

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/230066

発行日 令和2年4月16日(2020.4.16)

(43) 国際公開日 平成30年12月20日(2018.12.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 O	2 H O 4 O
A 6 1 B 1/313 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/313	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 R	
	G O 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 46 頁)		

出願番号	特願2019-525090 (P2019-525090)	(71) 出願人	000002185 ソニー株式会社 東京都港区港南1丁目7番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/010435	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成30年3月16日(2018.3.16)	(72) 発明者	宮井 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
(31) 優先権主張番号	特願2017-115019 (P2017-115019)	(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
(32) 優先日	平成29年6月12日(2017.6.12)	(72) 発明者	山根 真人 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		
		最終頁に続く	

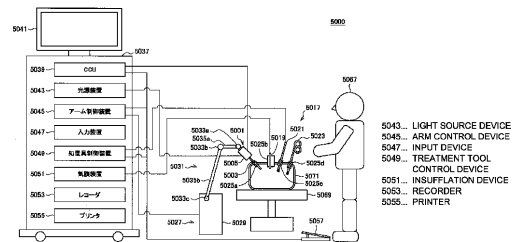
(54) 【発明の名称】 医療用システム、医療用装置および制御方法

(57) 【要約】

【課題】HDR画像に基づいてHDRモニタに画像表示を行わせる場合に、HDRモニタによる出力画像に対してユーザが感じる眩しさを低減することが可能な技術が提供されることが望まれる。

【解決手段】生体内の被写体を照射する光源と、前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部と、前記光源と前記撮像部を制御する制御部を有し、前記制御部は、前記撮像部より取得した第1の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する医療用システムが提供される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の被写体を照射する光源と、
前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部と、
前記光源と前記撮像部を制御する制御部を有し、
前記制御部は、
前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するように制御する
医療用システム。

【請求項 2】

10

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に含まれる画素信号の全ての輝度値が第 1 の輝度値以下となるように、前記第 1 の画像信号の階調を調整するように制御する、
請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 3】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち、
輝度値が第 2 の輝度値より大きい画素信号に対して、前記第 1 の輝度値以下となるように階調を調整し、
輝度値が前記第 2 の輝度値以下の画素信号に対して、階調を調整しないよう制御する、
請求項 2 に記載の医療用システム。

【請求項 4】

20

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に対する物体認識の結果に基づき第 1 の領域を決定し、
前記第 1 の領域に含まれる画素信号の階調を調整し、
前記第 1 の領域以外に含まれる画素信号の階調を調整しないよう制御する、
請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記物体認識にて、マスク、術具、ガーゼ、または生体組織を含む第 2 の領域を特定し、前記第 2 の領域に基づき前記第 1 の領域を決定する
請求項 4 に記載の医療用システム。

【請求項 6】

30

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち、
特定の色の画素信号に対して、階調を調整し、
それ以外の色の画素信号に対して、階調を調整しないよう制御する、
請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号の、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素に基づいて、前記第 1 の画像信号に対して階調を調整するように制御する、
請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 8】

40

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち輝度が前記第 2 の輝度値より大きい画素の数に基づいて第 1 の輝度値を決定し、前記第 1 の画像信号の全ての画素信号の輝度値が前記第 1 の輝度値以下となるよう階調を調整するように制御する、
請求項 7 に記載の医療用システム。

【請求項 9】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち輝度が前記第 2 の輝度値より大きい画素の数が所定の数より多い場合に、前記第 1 の画像信号のうち第 3 の輝度値より輝度が小さい画素信号の輝度を大きくするように制御する、
請求項 7 に記載の医療用システム。

【請求項 10】

前記制御部は、前記第 3 の輝度値より輝度が小さい画素信号に対して、同じ調整量を用

50

いて輝度を大きくするよう制御する、
請求項 9 に記載の医療用システム。

【請求項 1 1】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号の輝度値が所定の範囲内の値を示す第 1 の期間に応じて、前記第 1 の画像信号の輝度値を、前記範囲内に含まれる値に対応する輝度に維持する第 2 の期間を決定する

請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 1 2】

前記制御部は、

前記第 1 の画像信号を構成する各画素信号の輝度の加算値または平均値に基づき、階調の調整の度合または階調を調整する領域を決定し、

前記第 1 の画像信号に対して、前記度合または前記領域に基づき階調を調整するよう制御する、

請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 1 3】

前記制御部は、ユーザに指定された明るさに関する情報、またはユーザに指定された観察モード情報に基づいて、前記第 1 の画像信号に対して階調を調整するよう制御する、

請求項 1 2 に記載の医療用システム。

【請求項 1 4】

前記明るさに関する情報とは、画像信号の最大の輝度値、最小の輝度値、または画像信号の階調の調整率である

請求項 1 3 に記載の医療用システム。

【請求項 1 5】

前記観察モードとは、特殊光観察モード、または通常光モードである

請求項 1 3 に記載の医療用システム。

【請求項 1 6】

前記制御部は、表示部の明るさ設定情報に基づいて、前記第 1 の画像信号に対して階調を調整するよう制御する、

請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 1 7】

生体内の被写体を撮像して第 1 の画像信号を取得し、

前記第 1 の画像信号に基づいて、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を生成し、

前記第 1 の画像信号に基づいて、前記第 1 のダイナミックレンジより輝度の最大値と輝度の最小値の差の小さい第 3 の画像信号とを生成し、

前記第 2 の画像信号、または前記第 3 の画像信号を出力するよう制御する制御部を有する医療用装置。

【請求項 1 8】

生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御する制御部を有し、

前記制御部は、

前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する

医療用装置。

【請求項 1 9】

生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御することを含み、

前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御することを含む、

制御方法。

10

20

30

40

50

【請求項 2 0】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に含まれる画素信号の最大値が所定の値より大きい場合は、前記第 1 の画像信号に基づいて生成される、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を出力し、所定の値以下の場合は、前記第 1 の画像信号を出力するように制御する、

請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 2 1】

前記制御部は、前記第 1 の画像信号、および、前記第 1 の画像信号に基づいて生成される、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を表示部の同一画面上に表示するように制御する、

請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 2 2】

前記医療用システムは、内視鏡システム、または顕微鏡システムである、

請求項 1 に記載の医療用システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本開示は、医療用システム、医療用装置および制御方法に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

近年、医療現場において内視鏡が用いられることがある。内視鏡によって撮像が行われる場合、近距離に存在する被写体であり、かつ、奥行きのある被写体に対して、正面から照明光が照射されて撮像が行われるのが一般的である。そのため、内視鏡によって撮像された画像（以下、「内視鏡画像」とも言う。）には、被写体の手前側が白飛びしやすいといった特徴、被写体の奥側および被写体のうち影が写っている部分が黒潰れしやすいといった特徴がある。

【0 0 0 3】

このような現象は、内視鏡が用いられる場合に限らず、顕微鏡が用いられる場合など、医療現場において様々な医療用装置が用いられる場合にも同様に起こり得る。これらの白飛びおよび黒潰れを軽減する方法として、暗部から明部までの広い明るさ範囲の情報を取得する HDR (High Dynamic Range) 画像を取得する技術がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【0 0 0 4】

しかし、画像を表示するモニタは、表現できる明るさ範囲が上記のように取得された HDR 画像の明るさ範囲よりも狭いモニタであるのが一般的である。以下では、HDR 画像の明るさ範囲よりも狭い明るさ範囲を「SDR (Standard Dynamic Range)」とも言う。一般的には、HDR 画像そのものを SDR モニタに出力するのではなく、上記のように取得された HDR 画像の階調を圧縮して SDR 画像に変換してから SDR モニタに出力する。しかし、そうした場合には、HDR 画像の持つ豊富な明るさ情報を十分に活用することができない。

【0 0 0 5】

一方、近年においては、暗部から明部まで広い明るさ範囲の情報を表示できる HDR モニタが開発されている。そこで、上記のように取得された HDR 画像に対して、階調圧縮を行わずに、HDR 画像をそのままの明るさで HDR モニタに出力することによって、HDR 画像の豊富な明るさ情報を十分に活用できるようになる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0 0 0 6】**

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 2 3 1 8 3 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0007】**

しかし、他方で、内視鏡によって取得されたH D R画像をそのままの明るさでH D Rモニタに表示させた場合、表示されたH D R画像のうち、手前側の照明光が強く当たる部分および鏡面反射によって生じる非常に明るい部分などに対してユーザが眩しさを感じることもある。また、特に内視鏡を用いた診断または手術において、術者が長時間これらのH D R画像を見続けることで苦痛を感じてしまうが、診断または手術の施行の妨げとなる可能性がある。

【0008】

そこで、H D R画像に基づいてH D Rモニタに画像表示を行わせる場合に、H D Rモニタによる出力画像に対してユーザを感じる眩しさを低減することが可能な技術が提供されることが望まれる。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本開示によれば、生体内の被写体を照射する光源と、前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部と、前記光源と前記撮像部を制御する制御部を有し、前記制御部は、前記撮像部より取得した第1の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する医療用システムが提供される。

【0010】

本開示によれば、生体内の被写体を撮像して第1の画像信号を取得し、前記第1の画像信号に基づいて、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第1のダイナミックレンジを有する第2の画像信号を生成し、前記第1の画像信号に基づいて、前記第1のダイナミックレンジより輝度の最大値と輝度の最小値の差の小さい第3の画像信号とを生成し、前記第2の画像信号、または前記第3の画像信号を出力するよう制御する制御部を有する医療用装置が提供される。

【0011】

本開示によれば、生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御する制御部を有し、前記制御部は、前記撮像部より取得した第1の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する医療用装置が提供される。

【0012】

本開示によれば、生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御することを含み、前記撮像部より取得した第1の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御することを含む、制御方法が提供される。

【発明の効果】**【0013】**

以上説明したように本開示によれば、H D R画像に基づいてH D Rモニタに画像表示を行わせる場合に、H D Rモニタによる出力画像に対してユーザを感じる眩しさを低減することが可能な技術が提供されることが可能な技術が提供されることが可能な技術が提供される。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】**【0014】**

【図1】内視鏡手術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C C Uの機能構成の一例を示すブロック図である。

【図3】内視鏡が用いられる場合における撮像環境を模式的に示す図である。

【図4】内視鏡によって撮像された画像の例を示す図である。

【図5】H D R画像に対して階調圧縮がなされた後に得られるS D R画像の例を示す図で

10

20

30

40

50

ある。

【図 6】H D R 画像に対して階調圧縮がなされずに出力される H D R 画像そのものの例を示す図である。

【図 7】本開示の実施形態に係る C C U が有する制御部の機能構成例を示すブロック図である。

【図 8】本開示の第 1 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 9】ユーザによって明るさの最大値が指定される場合における出力画像の例を示す図である。

【図 10】ユーザによって明るさの最大値が指定される場合における出力画像の例を示す図である。

10

【図 11】本開示の第 2 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 12】手術器具が写る内視鏡画像の例を示す図である。

【図 13】物体認識結果に基づいて階調圧縮がなされた後に得られる出力画像の例を示す図である。

【図 14】本開示の第 3 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 15】B 信号に対する階調圧縮がなされる前後の内視鏡画像の例を示す図である。

【図 16】階調調整がなされていない R G 信号と階調調整がなされた後の B 信号の例を示す図である。

【図 17】本開示の第 4 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 18】各高輝度面積に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。

20

【図 19】本開示の第 5 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 20】各高輝度面積に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。

【図 21】本開示の第 6 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 22】各輝度平均値に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。

【図 23】本開示の第 7 の実施形態に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 24】各明るさ設定情報に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。

30

【図 25】本開示の第 8 の実施形態の第 1 の例に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 26】各モニタ用の階調変換がされた後における出力画像の例を示す図である。

【図 27】本開示の第 8 の実施形態の第 2 の例に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 28】S D R 用追加階調変換がされた後における出力画像の例を示す図である。

【図 29】本開示の第 8 の実施形態の第 3 の例に係る制御部の構成例を示す図である。

【図 30】顕微鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

【図 31】図 30 に示す顕微鏡手術システムを用いた手術の様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

40

【0016】

また、本明細書および図面において、実質的に同一または類似の機能構成を有する複数の構成要素を、同一の符号の後に異なる数字を付して区別する場合がある。ただし、実質的に同一または類似の機能構成を有する複数の構成要素の各々を特に区別する必要がない場合、同一符号のみを付する。また、異なる実施形態の類似する構成要素については、同一の符号の後に異なるアルファベットを付して区別する場合がある。ただし、類似する構成要素の各々を特に区別する必要がない場合、同一符号のみを付する。

【0017】

50

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. システム構成例
2. 概要
3. 基本構成
4. 各実施形態
 - 4.1. 第1の実施形態
 - 4.2. 第2の実施形態
 - 4.3. 第3の実施形態
 - 4.4. 第4の実施形態
 - 4.5. 第5の実施形態
 - 4.6. 第6の実施形態
 - 4.7. 第7の実施形態
 - 4.8. 第8の実施形態
5. 応用例
6. むすび

10

【0018】

<< 1. システム構成例 >>

まず、図面を参照しながら、本開示の実施形態に係る医療用システムの一例の構成例について説明する。本開示の実施形態に係る医療用システムの例としては様々なシステムが想定される。ここでは、本開示の実施形態に係る医療用システムの一例として、内視鏡手術システムの構成例について主に説明する。

20

【0019】

図1は、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム5000の概略的な構成の一例を示す図である。図1では、術者（医師）5067が、内視鏡手術システム5000を用いて、患者ベッド5069上の患者5071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5000は、内視鏡5001と、その他の術具5017と、内視鏡5001を支持する支持アーム装置5027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5037と、から構成される。

【0020】

内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ5025a～5025d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、トロッカ5025a～5025dから、内視鏡5001の鏡筒5003や、その他の術具5017が患者5071の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具5017として、気腹チューブ5019、エネルギー処置具5021及び鉗子5023が、患者5071の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具5021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5017はあくまで一例であり、術具5017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。

30

【0021】

内視鏡5001によって撮影された患者5071の体腔内の術部の画像が、表示装置5041に表示される。術者5067は、表示装置5041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5021や鉗子5023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5019、エネルギー処置具5021及び鉗子5023は、手術中に、術者5067又は助手等によって支持される。

40

【0022】

（支持アーム装置）

支持アーム装置5027は、ベース部5029から延伸するアーム部5031を備える。図示する例では、アーム部5031は、関節部5033a、5033b、5033c、及びリンク5035a、5035bから構成されており、アーム制御装置5045からの

50

制御により駆動される。アーム部 5 0 3 1 によって内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 0 1 の安定的な位置の固定が実現される。

【 0 0 2 3 】

(内視鏡)

内視鏡 5 0 0 1 は、先端から所定の長さの領域が患者 5 0 7 1 の体腔内に挿入される鏡筒 5 0 0 3 と、鏡筒 5 0 0 3 の基端に接続されるカメラヘッド 5 0 0 5 と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒 5 0 0 3 を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡 5 0 0 1 を図示しているが、内視鏡 5 0 0 1 は、軟性の鏡筒 5 0 0 3 を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

10

【 0 0 2 4 】

鏡筒 5 0 0 3 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 5 0 0 1 には光源装置 5 0 4 3 が接続されており、当該光源装置 5 0 4 3 によって生成された光が、鏡筒 5 0 0 3 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 5 0 7 1 の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡 5 0 0 1 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。

【 0 0 2 5 】

カメラヘッド 5 0 0 5 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 (C C U : Camera Control Unit) 5 0 3 9 に送信される。なお、カメラヘッド 5 0 0 5 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。

20

【 0 0 2 6 】

なお、例えば立体視 (3 D 表示) 等に対応するために、カメラヘッド 5 0 0 5 には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒 5 0 0 3 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。

