

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-138139

(P2018-138139A)

(43) 公開日 平成30年9月6日(2018.9.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 2	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-33933 (P2017-33933)
 (22) 出願日 平成29年2月24日 (2017.2.24)

(71) 出願人 313009556
 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 道畑 泰平
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 GA02 GA05 GA11
 4C161 BB02 CC06 DD01 DD03 MM05
 NN01 SS06 SS10 SS21 TT01
 TT02

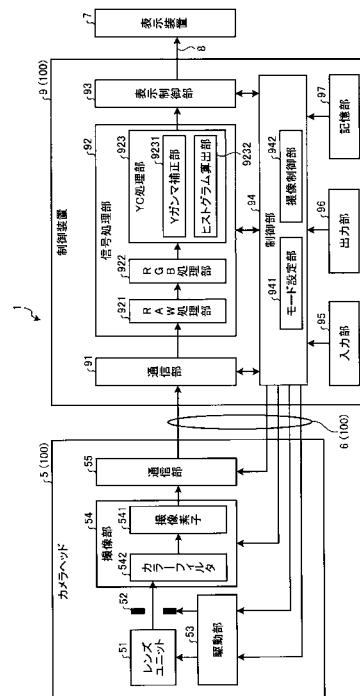
(54) 【発明の名称】 医療用撮像装置、及び医療用観察システム

(57) 【要約】

【課題】 構造を複雑化させずに利便性の向上を図ること

【解決手段】 医療用撮像装置100は、撮像部54の駆動モードを第1～第3駆動モードのいずれかに設定するモード設定部941を備える。第1、第3駆動モードは、撮像部54における全画素の露光時間を同一とする。第1駆動モードは、全画素の画素毎の各画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。第2駆動モードは、隣接する複数の画素を1組として全画素を複数組に組分けし、当該1組に含まれる複数の画素の少なくともいずれかの画素を他の画素とは異なる露光時間とし、当該組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。第3駆動モードは、組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マトリクス状に配列された複数の画素を有する撮像部と、
前記撮像部の駆動モードを第 1 駆動モード、第 2 駆動モード、及び第 3 駆動モードの少なくとも 2 つの駆動モードのいずれかに設定するモード設定部と、

前記モード設定部にて設定された前記駆動モードに応じて前記撮像部を駆動させる撮像制御部とを備え、

前記第 1 駆動モードは、

前記撮像部における全画素の露光時間を同一とし、当該全画素の画素毎の各画素信号をそれぞれ 1 画素の画素信号として出力する駆動モードであり、

10

前記第 2 駆動モードは、

前記全画素のうち隣接する複数の画素を 1 組として当該全画素を複数組に組分けし、当該 1 組に含まれる全ての画素の少なくともいずれかの画素を他の画素とは異なる露光時間とし、当該組毎に 1 組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ 1 画素の画素信号として出力する駆動モードであり、

前記第 3 駆動モードは、

前記全画素の露光時間を同一とし、前記組毎に 1 組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ 1 画素の画素信号として出力する駆動モードである

ことを特徴とする医療用撮像装置。

【請求項 2】

20

前記モード設定部は、

前記撮像部にて撮像された画像の明るさに基づいて、前記撮像部の駆動モードを前記少なくとも 2 つの駆動モードのいずれかに設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 3】

前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号のヒストグラムを算出するヒストグラム算出部をさらに備え、

前記モード設定部は、

前記ヒストグラム算出部にて算出された前記ヒストグラムに基づいて、前記撮像部の駆動モードを前記少なくとも 2 つの駆動モードのいずれかに設定する

30

ことを特徴とする請求項 2 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 4】

前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号に対して Y ガンマ補正を施す Y ガンマ補正部をさらに備え、

前記 Y ガンマ補正での Y ガンマカーブは、

前記撮像部の駆動モードが前記第 1 駆動モードに設定されている場合と、前記第 2 駆動モードに設定されている場合と、前記第 3 駆動モードに設定されている場合とで異なる

ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 5】

40

前記撮像部は、

被検体内に挿入される内視鏡にて取り込まれた被写体像を撮像し、

前記撮像部にて撮像された画像は、

前記被写体像と、当該被写体像以外のマスク領域とを含み、

当該医療用撮像装置は、

前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号に基づいて、前記被写体像及び前記マスク領域の境界点を検出するエッジ検出部をさらに備え、

前記 Y ガンマ補正部は、

前記撮像部にて撮像された画像全体における前記エッジ検出部にて検出された境界点で囲まれる領域内にのみ前記 Y ガンマ補正を施す

ことを特徴とする請求項 4 に記載の医療用撮像装置。

50

【請求項 6】

前記撮像部は、

R、G、Bの波長帯域に応じてグループ分けされた3つのフィルタが所定の形式で配列されたカラーフィルタと、

前記カラーフィルタが受光面上に設けられた撮像素子とを備え、

前記3つのフィルタは、

前記1組に含まれる全ての画素で同一のフィルタとなり、前記組毎に異なるフィルタとなるように配列されている

ことを特徴とする請求項1～5のいずれか一つに記載の医療用撮像装置。

【請求項 7】

請求項1～6のいずれか一つに記載の医療用撮像装置と、

前記医療用撮像装置にて撮像された画像を表示する表示装置とを備える

ことを特徴とする医療用観察システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療分野で用いられ、人等の被検体を撮像する医療用撮像装置、及び当該医療用撮像装置を備えた医療用観察システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、人等の被検体内部（生体内）を撮像し、当該生体内を観察する医療用観察システムが知られている（例えば、特許文献1参照）。

特許文献1に記載の医療用観察システム（内視鏡装置）は、生体内に挿入されるとともに当該生体内を撮像して画像信号を出力する挿入部と、当該画像信号を処理して表示用の映像信号を生成する本体部と、当該映像信号に基づく内視鏡画像を表示する表示部とを備える。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】特開2014-12037号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところで、内視鏡画像は、明るい部分が白飛びした画像、暗い部分が黒潰れした画像、あるいは、鉗子や白いガーゼが被写体に入り込み全体的に明るくなった画像となる場合がある。このような画像となった場合には、医師等は、実際に観察したい部位を観察することができない。すなわち、観察に適した内視鏡画像を表示することができず、利便性の向上を図ることができない、という問題がある。

そこで、上述した問題を解決するために、感度の異なる複数の撮像素子を搭載することが考えられる。しかしながら、複数の撮像素子を搭載した場合には、構造が複雑化してしまう、という問題がある。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、構造を複雑化せずに利便性の向上を図ることができる医療用撮像装置及び医療用観察システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る医療用撮像装置は、マトリクス状に配列された複数の画素を有する撮像部と、前記撮像部の駆動モードを第1駆動モード、第2駆動モード、及び第3駆動モードの少なくとも2つの駆動モードのいずれかに設定するモード設定部と、前記モード設定部にて設定された前記駆動モードに応じて前

10

20

30

40

50

記撮像部を駆動させる撮像制御部とを備え、前記第1駆動モードは、前記撮像部における全画素の露光時間を同一とし、当該全画素の画素毎の各画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードであり、前記第2駆動モードは、前記全画素のうち隣接する複数の画素を1組として当該全画素を複数組に組分けし、当該1組に含まれる全ての画素の少なくともいずれかの画素を他の画素とは異なる露光時間とし、当該組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードであり、前記第3駆動モードは、前記全画素の露光時間を同一とし、前記組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードであることを特徴とする。

