイクロイック膜 2 5 3 を透過した G 成分を含む波長帯域に属する光が入射するとともに、ビームスプリッタ 2 5 5

10

20

30

40

50

により反射された当該光の一部が導光される光路として機能するプリズムである。第3プリズム259は、ビームスプリッタ255を透過した光（即ち、G成分を含む波長帯域に属する光の他の一部）が導光される光路として機能するプリズムである。

【0134】

第1プリズム257に入射した入射光は、第1プリズム257内を直進し、光軸上に斜めに設けられたダイクロイック膜253によって、R成分及びB成分を含む波長帯域に属する光と、G成分を含む波長帯域に属する光と、に分離される。なお、以降の説明では、便宜上、ダイクロイック膜253によって入射光から分離された光のうち、R成分及びB成分を含む波長帯域に属する光を「第1の光」とも称し、G成分を含む波長帯域に属する光を「第2の光」とも称する。

10

【0135】

第1の光は、ダイクロイック膜253によって反射されて、第1プリズム257内を導光される。ここで、反射分離された第1の光は、図7に示した位置Aで一度だけ全反射して、第1プリズム257の外部へと透過する。これにより、ダイクロイック膜253の成膜面の光軸に対する角度を垂直に近づけることができる。逆に言えば、本変形例に係るダイクロイック膜253の光軸上への設置角度は、位置Aにおける可視光線の全反射条件が成立するように設定されている。第1プリズム257を透過した光は、第1の撮像素子1057へと導光される。なお、第1プリズム257と第1の撮像素子1057との間に、他の光学系が介在してもよい。

20

【0136】

ダイクロイック膜253を透過した第2の光は、第2プリズム258に入射する。第2プリズム258に入射した第2の光は、当該第2プリズム258内を直進し、光軸上に斜めに設けられたビームスプリッタ255によって一部が反射され、他の一部が当該ビームスプリッタ255を透過することで、複数の光に分離される。

【0137】

ビームスプリッタ255によって反射分離された光（即ち、第2の光の一部）は、第2プリズム258内を導光される。第2プリズム258におけるビームスプリッタ255が設けられている側とは逆側の端面（換言すると、第2プリズム258の光軸下流側の出射面）は、光軸に対して垂直となるように設けられている。そのため、ビームスプリッタ255によって反射分離された光は、第2プリズム258の出射面に対して垂直となる状態を維持したまま、第2プリズム258の外部に透過する。第2プリズム258を透過した光は、第3の撮像素子1059へと導光される。なお、第2プリズム258と第3の撮像素子1059との間に、他の光学系が介在してもよい。

30

【0138】

ビームスプリッタ255を透過した光（即ち、第2の光の他の一部）は、第3プリズム259に入射して、当該第3プリズム259の内部を直進する。第3プリズム259におけるビームスプリッタ255が設けられている側とは逆側の端面（換言すれば、第3プリズム259の光軸下流側の出射面）は、光軸に対して垂直となるように設けられている。そのため、ビームスプリッタ255を透過した光は、第3プリズム259の出射面に対して垂直となる状態を維持したまま、第3プリズム259の外部に透過する。第3プリズム259を透過した光は、第2の撮像素子1058へと導光される。なお、第3プリズム259と第2の撮像素子1058との間に、他の光学系が介在してもよい。

40

【0139】

第1の撮像素子1057は、上述の通り、ダイクロイック膜253により入射光が分離された各光のうち、当該ダイクロイック膜253により反射分離された第1の光が結像する。そのため、例えば、ダイクロイック膜253が、R成分及びB成分を含む波長帯域に属する光を反射するように構成されている場合には、第1の撮像素子1057は、少なくともR画素及びB画素を含むように構成される。

【0140】

より具体的な一例として、第1の撮像素子1057は、R画素及びB画素のみが配置さ

50

れて構成されてもよい。また、他の一例として、第1の撮像素子1057は、R画素、B画素、及びG画素が配置されて構成されてもよい。この場合には、例えば、第1の撮像素子1057として、ベイヤ（Bayer）配列を有するものが適用されてもよい。また、第1の撮像素子1057としては、有効画素数が4Kの解像度以上のものであるとより好ましい。なお、上記第1の光が結像する第1の撮像素子1057が、「第6の撮像素子」の一例に相当する。

【0141】

第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059は、上述の通り、ダイクロイック膜253により入射光が分離された各光のうち、当該ダイクロイック膜253を透過した第2の光が、ビームスプリッタ255により分離されてそれぞれ結像する。より具体的には、第2の撮像素子1058は、当該第2の光のうち、当該ビームスプリッタ255を透過した一部の光が結像する。また、第3の撮像素子1059は、当該第2の光のうち、当該ビームスプリッタ255により反射分離された他の一部の光が結像する。そのため、例えば、ダイクロイック膜253が、R成分及びB成分を含む波長帯域に属する光を反射するように構成されている場合には、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059には、G成分を含む波長帯域に属する光が結像することとなる。