【 0 0 2 7 】

(カートに搭載される各種の装置)

30

C C U 5 0 3 9 は、C P U (Central Processing Unit) や G P U (Graphics Processing Unit) 等によって構成され、内視鏡 5 0 0 1 及び表示装置 5 0 4 1 の動作を統括的に制御する。具体的には、C C U 5 0 3 9 は、カメラヘッド 5 0 0 5 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。C C U 5 0 3 9 は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置 5 0 4 1 に提供する。また、C C U 5 0 3 9 は、カメラヘッド 5 0 0 5 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。

【 0 0 2 8 】

40

表示装置 5 0 4 1 は、C C U 5 0 3 9 からの制御により、当該 C C U 5 0 3 9 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 5 0 0 1 が例えば 4 K (水平画素数 3 8 4 0 × 垂直画素数 2 1 6 0) 又は 8 K (水平画素数 7 6 8 0 × 垂直画素数 4 3 2 0) 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 3 D 表示に対応したものである場合には、表示装置 5 0 4 1 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 3 D 表示可能なものが用いられ得る。4 K 又は 8 K 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 5 0 4 1 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 5 0 4 1 が設けられてもよい。

【 0 0 2 9 】

光源装置 5 0 4 3 は、例えば L E D (light emitting diode) 等の光源から構成され

50

、術部を撮影する際の照射光を内視鏡 5 0 0 1 に供給する。

【 0 0 3 0 】

アーム制御装置 5 0 4 5 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 5 0 2 7 のアーム部 5 0 3 1 の駆動を制御する。

【 0 0 3 1 】

入力装置 5 0 4 7 は、内視鏡手術システム 5 0 0 0 に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置 5 0 4 7 を介して、内視鏡手術システム 5 0 0 0 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 5 0 4 7 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 5 0 4 7 を介して、アーム部 5 0 3 1 を駆動させる旨の指示や、内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 2 1 を駆動させる旨の指示等を入力する。

10

【 0 0 3 2 】

入力装置 5 0 4 7 の種類は限定されず、入力装置 5 0 4 7 は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置 5 0 4 7 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 5 0 5 7 及び / 又はレバー等が適用され得る。入力装置 5 0 4 7 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 5 0 4 1 の表示面上に設けられてもよい。

20

【 0 0 3 3 】

あるいは、入力装置 5 0 4 7 は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスや H M D (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 5 0 4 7 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 5 0 4 7 は、ユーザの声を収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 5 0 4 7 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 5 0 6 7）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。

30

【 0 0 3 4 】

処置具制御装置 5 0 4 9 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 5 0 2 1 の駆動を制御する。気腹装置 5 0 5 1 は、内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 7 1 の体腔を膨らめるために、気腹チューブ 5 0 1 9 を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ 5 0 5 3 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 5 0 5 5 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。

【 0 0 3 5 】

以下、内視鏡手術システム 5 0 0 0 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。

40

【 0 0 3 6 】

（支持アーム装置）

支持アーム装置 5 0 2 7 は、基台であるベース部 5 0 2 9 と、ベース部 5 0 2 9 から延伸するアーム部 5 0 3 1 と、を備える。図示する例では、アーム部 5 0 3 1 は、複数の関節部 5 0 3 3 a、5 0 3 3 b、5 0 3 3 c と、関節部 5 0 3 3 b によって連結される複数のリンク 5 0 3 5 a、5 0 3 5 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 5 0 3 1 の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部 5 0 3 1 が所望の自由度を有するように、関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 c 及びリンク 5 0 3 5 a、5 0 3 5 b の形状、数及び配置、並びに関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 c の回転軸の方向等が適宜設

50

定され得る。例えば、アーム部 5 0 3 1 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 5 0 3 1 の可動範囲内において内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 0 1 の鏡筒 5 0 0 3 を患者 5 0 7 1 の体腔内に挿入することが可能になる。

【 0 0 3 7 】

関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 c にはアクチュエータが設けられており、関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 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 5 0 4 5 によって制御されることにより、各関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 c の回転角度が制御され、アーム部 5 0 3 1 の駆動が制御される。これにより、内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 4 5 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 5 0 3 1 の駆動を制御することができる。

10

【 0 0 3 8 】

例えば、術者 5 0 6 7 が、入力装置 5 0 4 7 (フットスイッチ 5 0 5 7 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 5 0 4 5 によってアーム部 5 0 3 1 の駆動が適宜制御され、内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 3 1 の先端の内視鏡 5 0 0 1 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 5 0 3 1 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 5 0 3 1 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置 5 0 4 7 を介してユーザによって遠隔操作され得る。

20

【 0 0 3 9 】

また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置 5 0 4 5 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 5 0 3 1 が移動するように、各関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 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。これにより、ユーザが直接アーム部 5 0 3 1 に触れながらアーム部 5 0 3 1 を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部 5 0 3 1 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 5 0 0 1 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。

30

【 0 0 4 0 】

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 5 0 0 1 が支持されていた。これに対して、支持アーム装置 5 0 2 7 を用いることにより、人手によらずに内視鏡 5 0 0 1 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。

【 0 0 4 1 】

なお、アーム制御装置 5 0 4 5 は必ずしもカート 5 0 3 7 に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置 5 0 4 5 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 5 0 4 5 は、支持アーム装置 5 0 2 7 のアーム部 5 0 3 1 の各関節部 5 0 3 3 a ~ 5 0 3 3 c にそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置 5 0 4 5 が互いに協働することにより、アーム部 5 0 3 1 の駆動制御が実現されてもよい。

40

【 0 0 4 2 】

(光源装置)

光源装置 5 0 4 3 は、内視鏡 5 0 0 1 に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置 5 0 4 3 は、例えば L E D、レーザ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、R G B レーザ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 5 0 4 3 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、R G B レーザ光源それぞれからのレーザ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 5 0 0 5 の撮像素子の駆動を制御することにより、R G B 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

50

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。

【0043】

また、光源装置5043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5005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。

【0044】

また、光源装置5043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5043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。

【0045】

（カメラヘッド及びCCU）

図2を参照して、内視鏡5001のカメラヘッド5005及びCCU5039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5005及びCCU5039の機能構成の一例を示すブロック図である。

【0046】

図2を参照すると、カメラヘッド5005は、その機能として、レンズユニット5007と、撮像部5009と、駆動部5011と、通信部5013と、カメラヘッド制御部5015と、を有する。また、CCU5039は、その機能として、通信部5059と、画像処理部5061と、制御部5063と、を有する。カメラヘッド5005とCCU5039とは、伝送ケーブル5065によって双方向に通信可能に接続されている。

【0047】

まず、カメラヘッド5005の機能構成について説明する。レンズユニット5007は、鏡筒5003との接続部に設けられる光学系である。鏡筒5003の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド5005まで導光され、当該レンズユニット5007に入射する。レンズユニット5007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5007は、撮像部5009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。

【0048】

撮像部5009は撮像素子によって構成され、レンズユニット5007の後段に配置される。レンズユニット5007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5009によって生成された画像信号は、通信部5013に提供される。

【0049】

撮像部5009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、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５０６７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。

【００５０】

また、撮像部５００９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５０６７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５００９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５００７も複数系統設けられる。

【００５１】

また、撮像部５００９は、必ずしもカメラヘッド５００５に設けられなくてもよい。例えば、撮像部５００９は、鏡筒５００３の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

【００５２】

駆動部５０１１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５０１５からの制御により、レンズユニット５００７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５００９による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

【００５３】

通信部５０１３は、ＣＣＵ５０３９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５０１３は、撮像部５００９から得た画像信号をＲＡＷデータとして伝送ケーブル５０６５を介してＣＣＵ５０３９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５０６７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５０１３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５０６５を介してＣＣＵ５０３９に送信される。

【００５４】

また、通信部５０１３は、ＣＣＵ５０３９から、カメラヘッド５００５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５０１３は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部５０１５に提供する。なお、ＣＣＵ５０３９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５０１３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５０１５に提供される。

【００５５】

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ＣＣＵ５０３９の制御部５０６３によって自動的に設定される。つまり、いわゆるＡＥ（Auto Exposure）機能、ＡＦ（Auto Focus）機能及びＡＷＢ（Auto White Balance）機能が内視鏡５００１に搭載される。

【００５６】

カメラヘッド制御部５０１５は、通信部５０１３を介して受信したＣＣＵ５０３９からの制御信号に基づいて、カメラヘッド５００５の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部５０１５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５００９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５０１５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５０１１を介してレンズユニット５００７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５０１５は、更に、鏡筒５００３やカメ

10

20

30

40

50

ラヘッド５００５を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

【００５７】

なお、レンズユニット５００７や撮像部５００９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５００５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。

【００５８】

次に、ＣＣＵ５０３９の機能構成について説明する。通信部５０５９は、カメラヘッド５００５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５０５９は、カメラヘッド５００５から、伝送ケーブル５０６５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５０５９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５０５９は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部５０６１に提供する。

10

【００５９】

また、通信部５０５９は、カメラヘッド５００５に対して、カメラヘッド５００５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。

【００６０】

画像処理部５０６１は、カメラヘッド５００５から送信されたＲＡＷ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、ＮＲ（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５０６１は、ＡＥ、ＡＦ及びＡＷＢを行うための、画像信号に対する検波処理を行う。

20

【００６１】

画像処理部５０６１は、ＣＰＵやＧＰＵ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５０６１が複数のＧＰＵによって構成される場合には、画像処理部５０６１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。

30

【００６２】

制御部５０６３は、内視鏡５００１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５０６３は、カメラヘッド５００５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５０６３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５００１にＡＥ機能、ＡＦ機能及びＡＷＢ機能が搭載されている場合には、制御部５０６３は、画像処理部５０６１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。

【００６３】

また、制御部５０６３は、画像処理部５０６１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５０４１に表示させる。この際、制御部５０６３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５０６３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５０２１使用時のミスト等を認識することができる。制御部５０６３は、表示装置５０４１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５０６７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。

40

【００６４】

カメラヘッド５００５及びＣＣＵ５０３９を接続する伝送ケーブル５０６５は、電気信

50

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 5 】

ここで、図示する例では、伝送ケーブル 5 0 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 5 0 0 5 と C C U 5 0 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 5 0 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 5 0 6 5 によって妨げられる事態が解消され得る。

【 0 0 6 6 】

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 5 0 0 0 の構成例について説明した。

10

【 0 0 6 7 】

< 2 . 概要 >

続いて、本開示に係る技術の概要について説明する。医療現場において内視鏡が用いられることがある。ここで、内視鏡によって撮像が行われる場合についてさらに詳細に説明する。

【 0 0 6 8 】

図 3 は、内視鏡 5 0 0 1 が用いられる場合における撮像環境を模式的に示す図である。図 4 は、内視鏡 5 0 0 1 によって撮像された画像の例を示す図である。図 3 を参照すると、内視鏡 5 0 0 1 と被写体 B 1 1 ~ B 1 3 とが示されている。被写体 B 1 1 ~ B 1 3 は内視鏡 5 0 0 1 から近距離に存在し、かつ、被写体 B 1 1 ~ B 1 3 には奥行きがある。内視鏡 5 0 0 1 からは、被写体 B 1 1 ~ B 1 3 に光 L T が照射される。光 L T が照射された被写体 B 1 1 ~ B 1 3 は、内視鏡 5 0 0 1 によって撮像される。

20

【 0 0 6 9 】

このように、内視鏡 5 0 0 1 によって撮像される場合には、被写体が内視鏡 5 0 0 1 から近距離に存在し、かつ、被写体に奥行きがあるのが一般的である。そのため、内視鏡 5 0 0 1 によって撮像された画像（以下、「内視鏡画像」とも言う。）には、被写体の手前側が白飛びしやすいといった特徴、被写体の奥側および被写体の影が写っている部分が黒潰れしやすいといった特徴がある。図 4 に示した内視鏡画像 G 1 では、被写体 B 1 2 および被写体 B 1 3 の手前側が白飛びしており、被写体 B 1 2 および被写体 B 1 3 の奥側が黒潰れしてしまっている。

30

【 0 0 7 0 】

このような現象は、内視鏡 5 0 0 1 が用いられる場合に限らず、顕微鏡が用いられる場合など、医療現場において様々な医療用装置が用いられる場合にも同様に起こり得る。これらの白飛びおよび黒潰れを軽減する方法として、暗部から明部までの広い明るさ範囲の情報を取得する H D R (H i g h D y n a m i c R a n g e) 画像を取得する技術がある。

【 0 0 7 1 】

しかし、画像を表示するモニタは、表現できる明るさ範囲が上記のように取得された H D R 画像の明るさ範囲よりも狭いモニタであるのが一般的である。以下では、H D R 画像の明るさ範囲よりも狭い明るさ範囲を「S D R (S t a n d a r d D y n a m i c R a n g e) 」とも言う。一般的には、H D R 画像そのものを S D R モニタに出力するのではなく、上記のように取得された H D R 画像の階調を圧縮して S D R 画像に変換してから S D R モニタに出力する。しかし、そうした場合には、H D R 画像の持つ豊富な明るさ情報を十分に活用することができない。

40

【 0 0 7 2 】

図 5 は、H D R 画像に対して階調圧縮がなされた後に得られる S D R 画像の例を示す図である。図 5 を参照すると、内視鏡によって撮像された内視鏡画像の明るさが「撮影した明るさ」として横軸に示されている。また、図 5 を参照すると、内視鏡画像の表示の明るさが「表示する明るさ」として縦軸に示されている。図 5 に示した例では、内視鏡画像の

50

高輝度側に対して階調圧縮がなされた結果として、内視鏡画像の表示の明るさ範囲がSDRに収まるようにされている。

【0073】

一方、近年においては、暗部から明部まで広い明るさ範囲の情報を表示できるHDRモニタが開発されている。そこで、上記のように取得されたHDR画像に対して、階調圧縮を行わずに、HDR画像をそのままの明るさでHDRモニタに出力することによって、HDR画像の豊富な明るさ情報を十分に活用できるようになる。

【0074】

図6は、HDR画像に対して階調圧縮がなされずに出力されるHDR画像そのものの例を示す図である。図6を参照すると、図5と同様に、内視鏡によって撮像された内視鏡画像の明るさが「撮影した明るさ」として横軸に示されている。また、図6を参照すると、図5と同様に、内視鏡画像の表示の明るさが「表示する明るさ」として縦軸に示されている。図6に示した例では、内視鏡画像に対して階調圧縮がなされないために、内視鏡画像の表示の明るさ範囲がHDRとなっている。

10

【0075】

しかし、他方で、内視鏡によって取得されたHDR画像をそのままの明るさでHDRモニタに表示させた場合、表示されたHDR画像のうち、手前側の照明光が強く当たる部分および鏡面反射によって生じる非常に明るい部分などに対してユーザが眩しさを感じることもある。また、特に内視鏡を用いた診断または手術において、術者が長時間これらのHDR画像を見続けることで苦痛を感じてしまうが、診断または手術の施行の妨げとなる可能性がある。

20

【0076】

さらに、明るい表示部分が増えることで、相対的に暗い部分の視認性が低下することがある。また、複数のモニタが内視鏡に接続されており、複数のモニタの中に、SDRモニタとHDRモニタが混在している場合、HDRモニタに合わせてHDRモニタに出力された信号をそのままSDRモニタに出力したとしても、SDRモニタにおいては適切な画像が表示されない。

【0077】

そこで、本明細書においては、HDR画像を適切な出力画像に適応的に変換してから、HDRモニタに出力する技術を主に提案する。より具体的には、本明細書においては、HDR画像に基づいてHDRモニタに画像表示を行わせる場合に、HDRモニタによる出力画像に対してユーザを感じる眩しさを低減することが可能な技術を提案する。