【0007】

また、本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、前記モード設定部は、前記撮像部にて撮像された画像の明るさに基づいて、前記撮像部の駆動モードを前記少なくとも2つの駆動モードのいずれかに設定することを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号のヒストグラムを算出するヒストグラム算出部をさらに備え、前記モード設定部は、前記ヒストグラム算出部にて算出された前記ヒストグラムに基づいて、前記撮像部の駆動モードを前記少なくとも2つの駆動モードのいずれかに設定することを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号に対してYガンマ補正を施すYガンマ補正部をさらに備え、前記Yガンマ補正でのYガンマカーブは、前記撮像部の駆動モードが前記第1駆動モードに設定されている場合と、前記第2駆動モードに設定されている場合と、前記第3駆動モードに設定されている場合とで異なることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、前記撮像部は、被検体内に挿入される内視鏡にて取り込まれた被写体像を撮像し、前記撮像部にて撮像された画像は、前記被写体像と、当該被写体像以外のマスク領域とを含み、当該医療用撮像装置は、前記撮像部にて撮像された画像における画素毎の輝度信号に基づいて、前記被写体像及び前記マスク領域の境界点を検出するエッジ検出部をさらに備え、前記Yガンマ補正部は、前記撮像部にて撮像された画像全体における前記エッジ検出部にて検出された境界点で囲まれる領域内にのみ前記Yガンマ補正を施すことを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る医療用撮像装置では、上記発明において、前記撮像部は、R、G、Bの波長帯域に応じてグループ分けされた3つのフィルタが所定の形式で配列されたカラーフィルタと、前記カラーフィルタが受光面上に設けられた撮像素子とを備え、前記3つのフィルタは、前記1組に含まれる全ての画素で同一のフィルタとなり、前記組毎に異なるフィルタとなるように配列されていることを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る医療用観察システムは、上述した医療用撮像装置と、前記医療用撮像装置にて撮像された画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る医療用撮像装置は、撮像部の駆動モードを第1～第3駆動モードの少なくとも2つの駆動モードのいずれかに設定するモード設定部を備える。

ここで、第1駆動モードは、撮像部における全画素の露光時間を同一とし、当該全画素の画素毎の各画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードである。すなわち、第1駆動モードは、撮像部を通常駆動させる通常モードである。

また、第2駆動モードは、撮像部における全画素のうち隣接する複数の画素を1組とし

10

20

30

40

50

て当該全画素を複数組に組分けし、当該1組に含まれる全ての画素の少なくともいずれかの画素を他の画素とは異なる露光時間とし、当該組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードである。すなわち、第2駆動モードは、1組に含まれる露光時間が異なる各画素の各画素信号を加算することで、低い入射光量のときに感度を上げ、高い入射光量のときに感度を下げ、広いダイナミックレンジを持つことが可能なHDR (High Dynamic Range) モードである。

さらに、第3駆動モードは、撮像部における全画素の露光時間を同一とし、上述した組毎に1組に含まれる全ての画素の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する駆動モードである。すなわち、第3駆動モードは、1組に含まれる露光時間が同一の各画素の各画素信号を加算して1画素当たり(加算画素信号)の信号レベルを上げることで、低い入射光量のときに感度を上げることが可能な高感度モードである。

【0014】

そして、例えば、観察に適した画像を表示している場合には、撮像部の駆動モードを第1駆動モード(通常モード)に設定する。一方、観察に適していない画像(明るい部分が白飛びした画像、暗い部分が黒潰れした画像、あるいは、鉗子やガーゼが被写体に入り込み全体的に明るくなった画像等)を表示している場合には、撮像部の駆動モードを第2駆動モード(HDRモード)または第3駆動モード(高感度モード)に設定する。このように撮像部の駆動モードを設定することで、観察に適した画像を表示することが可能となり、利便性の向上を図ることができる。

したがって、本発明に係る医療用撮像装置によれば、感度の異なる複数の撮像素子を搭載する必要がなく、構造を複雑化させずに利便性の向上を図ることができる、という効果を奏する。

【0015】

また、本発明に係る医療用観察システムは、上述した医療用撮像装置を備えるため、上述した医療用撮像装置と同様の作用及び効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本実施の形態1に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、カメラヘッド及び制御装置の構成を示すブロック図である。

【図3A】図3Aは、撮像素子の画素の配列状態を模式的に示した図であって、通常モードを説明する図である。

【図3B】図3Bは、撮像素子の画素の配列状態を模式的に示した図であって、HDRモードを説明する図である。

【図3C】図3Cは、撮像素子の画素の配列状態を模式的に示した図であって、高感度モードを説明する図である。

【図4】図4は、制御装置の動作を示すフローチャートである。

【図5A】図5Aは、第1のパターンとなるヒストグラムの一例を示す図である。

【図5B】図5Bは、HDR用Yガンマカーブの一例を示す図である。

【図6A】図6Aは、第2のパターンとなるヒストグラムの一例を示す図である。

【図6B】図6Bは、高感度用Yガンマカーブの一例を示す図である。

【図7A】図7Aは、第3のパターンとなるヒストグラムの一例を示す図である。

【図7B】図7Bは、第1通常用Yガンマカーブの一例を示す図である。

【図8A】図8Aは、第4のパターンとなるヒストグラムの一例を示す図である。

【図8B】図8Bは、第2通常用Yガンマカーブの一例を示す図である。

【図9】図9は、図2に対応した図であって、本実施の形態2に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図10】図10は、図2に対応した図であって、本実施の形態3に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1】図 1 1 は、マスクエッジ検出処理を説明する図である。

【図 1 2】図 1 2 は、制御装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 3】図 1 3 は、本実施の形態 4 に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本実施の形態 5 に係る医療用観察システムの概略構成を示す図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 1 を示す図である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 1 を示す図である。

【図 1 5 C】図 1 5 C は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 1 を示す図である。

【図 1 5 D】図 1 5 D は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 1 を示す図である。

10

【図 1 6】図 1 6 は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 2 を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 3 を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 4 を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0018】

（実施の形態 1）

20

〔医療用観察システムの概略構成〕

図 1 は、本実施の形態 1 に係る医療用観察システム 1 の概略構成を示す図である。

医療用観察システム 1 は、医療分野において用いられ、生体内等の被検体を観察する装置である。この医療用観察システム 1 は、図 1 に示すように、挿入部 2 と、光源装置 3 と、ライトガイド 4 と、カメラヘッド 5 と、第 1 伝送ケーブル 6 と、表示装置 7 と、第 2 伝送ケーブル 8 と、制御装置 9 と、第 3 伝送ケーブル 10 とを備える。

【0019】

挿入部 2 は、硬性内視鏡で構成されている。すなわち、挿入部 2 は、硬質または少なくとも一部が軟質で細長形状を有し、生体内に挿入される。この挿入部 2 内には、1 または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を集光する光学系が設けられている。

30

光源装置 3 は、ライトガイド 4 の一端が接続され、制御装置 9 による制御の下、当該ライトガイド 4 の一端に生体内を照明するための光を供給する。

ライトガイド 4 は、一端が光源装置 3 に着脱自在に接続されるとともに、他端が挿入部 2 に着脱自在に接続される。そして、ライトガイド 4 は、光源装置 3 から供給された光を一端から他端に伝達し、挿入部 2 に供給する。挿入部 2 に供給された光は、当該挿入部 2 の先端から出射され、生体内に照射される。生体内に照射された光（被写体像）は、挿入部 2 内の光学系により集光される。

【0020】

カメラヘッド 5 は、挿入部 2 の基端（接眼部 2 1（図 1））に着脱自在に接続される。そして、カメラヘッド 5 は、制御装置 9 による制御の下、挿入部 2 にて集光された被写体像を撮像し、当該撮像による画像信号（RAW 信号）を出力する。当該画像信号は、例えば、4 K 以上の画像信号である。

40

なお、カメラヘッド 5 の詳細な構成については、後述する。

【0021】

第 1 伝送ケーブル 6 は、一端がコネクタ CN 1（図 1）を介して制御装置 9 に着脱自在に接続され、他端がコネクタ CN 2（図 1）を介してカメラヘッド 5 に着脱自在に接続される。そして、第 1 伝送ケーブル 6 は、カメラヘッド 5 から出力される画像信号を制御装置 9 に伝送するとともに、制御装置 9 から出力される制御信号、同期信号、クロック、及び電力等をカメラヘッド 5 にそれぞれ伝送する。

なお、第 1 伝送ケーブル 6 を介したカメラヘッド 5 から制御装置 9 への画像信号の伝送

50

は、当該画像信号を光信号で伝送してもよく、あるいは、電気信号で伝送しても構わない。第1伝送ケーブル6を介した制御装置9からカメラヘッド5への制御信号、同期信号、クロックの伝送も同様である。

【0022】

表示装置7は、液晶または有機EL(Electro Luminescence)等を用いた表示ディスプレイを用いて構成され、制御装置9にて処理された映像信号に基づく画像を表示する。

第2伝送ケーブル8は、一端が表示装置7に着脱自在に接続され、他端が制御装置9に着脱自在に接続される。そして、第2伝送ケーブル8は、制御装置9にて処理された映像信号を表示装置7に伝送する。

【0023】

制御装置9は、CPU(Central Processing Unit)等を含んで構成され、光源装置3、カメラヘッド5、及び表示装置7の動作を統括的に制御する。

なお、制御装置9の詳細な構成については、後述する。

第3伝送ケーブル10は、一端が光源装置3に着脱自在に接続され、他端が制御装置9に着脱自在に接続される。そして、第3伝送ケーブル10は、制御装置9からの制御信号を光源装置3に伝送する。