【0142】

以上のような構成から、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059としては、例えば、カラーフィルタが設けられていない撮像素子が適用されるとよい。また、他の一例として、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059のうち少なくともいずれかとして、R画素、B画素、及びG画素が配置されて構成された撮像素子が適用されてもよい。この場合には、例えば、当該撮像素子として、ベイヤ（Bayer）配列を有するものが適用されてもよい。また、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059としては、有効画素数が4Kの解像度以上のものであるとより好ましい。なお、ビームスプリッタ255によって第2の光から分離された各光が「第3の光」及び「第4の光」の一例に相当する。また、ビームスプリッタ255によって第2の光から分離された各光（即ち、第3の光及び第4の光）がそれぞれ結像する第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059が、「第4の撮像素子」及び「第5の撮像素子」の一例に相当する。

【0143】

また、本変形例に係る撮像装置105cは、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059により互いに明るさの異なる画像が撮像されるように構成されている。具体的な一例として、第3の撮像素子1059により、第2の撮像素子1058よりも低露光の画像（即ち、明るさのより暗い画像）が撮像されるように、撮像装置105cが構成されていてもよい。このような構成により、例えば、第1の撮像素子1057、第2の撮像素子1058、及び第3の撮像素子1059それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像それぞれよりもダイナミックレンジのより広い画像（例えば、HDR画像）を生成することが可能となる。なお、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059により互いに明るさの異なる画像が撮像されれば、そのため構成は特に限定されない。

【0144】

また、本変形例に係る撮像装置105cにおいて、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059は、分岐光学系251からの光学的距離（換言すると、焦点距離）が互いに異なるように配設されている。より具体的には、分岐光学系251が両側テレセントリックに構成されており、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059は、当該分岐光学系251の出射端からの光学的距離が互いに異なるように配設されている。換言すると、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059は、分岐光学系251を基準として焦点距離が互いに異なるとも言える。

【0145】

例えば、図6において、参照符号L32は、分岐光学系251（第3プリズム259）のうち、第2の撮像素子1058に結像する光が出射する出射端と、当該第2の撮像素子1058と、の間の光学的距離を示している。また、参照符号L33は、分岐光学系25

10

20

30

40

50

1 (第2プリズム258)のうち、第3の撮像素子1059に結像する光が出射する出射端と、当該第3の撮像素子1059と、の間の光学的距離を示している。即ち、図7に示す例では、光学的距離L32と光学的距離L33とが互いに異なるように、第2の撮像素子1058及び第3の撮像素子1059が配設されている。なお、分岐光学系251と第1の撮像素子との間の光学的距離については特に限定されない。具体的な一例として、第1の撮像素子は、分岐光学系251と当該第1の撮像素子との間の光学的距離が、光学的距離L32と略等しくなるように配設されていてもよい。

【0146】

このような構成により、例えば、第1の撮像素子1057、第2の撮像素子1058、及び第3の撮像素子1059それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像それぞれよりも被写界深度のより深い画像(例えば、EDoF画像)を生成することが可能となる。

10

【0147】

以上、変形例2として、図7～図9を参照して、3板構成の撮像装置の他の一例について説明する。

【0148】

<<4. ハードウェア構成の一例>>

続いて、図10を参照しながら、前述した内視鏡撮像システム(即ち、内視鏡手術システム)におけるCCUのように、各種処理を実行する情報処理装置(例えば、画像処理装置)のハードウェア構成の一例について、詳細に説明する。図10は、本開示の一実施形態に係る内視鏡撮像システムを構成す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。

20

【0149】

本実施形態に係る内視鏡撮像システムを構成する情報処理装置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、ドライブ921と、接続ポート923と、通信装置925とを備える。

【0150】

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。

30

【0151】

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。

40

【0152】

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91

50

5 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。

【0153】

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。

10

【0154】

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。

【0155】

ドライブ 921 は、記録媒体用リーダライタであり、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。

20

30

【0156】

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。

40

【0157】

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、光通信用のルータ、ADSL (Asymmetric Digital Subscriber Line) 用のルータ又は各種通信用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

50

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。

【0158】

以上、本開示の実施形態に係る内視鏡撮像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10では図示しないが、内視鏡撮像システムを構成する情報処理装置900に対応する各種の構成を当然備える。

【0159】

なお、上述のような本実施形態に係る内視鏡撮像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。また、当該コンピュータプログラムを実行させるコンピュータの数は特に限定されない。例えば、当該コンピュータプログラムを、複数のコンピュータ（例えば、複数のサーバ等）が互いに連携して実行してもよい。

【0160】

<<5. 応用例>>

続いて、本開示の一実施形態に係る撮像システムの応用例として、図11を参照して、当該撮像システムを、顕微鏡ユニットを備えた顕微鏡撮像システムとして構成した場合の一例について説明する。

【0161】

図11は、本開示の一実施形態に係る撮像システムの応用例について説明するための説明図であり、顕微鏡撮像システムの概略的な構成の一例について示している。具体的には、図11には、本開示の一実施形態に係る顕微鏡撮像システムが用いられる場合の一適用例として、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示されている。

【0162】

例えば、図11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11を参照すると、施術者（ユーザ）820である医師が、例えばメス、鑷子、鉗子等の手術用の器具821を使用して、施術台830上の施術対象（患者）840に対して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820である医師が施術対象840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11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810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。