30

【0078】

その他、本明細書においては、HDRモニタによる出力画像の暗部から明部までに対するユーザの視認性を向上させる技術を提案する。また、本明細書においては、内視鏡に接続されるモニタに適切な出力画像を出力する技術を提案する。

【0079】

以上、本開示に係る技術の概要について説明した。

【0080】

<<3. 基本構成>>

40

続いて、本開示の実施形態に係るCCUが有する制御部の構成例について説明する。図7は、本開示の実施形態に係るCCUが有する制御部の機能構成例を示すブロック図である。図7に示すように、本開示の実施形態に係るCCUが有する制御部20は、HDR画像生成部21および階調変換部22を有する。HDR画像生成部21には、撮像部10が接続されている。階調変換部22には、HDR表示部(HDRモニタ)30-1が接続されている。

【0081】

撮像部10は、イメージセンサを含んで構成されており、イメージセンサによって被写体を撮像する。より詳細には、図示しない光源によって生体内の被写体に光が照射されており、撮像部10は、図示しない光源の光軸と同軸で被写体を撮像する。例えば、図示し

50

ない光源は、図 1 に示した光源装置 5043 に相当し得る。また、撮像部 10 は、イメージセンサを用いて被写体の明るさを画素値情報として取得する。撮像部 10 は、図 2 に示した撮像部 5009 に相当し得る。なお、イメージセンサは、3 板式の撮像素子を有していてもよい。

【0082】

制御部 20 は、図示しない光源を制御する。また、制御部 20 は、撮像部 10 および HDR 表示部 30 - 1 を制御する。なお、図 7 に示した制御部 20 は、図 2 に示した制御部 5063 に相当し得る。

【0083】

HDR 画像生成部 21 は、撮像部 10 によって得られた画素値情報を用いて HDR 画像を生成する。ここで、HDR 画像は様々に定義され得る。例えば、HDR 画像は、HDR 規格に準拠した信号であればよい。より具体的に、HDR 規格した信号は、HLG (Hybrid Log - Gamma) に対応した信号であってもよいし、PQ (Perceptual Quantization) に対応した信号であってもよい。

【0084】

あるいは、画像の明るさ範囲が所定の明るさ以上であれば、その画像は HDR 画像であると言ってもよい。ここで、所定の明るさは具体的にどのような値であってもよい。一例として、画像の明るさ範囲が $1000 [cd/m^2]$ 以上であれば、その画像は HDR 画像であると言ってもよい。

【0085】

画像を表示するモニタは、表現できる明るさ範囲が上記のように取得された HDR 画像の明るさ範囲よりも狭いモニタであるのが一般的である。以下では、HDR 画像の明るさ範囲よりも狭い明るさ範囲を「SDR (Standard Dynamic Range)」とも言う。一般的には、HDR 画像そのものを SDR モニタに出力するのではなく、上記のように取得された HDR 画像の階調を圧縮して SDR 画像に変換してから SDR モニタに出力する。しかし、そうした場合には、HDR 画像の持つ豊富な明るさ情報を十分に活用することができない。

【0086】

図 5 は、HDR 画像に対して階調圧縮がなされた後に得られる SDR 画像の例を示す図である。図 5 を参照すると、内視鏡によって撮像された内視鏡画像の明るさが「撮影した明るさ」として横軸に示されている。また、図 5 を参照すると、内視鏡画像の表示の明るさが「表示する明るさ」として縦軸に示されている。図 5 に示した例では、内視鏡画像の高輝度側に対して階調圧縮がなされた結果として、内視鏡画像の表示の明るさ範囲が SDR に収まるようにされている。

【0087】

HDR 画像を生成する手法は特に限定されない。例えば、HDR 画像を生成する手法としては、時間で交互に露出を変えて明るい画像と暗い画像を取得してそれらを合成する手法が採用されてもよいし、イメージセンサ上に露出の異なる明るい画素と暗い画素を配置してそれらを合成する手法が採用されてもよい。

【0088】

なお、本開示の実施形態においては、HDR 画像生成部 21 が、イメージセンサによって得られた画素値情報を用いて HDR 画像を生成する場合を主に説明する。しかし、イメージセンサが元から HDR 画像 (暗部から明部まで広い明るさ情報) を取得できる場合は、HDR 画像生成部 21 は必要なく、イメージセンサによって得られた画素値情報がそのまま階調変換部 22 によって用いられてもよい。

【0089】

階調変換部 22 は、HDR 画像生成部 21 によって得られた HDR 画像 (第 1 の画像信号) に対して階調の調整を行う。階調変換部 22 によって階調の調整が行われた結果、HDR 画像生成部 21 によって得られた HDR 画像が出力画像に変換される。出力画像も HDR 規格に準拠した画像 (HDR 画像) である。階調変換部 22 は、HDR 規格に準拠し

10

20

30

40

50

た出力画像をH D R表示部3 0 - 1に出力することによって、H D R表示部3 0 - 1によってH D R規格に準拠した出力画像が表示されるよう制御する。

【0090】

かかる構成によれば、H D R画像に基づいてH D R表示部3 0 - 1に画像表示を行わせる場合に、階調調整後のH D R画像がH D R表示部3 0 - 1に出力される。したがって、H D R表示部3 0 - 1による出力画像に対してユーザが感じる眩しさを低減することが可能となる。

【0091】

例えば、図7に示したように、階調変換部22は、H D R画像生成部21によって得られたH D R画像（第1の画像信号）に対して、各種情報に基づいて、階調を調整する。ここで、各種情報については、以下に説明する各実施形態において具体的に説明する。

10

【0092】

H D R表示部3 0 - 1は、H D R画像を表示可能なディスプレイによって構成される（すなわち、H D R表示部3 0 - 1は、H D R規格に準拠したディスプレイによって構成される）。H D R表示部3 0 - 1は、階調変換部22によって階調の調整がされた後のH D R画像（出力画像）を出力（表示）する。

【0093】

以上、本開示の実施形態に係るC C Uが有する制御部の構成例について説明した。

【0094】

< 4 . 各実施形態 >

20

以下では、上記の「3 . 基本構成」において説明した、制御部の構成例を前提とした、各実施形態について説明する。

【0095】

< 4 - 1 . 第1の実施形態 >

まず、本開示の第1の実施形態について説明する。

【0096】

図8は、本開示の第1の実施形態に係る制御部20 - 1の構成例を示す図である。図8に示したように、本開示の第1の実施形態に係る制御部20 - 1は、図7に示した制御部20と比較して、明るさ入力部23を有する点、および、階調変換部22の代わりに階調変換部22 - 1を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第1の実施形態に係る制御部20 - 1のうち、明るさ入力部23および階調変換部22 - 1について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

30

【0097】

ここで、内視鏡画像を表示する場合には、T V等の観賞用の画像を表示する場合とは異なり、忠実に明るさを表現するよりも、長時間見続けても眩しさによる苦痛を感じない画像を表示することが重要な場合がある。そこで、本開示の第1の実施形態においては、出力画像をH D R表示部3 0 - 1に表示させるときに、ユーザが長時間出力画像を見続けても苦痛を感じずに済むように、ユーザが明るさに関する情報を指定できるようにする。ここでは、明るさに関する情報の例として、明るさの最大値（画像信号の最大の輝度値）を指定できるようにする場合を説明する。

40

【0098】

明るさ入力部23は、ユーザによって指定された明るさの最大値を受け付ける。例えば、ユーザによって指定された明るさの最大値の入力は、図1に示した入力装置5047によって直接受け付けられ、入力装置5047によって入力が受け付けられた明るさの最大値が、明るさ入力部23によって受け付けられてよい。ここでは、明るさの最大値として、三つの段階（「高」「中」「低」）のいずれかが選択される場合を想定するが、明るさの最大値は、いくつの選択から指定されてもよいし、数値によって直接指定されてもよい。

【0099】

階調変換部22 - 1は、ユーザによって指定された明るさの最大値に基づいて、H D R

50

画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調の調整を行う。

【 0 1 0 0 】

図 9 および図 1 0 それぞれは、ユーザによって明るさの最大値が指定される場合における出力画像の例を示す図である。図 9 を参照すると、ユーザによって指定された明るさの最大値の例として「最大明るさ指定値 A」（＝第 1 の輝度値）が示されている。階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）の全ての明るさ（輝度値）が、この「最大明るさ指定値 A」以下となるように、H D R 画像（第 1 の画像信号）の階調を調整する。例えば、図 9 に示すように、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像（第 1 の画像信号）の階調をなだらかに圧縮する。

10

【 0 1 0 1 】

ここで、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像（第 1 の画像信号）の全体の階調を圧縮するのではなく、H D R 画像（第 1 の画像信号）の明部のみを圧縮するのが望ましい。すなわち、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像（第 1 の画像信号）のうち、輝度値が第 2 の輝度値より大きい画素信号に対しては、「最大明るさ指定値 A」以下となるように階調を調整するが、輝度値が第 2 の輝度値以下の画素信号に対しては、階調を調整しないのがよい。これにより、通常の明るさ部分の見え方は変えずに、眩しさを感じる非常に明るい部分の明るさだけを低くすることができる。

【 0 1 0 2 】

図 1 0 を参照すると、ユーザによって指定された明るさの最大値の例として、図 9 に示した「最大明るさ指定値 A」よりも小さい「最大明るさ指定値 B」が示されている。かかる場合においても、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像の全ての明るさ（輝度値）が、この「最大明るさ指定値 B」以下となるように、H D R 画像の階調を調整する。

20

【 0 1 0 3 】

また、かかる場合においても、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像の全体の階調を圧縮するのではなく、H D R 画像の明部のみを圧縮するのが望ましい。すなわち、階調変換部 2 2 - 1 は、H D R 画像のうち、輝度値が第 2 の輝度値より大きい画素信号に対しては、「最大明るさ指定値 B」以下となるように階調を調整するが、輝度値が第 2 の輝度値以下の画素信号に対しては、階調を調整しないのがよい。

30

【 0 1 0 4 】

なお、ここでは、明るさに関する情報の例として、明るさの最大値を指定できるようにする場合を説明した。しかし、明るさに関する情報は、明るさの最大値に限定されない。

【 0 1 0 5 】

例えば、明るさに関する情報の例として、明るさの最小値（画像信号の最小の輝度値）を指定できるようにしてもよい。このとき、階調変換部 2 2 - 1 は、ユーザによって指定された明るさの最小値に基づいて、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調の調整を行えばよい。

【 0 1 0 6 】

あるいは、明るさに関する情報の例として、画像信号の階調の調整率を指定できるようにしてもよい。このとき、階調変換部 2 2 - 1 は、ユーザによって指定された階調の調整率に基づいて、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調の調整を行えばよい。

40

【 0 1 0 7 】

また、階調変換部 2 2 - 1 は、ユーザによって指定された明るさに関する情報の代わりに、ユーザによって指定された観察モード情報に基づいて、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調の調整を行ってもよい。例えば、観察モードは、特殊光観察モード（例えば、赤外光観察モード、狭帯域光観察モードなど）および通常光観察モードから選択可能であってよい。

【 0 1 0 8 】

50

例えば、階調変換部 22 - 1 は、ユーザによって特殊光観察モードが指定された場合には、ユーザによって通常光観察モードが指定された場合よりも、H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調圧縮を強く行ってもよい。上記した例で言えば、図 9 に示された階調圧縮よりも、図 10 に示された階調圧縮のほうが強くなっている。また、階調変換部 22 - 1 は、ユーザによって観察モードが指定されない場合には、H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調圧縮を行わなくてもよい。

【0109】

以上、本開示の第 1 の実施形態について説明した。

【0110】

< 4 - 2 . 第 2 の実施形態 >

10

続いて、本開示の第 2 の実施形態について説明する。

【0111】

図 11 は、本開示の第 2 の実施形態に係る制御部 20 - 2 の構成例を示す図である。図 11 に示したように、本開示の第 2 の実施形態に係る制御部 20 - 2 は、図 7 に示した制御部 20 と比較して、物体認識部 24 を有する点、および、階調変換部 22 の代わりに階調変換部 22 - 2 を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 2 の実施形態に係る制御部 20 - 2 のうち、物体認識部 24 および階調変換部 22 - 2 について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【0112】

ここで、内視鏡画像に映っている物体には、忠実に明るさを表現したほうがよい物体と、その必要がない物体がある。例えば、体内の臓器はその状態を正確に把握するために忠実にその明るさを再現することが望まれる。一方、手術器具は忠実にその明るさを再現する必要がない。特に、金属製の手術器具は高い反射率を持つため非常に高輝度になり目の疲労に繋がる。そこで、第 2 の実施形態においては、内視鏡画像に映っている物体を認識し、その認識結果に基づいて H D R 画像の階調を変換する場合を説明する。

20

【0113】

物体認識部 24 は、H D R 画像生成部 21 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して物体認識を行う。図 12 は、手術器具が写る内視鏡画像の例を示す図である。図 12 を参照すると、内視鏡画像 G 2 に手術器具 B 2 1 の例として、鉗子が写っている。また、内視鏡画像 G 2 に臓器 B 2 2 が写っている。物体認識部 24 によって、手術器具 B 2 1 および臓器 B 2 2 が認識される。

30

【0114】

階調変換部 22 - 2 は、物体認識部 24 による物体認識の結果に基づき、階調調整を行う領域（第 1 の領域）を決定し、階調調整を行う領域に含まれる画素信号の階調を調整し、階調調整を行う領域以外に含まれる画素信号の階調を調整しないよう制御する。例えば、階調変換部 22 - 2 は、物体認識部 24 による物体認識結果に基づいて、マスク、術具、ガーゼ、ミスト、または生体組織を含む領域（第 2 の領域）を特定し、第 2 の領域に基づき、階調調整を行う領域を決定する。

【0115】

図 13 は、物体認識結果に基づいて階調圧縮がなされた後に得られる出力画像の例を示す図である。図 12 に示した例では、物体認識部 24 によって手術器具 B 2 1 および臓器 B 2 2 が認識される。階調変換部 22 - 2 は、手術器具 B 2 1 の認識結果に基づき、手術器具領域を特定し、手術器具領域を、階調調整を行う領域として決定してもよい。あるいは、階調変換部 22 - 2 は、臓器 B 2 2 の認識結果に基づき、臓器領域を特定し、臓器領域以外を、階調調整を行う領域として決定してもよい。

40

【0116】

図 13 を参照すると、臓器領域に含まれる画像信号の階調は圧縮されておらず、手術器具領域に含まれる画像信号の階調は圧縮されている。階調変換部 22 - 2 は、手術器具領域に含まれる画像信号の明るさ（輝度値）が、「最大明るさ制限値」以下となるように、画像信号の階調を調整する。図 13 に示した例では、「最大明るさ制限値」が、H D R の

50

範囲内に設定されているが、S D R の範囲内に設定されてもよい。

【 0 1 1 7 】

なお、ここでは、術具の例として手術器具が認識される例を説明したが、マスク、ガーゼ、またはミストなどが認識される場合もあり得る。マスクまたはガーゼなどは、金属製の手術器具と比較して明るくなく、暗いことが想定されるため、マスクまたはガーゼの領域に含まれる画像信号は、金属製の手術器具の領域に含まれる画像信号よりも弱めに階調圧縮されるのがよい。一方、ミストの明るさは、ミストを構成する粒の大きさによって変化し得るため、ミストの領域に含まれる画像信号の階調圧縮の強さはミストを構成する粒の大きさに依存するのがよい。