【0024】

〔カメラヘッドの構成〕

次に、カメラヘッド5の構成について説明する。

図2は、カメラヘッド5及び制御装置9の構成を示すブロック図である。

なお、図2では、説明の便宜上、制御装置9及びカメラヘッド5と第1伝送ケーブル6との間のコネクタCN1、CN2、制御装置9及び表示装置7と第2伝送ケーブル8との間のコネクタの図示を省略している。

カメラヘッド5は、図2に示すように、レンズユニット51と、アイリス52と、駆動部53と、撮像部54と、通信部55とを備える。

【0025】

レンズユニット51は、光軸に沿って移動可能な1または複数のレンズを用いて構成され、挿入部2にて集光された被写体像を撮像部54(撮像素子541)の撮像面に結像する。また、レンズユニット51には、1または複数のレンズを移動させて画角を変化させる光学ズーム機構(図示略)や焦点を変化させるフォーカス機構(図示略)が設けられている。

アイリス52は、レンズユニット51が集光した光の入射量を制限することで露出の調整を行う。

駆動部53は、制御装置9による制御の下、上述した光学ズーム機構やフォーカス機構を動作させ、レンズユニット51の画角や焦点を変化させる。また、駆動部53は、制御装置9による制御の下、アイリス52を駆動することで撮像部54に入射する光の光量を調整する。

【0026】

図3Aないし図3Cは、撮像素子541の画素Piの配列状態を模式的に示す図である。具体的に、図3Aは、通常モードを説明する図である。図3Bは、HDRモードを説明する図である。図3Cは、高感度モードを説明する図である。

撮像部54は、制御装置9による制御の下、通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかの駆動モードで駆動し、生体内を撮像する。この撮像部54は、挿入部2にて集光され、レンズユニット51が結像した被写体像を受光して電気信号に変換するCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等の撮像素子541(図2)、及び撮像素子541からの電気信号(アナログ信号)に対して信号処理(A/D変換等)を行って画像信号を出力する信号処理部(図示略)等が一体形成されたセンサチップを用いて構成され、A/D変換後の画像信号(デジタル信号)を出力する。なお、上述した信号処理部(図示略)は、撮像素子541と一体形成せず別体としても構わない。

【0027】

10

20

30

40

50

ここで、撮像素子541の撮像面(受光面)には、透過させる光(R(赤), G(緑), B(青))の波長帯域に応じてグループ分けされた3つのフィルタが所定の形式で配列されたカラーフィルタ542(図2)が設けられている。

より具体的に、カラーフィルタ542は、図3Aないし図3Cに示すように、Rの波長帯域の光を透過させるRフィルタ542Rと、Bの波長帯域の光を透過させるBフィルタ542Bと、Gの波長帯域の光を透過させるGフィルタ542Gとを有する。なお、図3Aないし図3Cでは、Rフィルタ542Rが配設された画素 P_i に「R」の文字を付し、Gフィルタ542Gが配設された画素 P_i に「G」の文字を付し、Bフィルタ542Bが配設された画素 P_i に対して「B」の文字を付している。

すなわち、撮像部54にて生成された画像信号は、画素 P_i 毎に、各R, G, Bフィルタ542R, 542G, 542Bに対応するR, G, Bのいずれかの成分情報(画素信号)を含む。

【0028】

なお、本実施の形態1では、撮像素子541の全画素は、図3Aないし図3Cに破線で示したように、隣接する4つの画素 P_i (同一の列にそれぞれ2つの画素 P_i を有し、同一の行にそれぞれ2つの画素 P_i を有する4つの画素 P_i)を1組として複数組に組分けされている。そして、R, G, Bフィルタ542R, 542G, 542Bは、1組に含まれる4つの画素 P_i で同一のフィルタとなり、当該1組(4つの画素 P_i)を1つの画素と考えた場合にベイア配列で配列されている。

【0029】

以下、通常モード、HDRモード、及び高感度モードについて図3Aないし図3Cを参照しつつ説明する。なお、図3Aないし図3Cでは、各画素 P_i の色の濃さにより、当該各画素 P_i の露光時間(電子シャッタの間隔)を表現している(色が薄いほど露光時間が短い)。

通常モードである場合には、撮像素子541の全画素の露光時間は、図3Aに示すように、全て同一(例えば、フレームレートが60fpsである場合には1/60[秒])に設定される。そして、撮像部54は、各画素 P_i から出力した各画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。すなわち、通常モードは、撮像部54を通常駆動させる駆動モードであり、本発明に係る第1駆動モードに相当する。

【0030】

HDRモードである場合には、撮像素子541の全画素において、1組に含まれる4つの画素 P_i の少なくともいずれかの画素 P_i は、他の画素 P_i とは異なる露光時間に設定される。より具体的に、撮像素子541の全画素において、1組に含まれる4つの画素 P_i のうち対角にある2つの画素 P_{i1} の露光時間は、図3Bに示すように、全て同一(例えば、フレームレートが60fpsである場合には1/60[秒])に設定される。また、撮像素子541の全画素において、1組に含まれる4つの画素 P_i のうち対角にある他の2つの画素 P_{i2} の露光時間は、画素 P_{i1} の露光時間よりも短く、全て同一(例えば、フレームレートが60fpsである場合には1/120[秒])に設定される。そして、撮像部54は、組毎に1組に含まれる4つの画素 P_{i1} , P_{i2} の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素 $P_{i'}$ (図3B)の画素信号として出力する。すなわち、HDRモードは、1組に含まれる露光時間が異なる4つの画素 P_{i1} , P_{i2} の各画素信号を加算することで、低い入射光量のときに感度を上げ、高い入射光量のときに感度を下げ、広いダイナミックレンジを持つことが可能な駆動モードであり、本発明に係る第2駆動モードに相当する。

【0031】

高感度モードである場合には、撮像素子541の全画素の露光時間は、図3Cに示すように、全て同一(例えば、フレームレートが60fpsである場合には1/60[秒])に設定される。そして、撮像部54は、組毎に1組に含まれる4つの画素 P_i の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素 $P_{i'}$ (図3C)の画素信号として出力する。すなわち、高感度モードは、1組に含まれる露光時間が同一の4つの画素 P_i の各画素信

10

20

30

40

50

号を加算して1画素P i ´当たりの信号レベルを上げることで、低い入射光量のときに感度を上げることが可能な駆動モードであり、本発明に係る第3駆動モードに相当する。

【0032】

通信部55は、第1伝送ケーブル6を介して、撮像部54から出力される画像信号を制御装置9に送信するトランスミッタとして機能する。この通信部55は、例えば、第1伝送ケーブル6を介して、制御装置9との間で、1Gbps以上の伝送レートで画像信号の通信を行う高速シリアルインターフェースで構成されている。

【0033】

〔制御装置の構成〕

次に、制御装置9の構成について図2を参照しながら説明する。

制御装置9は、図2に示すように、通信部91と、信号処理部92と、表示制御部93と、制御部94と、入力部95と、出力部96と、記憶部97とを備える。

通信部91は、第1伝送ケーブル6を介して、カメラヘッド5（通信部55）から出力される画像信号を受信するレシーバとして機能する。この通信部91は、例えば、通信部55との間で、1Gbps以上の伝送レートで画像信号の通信を行う高速シリアルインターフェースで構成されている。

【0034】

信号処理部92は、制御部94による制御の下、カメラヘッド5（通信部55）から出力され、通信部91にて受信した画像信号（RAW信号）を処理する。この信号処理部92は、図2に示すように、RAW処理部921と、RGB処理部922と、YC処理部923とを備える。

RAW処理部921は、通信部91にて受信した画像信号（RAW信号）に対してデモザイク処理等のRAW処理を施し、当該RAW信号（画像信号）をRGB信号（画像信号）に変換する。

RGB処理部922は、RAW処理部921にてRAW処理が施された画像信号（RGB信号）に対して、ホワイトバランス、RGBガンマ補正、及びYC変換（RGB信号を輝度信号及び色差信号（Y, C_B/C_R信号）に変換）等のRGB処理を施す。

【0035】

YC処理部923は、RGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y, C_B/C_R信号）を処理する。このYC処理部923は、図2に示すように、Yガンマ補正部9231と、ヒストグラム算出部9232とを備える。