【0163】

施術台830の脇には手術用ビデオ顕微鏡装置810が設けられる。手術用ビデオ顕微鏡装置810は、基台であるベース部811と、ベース部811から延伸するアーム部812と、アーム部812の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット815とを備える。アーム部812は、複数の関節部813a、813b、813cと、関節部813a、813bによって連結される複数のリンク814a、814bと、アーム部812の先端に設けられる撮像ユニット815を有する。図11に示す例では、簡単のため、アーム部812は3つの関節部813a～813c及び2つのリンク814a、814bを有しているが、実際には、アーム部812及び撮像ユニット815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813a～813c及びリンク814a、814bの数や形状、関節部813a～813cの駆動軸の方向等が適宜設定され

10

20

30

40

50

てもよい。

【0164】

関節部 813a ~ 813c は、リンク 814a、814b を互いに回動可能に連結する機能を有し、関節部 813a ~ 813c の回転が駆動されることにより、アーム部 812 の駆動が制御される。ここで、以下の説明においては、手術用ビデオ顕微鏡装置 810 の各構成部材の位置とは、駆動制御のために規定している空間における位置（座標）を意味し、各構成部材の姿勢とは、駆動制御のために規定している空間における任意の軸に対する向き（角度）を意味する。また、以下の説明では、アーム部 812 の駆動（又は駆動制御）とは、関節部 813a ~ 813c の駆動（又は駆動制御）、及び、関節部 813a ~ 813c の駆動（又は駆動制御）を行うことによりアーム部 812 の各構成部材の位置及び姿勢が変化される（変化が制御される）ことをいう。

10

【0165】

アーム部 812 の先端には、先端ユニットとして撮像ユニット 815 が接続されている。撮像ユニット 815 は、撮像対象物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 11 に示すように、アーム部 812 の先端に設けられた撮像ユニット 815 が施術対象 840 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 810 によってアーム部 812 及び撮像ユニット 815 の姿勢や位置が制御される。なお、アーム部 812 の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット 815 の構成は特に限定されず、例えば、撮像ユニット 815 は、撮像対象物の拡大像を取得する顕微鏡として構成されている。また、撮像ユニット 815 は、当該アーム部 812 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 815 が、アーム部 812 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、当該撮像ユニット 815 として、例えば、前述した実施形態に係る分岐光学系が適用された撮像装置を適用することが可能である。即ち、本応用例においては、撮像ユニット 815 または当該撮像ユニット 815 を含む手術用ビデオ顕微鏡装置 810 が、「医療用観察装置」の一例に相当し得る。また本説明では、先端ユニットとして撮像ユニット 815 が適用されている場合に着目して説明したが、アーム部 812 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 815 に限定されない。

20

【0166】

また、ユーザ 820 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 850 が設置される。撮像ユニット 815 によって撮像された施術部位の画像は、表示装置 850 の表示画面に電子画像として表示される。ユーザ 820 は、表示装置 850 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を行う。

30

【0167】

以上のような構成により、手術用ビデオ顕微鏡装置 810 によって施術部位の撮像を行いながら手術を行うことが可能となる。

【0168】

<<6. むすび>>

以上、説明したように、本実施形態に係る撮像システムは、撮像装置（例えば、図 1 及び図 2 に示すカメラヘッド 105）と、撮像装置により撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置（例えば、図 1 及び図 2 に示す C C U 139）とを含む。撮像装置は、複数の撮像素子と、入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、を有する。また、当該分岐光学系により分離された複数の光のそれぞれは、当該複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光される（即ち、結像する）。このような構成の基で、複数の撮像素子のうち、2 以上の撮像素子それぞれにより互いに明るさの異なる画像が撮像され、2 以上の撮像素子については、当該分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設される。画像処理装置は、例えば、互いに明るさの異なる複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりもダイナミックレンジの広い第 1 の合成画像を生成してもよい。また、他の一例として、画像処理装置は、分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なる上記 2 以上の撮像素子それぞれにより撮像された複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれ

40

50

よりも被写界深度の深い第2の合成画像を生成してもよい。なお、画像処理装置は、第1の合成画像及び第2の合成画像のうちいずれかを選択的に生成してもよいし、双方を生成してもよい。また、画像処理装置は、第1の合成画像及び第2の合成画像を合成することで第3の合成画像を生成してもよい。

【0169】

このような構成により、本実施形態に係る撮像システムに依れば、例えば、ダイナミックレンジのより広い画像と、被写界深度のより深い画像との少なくともいずれかを、状況に応じて選択的に取得することも可能である。また、本実施形態に係る撮像システムに依れば、ダイナミックレンジがより広く、かつ被写界深度のより深い画像を取得することも可能である。即ち、本時実施形態に係る撮像システムに依れば、高精細な撮像素子を利用してより解像度の高い画像を撮像するような状況下においても、高画質な画像をより好適な態様で取得することが可能となる。

10

【0170】

また、前述したように、本実施形態に係る撮像システムでは、入射光を分岐光学系により分離し、入射光から分離された各光を複数の撮像素子それぞれに結像させている。このような構成のため、当該撮像システムに依れば、複数の機能を組み合わせたシステムに比べて、複数の画像間に生じる視差をより小さく抑える（理想的には、視差を生じさせない）ことが可能となる。また、このような構成のより、当該撮像システムに依れば、1つの撮像素子を利用してHDR等を実現する場合に比べて、空間解像度や時間解像度をより向上させることが可能となる。また、当該撮像システムは、単体で複数の機能を実現することが可能であるため、複数の機能を組み合わせたシステムに比べてより小型化することも可能となる。