【 0 1 1 8 】

10

以上、本開示の第 2 の実施形態について説明した。

【 0 1 1 9 】

< 4 - 3 . 第 3 の実施形態 >

続いて、本開示の第 3 の実施形態について説明する。

【 0 1 2 0 】

図 1 4 は、本開示の第 3 の実施形態に係る制御部 2 0 - 3 の構成例を示す図である。図 1 4 に示したように、本開示の第 3 の実施形態に係る制御部 2 0 - 3 は、図 7 に示した制御部 2 0 と比較して、階調変換部 2 2 の代わりに、R , G 用階調変換部 2 2 - 3 a および B 用階調変換部 2 2 - 3 b を有する点異なる。したがって、以下では、本開示の第 3 の実施形態に係る制御部 2 0 - 3 のうち、R , G 用階調変換部 2 2 - 3 a および B 用階調変換部 2 2 - 3 b について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

20

【 0 1 2 1 】

ここで、人の眼は、波長 3 8 0 n m ~ 5 0 0 n m の光を特に眩しいと感じる傾向にある。この波長は青色の領域となる。そこで、第 3 の実施形態においては、内視鏡画像の高輝度部分の青色の成分を他の色よりも暗くすることで眩しさを感じにくくする場合を説明する。

【 0 1 2 2 】

B 用階調変換部 2 2 - 3 b は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）のうち、特定の色の画素信号に対して、階調を調整する。より具体的には、B 用階調変換部 2 2 - 3 b は、H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する、赤（R）、緑（G）、青（B）の 3 つの色成分の中から、B 信号に対して階調圧縮を行う。

30

【 0 1 2 3 】

R , G 用階調変換部 2 2 - 3 a は、特定の色以外の色の画素信号に対して、B 用階調変換部 2 2 - 3 b による特定の色の画像信号に対する階調圧縮よりも弱めの階調圧縮を行い、または、特定の色以外の色の画素信号に対して階調を調整しない。より具体的には、R , G 用階調変換部 2 2 - 3 a は、H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する、赤（R）、緑（G）、青（B）の 3 つの色成分の中から、R 信号と G 信号に対して、B 信号に対する階調圧縮よりも弱めの階調圧縮を行い、または、R 信号と G 信号に対して階調圧縮を行わない。

【 0 1 2 4 】

40

図 1 5 は、B 信号に対する階調圧縮がなされる前後の内視鏡画像の例を示す図である。内視鏡画像 G 3 1 は、B 信号に対する階調圧縮がなされる前における内視鏡画像である。内視鏡画像 G 3 2 は、B 信号に対する階調圧縮がなされた後における内視鏡画像である。B 信号に対する階調圧縮がなされる前と比較して、B 信号に対する階調圧縮がなされた後は、色の忠実な再現はできなくなっているが、眩しさが軽減されて見やすい画像になっている。

【 0 1 2 5 】

図 1 6 は、階調調整がなされていない R G 信号と階調調整がなされた後の B 信号の例を示す図である。図 1 6 に示すように、B 信号に対する階調圧縮がなされることによって、B 信号に対する階調圧縮がなされる前と比較して、高輝度の青色の成分による眩しさが軽

50

減される。

【 0 1 2 6 】

以上、本開示の第 3 の実施形態について説明した。

【 0 1 2 7 】

< 4 - 4 . 第 4 の実施形態 >

続いて、本開示の第 4 の実施形態について説明する。

【 0 1 2 8 】

図 1 7 は、本開示の第 4 の実施形態に係る制御部 2 0 - 4 の構成例を示す図である。図 1 7 に示したように、本開示の第 4 の実施形態に係る制御部 2 0 - 4 は、図 7 に示した制御部 2 0 と比較して、高輝度面積算出部 2 5 を有する点、階調変換部 2 2 の代わりに階調変換部 2 2 - 4 を有する点異なる。したがって、以下では、本開示の第 4 の実施形態に係る制御部 2 0 - 4 のうち、高輝度面積算出部 2 5 および階調変換部 2 2 - 4 について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

10

【 0 1 2 9 】

ここで、人の眼は、画像の中で非常に明るい領域の面積が広い程、眩しいと感じやすい傾向がある。そこで、本開示の第 4 の実施形態においては、内視鏡画像の中で非常に明るい領域を算出して、その算出結果に基づいて内視鏡画像の階調を調整する場合を説明する。より具体的に、本開示の第 4 の実施形態においては、内視鏡画像の中で非常に明るい領域の面積を算出して、算出した面積に応じて明るさの最大値を制御する階調調整を行う場合を主に説明する。

20

【 0 1 3 0 】

高輝度面積算出部 2 5 は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）の中で、非常に明るい部分の面積を算出する。非常に明るい部分の面積の算出手法としては、輝度値がある閾値（第 2 の輝度値）よりも大きい画素の数を計測する手法などが採用され得る。以下では、輝度値がある閾値（第 2 の輝度値）よりも大きい画素の数を、単に「高輝度面積」とも言う。

【 0 1 3 1 】

階調変換部 2 2 - 4 は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）のうち、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素に基づいて、H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して階調を調整する。より具体的に、階調変換部 2 2 - 4 は、H D R 画像（第 1 の画像信号）のうち、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素の数に基づいて明るさの最大値（第 1 の輝度値）を決定し、H D R 画像（第 1 の画像信号）の全ての画素信号の輝度値が、明るさの最大値以下となるよう階調を調整する。

30

【 0 1 3 2 】

図 1 8 は、各高輝度面積に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。図 1 8 を参照すると、高輝度面積が「小」「中」「大」それぞれに対応する出力画像の例が示されている。高輝度面積「中」「大」に示されるように、階調変換部 2 2 - 4 は、高輝度面積が大きいほど、明るさの最大値を下げることによって、強く階調圧縮を行って、眩しさを軽減するとよい。また、高輝度面積が「小」に示されるように、階調変換部 2 2 - 4 は、高輝度面積がある面積よりも小さい場合には、階調圧縮を行わなくてもよい。

40

【 0 1 3 3 】

以上、本開示の第 4 の実施形態について説明した。

【 0 1 3 4 】

< 4 - 5 . 第 5 の実施形態 >

続いて、本開示の第 5 の実施形態について説明する。

【 0 1 3 5 】

図 1 9 は、本開示の第 5 の実施形態に係る制御部 2 0 - 5 の構成例を示す図である。図 1 9 に示したように、本開示の第 5 の実施形態に係る制御部 2 0 - 5 は、図 1 7 に示した制御部 2 0 - 4 と比較して、階調変換部 2 2 - 4 の代わりに階調変換部 2 2 - 5 を有する

50

点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 5 の実施形態に係る制御部 20 - 5 のうち、階調変換部 22 - 5 について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【0136】

人の眼は、非常に明るいものを見ると瞳孔が閉じて、明るい部分が見えやすくなる反面、暗い部分が見えにくくなる特性がある。これにより、内視鏡によって撮像された HDR 画像の中に非常に明るい部分が多くあると、画像を見ているユーザの瞳孔が閉じて、画像の中の暗い部分が見えにくくなる可能性がある。そこで、本開示の第 5 の実施形態においては、内視鏡画像の中で非常に明るい領域の面積を算出して、算出した面積に応じて暗い部分が見えやすくする階調調整を行う場合を主に説明する。

【0137】

階調変換部 22 - 5 は、HDR 画像生成部 21 によって得られた HDR 画像（第 1 の画像信号）のうち、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素の数が所定の数より多い場合に、HDR 画像（第 1 の画像信号）のうち第 3 の輝度値より輝度が小さい画素信号の輝度を大きくする。

【0138】

図 20 は、各高輝度面積に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。図 20 を参照すると、高輝度面積が「小」「大」それぞれに対応する出力画像の例が示されている。高輝度面積「大」は、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素の数が所定の数より多い場合に相当する。かかる場合には、階調変換部 22 - 5 は、HDR 画像（第 1 の画像信号）のうち第 3 の輝度値より輝度が小さい画素信号の輝度を大きくする。一方、高輝度面積「小」は、輝度が第 2 の輝度値より大きい画素の数が所定の数以下である場合に相当する。かかる場合には、階調変換部 22 - 5 は、HDR 画像（第 1 の画像信号）の輝度を変化させなくてよい。

【0139】

なお、階調変換部 22 - 5 は、内視鏡画像の中の高輝度面積の時間変化に伴って、暗部の明るさが急激に変化することを避けるように暗部の明るさを変化させてもよい。すなわち、階調変換部 22 - 5 は、暗部の明るさの変化量に制限をかけて時間方向でなだらかに暗部の明るさが変化するようにしてもよい。

【0140】

例えば、階調変換部 22 - 5 は、第 3 の輝度値より輝度が小さい画素信号に対して、同じ調整量を用いて輝度を大きくしてもよい。このときの調整量は、想定される高輝度面積の平均的な量に基づいて決められてもよい。

【0141】

また、階調変換部 22 - 5 は、HDR 画像（第 1 の画像信号）の輝度値が所定の範囲内の値を示す期間（第 1 の期間）に応じて、HDR 画像（第 1 の画像信号）の輝度値を、その範囲内に含まれる値に対応する輝度に維持する期間（第 2 の期間）を決定してもよい。例えば、階調変換部 22 - 5 は、HDR 画像（第 1 の画像信号）の輝度値が所定の範囲内の値を示す期間（第 1 の期間）が長いほど、HDR 画像（第 1 の画像信号）の輝度値を、その範囲内に含まれる値に対応する輝度に維持する期間（第 2 の期間）を長く決定してもよい。

【0142】

以上、本開示の第 5 の実施形態について説明した。

【0143】

< 4 - 6 . 第 6 の実施形態 >

続いて、本開示の第 6 の実施形態について説明する。

【0144】

図 21 は、本開示の第 6 の実施形態に係る制御部 20 - 6 の構成例を示す図である。図 21 に示したように、本開示の第 6 の実施形態に係る制御部 20 - 6 は、図 7 に示した制御部 20 と比較して、輝度平均値算出部 26 を有する点、階調変換部 22 の代わりに階調変換部 22 - 6 を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 6 の実施形態に

10

20

30

40

50

係る制御部 20 - 6 のうち、階調変換部 22 - 6 について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【0145】

本開示の第 4 の実施形態においては、内視鏡画像の中で非常に明るい領域の面積を算出して、算出した面積に応じて明るさの最大値を制御する階調調整を行う場合を説明した。また、本開示の第 5 の実施形態においては、内視鏡画像の中で非常に明るい領域の面積を算出して、算出した面積に応じて暗い部分を見えやすくする階調調整を行う場合を説明した。

【0146】

本開示の第 6 の実施形態においては、本開示の第 4 の実施形態および本開示の第 5 の実施形態において用いられた「非常に明るい領域の面積（高輝度面積）」の代わりに、「輝度の平均値」を用いる場合を主に説明する。

10

【0147】

輝度平均値算出部 26 は、H D R 画像生成部 21 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する各画素信号の輝度の平均値を算出する。なお、ここでは、H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する各画素信号の輝度の平均値を算出する場合を主に想定するが、輝度平均値算出部 26 は、平均値の代わりに加算値を算出してもよい。このとき、階調変換部 22 - 6 においても平均値の代わりに加算値が利用されてもよい。

【0148】

階調変換部 22 - 6 は、H D R 画像生成部 21 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する各画素信号の輝度の平均値に基づいて、階調の調整の度合または階調を調整する領域を決定し、決定した階調の調整の度合または階調を調整する領域に基づいて、H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して、階調を調整する。

20

【0149】

図 22 は、各輝度平均値に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。図 22 を参照すると、平均輝度値が「小」「大」それぞれに対応する出力画像の例が示されている。階調変換部 22 - 6 は、平均輝度値が大きいほど、明るさの最大値を下げることによって、強く階調圧縮を行って、眩しさを軽減するとよい。また、輝度平均値「小」に示されるように、階調変換部 22 - 6 は、平均輝度値がある輝度値よりも小さい場合には、階調圧縮を行わなくてもよい。

30

【0150】

なお、ここでは、H D R 画像（第 1 の画像信号）の全ての画素信号の輝度値を調整する場合を想定したが、階調を調整する領域は、H D R 画像（第 1 の画像信号）の全ての画素ではなくてもよく、H D R 画像（第 1 の画像信号）の一部の画素であってもよい。このとき、階調を調整する領域は、H D R 画像（第 1 の画像信号）における所定の領域（例えば、中央領域など）に固定的に決められていてもよい。

【0151】

階調変換部 22 - 6 は、H D R 画像（第 1 の画像信号）を構成する各画素信号の輝度の平均値に基づいて、階調を調整する領域を決定し、決定した階調を調整する領域に基づいて、H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して、階調を調整してもよい。例えば、階調変換部 22 - 6 は、各画素信号の輝度の平均値が小さいほど、階調を調整する領域を狭く決定してもよい。

40

【0152】

以上、本開示の第 6 の実施形態について説明した。

【0153】

< 4 - 7 . 第 7 の実施形態 >

続いて、本開示の第 7 の実施形態について説明する。

【0154】

図 23 は、本開示の第 7 の実施形態に係る制御部 20 - 7 の構成例を示す図である。図 23 に示したように、本開示の第 7 の実施形態に係る制御部 20 - 7 は、図 7 に示した制

50

御部 20 と比較して、階調変換部 22 の代わりに階調変換部 22 - 7 を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 7 の実施形態に係る制御部 20 - 7 のうち、階調変換部 22 - 7 について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【0155】

ここで、HDR 表示部 30 - 1 によって表示される出力画像の明るさは、HDR 表示部 30 - 1 の明るさ設定情報によって変化する。例えば、HDR 表示部 30 - 1 が明るく設定されているほど、HDR 表示部 30 - 1 によって表示される内視鏡画像の明るい部分が多くなってしまい、ユーザが眩しさを感じやすくなる。そこで、本開示の第 7 の実施形態においては、HDR 表示部 30 - 1 の明るさ設定情報に基づいて、眩しさを軽減するための階調調整を行う場合を主に説明する。

10

【0156】

階調変換部 22 - 7 は、HDR 表示部 30 - 1 の明るさ設定情報を取得し、HDR 表示部 30 - 1 の明るさ設定情報に基づいて、HDR 画像（第 1 の画像信号）に対して階調を調整する。より具体的に、階調変換部 22 - 7 は、HDR 表示部 30 - 1 の明るさ設定が明るいほど、輝度が小さい領域から階調圧縮を開始するのがよい。なお、図 23 に示したように、階調変換部 22 - 7 は、HDR 表示部 30 - 1 に設定されている明るさ設定情報に基づいて HDR 表示部 30 - 1 が動作している場合、HDR 表示部 30 - 1 から明るさ設定情報を取得すればよい。

【0157】

図 24 は、各明るさ設定情報に応じて階調調整がされた後における出力画像の例を示す図である。図 24 を参照すると、明るさ設定が「明」「中」「暗」それぞれに対応する出力画像の例が示されている。明るさ設定「明」「中」に示すように、階調変換部 22 - 7 は、明るさ設定が明るいほど、輝度が小さい領域から階調圧縮を開始するのがよい。また、明るさ設定「暗」に示すように、階調変換部 22 - 7 は、明るさ設定が所定の明るさよりも暗い場合、階調圧縮を行わなくてもよい。

20

【0158】

以上、本開示の第 7 の実施形態について説明した。

【0159】

< 4 - 8 . 第 8 の実施形態 >

続いて、本開示の第 8 の実施形態について説明する。

30

【0160】

図 25 は、本開示の第 8 の実施形態の第 1 の例に係る制御部 20 - 8 の構成例を示す図である。図 25 に示したように、本開示の第 8 の実施形態の第 1 の例に係る制御部 20 - 8 は、図 7 に示した制御部 20 と比較して、階調変換部 22 の代わりに、HDR モニタ用階調変換部 22 - 8 a および SDR モニタ用階調変換部 22 - 8 b を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 8 の実施形態の第 1 の例に係る制御部 20 - 8 のうち、HDR モニタ用階調変換部 22 - 8 a および SDR モニタ用階調変換部 22 - 8 b について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【0161】