Yガンマ補正部9231は、RGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y, C_B/C_R信号）を構成する輝度信号（Y信号）に対してYガンマ補正を施す。ここで、当該Yガンマ補正でのYガンマカーブは、制御部94にて設定される撮像部54の駆動モードに応じて変更される。すなわち、当該Yガンマ補正でのYガンマカーブは、撮像部54の駆動モードが通常モードに設定されている場合と、HDRモードに設定されている場合と、高感度モードに設定されている場合とで異なる。

ヒストグラム算出部9232は、RGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y, C_B/C_R信号）を構成する輝度信号（Y信号）に基づいて、画素毎の当該輝度信号（Y信号）のヒストグラムを算出する。

【0036】

表示制御部93は、Yガンマ補正部9231にてYガンマ補正が施された輝度信号（Y信号）とRGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y, C_B/C_R信号）を構成する色差信号（C_B/C_R信号）とから表示用の映像信号を生成する。そして、表示制御部93は、第2伝送ケーブル8を介して、当該映像信号を表示装置7に出力する。

【0037】

制御部94は、例えば、CPU等を用いて構成され、第1,第3伝送ケーブル6,10を介して制御信号を出力することで、光源装置3、及びカメラヘッド5の動作を制御するとともに、制御装置9全体の動作を制御する。この制御部94は、図2に示すように、モード設定部941と、撮像制御部942とを備える。

10

20

30

40

50

モード設定部 9 4 1 は、ヒストグラム算出部 9 2 3 2 にて算出されたヒストグラムに基づいて、撮像部 5 4 の駆動モードを通常モード、H D R モード、及び高感度モードのいずれかに設定する。

撮像制御部 9 4 2 は、第 1 伝送ケーブル 6 を介して撮像部 5 4 に制御信号を出力し、モード設定部 9 4 1 にて設定された駆動モードで撮像部 5 4 を駆動させる。

【 0 0 3 8 】

入力部 9 5 は、マウス、キーボード、及びタッチパネル等の操作デバイスを用いて構成され、ユーザによる操作を受け付ける。

出力部 9 6 は、スピーカやプリンタ等を用いて構成され、各種情報を出力する。

記憶部 9 7 は、制御部 9 4 が実行するプログラムや、制御部 9 4 の処理に必要な情報等を記憶する。

以上説明したカメラヘッド 5、第 1 伝送ケーブル 6、及び制御装置 9 は、本発明に係る医療用撮像装置 1 0 0 (図 1 , 図 2) としての機能を有する。

【 0 0 3 9 】

〔制御装置の動作〕

次に、上述した制御装置 9 の動作について説明する。

図 4 は、制御装置 9 の動作を示すフローチャートである。

なお、以下では、Y C 処理部 9 2 3、モード設定部 9 4 1、及び撮像制御部 9 4 2 の動作を主に説明する。

先ず、ヒストグラム算出部 9 2 3 2 は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) を入力し (ステップ S 1)、画素毎の当該輝度信号 (Y 信号) のヒストグラムを算出する (ステップ S 2)。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 2 の後、モード設定部 9 4 1 は、ステップ S 2 にて算出されたヒストグラムが第 1 のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する (ステップ S 3)。

図 5 A は、第 1 のパターンのヒストグラムの一例を示す図である。

なお、図 5 A では、頻度が第 1 閾値 T h 1 を超えるピークをピーク P E としている。また、輝度値において、第 2 閾値 T h 2 以下の領域を暗領域 A r 1 とし、第 2 閾値 T h 2 よりも高い第 3 閾値 T h 3 以上の領域を明領域 A r 2 とし、暗領域 A r 1 及び明領域 A r 2 の間の領域を中間領域 A r 3 としている。図 6 A、図 7 A、及び図 8 A でも同様である。

例えば、第 1 のパターンのヒストグラムでは、図 5 A に示すように、ピーク P E が少なくとも 2 つ存在する。また、当該少なくとも 2 つのピーク P E は、暗領域 A r 1 及び明領域 A r 2 にそれぞれ位置している。

すなわち、モード設定部 9 4 1 は、ステップ S 3 において、ステップ S 2 にて算出されたヒストグラムからピーク P E を頻度の高い順に 3 つ検出する。そして、モード設定部 9 4 1 は、当該検出した 3 つのピーク P E の少なくとも 2 つのピーク P E が暗領域 A r 1 及び明領域 A r 2 にそれぞれ位置しているか否かを判定する。これにより、モード設定部 9 4 1 は、ステップ S 2 にて算出されたヒストグラムが第 1 のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する。

【 0 0 4 1 】

第 1 のパターンのヒストグラムであると判定した場合 (ステップ S 3 : Y e s) には、モード設定部 9 4 1 は、撮像部 5 4 の駆動モードを H D R モードに設定する (ステップ S 4)。そして、撮像制御部 9 4 2 は、第 1 伝送ケーブル 6 を介して撮像部 5 4 に制御信号を出力し、H D R モードで撮像部 5 4 を駆動させる。

ステップ S 4 の後、制御部 9 4 は、Y ガンマ補正での Y ガンマカーブを H D R 用 Y ガンマカーブに設定する (ステップ S 5)。そして、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) に対して当該 H D R 用 Y ガンマカーブにより Y ガンマ補正を施す。ステップ S 5 の後、制御装置 9 は、ステップ S 1 に戻る。

図 5 B は、H D R 用 Y ガンマカーブの一例を示す図である。

例えば、HDR用Yガンマカーブは、図5Bに示すように、入力した輝度信号（Y信号）の輝度値が低い画素については当該輝度値をより高く補正し、輝度値が高い画素については当該輝度値をより低く補正するガンマカーブである。

【0042】

また、第1のパターンのヒストグラムではないと判定した場合（ステップS3：No）には、モード設定部941は、ステップS2にて算出されたヒストグラムが第2のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する（ステップS6）。

図6Aは、第2のパターンのヒストグラムの一例を示す図である。

例えば、第2のパターンのヒストグラムでは、図6Aに示すように、ピークPEが少なくとも1つ存在する。また、当該少なくとも1つのピークPEは、明領域Ar2には位置しておらず、暗領域Ar1に位置している。

すなわち、モード設定部941は、ステップS6において、ステップS2にて算出されたヒストグラムからピークPEを頻度の高い順に3つ検出する。そして、モード設定部941は、当該検出した3つのピークPEのいずれのピークPEも明領域Ar2に位置しておらず、当該検出した3つのピークPEの少なくとも1つのピークPEが暗領域Ar1に位置しているか否かを判定する。これにより、モード設定部941は、ステップS2にて算出されたヒストグラムが第2のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する。

【0043】

第2のパターンのヒストグラムであると判定した場合（ステップS6：Yes）には、モード設定部941は、撮像部54の駆動モードを高感度モードに設定する（ステップS7）。そして、撮像制御部942は、第1伝送ケーブル6を介して撮像部54に制御信号を出力し、高感度モードで撮像部54を駆動させる。

ステップS7の後、制御部94は、Yガンマ補正でのYガンマカーブを高感度用Yガンマカーブに設定する（ステップS8）。そして、Yガンマ補正部9231は、RGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y、Cb/Cr信号）を構成する輝度信号（Y信号）に対して当該高感度用YガンマカーブによりYガンマ補正を施す。ステップS8の後、制御装置9は、ステップS1に戻る。

図6Bは、高感度用Yガンマカーブの一例を示す図である。

例えば、高感度用Yガンマカーブは、図6Bに示すように、入力した輝度信号（Y信号）の輝度値が高い画素については補正を行わず、輝度値が低い画素については当該輝度値をより高く補正するガンマカーブである。

【0044】

また、第2のパターンのヒストグラムではないと判定した場合（ステップS6：No）には、モード設定部941は、ステップS2にて算出されたヒストグラムが第3のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する（ステップS9）。

図7Aは、第3のパターンのヒストグラムの一例を示す図である。

例えば、第3のパターンのヒストグラムでは、図7Aに示すように、ピークPEが少なくとも1つ存在する。また、当該少なくとも1つのピークPEは、暗領域Ar1には位置しておらず、明領域Ar2に位置している。

すなわち、モード設定部941は、ステップS9において、ステップS2にて算出されたヒストグラムからピークPEを頻度の高い順に3つ検出する。そして、モード設定部941は、当該検出した3つのピークPEのいずれのピークPEも暗領域Ar1に位置しておらず、当該検出した3つのピークPEの少なくとも1つのピークPEが明領域Ar2に位置しているか否かを判定する。これにより、モード設定部941は、ステップS2にて算出されたヒストグラムが第3のパターンのヒストグラムであるか否かを判定する。