20

【0171】

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。

【0172】

例えば、上記実施形態では、EDOF及びHDRに着目してより高画質な画像を生成するための構成の一例について説明した。一方で、複数の画像を合成することでより高画質な画像を生成することが可能であれば、そのための方法は必ずしもEDOFやHDRのみには限定されない。即ち、本実施形態に係る撮像装置に含まれる複数の撮像素子それぞれにより撮像された画像を合成することで、当該画像よりも高画質な画像を生成することが可能であれば、撮像装置の構成や、画像の合成に係る処理の内容は限定されない。

30

【0173】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。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。

【0174】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

40

(1)

医療用観察装置と、

前記医療用観察装置により撮像された画像に対して画像処理を施す画像処理装置と、
を含み、

前記医療用観察装置は、

複数の撮像素子と、入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、を有し、

前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、

前記複数の撮像素子のうち、2以上の撮像素子それぞれにより互いに明るさの異なる画

50

像が撮像され、2以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設され、

前記画像処理装置は、

互いに明るさの異なる複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりもダイナミックレンジの広い第1の合成画像と、

分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なる前記2以上の撮像素子それぞれにより撮像された複数の画像に基づき、当該複数の画像それぞれよりも被写界深度の深い第2の合成画像と、

のうち少なくともいずれかを生成する、

医療用観察システム。

10

(2)

前記複数の撮像素子のうち、第1の撮像素子及び第2の撮像素子により互いに明るさの異なる前記画像が撮像され、

当該第1の撮像素子及び当該第2の撮像素子は、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設される、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(3)

前記複数の撮像素子のうち、第1の撮像素子及び第2の撮像素子により互いに明るさの異なる前記画像が撮像され、

当該複数の撮像素子のうち、前記第1の撮像素子と、前記第2の撮像素子とは異なる第3の撮像素子とは、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設される、

20

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(4)

前記分岐光学系は、

前記入射光から所定の波長帯域に属する第1の光を分離するダイクロイック膜と、

前記入射光から前記第1の光が分離された第2の光を、第3の光及び第4の光に分離するビームスプリッタと、

を含み、

前記複数の撮像素子のうち、前記第3の光が導光される第4の撮像素子と、前記第4の光が導光される第5の撮像素子とにより、互いに明るさの異なる前記画像が撮像され、

30

前記第4の撮像素子及び前記第5の撮像素子は、前記分岐光学系との間の光学的距離が互いに異なるように配設される、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(5)

前記第4の撮像素子及び前記第5の撮像素子は、カラーフィルタが設けられていない撮像素子である、前記(4)に記載の医療用観察システム。

(6)

前記第2の光は、可視光波長帯域のうちの一部の波長帯域に属する、前記(4)または(5)に記載の医療用観察システム。

40

(7)

前記第2の光は、G成分の波長帯域に属する光を含み、

前記第1の光は、R成分及びB成分それぞれの波長帯域に属する光を含む、

前記(6)に記載の医療用観察システム。

(8)

前記複数の撮像素子のうち、前記第1の光が導光される第6の撮像素子は、ベイヤ配列の撮像素子である、前記(4)～(7)のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

(9)

前記複数の撮像素子のうち少なくとも一部の撮像素子により撮像される画像は、解像度が4K以上である、前記(1)～(8)のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

50

(1 0)

前記第 1 の合成画像の生成元となる複数の前記画像の取得条件は、対応する撮像素子に導光される光の光量、当該撮像素子の感度、及びシャッタースピードのうち少なくともいずれかが異なる、前記 (1) ~ (9) のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

(1 1)

前記第 1 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子に対して、光量の異なる光が導光されるように、前記入射光を分離する、前記 (1 0) に記載の医療用観察システム。

(1 2)

前記第 1 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子それぞれの前段に設けられた絞りが制御されることで、当該 2 以上の撮像素子それぞれに対して光量の異なる光が導光される、前記 (1 0) に記載の医療用観察システム。

10

(1 3)

前記複数の撮像素子のうち、前記第 2 の合成画像の生成元となる前記画像を撮像する 2 以上の撮像素子は、前記分岐光学系の出射端との間の光学的距離が互いに異なるように配設される、前記 (1) ~ (1 2) のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

(1 4)

前記画像処理装置は、前記第 1 の合成画像と前記第 2 の合成画像とに基づき第 3 の合成画像を生成する、前記 (1) ~ (1 3) のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

(1 5)

前記医療用観察装置は、
被検体の滞空内に挿入される鏡筒を含む内視鏡部を備え、
前記内視鏡部により取得された前記被検体の像を撮像する、
前記 (1) ~ (1 4) のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

20

(1 6)

前記医療用観察装置は、
撮像対象物の拡大像を取得する顕微鏡部を備え、
前記顕微鏡部により取得された前記撮像対象物の像を撮像する、
前記 (1) ~ (1 4) のいずれか一項に記載の医療用観察システム。

(1 7)