ここで、内視鏡画像を見るメインのモニタが HDR モニタ（HDR 表示部 30 - 1）であっても、その他のサブモニタとしては、SDR モニタ（SDR 表示部 30 - 2）が制御部 20 - 8 に接続されることがある。この場合、HDR モニタに合わせた階調調整が行われた画像と同じを SDR モニタに出力しても、SDR モニタにおいては適切な画像が表示されない。そこで、本開示の第 8 の実施形態の第 1 の例においては、制御部 20 - 8 に接続されるモニタの種類に応じて階調調整を変える場合を主に説明する。

40

【0162】

第 1 の例においては、制御部 20 - 8 がモニタごとに階調変換部を有する。HDR モニタ用階調変換部 22 - 8 a は、HDR 表示部 30 - 1 に接続されており、HDR 画像生成部 21 によって得られた HDR 画像（第 1 の画像信号）に基づいて、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する HDR 画像（第 2 の画像信号）を

50

生成する。

【0163】

このとき、H D R モニタ用階調変換部 2 2 - 8 a は、上記の各実施形態において既に説明したように、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して、H D R モニタ用の階調圧縮を行ってもよいし、階調圧縮を行わなくてもよい。H D R モニタ用階調変換部 2 2 - 8 a は、生成した H D R 画像（第 2 の画像信号）を出力するよう H D R 表示部 3 0 - 1 を制御する。

【0164】

S D R モニタ用階調変換部 2 2 - 8 b は、S D R 表示部 3 0 - 2 に接続されており、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に基づいて、第 1 のダイナミックレンジより輝度の最大値と輝度の最小値の差の小さい S D R 画像（第 3 の画像信号）を生成する。

10

【0165】

このとき、S D R モニタ用階調変換部 2 2 - 8 b は、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して、明るさ最大値が S D R に収まるように階調圧縮を行う。S D R モニタ用階調変換部 2 2 - 8 b は、生成した S D R 画像（第 3 の画像信号）を出力するよう S D R 表示部 3 0 - 2 を制御する。

【0166】

図 2 6 は、各モニタ用の階調変換がされた後における出力画像の例を示す図である。図 2 6 を参照すると、H D R 用階調変換がなされた後における出力画像と S D R 用階調変換がなされた後における出力画像の例が示されている。図 2 6 に示した例では、本開示の第 1 の実施形態において既に説明したように、H D R 用階調変換において、明るさの最大値が「最大明るさ指定値」として指定されている。

20

【0167】

図 2 7 は、本開示の第 8 の実施形態の第 2 の例に係る制御部 2 0 - 9 の構成例を示す図である。図 2 7 に示したように、本開示の第 8 の実施形態の第 2 の例に係る制御部 2 0 - 9 は、図 7 に示した制御部 2 0 と比較して、階調変換部 2 2 の代わりに、H D R モニタ用階調変換部 2 2 - 9 a および S D R モニタ用追加階調変換部 2 2 - 9 b を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第 8 の実施形態の第 2 の例に係る制御部 2 0 - 9 のうち、階調変換部 2 2 - 9 a および S D R モニタ用追加階調変換部 2 2 - 9 b について主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

30

【0168】

本開示の第 8 の実施形態の第 2 の例においても、制御部 2 0 - 9 に接続されるモニタの種類に応じて階調調整を変える場合を主に説明する。階調変換部 2 2 - 9 a は、H D R 表示部 3 0 - 1 に接続されており、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に基づいて、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する H D R 画像（第 2 の画像信号）を生成する。

【0169】

このとき、階調変換部 2 2 - 9 a は、上記の各実施形態において既に説明したように、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に対して、H D R モニタ用の階調圧縮を行ってもよいし、階調圧縮を行わなくてもよい。階調変換部 2 2 - 9 a は、生成した H D R 画像（第 2 の画像信号）を出力するよう H D R 表示部 3 0 - 1 を制御する。また、階調変換部 2 2 - 9 a は、生成した H D R 画像（第 2 の画像信号）を S D R モニタ用追加階調変換部 2 2 - 9 b にも出力する。

40

【0170】

S D R モニタ用追加階調変換部 2 2 - 9 b は、S D R 表示部 3 0 - 2 に接続されており、階調変換部 2 2 - 9 a によって生成された H D R 画像（第 2 の画像信号）に基づいて、H D R 画像（第 2 の画像信号）のダイナミックレンジ（第 1 のダイナミックレンジ）より輝度の最大値と輝度の最小値の差の小さい S D R 画像（第 3 の画像信号）を生成する。

【0171】

50

このとき、ＳＤＲモニタ用追加階調変換部２２－９ｂは、階調変換部２２－９ａによって生成されたＨＤＲ画像（第２の画像信号）に対して、明るさ最大値がＳＤＲに収まるように階調圧縮を行う。ＳＤＲモニタ用追加階調変換部２２－９ｂは、生成したＳＤＲ画像（第３の画像信号）を出力するようＳＤＲ表示部３０－２を制御する。

【０１７２】

図２８は、ＳＤＲ用追加階調変換がされた後における出力画像の例を示す図である。図２８を参照すると、階調変換部２２－９ａによって生成されたＨＤＲ画像（第２の画像信号）の明るさが「入力された明るさ」として示され、ＳＤＲ用追加階調変換がされた後における出力画像の明るさが「表示する明るさ」として示されている。図２８に示すように、ＳＤＲモニタ用追加階調変換部２２－９ｂは、階調変換部２２－９ａによって生成されたＨＤＲ画像（第２の画像信号）に対して、明るさ最大値がＳＤＲに収まるように階調圧縮を行う。

【０１７３】

図２９は、本開示の第８の実施形態の第３の例に係る制御部２０－１０の構成例を示す図である。図２９に示したように、本開示の第８の実施形態の第３の例に係る制御部２０－１０は、図７に示した制御部２０と比較して、階調変換部２２の代わりに、階調変換部２２－１０ａおよびＳＤＲ記録用追加階調変換部２２－１０を有する点が異なる。したがって、以下では、本開示の第８の実施形態の第３の例に係る制御部２０－１０のうち、階調変換部２２－１０ａおよびＳＤＲ記録用追加階調変換部２２－１０ｂについて主に説明し、他の構成の詳細な説明は省略する。

【０１７４】

ここで、制御部２０－１０には、レコーダが接続されることがある。図２９に示すように、制御部２０－１に接続されるレコーダがＳＤＲ用である場合（ＳＤＲ記録部４０）、本開示の第８の実施形態の第２の例に示したような、制御部２０－８にＳＤＲ表示部３０－２が接続される場合と同様に、ＳＤＲ記録用追加階調変換部２２－１０ｂによってＳＤＲ記録用の追加階調変換が行われればよい（図２７に示したＳＤＲモニタ用追加階調変換部２２－９ｂと同様の機能を有していればよい）。なお、階調変換部２２－１０ａも図２７に示した階調変換部２２－９ａと同様の機能を有していればよい。

【０１７５】

以上、本開示の第８の実施形態について説明した。

【０１７６】

<< ５．応用例 >>

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５０００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５０００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。以下では、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システムについて説明する。

【０１７７】

図３０は、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム５３００の概略的な構成の一例を示す図である。図３０を参照すると、顕微鏡手術システム５３００は、顕微鏡装置５３０１と、制御装置５３１７と、表示装置５３１９と、から構成される。なお、以下の顕微鏡手術システム５３００についての説明において、「ユーザ」とは、術者及び助手等、顕微鏡手術システム５３００を使用する任意の医療スタッフのことを意味する。

【０１７８】

顕微鏡装置５３０１は、観察対象（患者の術部）を拡大観察するための顕微鏡部５３０３と、顕微鏡部５３０３を先端で支持するアーム部５３０９と、アーム部５３０９の基端を支持するベース部５３１５と、を有する。

【０１７９】

顕微鏡部５３０３は、略円筒形状の筒状部５３０５と、当該筒状部５３０５の内部に設けられる撮像部（図示せず）と、筒状部５３０５の外周の一部領域に設けられる操作部５

10

20

30

40

50

307と、から構成される。顕微鏡部5303は、撮像部によって電子的に撮像画像を撮像する、電子撮像式の顕微鏡部（いわゆるビデオ式の顕微鏡部）である。

【0180】

筒状部5305の下端の開口面には、内部の撮像部を保護するカバーガラスが設けられる。観察対象からの光（以下、観察光ともいう）は、当該カバーガラスを通過して、筒状部5305の内部の撮像部に入射する。なお、筒状部5305の内部には例えばLED（Light Emitting Diode）等からなる光源が設けられてもよく、撮像時には、当該カバーガラスを介して、当該光源から観察対象に対して光が照射されてもよい。

【0181】

撮像部は、観察光を集光する光学系と、当該光学系が集光した観察光を受光する撮像素子と、から構成される。当該光学系は、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、その光学特性は、観察光を撮像素子の受光面上に結像するように調整されている。当該撮像素子は、観察光を受光して光電変換することにより、観察光に対応した信号、すなわち観察像に対応した画像信号を生成する。当該撮像素子としては、例えばBaye r配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。当該撮像素子は、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ又はCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサ等、各種の公知の撮像素子であってよい。撮像素子によって生成された画像信号は、RAWデータとして制御装置5317に送信される。ここで、この画像信号の送信は、好適に光通信によって行われてもよい。手術現場では、術者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。光通信で画像信号が送信されることにより、低レイテンシで撮像画像を表示することが可能となる。

【0182】

なお、撮像部は、その光学系のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って移動させる駆動機構を有してもよい。当該駆動機構によってズームレンズ及びフォーカスレンズが適宜移動されることにより、撮像画像の拡大倍率及び撮像時の焦点距離が調整され得る。また、撮像部には、AE（Auto Exposure）機能やAF（Auto Focus）機能等、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられ得る各種の機能が搭載されてもよい。

【0183】

また、撮像部は、1つの撮像素子を有するいわゆる単板式の撮像部として構成されてもよいし、複数の撮像素子を有するいわゆる多板式の撮像部として構成されてもよい。撮像部が多板式で構成される場合には、例えば各撮像素子によってRGBそれぞれに対応する画像信号が生成され、それらが合成されることによりカラー画像が得られてもよい。あるいは、当該撮像部は、立体視（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てもよい。3D表示が行われることにより、術者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、当該撮像部が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、光学系も複数系統が設けられ得る。

【0184】

操作部5307は、例えば十字レバー又はスイッチ等によって構成され、ユーザの操作入力を受け付ける入力手段である。例えば、ユーザは、操作部5307を介して、観察像の拡大倍率及び観察対象までの焦点距離を変更する旨の指示を入力することができる。当該指示に従って撮像部の駆動機構がズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させることにより、拡大倍率及び焦点距離が調整され得る。また、例えば、ユーザは、操作部5307を介して、アーム部5309の動作モード（後述するオールフリーモード及び固定モード）を切り替える旨の指示を入力することができる。なお、ユーザが顕微鏡部5303を移動させようとする場合には、当該ユーザは筒状部5305を握るように把持した状態で当該顕微鏡部5303を移動させる様態が想定される。従って、操作部5307は、ユーザが筒状部5305を移動させている間でも操作可能なように、ユーザが筒状部53

10

20

30

40

50

05を握った状態で指によって容易に操作しやすい位置に設けられることが好ましい。

【0185】

アーム部5309は、複数のリンク（第1リンク5313a～第6リンク5313f）が、複数の関節部（第1関節部5311a～第6関節部5311f）によって互いに回動可能に連結されることによって構成される。

【0186】

第1関節部5311aは、略円柱形状を有し、その先端（下端）で、顕微鏡部5303の筒状部5305の上端を、当該筒状部5305の中心軸と平行な回転軸（第1軸 O_1 ）まわりに回動可能に支持する。ここで、第1関節部5311aは、第1軸 O_1 が顕微鏡部5303の撮像部の光軸と一致するように構成され得る。これにより、第1軸 O_1 まわりに顕微鏡部5303を回動させることにより、撮像画像を回転させるように視野を変更することが可能になる。

10

【0187】

第1リンク5313aは、先端で第1関節部5311aを固定的に支持する。具体的には、第1リンク5313aは略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一边が第1軸 O_1 と直交する方向に延伸しつつ、当該一边の端部が第1関節部5311aの外周の上端部に当接するように、第1関節部5311aに接続される。第1リンク5313aの略L字形状の基端側の他辺の端部に第2関節部5311bが接続される。

【0188】

第2関節部5311bは、略円柱形状を有し、その先端で、第1リンク5313aの基端を、第1軸 O_1 と直交する回転軸（第2軸 O_2 ）まわりに回動可能に支持する。第2関節部5311bの基端には、第2リンク5313bの先端が固定的に接続される。

20

【0189】

第2リンク5313bは、略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一边が第2軸 O_2 と直交する方向に延伸しつつ、当該一边の端部が第2関節部5311bの基端に固定的に接続される。第2リンク5313bの略L字形状の基端側の他辺には、第3関節部5311cが接続される。

【0190】

第3関節部5311cは、略円柱形状を有し、その先端で、第2リンク5313bの基端を、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と互いに直交する回転軸（第3軸 O_3 ）まわりに回動可能に支持する。第3関節部5311cの基端には、第3リンク5313cの先端が固定的に接続される。第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回動させることにより、水平面内での顕微鏡部5303の位置を変更するように、当該顕微鏡部5303を移動させることができる。つまり、第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりの回転を制御することにより、撮像画像の視野を平面内で移動させることが可能になる。

30

【0191】

第3リンク5313cは、その先端側が略円柱形状を有するように構成されており、当該円柱形状の先端に、第3関節部5311cの基端が、両者が略同一の中心軸を有するように、固定的に接続される。第3リンク5313cの基端側は角柱形状を有し、その端部に第4関節部5311dが接続される。

40

【0192】

第4関節部5311dは、略円柱形状を有し、その先端で、第3リンク5313cの基端を、第3軸 O_3 と直交する回転軸（第4軸 O_4 ）まわりに回動可能に支持する。第4関節部5311dの基端には、第4リンク5313dの先端が固定的に接続される。

【0193】

第4リンク5313dは、略直線状に延伸する棒状の部材であり、第4軸 O_4 と直交するように延伸しつつ、その先端の端部が第4関節部5311dの略円柱形状の側面に当接するように、第4関節部5311dに固定的に接続される。第4リンク5313dの基端には、第5関節部5311eが接続される。

【0194】

50

第5関節部5311eは、略円柱形状を有し、その先端側で、第4リンク5313dの基端を、第4軸 O_4 と平行な回転軸（第5軸 O_5 ）まわりに回転可能に支持する。第5関節部5311eの基端には、第5リンク5313eの先端が固定的に接続される。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 は、顕微鏡部5303を上下方向に移動させ得る回転軸である。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、顕微鏡部5303の高さ、すなわち顕微鏡部5303と観察対象との距離を調整することができる。

【0195】

第5リンク5313eは、一辺が鉛直方向に延伸するとともに他辺が水平方向に延伸する略L字形状を有する第1の部材と、当該第1の部材の水平方向に延伸する部位から鉛直下向きに延伸する棒状の第2の部材と、が組み合わされて構成される。第5リンク5313eの第1の部材の鉛直方向に延伸する部位の上端近傍に、第5関節部5311eの基端が固定的に接続される。第5リンク5313eの第2の部材の基端（下端）には、第6関節部5311fが接続される。