【0045】

第3のパターンのヒストグラムであると判定した場合（ステップS9：Yes）には、モード設定部941は、撮像部54の駆動モードを通常モードに設定する（ステップS10）。そして、撮像制御部942は、第1伝送ケーブル6を介して撮像部54に制御信号を出力し、通常モードで撮像部54を駆動させる。

10

20

30

40

50

ステップ S 1 0 の後、制御部 9 4 は、Y ガンマ補正での Y ガンマカーブを第 1 通常用 Y ガンマカーブに設定する（ステップ S 1 1）。そして、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号（Y, C_B / C_R 信号）を構成する輝度信号（Y 信号）に対して当該第 1 通常用 Y ガンマカーブにより Y ガンマ補正を施す。ステップ S 1 1 の後、制御装置 9 は、ステップ S 1 に戻る。

図 7 B は、第 1 通常用 Y ガンマカーブの一例を示す図である。

例えば、第 1 通常用 Y ガンマカーブは、図 7 B に示すように、入力した輝度信号（Y 信号）の輝度値が低い画素については補正を行わず、輝度値が高い画素については当該輝度値をより低く補正するガンマカーブである。

【 0 0 4 6 】

また、第 3 のパターン of ヒストグラムではないと判定した場合（ステップ S 9 : N o）には、モード設定部 9 4 1 は、ステップ S 2 にて算出されたヒストグラムが第 4 のパターン of ヒストグラムであると判定する。

図 8 A は、第 4 のパターン of ヒストグラムの一例を示す図である。

例えば、第 4 のパターン of ヒストグラムでは、図 8 A に示すように、ピーク P E が存在しない、あるいは、ピーク P E が存在していても当該ピーク P E は暗領域 A r 1 及び明領域 A r 2 のいずれにも位置していない。

そして、モード設定部 9 4 1 は、撮像部 5 4 の駆動モードを通常モードに設定する（ステップ S 1 2）。また、撮像制御部 9 4 2 は、第 1 伝送ケーブル 6 を介して撮像部 5 4 に制御信号を出力し、通常モードで撮像部 5 4 を駆動させる。

ステップ S 1 2 の後、制御部 9 4 は、Y ガンマ補正での Y ガンマカーブを第 2 通常用 Y ガンマカーブに設定する（ステップ S 1 3）。そして、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号（Y, C_B / C_R 信号）を構成する輝度信号（Y 信号）に対して当該第 2 通常用 Y ガンマカーブにより Y ガンマ補正を施す。ステップ S 1 3 の後、制御装置 9 は、ステップ S 1 に戻る。

図 8 B は、第 2 通常用 Y ガンマカーブの一例を示す図である。

例えば、第 2 通常用 Y ガンマカーブは、図 8 B に示すように、リニアであり、入力した輝度信号（Y 信号）をそのまま出力するガンマカーブである。すなわち、当該第 2 通常用 Y ガンマカーブでは、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 は、輝度信号（Y 信号）に対して Y ガンマ補正を行わない。

【 0 0 4 7 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、以下の効果を奏する。

本実施の形態 1 に係る医療用撮像装置 1 0 0 は、撮像部 5 4 の駆動モードを通常モード、H D R モード、及び高感度モードのいずれかに設定するモード設定部 9 4 1 を備える。

そして、観察に適した画像を表示している場合には、撮像部 5 4 の駆動モードを通常モードに設定する。一方、観察に適していない画像（明るい部分が白飛びした画像、暗い部分が黒潰れした画像、あるいは、鉗子やガーゼが被写体に入り込み全体的に明るくなった画像等）を表示している場合には、撮像部 5 4 の駆動モードを H D R モードまたは高感度モードに設定する。このように撮像部 5 4 の駆動モードを設定することで、観察に適した画像を表示することが可能となり、利便性の向上を図ることができる。

したがって、本実施の形態 1 に係る医療用撮像装置 1 0 0 によれば、感度の異なる複数の撮像素子を搭載する必要がなく、構造を複雑化させずに利便性の向上を図ることができる、という効果を奏する。

【 0 0 4 8 】

また、本実施の形態 1 に係る医療用撮像装置 1 0 0 では、モード設定部 9 4 1 は、画素毎の輝度信号（Y 信号）のヒストグラムに基づいて撮像部 5 4 の駆動モードを設定する。

このため、撮像部 5 4 にて撮像された画像が観察に適した画像であるか否かを適切に判別し、当該画像の状態（ヒストグラム）に応じた駆動モードに適切に設定することができる。例えば、全体に占める割合として明るい領域及び暗い領域の双方の割合が高い画像（図 5 A）である場合には、H D R モードに設定することができる。また、全体に占める割

10

20

30

40

50

合として暗い領域の割合が高い画像（図 6 A）である場合には、高感度モードに設定することができる。

【 0 0 4 9 】

また、本実施の形態 1 に係る医療用撮像装置 1 0 0 では、撮像部 5 4 にて撮像された画像における画素毎の輝度信号（Y 信号）に対して Y ガンマ補正を施す Y ガンマ補正部 9 2 3 1 を備える。また、当該 Y ガンマ補正での Y ガンマカーブは、撮像部 5 4 の駆動モードに応じて異なる（図 5 B , 図 6 B , 図 7 B , 図 8 B ）。

このため、撮像部 5 4 の駆動モードの変更とともに Y ガンマ補正を行うことにより、上述した観察に適した画像を表示することが可能となる、という効果をさらに高めることができる。

【 0 0 5 0 】

（実施の形態 2 ）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

図 9 は、図 2 に対応した図であって、本実施の形態 2 に係る医療用観察システム 1 A の概略構成を示す図である。

本実施の形態 2 に係る医療用観察システム 1 A（制御装置 9 A（信号処理部 9 2 A（Y C 処理部 9 2 3 A）））は、図 9 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した医療用観察システム 1 に対して、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 が省略されている点が異なるのみである。すなわち、本実施の形態 2 に係る医療用観察システム 1 A では、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号（Y , C_B / C_R 信号）を構成する輝度信号（Y 信号）に対して Y ガンマ補正を行わない。すなわち、本実施の形態 2 に係る制御装置 9 A の動作では、上述した実施の形態 1 で説明した制御装置 9 の動作（図 4）において、ステップ S 5 , S 8 , S 1 1 , S 1 3 が省略される。また、本実施の形態 2 に係る表示制御部 9 3 は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号（Y , C_B / C_R 信号）から表示用の映像信号を生成する。

そして、カメラヘッド 5、第 1 伝送ケーブル 6、及び制御装置 9 A は、本発明に係る医療用撮像装置 1 0 0 A（図 9）としての機能を有する。

【 0 0 5 1 】

以上説明した本実施の形態 2 のように Y ガンマ補正部 9 2 3 1 を省略した構成を採用した場合であっても、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏する。

【 0 0 5 2 】

（実施の形態 3 ）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

図 1 0 は、図 2 に対応した図であって、本実施の形態 3 に係る医療用観察システム 1 B の概略構成を示す図である。

本実施の形態 3 に係る医療用観察システム 1 B（制御装置 9 B（信号処理部 9 2 B（Y C 処理部 9 2 3 B）））では、図 1 0 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した医療用観察システム 1 に対して、マスクエッジ検出処理を実行するエッジ検出部 9 2 3 3 が追加されている。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 は、マスクエッジ検出処理を説明する図である。具体的に、図 1 1（a）は、撮像部 5 4 にて撮像された撮像画像 C I の一例を示す図である。図 1 1（b）は、図 1 1（a）に示した撮像画像 C I 中の水平ライン L 5 での輝度値の分布を示す図である。

ここで、生体内にて反射され、挿入部 2 内に集光された光（被写体像）は、断面略円形である。このため、撮像部 5 4 にて撮像された撮像画像 C I 内の被写体像 S I は、図 1 1（a）に示すように、略円形となる。すなわち、撮像画像 C I は、被写体像 S I と、当該

10

20

30

40

50

被写体像 S I 以外のマスク領域 M A (図 1 1 (a) の黒塗りの部分) とを含む。

そして、エッジ検出部 9 2 3 3 は、以下に示すマスクエッジ検出処理を実行することにより、被写体像 S I とマスク領域 M A との境界点 B P (図 1 1 (a)) を検出する。