複数の撮像素子と、
入射光を複数の光に分離する分岐光学系と、
を備え、
前記分岐光学系により分離された前記複数の光のそれぞれは、前記複数の撮像素子のうちの少なくともいずれかに導光され、
前記複数の撮像素子のうち、2 以上の撮像素子により互いに明るさの異なる画像が撮像され、2 以上の撮像素子については、前記分岐光学系との間の光学的距離が異なる、
医療用観察装置。

30

【符号の説明】

【 0 1 7 5 】

- 1 撮像システム
- 1 0 5 a 撮像装置
- 2 1 1 分岐光学系
- 2 1 3 ビームスプリッタ
- 2 1 5 ビームスプリッタ
- 2 1 7 第 1 プリズム
- 2 1 8 第 2 プリズム
- 2 1 9 第 3 プリズム
- 1 0 5 1 第 1 の撮像素子
- 1 0 5 2 第 2 の撮像素子

40

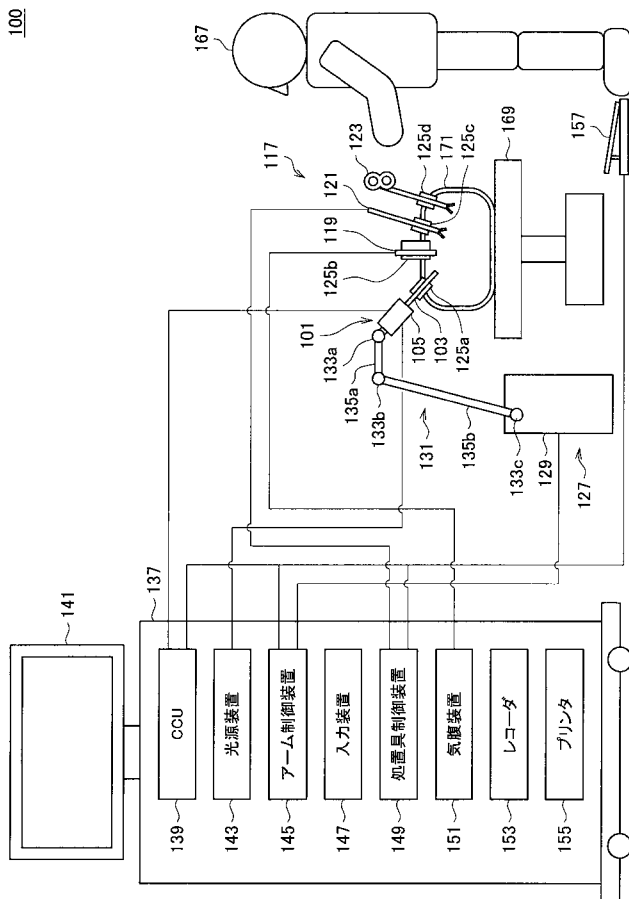
50

- 1053 第3の撮像素子
- 105b 撮像装置
- 231 分岐光学系
- 233 ビームスプリッタ
- 235 第1プリズム
- 237 第2プリズム
- 1054 第1の撮像素子
- 1055 第2の撮像素子
- 105c 撮像装置
- 251 分岐光学系
- 253 ダイクロイック膜
- 255 ビームスプリッタ
- 257 第1プリズム
- 258 第2プリズム
- 259 第3プリズム
- 1057 第1の撮像素子
- 1058 第2の撮像素子
- 1059 第3の撮像素子
- 300 画像処理装置
- 301 第1の画像処理部
- 303 第1の画像処理部
- 303 第2の画像処理部
- 305 出力制御部
- 350 出力部