10

【0196】

第6関節部5311fは、略円柱形状を有し、その先端側で、第5リンク5313eの基端を、鉛直方向と平行な回転軸（第6軸 O_6 ）まわりに回転可能に支持する。第6関節部5311fの基端には、第6リンク5313fの先端が固定的に接続される。

【0197】

第6リンク5313fは鉛直方向に延伸する棒状の部材であり、その基端はベース部5315の上面に固定的に接続される。

20

【0198】

第1関節部5311a～第6関節部5311fの回転可能範囲は、顕微鏡部5303が所望の動きを可能であるように適宜設定されている。これにより、以上説明した構成を有するアーム部5309においては、顕微鏡部5303の動きに関して、並進3自由度及び回転3自由度の計6自由度の動きが実現され得る。このように、顕微鏡部5303の動きに関して6自由度が実現されるようにアーム部5309を構成することにより、アーム部5309の可動範囲内において顕微鏡部5303の位置及び姿勢を自由に制御することが可能になる。従って、あらゆる角度から術部を観察することが可能となり、手術をより円滑に実行することができる。

30

【0199】

なお、図示するアーム部5309の構成はあくまで一例であり、アーム部5309を構成するリンクの数及び形状（長さ）、並びに関節部の数、配置位置及び回転軸の方向等は、所望の自由度が実現され得るように適宜設計されてよい。例えば、上述したように、顕微鏡部5303を自由に動かすためには、アーム部5309は6自由度を有するように構成されることが好ましいが、アーム部5309はより大きな自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように構成されてもよい。冗長自由度が存在する場合には、アーム部5309においては、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が固定された状態で、アーム部5309の姿勢を変更することが可能となる。従って、例えば表示装置5319を見る術者の視界にアーム部5309が干渉しないように当該アーム部5309の姿勢を制御する等、術者にとってより利便性の高い制御が実現され得る。

40

【0200】

ここで、第1関節部5311a～第6関節部5311fには、モータ等の駆動機構、及び各関節部における回転角度を検出するエンコーダ等が搭載されたアクチュエータが設けられ得る。そして、第1関節部5311a～第6関節部5311fに設けられる各アクチュエータの駆動が制御装置5317によって適宜制御されることにより、アーム部5309の姿勢、すなわち顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御され得る。具体的には、制御装置5317は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、アーム部5309の現在の姿勢、並びに顕微鏡部5303の現在の位置及び姿勢を把握することができる。制御装置5317は、把握したこれらの情報を用いて、ユーザ

50

からの操作入力に応じた顕微鏡部 5 3 0 3 の移動を実現するような各関節部に対する制御値（例えば、回転角度又は発生トルク等）を算出し、当該制御値に応じて各関節部の駆動機構を駆動させる。なお、この際、制御装置 5 3 1 7 によるアーム部 5 3 0 9 の制御方式は限定されず、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式が適用されてよい。

【 0 2 0 1 】

例えば、術者が、図示しない入力装置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制御装置 5 3 1 7 によってアーム部 5 3 0 9 の駆動が適宜制御され、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、顕微鏡部 5 3 0 3 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、当該入力装置としては、術者の利便性を考慮して、例えばフットスイッチ等、術者が手に術具を有していても操作可能なものが適用されることが好ましい。また、ウェアラブルデバイスや手術室内に設けられるカメラを用いたジェスチャ検出や視線検出に基づいて、非接触で操作入力が行われてもよい。これにより、清潔域に属するユーザであっても、不潔域に属する機器をより自由度高く操作することが可能になる。あるいは、アーム部 5 3 0 9 は、いわゆるマスタスレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 5 3 0 9 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置を介してユーザによって遠隔操作され得る。

10

【 0 2 0 2 】

また、力制御が適用される場合には、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 5 3 0 9 が移動するように第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のアクチュエータが駆動される、いわゆるパワーアシスト制御が行われてもよい。これにより、ユーザが、顕微鏡部 5 3 0 3 を把持して直接その位置を移動させようとする際に、比較的軽い力で顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で顕微鏡部 5 3 0 3 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。

20

【 0 2 0 3 】

また、アーム部 5 3 0 9 は、ピボット動作をするようにその駆動が制御されてもよい。ここで、ピボット動作とは、顕微鏡部 5 3 0 3 の光軸が空間上の所定の点（以下、ピボット点という）を常に向くように、顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させる動作である。ピボット動作によれば、同一の観察位置を様々な方向から観察することが可能となるため、より詳細な患部の観察が可能となる。なお、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整不可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が固定された状態でピボット動作が行われることが好ましい。この場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を、顕微鏡部 5 3 0 3 の固定的な焦点距離に調整しておけばよい。これにより、顕微鏡部 5 3 0 3 は、ピボット点を中心とする焦点距離に対応する半径を有する半球面（図 3 0 に概略的に図示する）上を移動することとなり、観察方向を変更しても鮮明な撮像画像が得られることとなる。一方、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が可変な状態でピボット動作が行われてもよい。この場合には、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を算出し、その算出結果に基づいて顕微鏡部 5 3 0 3 の焦点距離を自動で調整してもよい。あるいは、顕微鏡部 5 3 0 3 に A F 機能が設けられる場合であれば、ピボット動作によって顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が変化することにより、当該 A F 機能によって自動で焦点距離の調整が行われてもよい。

30

40

【 0 2 0 4 】

また、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f には、その回転を拘束するブレーキが設けられてもよい。当該ブレーキの動作は、制御装置 5 3 1 7 によって制御され得る。例えば、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を固定したい場合には、制御装置 5 3 1 7 は各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アクチュエータを駆動させなくてもアーム部 5 3 0 9 の姿勢、すなわち顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が固定され得るため、消

50

費電力を低減することができる。顕微鏡部 5303 の位置及び姿勢を移動したい場合には、制御装置 5317 は、各関節部のブレーキを解除し、所定の制御方式に従ってアクチュエータを駆動させればよい。

【0205】

このようなブレーキの動作は、上述した操作部 5307 を介したユーザによる操作入力に応じて行われ得る。ユーザは、顕微鏡部 5303 の位置及び姿勢を移動したい場合には、操作部 5307 を操作し、各関節部のブレーキを解除させる。これにより、アーム部 5309 の動作モードが、各関節部における回転を自由に行えるモード（オールフリーモード）に移行する。また、ユーザは、顕微鏡部 5303 の位置及び姿勢を固定したい場合には、操作部 5307 を操作し、各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アーム部 5309 の動作モードが、各関節部における回転が拘束されたモード（固定モード）に移行する。

【0206】

制御装置 5317 は、顕微鏡装置 5301 及び表示装置 5319 の動作を制御することにより、顕微鏡手術システム 5300 の動作を統括的に制御する。例えば、制御装置 5317 は、所定の制御方式に従って第 1 関節部 5311a ~ 第 6 関節部 5311f のアクチュエータを動作させることにより、アーム部 5309 の駆動を制御する。また、例えば、制御装置 5317 は、第 1 関節部 5311a ~ 第 6 関節部 5311f のブレーキの動作を制御することにより、アーム部 5309 の動作モードを変更する。また、例えば、制御装置 5317 は、顕微鏡装置 5301 の顕微鏡部 5303 の撮像部によって取得された画像信号に各種の信号処理を施すことにより、表示用の画像データを生成するとともに、当該画像データを表示装置 5319 に表示させる。当該信号処理では、例えば現像処理（デモザイク処理）、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）及び／又は拡大処理（すなわち、電子ズーム処理）等、各種の公知の信号処理が行われてよい。

【0207】

なお、制御装置 5317 と顕微鏡部 5303 との通信、及び制御装置 5317 と第 1 関節部 5311a ~ 第 6 関節部 5311f との通信は、有線通信であってもよいし無線通信であってもよい。有線通信の場合には、電気信号による通信が行われてもよいし、光通信が行われてもよい。この場合、有線通信に用いられる伝送用のケーブルは、その通信方式に応じて電気信号ケーブル、光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルとして構成され得る。一方、無線通信の場合には、手術室内に伝送ケーブルを敷設する必要がなくなるため、当該伝送ケーブルによって医療スタッフの手術室内の移動が妨げられる事態が解消される。

【0208】

制御装置 5317 は、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）等のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の記憶素子が混載されたマイコン若しくは制御基板等であり得る。制御装置 5317 の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、上述した各種の機能が実現され得る。なお、図示する例では、制御装置 5317 は、顕微鏡装置 5301 と別個の装置として設けられているが、制御装置 5317 は、顕微鏡装置 5301 のベース部 5315 の内部に設置され、顕微鏡装置 5301 と一体的に構成されてもよい。あるいは、制御装置 5317 は、複数の装置によって構成されてもよい。例えば、顕微鏡部 5303 や、アーム部 5309 の第 1 関節部 5311a ~ 第 6 関節部 5311f にそれぞれマイコンや制御基板等が配設され、これらが互いに通信可能に接続されることにより、制御装置 5317 と同様の機能が実現されてもよい。

【0209】

表示装置 5319 は、手術室内に設けられ、制御装置 5317 からの制御により、当該制御装置 5317 によって生成された画像データに対応する画像を表示する。つまり、表示装置 5319 には、顕微鏡部 5303 によって撮影された術部の画像が表示される。な

お、表示装置 5 3 1 9 は、術部の画像に代えて、又は術部の画像とともに、例えば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表示してもよい。この場合、表示装置 5 3 1 9 の表示は、ユーザによる操作によって適宜切り替えられてよい。あるいは、表示装置 5 3 1 9 は複数設けられてもよく、複数の表示装置 5 3 1 9 のそれぞれに、術部の画像や手術に関する各種の情報が、それぞれ表示されてもよい。なお、表示装置 5 3 1 9 としては、液晶ディスプレイ装置又は E L (Electro Luminescence) ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用されてよい。

【0210】

図 3 1 は、図 3 0 に示す顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いた手術の様子を示す図である。図 3 1 では、術者 5 3 2 1 が、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、患者ベッド 5 3 2 3 上の患者 5 3 2 5 に対して手術を行っている様子を概略的に示している。なお、図 3 1 では、簡単のため、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の構成のうち制御装置 5 3 1 7 の図示を省略するとともに、顕微鏡装置 5 3 0 1 を簡略化して図示している。

10

【0211】

図 3 1 に示すように、手術時には、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、顕微鏡装置 5 3 0 1 によって撮影された術部の画像が、手術室の壁面に設置される表示装置 5 3 1 9 に拡大表示される。表示装置 5 3 1 9 は、術者 5 3 2 1 と対向する位置に設置されており、術者 5 3 2 1 は、表示装置 5 3 1 9 に映し出された映像によって術部の様子を観察しながら、例えば患部の切除等、当該術部に対して各種の処置を行う。

20

【0212】

以上、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の一例について説明した。なお、ここでは、一例として顕微鏡手術システム 5 3 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、顕微鏡装置 5 3 0 1 は、その先端に顕微鏡部 5 3 0 3 に代えて他の観察装置や他の術具を支持する、支持アーム装置としても機能し得る。当該他の観察装置としては、例えば内視鏡が適用され得る。また、当該他の術具としては、鉗子、撮子、気腹のための気腹チューブ、又は焼灼によって組織の切開や血管の封止を行うエネルギー処置具等が適用され得る。これらの観察装置や術具を支持アーム装置によって支持することにより、医療スタッフが人手で支持する場合に比べて、より安定的に位置を固定することが可能となるとともに、医療スタッフの負担を軽減することが可能となる。本開示に係る技術は、このような顕微鏡部以外の構成を支持する支持アーム装置に適用されてもよい。

30

【0213】

< 6 . むすび >

以上説明したように、本開示の実施形態によれば、生体内の被写体を照射する光源と、前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部と、前記光源と前記撮像部を制御する制御部を有し、前記制御部は、前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する、医療用システムが提供される。かかる構成によれば、H D R 画像に基づいて H D R モニタに画像表示を行わせる場合に、H D R モニタによる出力画像に対してユーザが感じる眩しさを低減することが可能となる。

40

【0214】

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、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。

【0215】

例えば、コンピュータに内蔵される C P U 、 R O M および R A M などのハードウェアを、上記した制御部 1 1 0 が有する機能と同等の機能を発揮させるためのプログラムも作成可能である。また、該プログラムを記録した、コンピュータに読み取り可能な記録媒体も

50

提供され得る。

【 0 2 1 6 】

例えば、上記したように、H D R 画像生成部 2 1 によって得られた H D R 画像（第 1 の画像信号）に基づいて、階調変換部 2 2 によって、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号が生成される場合を想定する。かかる場合、制御部 2 0 は、出力する画像信号を自動的に切り替えてもよい。すなわち、制御部 2 0 は、第 1 の画像信号に含まれる画素信号の最大値が所定の値より大きい場合は、第 2 の画像信号を H D R 表示部 3 0 - 1 に出力し、第 1 の画像信号に含まれる画素信号の最大値が所定の値以下の場合は、第 1 の画像信号を H D R 表示部 3 0 - 1 に出力するよう制御してもよい。

10

【 0 2 1 7 】

また、制御部 2 0 は、第 1 の画像信号、および第 2 の画像信号を H D R 表示部 3 0 - 1 の同一画面上に表示するよう制御してもよい。これによって、ユーザは、ダイナミックレンジの異なる二つの画像を同時に見ることが可能となる。

【 0 2 1 8 】

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得る。

【 0 2 1 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。

20

(1)

生体内の被写体を照射する光源と、
前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部と、
前記光源と前記撮像部を制御する制御部を有し、
前記制御部は、
前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するよう制御する
医療用システム。

(2)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に含まれる画素信号の全ての輝度値が第 1 の輝度値以下となるように、前記第 1 の画像信号の階調を調整するよう制御する、
前記 (1) に記載の医療用システム。

30

(3)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち、
輝度値が第 2 の輝度値より大きい画素信号に対して、前記第 1 の輝度値以下となるように階調を調整し、
輝度値が前記第 2 の輝度値以下の画素信号に対して、階調を調整しないよう制御する、
前記 (2) に記載の医療用システム。

(4)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に対する物体認識の結果に基づき第 1 の領域を決定し、
前記第 1 の領域に含まれる画素信号の階調を調整し、
前記第 1 の領域以外に含まれる画素信号の階調を調整しないよう制御する、
前記 (1) に記載の医療用システム。

40

(5)

前記制御部は、前記物体認識にて、マスク、術具、ガーゼ、または生体組織を含む第 2 の領域を特定し、前記第 2 の領域に基づき前記第 1 の領域を決定する
前記 (4) に記載の医療用システム。

(6)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号のうち、

50

特定の色の画素信号に対して、階調を調整し、
それ以外の色の画素信号に対して、階調を調整しないよう制御する、
前記（１）に記載の医療用システム。

（７）

前記制御部は、前記第１の画像信号の、輝度が第２の輝度値より大きい画素に基づいて、前記第１の画像信号に対して階調を調整するよう制御する、
前記（１）に記載の医療用システム。

（８）

前記制御部は、前記第１の画像信号のうち輝度が前記第２の輝度値より大きい画素の数に基づいて第１の輝度値を決定し、前記第１の画像信号の全ての画素信号の輝度値が前記第１の輝度値以下となるよう階調を調整するよう制御する、
前記（７）に記載の医療用システム。

10

（９）

前記制御部は、前記第１の画像信号のうち輝度が前記第２の輝度値より大きい画素の数が所定の数より多い場合に、前記第１の画像信号のうち第３の輝度値より輝度が小さい画素信号の輝度を大きくするように制御する、
前記（７）に記載の医療用システム。