具体的に、エッジ検出部 9 2 3 3 は、図 1 1 (a) に示すように、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) に基づいて、撮像画像 C I 内の複数本 (本実施の形態 3 では 1 4 本) の水平ライン L 1 ~ L 1 4 での輝度値の分布をそれぞれ検出する。ここで、撮像画像 C I において、被写体像 S I の領域は、マスク領域 M A よりも輝度値が高い。すなわち、例えば、水平ライン L 5 での輝度分布は、図 1 1 (b) に示すように、被写体像 S I とマスク領域 M A との 2 つの境界点 B P の間で輝度値が高くなり、その他の部分で輝度値が低くなる。このため、エッジ検出部 9 2 3 3 は、複数本の水平ライン L 1 ~ L 1 4 での輝度値の分布をそれぞれ検出することにより、被写体像 S I とマスク領域 M A との複数の境界点 B P を認識することができる。また、エッジ検出部 9 2 3 3 は、認識した複数の境界点 B P に基づいて、当該複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域を認識する。

【 0 0 5 4 】

また、本実施の形態 3 に係る Y ガンマ補正部 9 2 3 1 B は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) のうち、エッジ検出部 9 2 3 3 にて認識された複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素に相当する輝度信号 (Y 信号) に対してのみ、モード設定部 9 4 1 にて設定されたいずれかの Y ガンマカーブにより Y ガンマ補正を施す。そして、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 B は、エッジ検出部 9 2 3 3 にて認識された複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域以外の画素に相当する輝度信号 (Y 信号) に対して Y ガンマ補正を行わない。

さらに、本実施の形態 3 に係るヒストグラム算出部 9 2 3 2 B は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) のうち、エッジ検出部 9 2 3 3 にて認識された複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素毎の当該輝度信号 (Y 信号) のヒストグラムを算出する。

そして、カメラヘッド 5、第 1 伝送ケーブル 6、及び制御装置 9 B は、本発明に係る医療用撮像装置 1 0 0 B (図 1 0) としての機能を有する。

【 0 0 5 5 】

図 1 2 は、制御装置 9 B の動作を示すフローチャートである。

本実施の形態 3 に係る制御装置 9 B の動作では、図 1 2 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した制御装置 9 の動作 (図 4) に対して、ステップ S 1 4 が追加されているとともに、ステップ S 2 , S 5 , S 8 , S 1 1 , S 1 3 の代わりにステップ S 2 B , S 5 B , S 8 B , S 1 1 B , S 1 3 B が採用されている。このため、以下では、ステップ S 1 4 , S 2 B , S 5 B , S 8 B , S 1 1 B , S 1 3 B のみを説明する。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 4 は、ステップ S 1 の後に実行される。

具体的に、エッジ検出部 9 2 3 3 は、ステップ S 1 4 において、マスクエッジ検出処理を実行する。

ステップ S 1 4 の後、ステップ S 2 B において、ヒストグラム算出部 9 2 3 2 B は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) のうち、ステップ S 1 4 で認識された複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素毎の当該輝度信号 (Y 信号) のヒストグラムを算出する。

また、ステップ S 5 B , S 8 B , S 1 1 B , S 1 3 B では、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 B は、R G B 処理部 9 2 2 にて R G B 処理が施された画像信号 (Y , C_B / C_R 信号) を構成する輝度信号 (Y 信号) のうち、ステップ S 1 4 で認識された複数の境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素に相当する輝度信号 (Y 信号) に対してのみ、いずれかの Y ガンマカーブにより Y ガンマ補正を施す。

【 0 0 5 7 】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果の他、以下

10

20

30

40

50

の効果奏する。

ところで、マスク領域 M A 内の画素に相当する輝度信号 (Y 信号) に対して Y ガンマ補正を行うと、当該マスク領域 M A 内の黒色部分が正しく黒として表示されない所謂、黒浮が生じ、ノイズが目立ってしまう場合がある。

本実施の形態 3 に係る制御装置 9 B は、被写体像 S I とマスク領域 M A との境界点 B P を検出するエッジ検出部 9 2 3 3 を備える。そして、Y ガンマ補正部 9 2 3 1 B は、境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素に相当する輝度信号 (Y 信号) に対してのみ Y ガンマ補正を行う。

このため、マスク領域 M A に黒浮きが生じることがなく、撮像画像 C I を適切に表示することができる。

【 0 0 5 8 】

また、撮像画像 C I における全画素について画素毎の輝度信号 (Y 信号) のヒストグラムを算出した場合には、黒色となる輝度値の低いマスク領域 M A 内の各画素もカウントされるため、被写体像 S I の状態 (明るさ) を適切に判別することが難しい。

本実施の形態 3 に係る制御装置 9 B では、ヒストグラム算出部 9 2 3 2 B は、境界点 B P で囲まれる被写体像 S I の領域内の画素について、画素毎の輝度信号 (Y 信号) のヒストグラムを算出する。

このため、マスク領域 M A 内の各画素がカウントされないため、被写体像 S I の状態 (明るさ) を適切に判別することができる。したがって、当該ヒストグラムに基づいて、撮像部 5 4 を適切な駆動モードに設定することができ、さらに、Y ガンマカーブも適切に設定することができる。

【 0 0 5 9 】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

上述した実施の形態 1 では、硬性内視鏡 (挿入部 2) を用いた医療用観察システム 1 に本発明を適用していた。

これに対して、本実施の形態 4 では、挿入部の先端側に撮像部を有する所謂ビデオスコープを用いた医療用観察システムに本発明を適用している。

【 0 0 6 0 】

図 1 3 は、本実施の形態 4 に係る医療用観察システム 1 C の概略構成を示す図である。

本実施の形態 4 に係る医療用観察システム 1 C は、図 1 3 に示すように、生体内に挿入部 2 C を挿入することによって観察部位の体内画像を撮像して画像信号を出力する内視鏡 1 1 と、内視鏡 1 1 の先端から出射する照明光を発生する光源装置 3 と、内視鏡 1 1 から出力された画像信号を処理する制御装置 9 と、制御装置 9 に第 2 伝送ケーブル 8 を介して接続し、制御装置 9 にて処理された映像信号に基づく画像を表示する表示装置 7 とを備える。

【 0 0 6 1 】

内視鏡 1 1 は、図 1 3 に示すように、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 C と、挿入部 2 C の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 1 1 1 と、操作部 1 1 1 から挿入部 2 C が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置 3 及び制御装置 9 に接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 1 1 2 とを備える。

挿入部 2 C は、図 1 3 に示すように、先端部 2 2 と、先端部 2 2 の基端側に接続され、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 3 と、湾曲部 2 3 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 4 とを備える。

そして、先端部 2 2 内部には、具体的な図示は省略したが、上述した実施の形態 1 で説明した撮像部 5 4 と同様の構成が内蔵されている。また、操作部 1 1 1 内部には、具体的な図示は省略したが、上述した実施の形態 1 で説明した通信部 5 5 と同様の構成が内蔵されている。そして、先端部 2 2 (撮像部) にて撮像された画像信号は、操作部 1 1 1 及び

10

20

30

40

50

ユニバーサルコード 112 を介して、制御装置 9 に出力される。

そして、内視鏡 11 及び制御装置 9 は、本発明に係る医療用撮像装置 100C (図 13) としての機能を有する。

【0062】

以上説明した本実施の形態 4 のように軟性内視鏡 (内視鏡 11) を用いた場合であっても、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏する。

【0063】

(実施の形態 5)

次に、本発明の実施の形態 5 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1 と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

上述した実施の形態 1 では、硬性内視鏡 (挿入部 2) を用いた医療用観察システム 1 に本発明を適用していた。

これに対して、本実施の形態 5 では、被検体内部 (生体内) や被検体表面 (生体表面) の所定の視野領域を拡大して撮像する手術用顕微鏡を用いた医療用観察システムに本発明を適用している。

【0064】

図 14 は、本実施の形態 5 に係る医療用観察システム 1D の概略構成を示す図である。

本実施の形態 5 に係る医療用観察システム 1D は、図 14 に示すように、被検体を観察するための画像を撮像して画像信号を出力する手術用顕微鏡 12 と、手術用顕微鏡 12 から出力された画像信号を処理する制御装置 9 と、制御装置 9 に第 2 伝送ケーブル 8 を介して接続し、制御装置 9 にて処理された映像信号に基づく画像を表示する表示装置 7 とを備える。