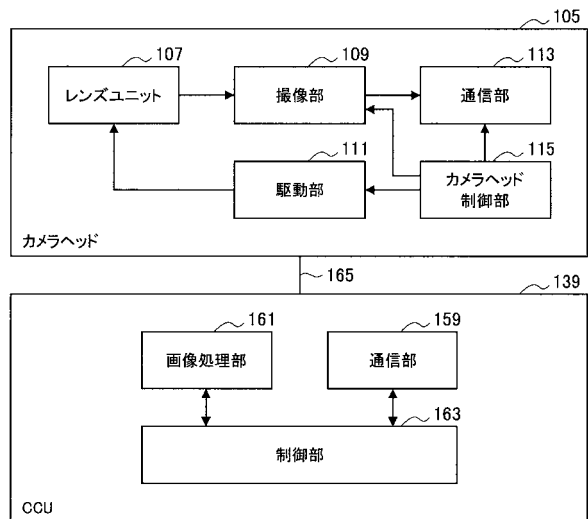
10

20

【図1】

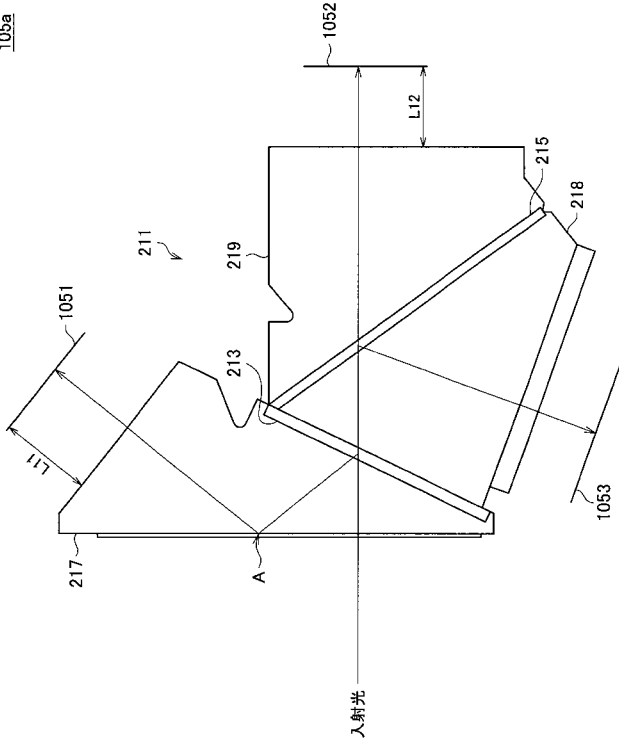


【図2】

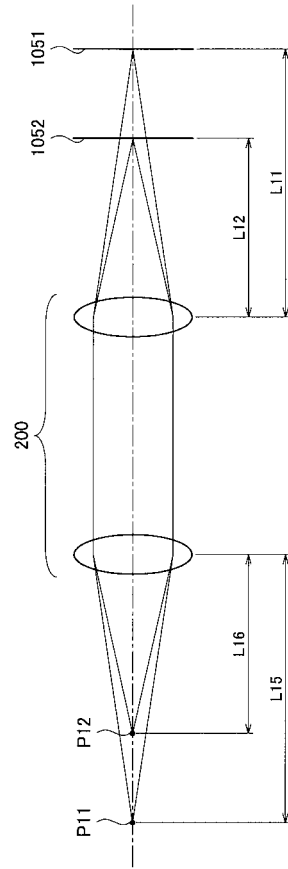


【 図 3 】

105a

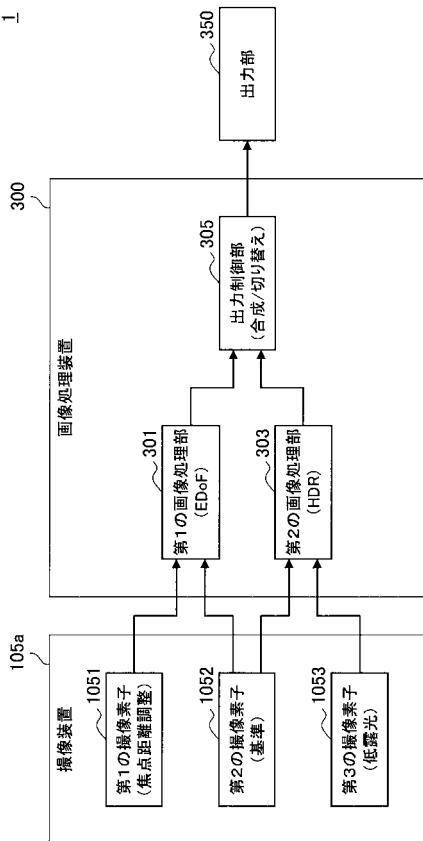


【 図 4 】



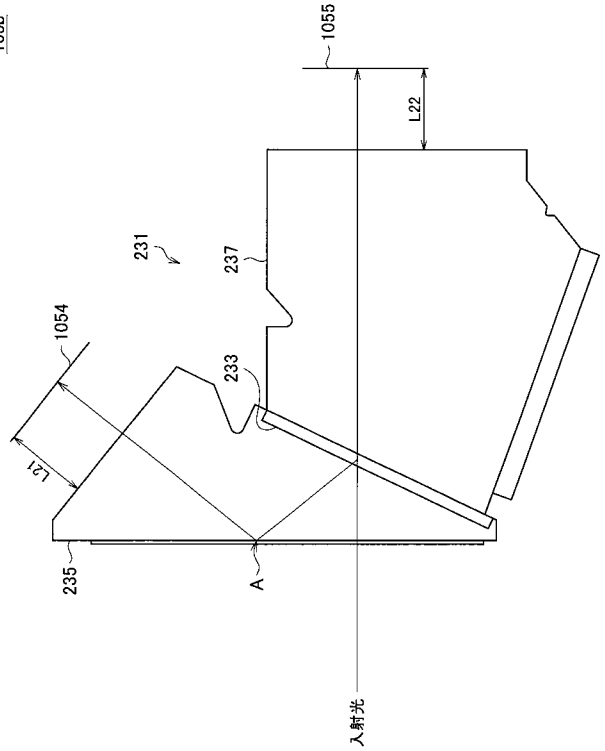
【 図 5 】

1



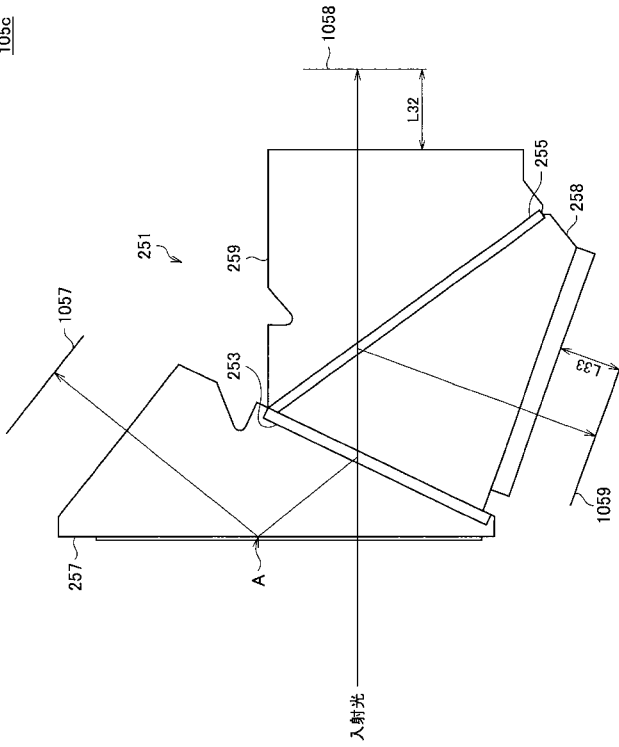
【 図 6 】

105b

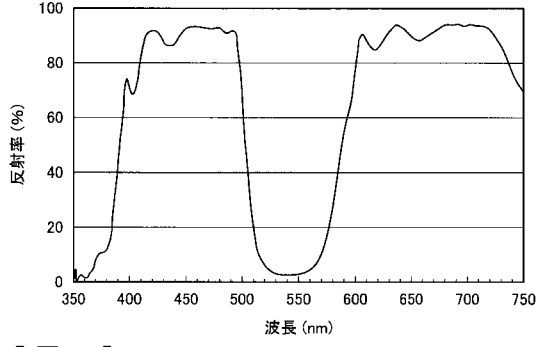


【 図 7 】

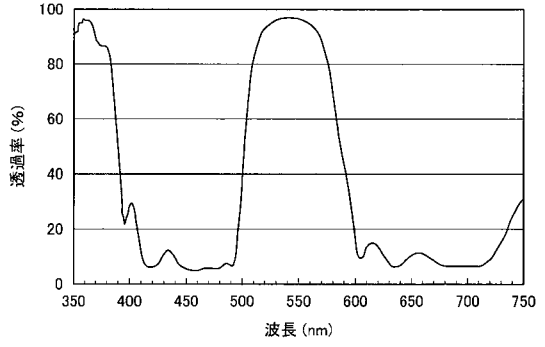
105c



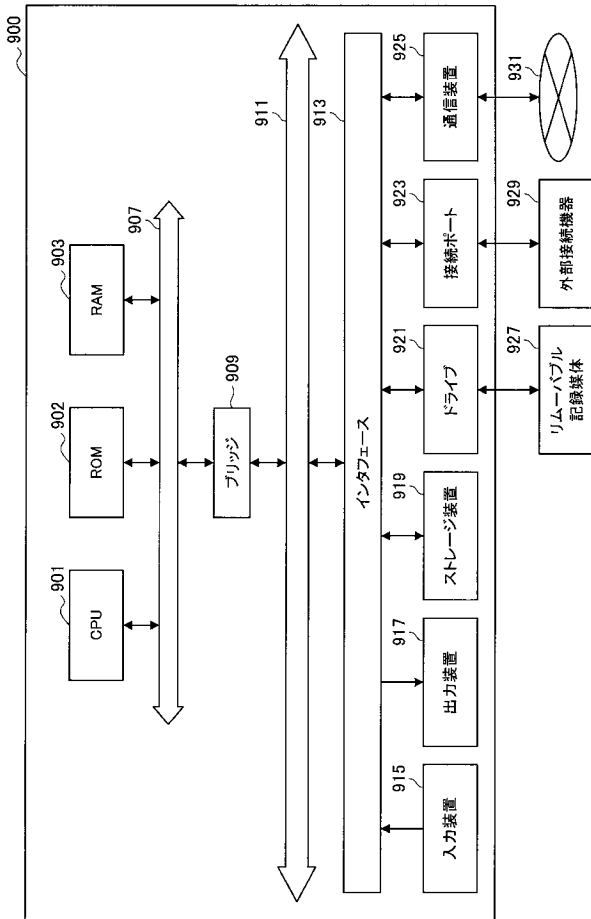
【 図 8 】



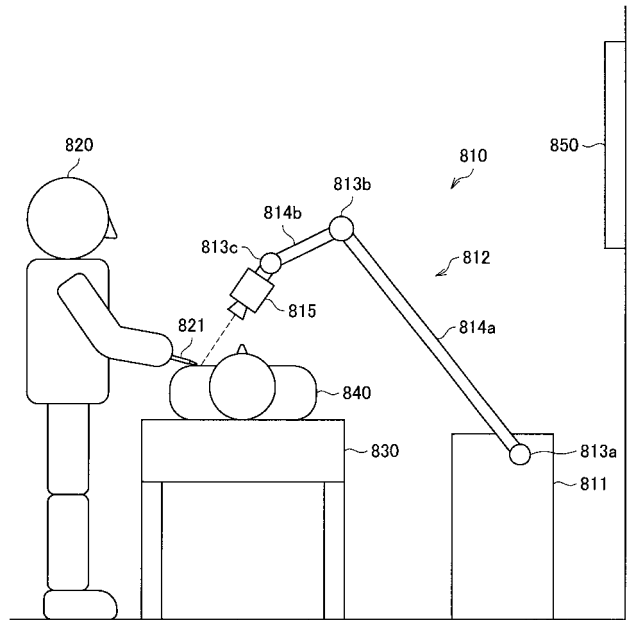
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/015686
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, A61B1/313(2006.01)n, G02B23/24(2006.01)n, G03B11/00(2006.01)n, G03B19/06(2006.01)n, H04N5/225(2006.01)n		
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)		
Int.Cl. A61B1/045, A61B1/00, A61B1/04, G02B21/36, A61B1/313, G02B23/24, G03B11/00, G03B19/06, H04N5/225		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan		1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan		1971-2018
Registered utility model specifications of Japan		1996-2018
Published registered utility model applications of Japan		1994-2018
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	JP 2012-95828 A (OLYMPUS CORP.) 24 May 2012, paragraphs [0004]-[0012], [0014]-[0064], fig. 1-8	1, 2, 9-13, 15-17
Y	& US 2012/0105612 A1, paragraphs [0033]-[0094], fig. 1-8C	3-8, 14
Y	WO 2014/171284 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 23 October 2014, paragraphs [0069]-[0087], [0103], fig. 5, 8 & US 2015/0309284 A1, paragraphs [0082]- [0100], [0116], fig. 5, 8 & EP 2904961 A1 & CN 104812289 A	3-8, 14
A		1, 2, 9-13, 15-17