（１０）

前記制御部は、前記第３の輝度値より輝度が小さい画素信号に対して、同じ調整量を用いて輝度を大きくするよう制御する、
前記（９）に記載の医療用システム。

20

（１１）

前記制御部は、前記第１の画像信号の輝度値が所定の範囲内の値を示す第１の期間に応じて、前記第１の画像信号の輝度値を、前記範囲内に含まれる値に対応する輝度に維持する第２の期間を決定する
前記（１）に記載の医療用システム。

（１２）

前記制御部は、
前記第１の画像信号を構成する各画素信号の輝度の加算値または平均値に基づき、階調の調整の度合または階調を調整する領域を決定し、
前記第１の画像信号に対して、前記度合または前記領域に基づき階調を調整するよう制御する、
前記（１）に記載の医療用システム。

30

（１３）

前記制御部は、ユーザに指定された明るさに関する情報、またはユーザに指定された観察モード情報に基づいて、前記第１の画像信号に対して階調を調整するよう制御する、
前記（１２）に記載の医療用システム。

（１４）

前記明るさに関する情報とは、画像信号の最大の輝度値、最小の輝度値、または画像信号の階調の調整率である
前記（１３）に記載の医療用システム。

40

（１５）

前記観察モードとは、特殊光観察モード、または通常光モードである
前記（１３）に記載の医療用システム。

（１６）

前記制御部は、表示部の明るさ設定情報に基づいて、前記第１の画像信号に対して階調を調整するよう制御する、
前記（１）に記載の医療用システム。

（１７）

生体内の被写体を撮像して第１の画像信号を取得し、

50

前記第 1 の画像信号に基づいて、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を生成し、

前記第 1 の画像信号に基づいて、前記第 1 のダイナミックレンジより輝度の最大値と輝度の最小値の差の小さい第 3 の画像信号とを生成し、

前記第 2 の画像信号、または前記第 3 の画像信号を出力するように制御する制御部を有する医療用装置。

(1 8)

生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御する制御部を有し、

前記制御部は、

前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するように制御する

医療用装置。

(1 9)

生体内の被写体を照射する光源と前記光源の光軸と同軸で前記被写体を撮像する撮像部を制御することを含み、

前記撮像部より取得した第 1 の画像信号に対して階調の調整を行い、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した信号を出力するように制御することを含む、

制御方法。

(2 0)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号に含まれる画素信号の最大値が所定の値より大きい場合は、前記第 1 の画像信号に基づいて生成される、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を出力し、所定の値以下の場合は、前記第 1 の画像信号を出力するように制御する、

前記 (1) に記載の医療用システム。

(2 1)

前記制御部は、前記第 1 の画像信号、および、前記第 1 の画像信号に基づいて生成される、ハイダイナミックレンジ規格に準拠した第 1 のダイナミックレンジを有する第 2 の画像信号を表示部の同一画面上に表示するように制御する、

前記 (1) に記載の医療用システム。

(2 2)

前記医療用システムは、内視鏡システム、または顕微鏡システムである、

前記 (1) に記載の医療用システム。

【符号の説明】

【 0 2 2 0 】

- 1 0 撮像部
- 2 0 制御部
- 2 1 H D R 画像生成部
- 2 2 階調変換部
- 2 3 明るさ入力部
- 2 4 物体認識部
- 2 5 高輝度面積算出部
- 2 6 輝度平均値算出部
- 3 0 - 1 H D R 表示部
- 3 0 - 2 S D R 表示部
- 4 0 S D R 記録部