【0065】

手術用顕微鏡 12 は、図 14 に示すように、被写体の微小部位を拡大して撮像し、画像信号を出力する顕微鏡部 121 と、顕微鏡部 121 の基端部に接続し、顕微鏡部 121 を回動可能に支持するアームを含む支持部 122 と、支持部 122 の基端部を回動可能に保持し、床面上を移動可能なベース部 123 とを備える。

そして、制御装置 9 は、図 14 に示すように、ベース部 123 に設置されている。

なお、ベース部 123 は、床面上に移動可能に設けるのではなく、天井や壁面等に固定して支持部 122 を支持する構成としてもよい。また、ベース部 123 は、手術用顕微鏡 12 から被写体に照射する照明光を生成する光源部を備えていてもよい。

【0066】

顕微鏡部 121 には、具体的な図示は省略したが、上述した実施の形態 1 で説明した撮像部 54 及び通信部 55 と同様の構成が内蔵されている。そして、顕微鏡部 121 (撮像部) にて撮像された画像信号は、支持部 122 に沿って配線された第 1 伝送ケーブル 6 を介して、制御装置 9 に出力される。

そして、手術用顕微鏡 12、第 1 伝送ケーブル 6、及び制御装置 9 は、本発明に係る医療用撮像装置 100D (図 14) としての機能を有する。

【0067】

以上説明した本実施の形態 5 のように手術用顕微鏡 12 を用いた場合であっても、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏する。

【0068】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態 1 ~ 5 によってのみ限定されるべきものではない。

図 15A ないし図 15D は、本実施の形態 1 ~ 5 の変形例 1 を示す図である。具体的に、図 15A は、図 3A に対応し、通常モードを説明する図である。図 15B 及び図 15C は、図 3B に対応し、HDR モードを説明する図である。図 15D は、図 3C に対応し、高感度モードを説明する図である。

10

20

30

40

50

上述した実施の形態 1 ~ 5 では、撮像素子 5 4 1 の全画素は、隣接する 4 つの画素 P_i を 1 組として複数組に組分けされていたが、1 組に含まれる画素 P_i の数は、4 つに限らず、その他の数でも構わない。例えば、図 1 5 A ないし図 1 5 D に破線で示したように、撮像素子 5 4 1 の全画素を、隣接する 9 つの画素 P_i (同一の列にそれぞれ 3 つの画素 P_i を有し、同一の行にそれぞれ 3 つの画素 P_i を有する 9 つの画素 P_i) を 1 組として複数組に組分けしても構わない。この際、R, G, B フィルタ 5 4 2 R, 5 4 2 G, 5 4 2 B は、図 1 5 A ないし図 1 5 D に示すように、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i で同一のフィルタとなり、当該 1 組 (9 つの画素 P_i) を 1 つの画素と考えた場合にベイア配列で配列されている。

【0069】

また、上記のように構成した場合での通常モード、HDRモード、及び高感度モードについて図 1 5 A ないし図 1 5 D を参照しつつ説明する。なお、図 1 5 A ないし図 1 5 D では、図 3 A ないし図 3 C に対応させて、各画素 P_i の色の濃さにより、当該各画素 P_i の露光時間を表現している (色が薄いほど露光時間が短い)。

通常モードである場合には、撮像素子 5 4 1 の全画素の露光時間は、図 1 5 A に示すように、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 60 [秒]) に設定される。そして、撮像部 5 4 は、各画素 P_i から出力した各画素信号をそれぞれ 1 画素の画素信号として出力する。

【0070】

図 1 5 B に示した HDR モードである場合には、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち図 1 5 B 中、最も上側にある 3 つの画素 P_{i3} の露光時間は、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 60 [秒]) に設定される。また、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち 3 つの画素 P_{i3} に隣接する 3 つの画素 P_{i4} の露光時間は、画素 P_{i3} の露光時間よりも短く、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 120 [秒]) に設定される。さらに、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち 3 つの画素 P_{i4} に隣接する 3 つの画素 P_{i5} の露光時間は、画素 P_{i4} の露光時間よりも短く、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 240 [秒]) に設定される。そして、撮像部 5 4 は、組毎に 1 組に含まれる 9 つの画素 $P_{i3} \sim P_{i5}$ の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ 1 画素 P_i' (図 1 5 B) の画素信号として出力する。

【0071】

または、図 1 5 C に示した HDR モードである場合には、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち 4 つの角部分に位置する画素 P_{i6} , P_{i7} を除く 5 つの画素 P_{i8} の露光時間は、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 60 [秒]) に設定される。また、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち図 1 5 C 中、上側の角部分に位置する画素 P_{i6} の露光時間は、画素 P_{i8} の露光時間よりも短く、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 120 [秒]) に設定される。さらに、撮像素子 5 4 1 の全画素において、1 組に含まれる 9 つの画素 P_i のうち図 1 5 C 中、下側の角部分に位置する画素 P_{i7} の露光時間は、画素 P_{i6} の露光時間よりも短く、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 240 [秒]) に設定される。そして、撮像部 5 4 は、組毎に 1 組に含まれる 9 つの画素 $P_{i6} \sim P_{i8}$ の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ 1 画素 P_i' (図 1 5 C) の画素信号として出力する。

【0072】

高感度モードである場合には、撮像素子 5 4 1 の全画素の露光時間は、図 1 5 D に示すように、全て同一 (例えば、フレームレートが 60 fps である場合には 1 / 60 [秒]) に設定される。そして、撮像部 5 4 は、組毎に 1 組に含まれる 9 つの画素 P_i の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ 1 画素 P_i' (図 1 5 D) の画素信号として出力する。

10

20

30

40

50

【0073】

図16は、本実施の形態1～5の変形例2を示す図である。具体的に、図16は、図3Aないし図3Cに対応し、撮像素子541の画素 P_i の配列状態を模式的に示した図である。

また、図16に破線で示したように、撮像素子541の全画素を、隣接する16個の画素 P_i （同一の列にそれぞれ4つの画素 P_i を有し、同一の行にそれぞれ4つの画素 P_i を有する16個の画素 P_i ）を1組として複数組に組分けしても構わない。この際、R、G、Bフィルタ542R、542G、542Bは、図16に示すように、1組に含まれる16個の画素 P_i で同一のフィルタとなり、当該1組（16個の画素 P_i ）を1つの画素と考えた場合にベイア配列で配列されている。

10

なお、上記のように構成した場合には、通常モードでは、撮像素子541の全画素の露光時間は、全て同一に設定される。そして、撮像部54は、各画素 P_i から出力した各画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。

また、HDRモードでは、撮像素子541の全画素において、1組に含まれる16個の画素 P_i のうち少なくともいずれかの画素 P_i は、他の画素 P_i とは異なる露光時間に設定される。そして、撮像部54は、組毎に1組に含まれる16個の画素 P_i の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。

さらに、高感度モードでは、撮像素子541の全画素の露光時間は、全て同一に設定される。そして、撮像部54は、組毎に1組に含まれる16個の画素 P_i の画素信号を加算した各加算画素信号をそれぞれ1画素の画素信号として出力する。

20

【0074】

図17は、本実施の形態1～5の変形例3を示す図である。

上述した実施の形態1～5では、撮像部54の駆動モードを通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかに自動で設定していたが、これに限らず、ユーザによる操作入力や、ユーザが発する声に応じて設定しても構わない。例えば、図17に示すように、表示装置7に表示されたメニュー画面MS上で、ユーザによる入力部95への操作や、カメラヘッド5に設けられた操作部（図示略）への操作により、ユーザが通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかを選択する構成を採用しても構わない。

【0075】

図18は、本実施の形態1～5の変形例4を示す図である。

30

上述した実施の形態1～5では、撮像素子541の全画素について、通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかの駆動モードで駆動させていたが、これに限らず、ユーザによる操作入力や、ユーザが発する声に応じた範囲のみを当該いずれかの駆動モードで駆動させても構わない。例えば、図18に示すように、表示装置7の表示画面SC上で、ユーザによる入力部95への操作や、カメラヘッド5に設けられた操作部（図示略）への操作により選択された選択範囲SR内の画素のみについて、当該いずれかの駆動モードで駆動させても構わない。なお、選択範囲SR外の画素については、例えば、通常モードで駆動させる。また、Yガンマ補正部9231は、RGB処理部922にてRGB処理が施された画像信号（Y、 C_B/C_R 信号）を構成する輝度信号（Y信号）のうち、当該選択範囲SR内の画素に相当する輝度信号（Y信号）に対してのみ当該いずれかの駆動モードに応じたYガンマカーブによりYガンマ補正を施す。