A	JP 2013-128723 A (OLYMPUS CORP.) 04 July 2013, entire text, all drawings (Family: none)	1-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 29 June 2018 (29.06.2018)		Date of mailing of the international search report 10 July 2018 (10.07.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 5 6 8 6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, A61B1/313(2006.01)n, G02B23/24(2006.01)n, G03B11/00(2006.01)n, G03B19/06(2006.01)n, H04N5/225(2006.01)n		
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. A61B1/045, A61B1/00, A61B1/04, G02B21/36, A61B1/313, G02B23/24, G03B11/00, G03B19/06, H04N5/225		
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 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018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	JP 2012-95828 A (オリンパス株式会社) 2012.05.24, 段落 [0004]-[0012], [0014]-[0064], 図 1-8 & US 2012/0105612	1, 2, 9-13, 15-17
Y	A1, [0033]-[0094], FIGS1-8C	3-8, 14
Y	WO 2014/171284 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)	3-8, 14
A	2014.10.23, 段落[0069]-[0087], [0103], 図 5, 8 & US 2015/0309284 A1, [0082]-[0100], [0116], FIGS5, 8 & EP 2904961 A1 & CN 104812289	1, 2, 9-13, 15-17
A	A JP 2013-128723 A (オリンパス株式会社) 2013.07.04, 全文全図 (フ	1-17
<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、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 29.06.2018	国際調査報告の発送日 10.07.2018	
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) 岡田 弘 電話番号 03-3581-1101 内線 3271	2V 8361

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 5 6 8 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*	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
	アミリーなし)	

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	G 0 2 B 23/24	B