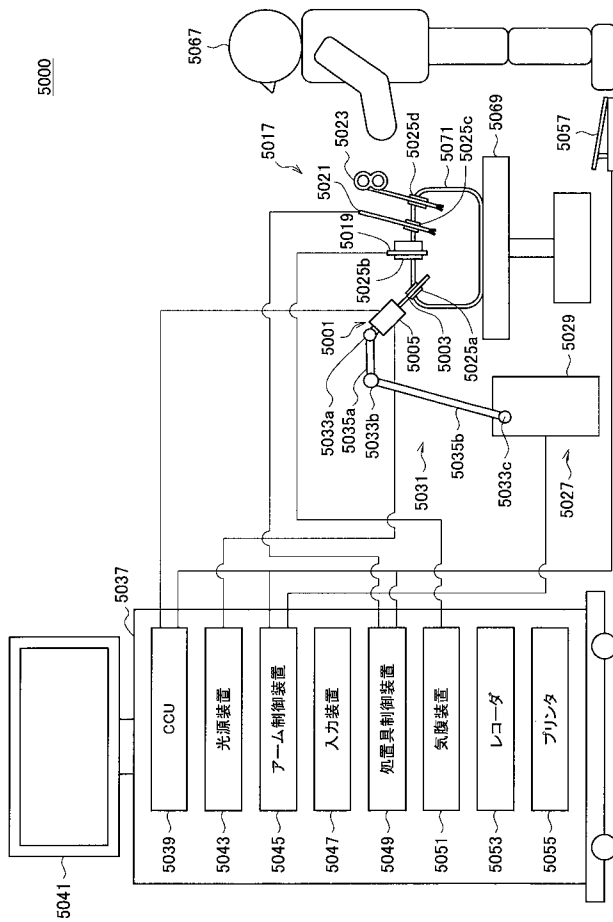
10

20

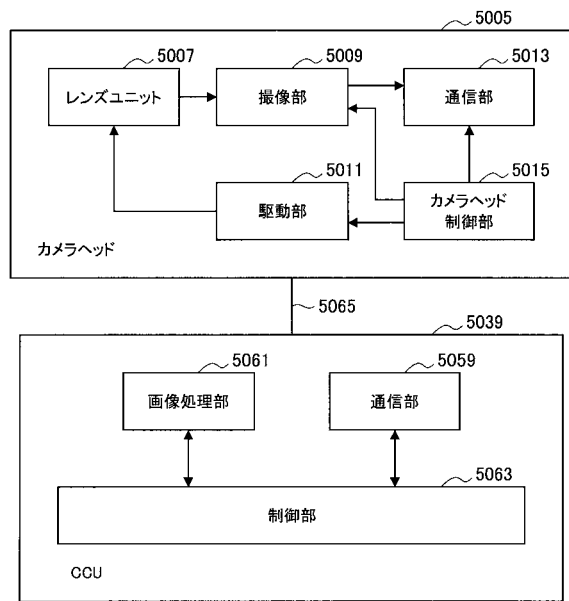
30

40

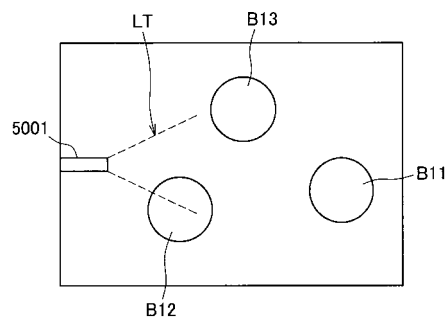
【図 1】



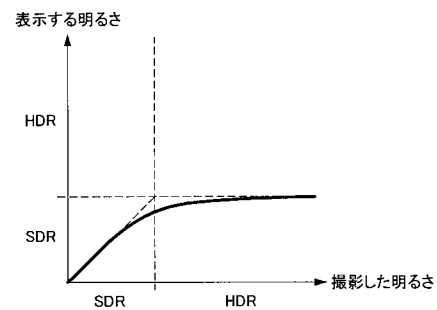
【図 2】



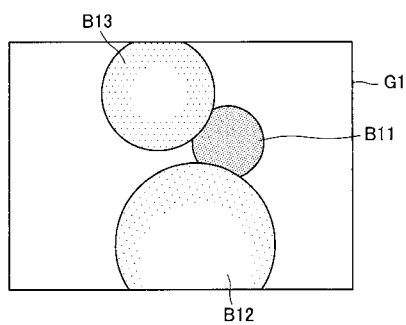
【図 3】



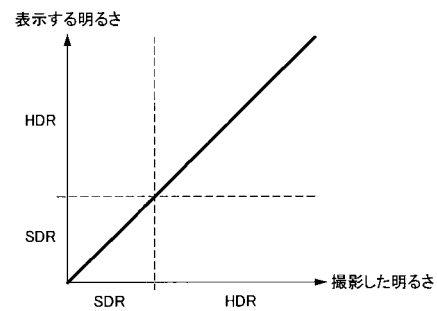
【図 5】



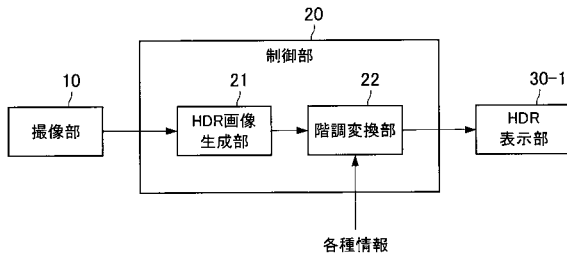
【図 4】



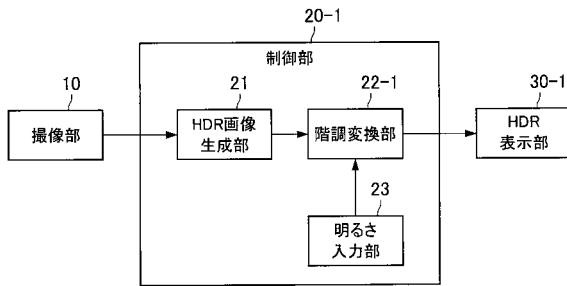
【図 6】



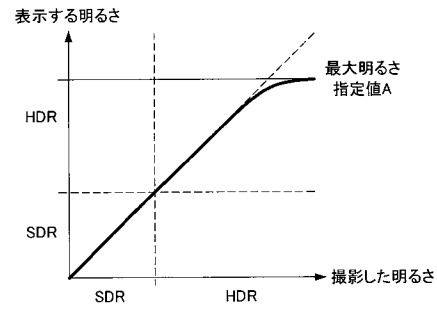
【図 7】



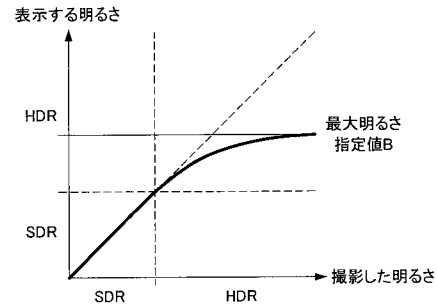
【図 8】



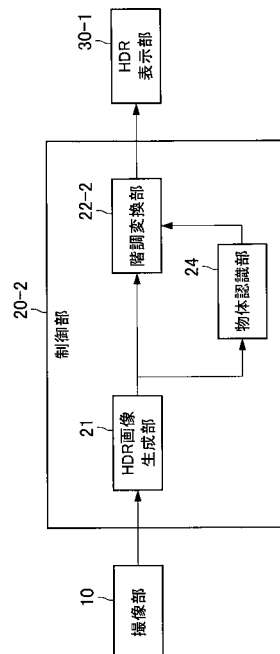
【図 9】



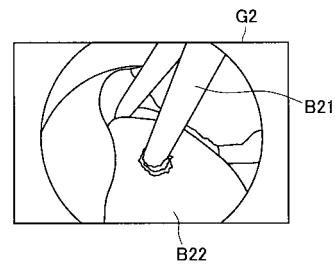
【図 10】



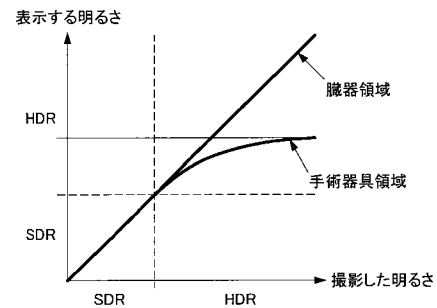
【図 11】



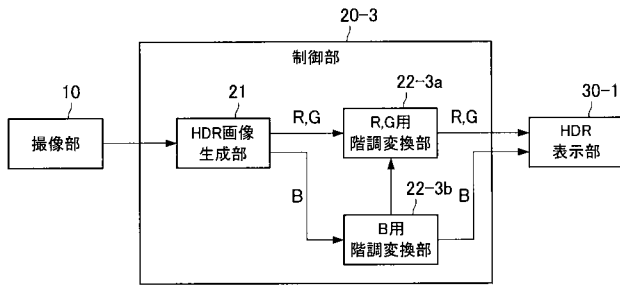
【図 12】



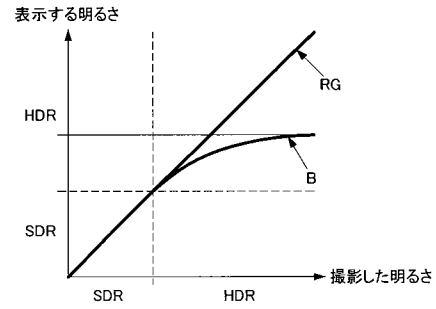
【図 13】



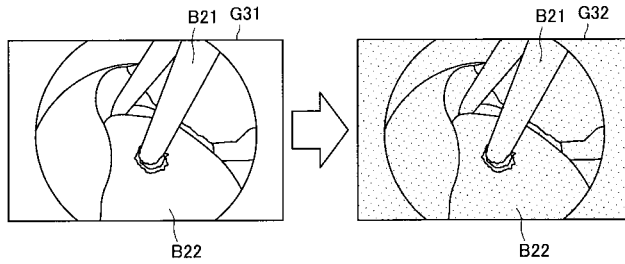
【図 14】



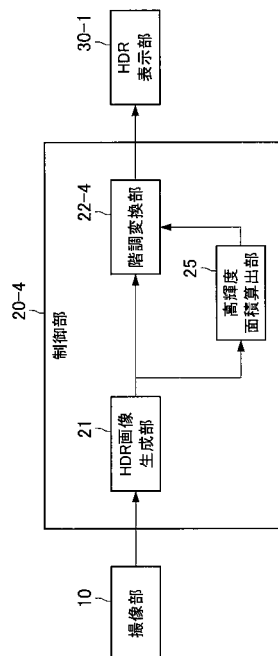
【図 16】



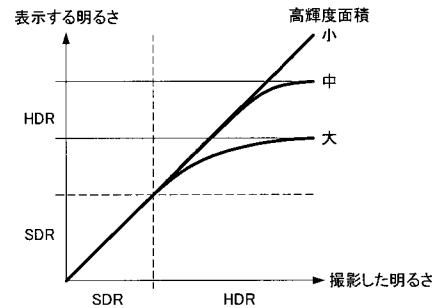
【図 15】



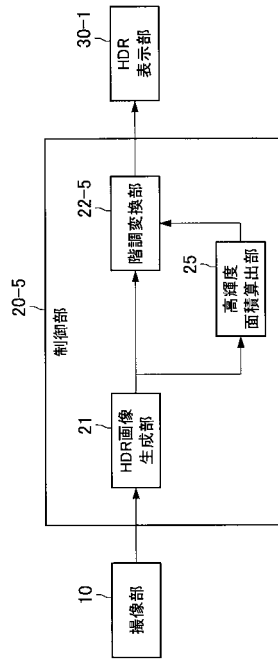
【図 17】



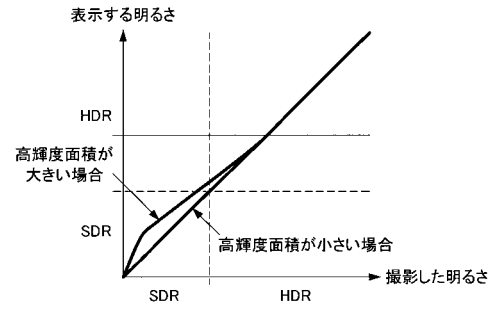
【図 18】



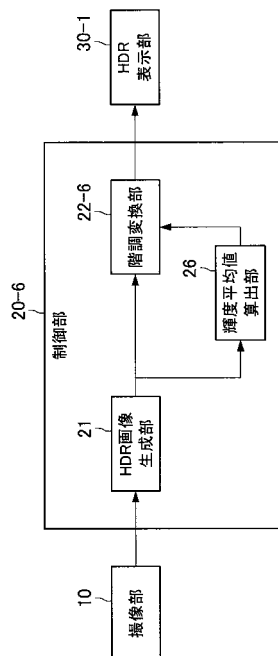
【図 19】



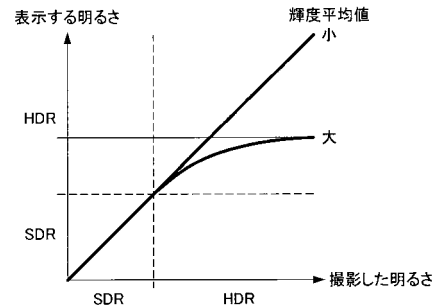
【図 20】



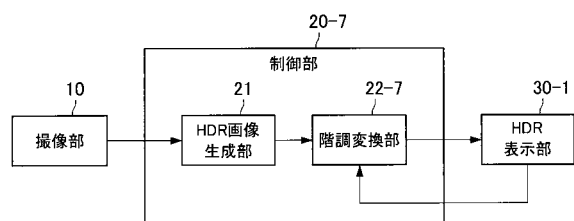
【図 21】



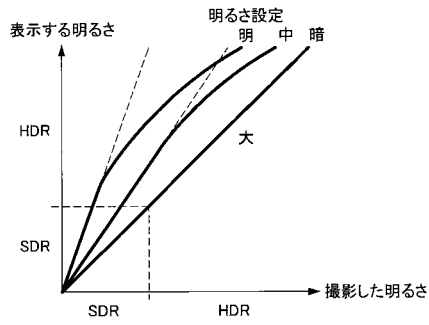
【図 22】



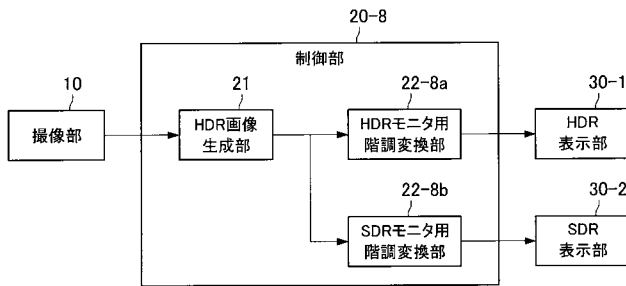
【図 23】



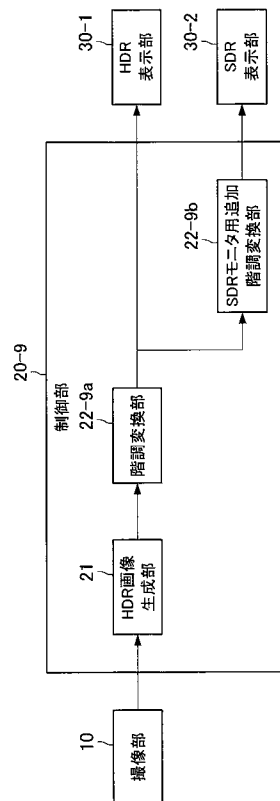
【図 2 4】



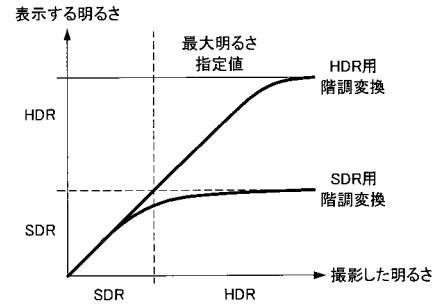
【図 2 5】



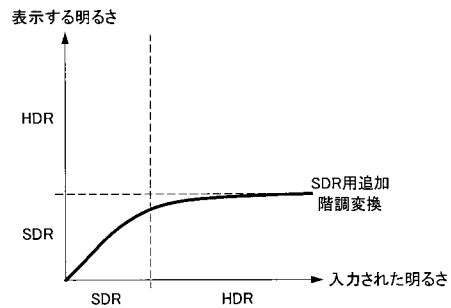
【図 2 7】



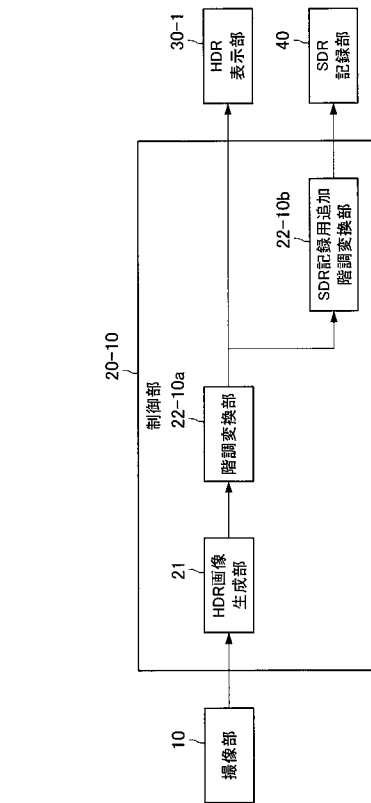
【図 2 6】



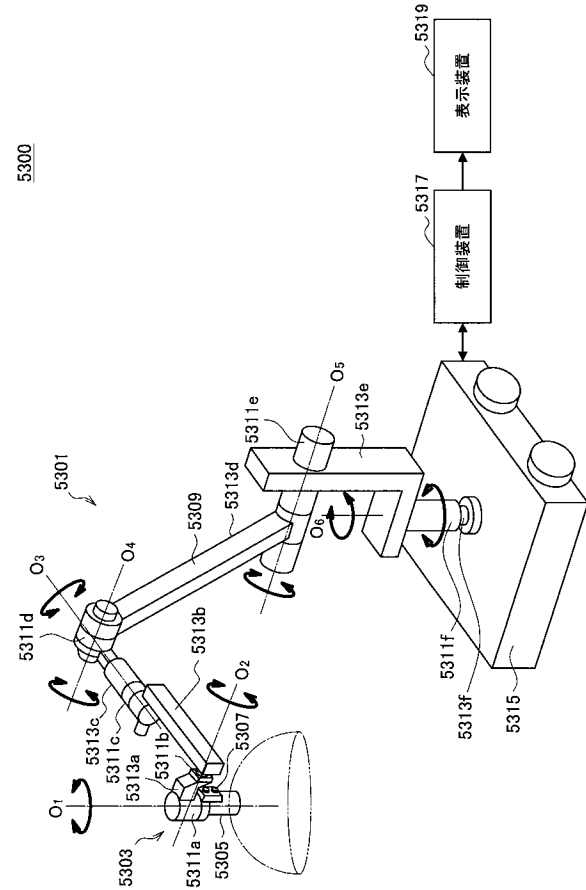
【図 2 8】



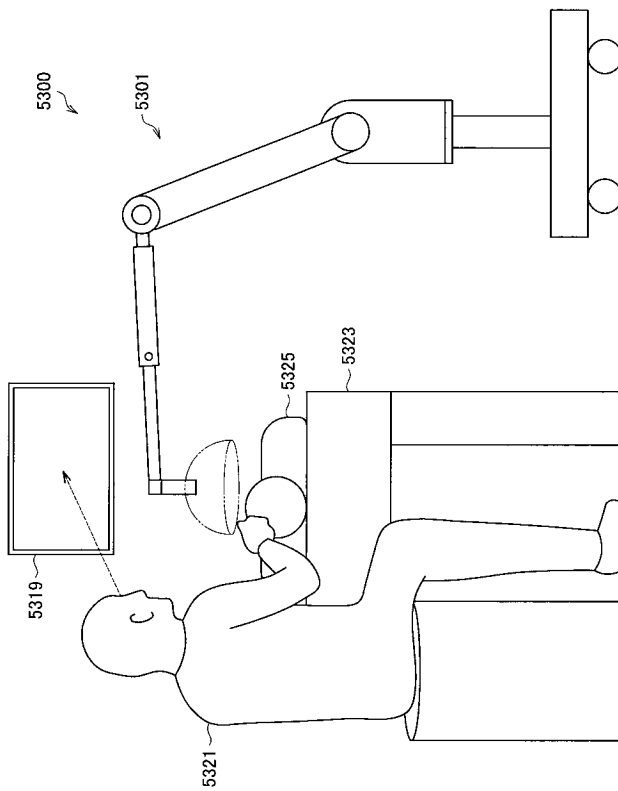
【図 29】



【図 30】



【図 31】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/010435

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/313(2006.01)i,
G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/20(2006.01)i,
H04N7/18(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)

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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.
Y	シャープ, 70 型 8K HDR 対応モニターを発売, [online], 12 April 2017 [retrieval date 29 May 2018], Internet: URL: http://www.oplronics-mecilia.com/news/20170412/46372/ , entire text, non-official translation (SHARP, Release of monitor corresponding to 70 inch 8K HDR)	1-16, 18-22
Y	JP 2000-023183 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 21 January 2000, paragraphs [0001]-[0110], fig. 1-29 (Family: none)	1-16, 18-22



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
30 May 2018 (30.05.2018)

Date of mailing of the international search report
12 June 2018 (12.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/010435

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2016-538008 A (CARESTREAM HEALTH, INC.) 08 December 2016, paragraphs [0001]-[0006], [0019]-[0048], fig. 2 & US 2016/0220118 A1, paragraphs [0001]-[0006] & WO 2015/042939 A1 & KR 10-2016-0063338 A & CN 105682540 A	1-16, 18-22
Y	JP 2014-524290 A (INTUITIVE SURGICAL OPERATIONS, INC.) 22 September 2014, paragraph [0128] & US 2013/0041226 A1, paragraph [0150] & WO 2013/025530 A1 & EP 2741702 A1 & KR 10-2014-0050712 A & CN 103889353 A	4, 5
Y	JP 2011-123175 A (HITACHI, LTD.) 23 June 2011, paragraph [0056] & US 2011/0134160 A1, paragraph [0085]	6
Y	WO 2016/129160 A1 (SONY CORP.) 18 August 2016, paragraphs [0033]-[0035] & US 2017/0366724 A1, paragraph [0055]	7-10
Y	JP 2013-042998 A (OLYMPUS CORP.) 04 March 2013, paragraph [0158] & US 2014/0092226 A1, paragraph [0184] & WO 2013/027455 A1 & EP 2749202 A1 & CN 103764013 A	10
Y	JP 2009-297133 A (FUJIFILM CORP.) 24 December 2009, paragraph [0012] (Family: none)	12-15
Y	WO 2017/073302 A1 (OLYMPUS CORP.) 04 May 2017, paragraphs [0048]-[0050] (Family: none)	13, 15
Y	JP 3-037037 A (FUKUDA DENSHI CO., LTD.) 18 February 1991, page 1, lower left column, line 1 to page 4, lower right column, line 4, fig. 1-2 (Family: none)	17
Y	WO 2017/002544 A1 (OLYMPUS CORP.) 05 January 2017, paragraphs [0030], [0033], fig. 3 & US 2017/0301069 A1, paragraphs [0027], [0031], fig. 3 & CN 107205629 A	17

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 0 4 3 5									
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, A61B1/313(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/20(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018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	1971-2018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
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									
Y	シャープ, 70 型 8K HDR 対応モニターを発売, [オンライン], 2017.04.12[検索日 2018.05.29], インターネット: URL: http://www.optronics-media.com/news/20170412/46372/ , 全文	1-16, 18-22									
Y	JP 2000-023183 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.01.21, [0001]~[0110]、図1~29 (ファミリーなし)	1-16, 18-22									
☒ 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 30.05.2018		国際調査報告の発送日 12.06.2018									
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) 北島 拓馬 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4845								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 0 4 3 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2016-538008 A (ケアストリーム ヘルス インク) 2016.12.08, [0001]~[0006]、[0019]~[0048]、図2 & US 2016/0220118 A1, [0001]~[0006] & WO 2015/042939 A1 & KR 10-2016-0063338 A & CN 105682540 A	1-16, 18-22
Y	JP 2014-524290 A (インテュイティブ サージカル オペレーショ ンズ, インコーポレイテッド) 2014.09.22, [0128] & US 2013/0041226 A1, [0150] & WO 2013/025530 A1 & EP 2741702 A1 & KR 10-2014-0050712 A & CN 103889353 A	4, 5
Y	JP 2011-123175 A (株式会社日立製作所) 2011.06.23, [0056] & US 2011/0134160 A1, [0085]	6
Y	WO 2016/129160 A1 (ソニー株式会社) 2016.08.18, [0033]~[0 035] & US 2017/0366724 A1, [0055]	7-10
Y	JP 2013-042998 A (オリンパス株式会社) 2013.03.04, [0158] & US 2014/0092226 A1, [0184] & WO 2013/027455 A1 & EP 2749202 A1 & CN 103764013 A	10
Y	JP 2009-297133 A (富士フイルム株式会社) 2009.12.24, [0012] (ファミリーなし)	12-15
Y	WO 2017/073302 A1 (オリンパス株式会社) 2017.05.04, [0048] ~[0050] (ファミリーなし)	13, 15
Y	JP 3-037037 A (フクダ電子株式会社) 1991.02.18, 第1頁左下欄第 1行~第4頁右下欄第4行、第1図~第2図 (ファミリーなし)	17
Y	WO 2017/002544 A1 (オリンパス株式会社) 2017.01.05, [0030]、 [0033]、図3 & US 2017/0301069 A1, [0027]、[0031]、図3 & CN 107205629 A	17

フロントページの続き

(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

(72)発明者 杉江 雄生

東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA05 BA15 CA04 CA11 CA23 CA28 DA02 DA11 DA21 DA43
 GA02 GA05 GA06 GA10 GA11
 4C161 AA24 BB02 BB03 BB04 BB06 CC06 DD01 GG13 HH51 JJ17
 LL03 LL08 MM04 NN01 NN05 PP12 PP13 QQ02 QQ03 QQ07
 QQ09 RR04 RR06 RR17 RR26 SS07 SS14 SS23 TT01 TT02
 VV04 WW02 WW08 WW10 WW17

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

专利名称(译)	医疗系统，医疗装置及控制方法		
公开(公告)号	JPWO2018230066A1	公开(公告)日	2020-04-16
申请号	JP2019525090	申请日	2018-03-16
[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	宫井岳志 高橋康昭 山根真人 杉江雄生		
发明人	宫井 岳志 高橋 康昭 山根 真人 杉江 雄生		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/313 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/018 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/313 G09G5/10 G09G2320/0271 G09G2320/0673 G09G2340/02 G09G2340/0428 G09G2380/08 G02B21/36 G02B23/24 H04N5/2256 H04N5/2354 H04N5/2355 H04N5/2356 H04N2005/2255 H04N5/20 H04N7/18 H04N5/2351		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/313 A61B1/00.R G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/BA15 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA28 2H040/DA02 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/BB03 4C161/BB04 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG13 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS07 4C161/SS14 4C161/SS23 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/VV04 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW17		
优先权	2017115019 2017-06-12 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

期望提供一种技术，该技术能够在基于HDR图像使图像显示在HDR监视器上的情况下，减少用户对于HDR监视器的输出图像所感到的眩光。提供一种医疗系统，其包括：光源，其被配置为照射生物体内的被检体。成像单元，其被配置为与光源的光轴同轴地成像对象；控制单元，其被配置为控制光源和成像单元，其中控制单元执行控制，从而通过调整由成像单元获取的第一图像信号的灰度来输出符合高动态范围标准的信号。