	G 0 2 B 5/04	B

(81) 指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

F ターム (参考) 2H042 AA16 AA22 AA26 CA08 CA10 CA14 CA17
 4C161 AA24 BB02 BB06 CC06 DD01 FF03 GG13 JJ17 LL03 LL08
 MM04 NN01 NN03 NN05 PP11 PP12 PP13 RR06 RR17 RR26
 TT09 UU05 UU06 WW03 WW04

(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)	医学观察系统和医学观察装置		
公开(公告)号	JPWO2018221041A1	公开(公告)日	2020-05-21
申请号	JP2019522014	申请日	2018-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	高橋健治 高橋康昭 宮井岳志		
发明人	高橋 健治 高橋 康昭 宮井 岳志		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B5/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00163 A61B1/00186 A61B1/045 G02B21/36 G02B23/24 G03B11/00 G03B19/06 H04N5/225 A61B1/00188 A61B1/051 A61B1/06 G02B21/0012 G02B21/18 G02B21/361		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/04.530 A61B1/04.531 A61B1/045.650 A61B1/00.R G02B23/24.B G02B5/04.B		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 2H042/AA16 2H042/AA22 2H042/AA26 2H042/CA08 2H042/CA10 2H042/CA14 2H042/CA17 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF03 4C161/GG13 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/PP11 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/TT09 4C161/UU05 4C161/UU06 4C161/WW03 4C161/WW04		
优先权	2017106163 2017-05-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以更优选的模式获得高质量的图像。一种医学观察装置，包括医学观察装置和图像处理装置，该医学观察装置具有多个摄像元件和用于将入射光分离为多个光的分支光学系统，并被该分支光学系统隔开。多个光中的每一个被引导到多个图像拾取装置中的至少一个，并且多个图像拾取装置中的两个或更多个图像拾取装置捕获彼此具有不同亮度的图像。图像拾取装置被布置为使得图像拾取装置与分支光学系统之间的光学距离彼此不同，并且基于具有不同亮度的多个图像，图像处理装置具有比多个图像中的每个图像更宽的动态范围。基于由两个或更多个彼此具有光学距离的图像拾取装置捕获的多个图像，第一合成图像和第二光学系统具有比多个图像中的每个图像深的景深。一种医学观察系统，用于生成和的合成图像中的至少一个。[选择图]图1