40

【0076】

上述した実施の形態1～5では、輝度信号（Y信号）のヒストグラムを算出し、当該ヒストグラムに基づいて、撮像部54を通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかの駆動モードに設定していたが、これに限らない。例えば、撮像部54にて撮像された画像全体の明るさを判定し、当該判定結果に応じて、撮像部54を通常モード、HDRモード、及び高感度モードのいずれかの駆動モードに設定しても構わない。

上述した実施の形態1～5では、撮像部54の駆動モードとして、通常モード、HDRモード、及び高感度モードの3つの駆動モードが設けられていたが、これに限らず、当該3つの駆動モードのうち2つの駆動モードのみを設けた構成を採用しても構わない。

50

【 0 0 7 7 】

上述した実施の形態 1 ~ 5 において、第 1 ~ 第 3 閾値 $T h 1 \sim T h 3$ を手動若しくは自動で変更可能とする構成を採用しても構わない。例えば、現時点での撮像部 5 4 の駆動モードが通常モードである場合と、HDRモードまたは高感度モードである場合とで、ヒストグラムを算出する際の全画素数が異なる（HDRモードまたは高感度モードである場合の方が通常モードである場合よりも全画素数が少ない）ため、現時点での撮像部 5 4 の駆動モードがHDRモードまたは高感度モードである場合には、通常モードである場合よりも第 1 閾値 $T h 1$ を自動的に低く変更する構成を採用しても構わない。

【 0 0 7 8 】

上述した実施の形態 1 ~ 5 において、信号処理部 9 2 , 9 2 A , 9 2 B、モード設定部 9 4 1、及び撮像制御部 9 4 2 を制御装置 9 , 9 A , 9 B の外部に設けても構わない。例えば、信号処理部 9 2 , 9 2 A , 9 2 B、モード設定部 9 4 1、及び撮像制御部 9 4 2 をカメラヘッド 5、コネクタ CN 1 , CN 2、内視鏡 1 1、手術用顕微鏡 1 2 に設けても構わない。

10

上述した実施の形態 1 ~ 5 において、モード設定部 9 4 1 が設定した駆動モードに応じて、光源装置 3 の調光制御を実行するように構成しても構わない。

【 0 0 7 9 】

上述した実施の形態 1 ~ 5、及び上述した変形例 1 , 2 において、HDRモードでの 1 組に含まれる各画素の露光時間の関係は、上述した実施の形態 1 ~ 5、及び上述した変形例 1 , 2 で説明した関係に限らない。当該 1 組に含まれる全ての画素の少なくともいずれかの画素を他の画素とは異なる露光時間としていれば、例えば、当該全ての画素の露光時間を異なる露光時間としても構わない。

20

上述した実施の形態 3 ~ 5 において、上述した実施の形態 2 と同様に、Yガンマ補正部 9 2 3 1 , 9 2 3 1 B を省略した構成を採用しても構わない。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

1 , 1 A ~ 1 D 医療用観察システム

2 , 2 C 挿入部

3 光源装置

4 ライトガイド

5 カメラヘッド

6 第 1 伝送ケーブル

7 表示装置

8 第 2 伝送ケーブル

9 , 9 A , 9 B 制御装置

1 0 第 3 伝送ケーブル

1 1 内視鏡

1 2 手術用顕微鏡

2 1 接眼部

2 2 先端部

2 3 湾曲部

2 4 可撓管部

5 1 レンズユニット

5 2 アイリス

5 3 駆動部

5 4 撮像部

5 5 通信部

9 1 通信部

9 2 , 9 2 A , 9 2 B 信号処理部

9 3 表示制御部

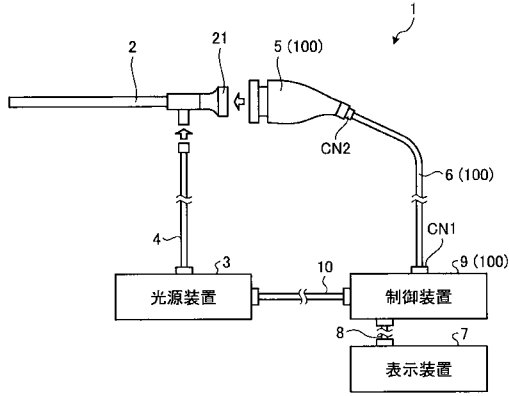
30

40

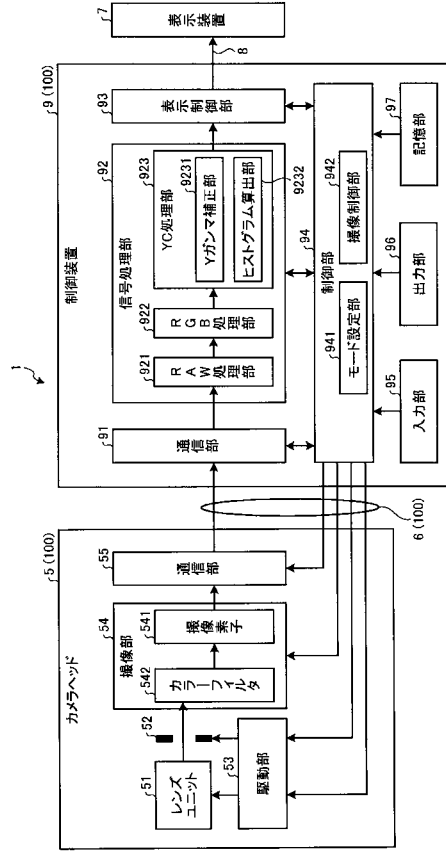
50

9 4	制御部	
9 5	入力部	
9 6	出力部	
9 7	記憶部	
1 0 0 , 1 0 0 A ~ 1 0 0 D	医療用撮像装置	
1 1 1	操作部	
1 1 2	ユニバーサルコード	
1 2 1	顕微鏡部	
1 2 2	支持部	
1 2 3	ベース部	10
5 4 1	撮像素子	
5 4 2	カラーフィルタ	
5 4 2 R	Rフィルタ	
5 4 2 G	Gフィルタ	
5 4 2 B	Bフィルタ	
9 2 1	RAW処理部	
9 2 2	RGB処理部	
9 2 3 , 9 2 3 A , 9 2 3 B	YC処理部	
9 4 1	モード設定部	
9 4 2	撮像制御部	20
9 2 3 1 , 9 2 3 1 B	Yガンマ補正部	
9 2 3 2 , 9 2 3 2 B	ヒストグラム算出部	
9 2 3 3	エッジ検出部	
A r 1	暗領域	
A r 2	明領域	
A r 3	中間領域	
B P	境界点	
C I	撮像画像	
C N 1 , C N 2	コネクタ	
L 1 ~ L 1 4	水平ライン	30
M A	マスク領域	
M S	メニュー画面	
P E	ピーク	
P i , P i ' , P i ' ' , P i 1 ~ P i 8	画素	
S C	表示画面	
S I	被写体像	
S R	選択範囲	
T h 1 ~ T h 3	第1 ~ 第3 閾値	

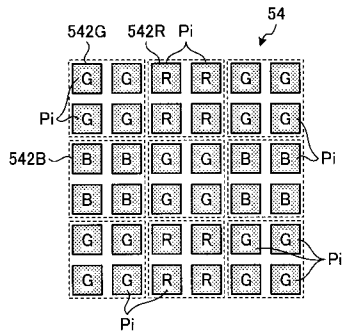
【 図 1 】



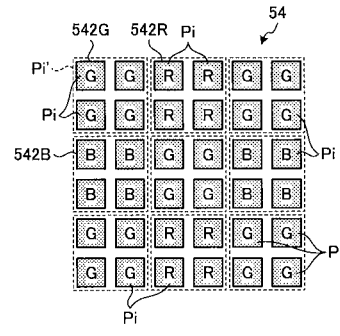
【 図 2 】



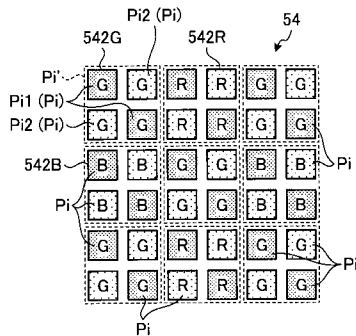
【 図 3 A 】



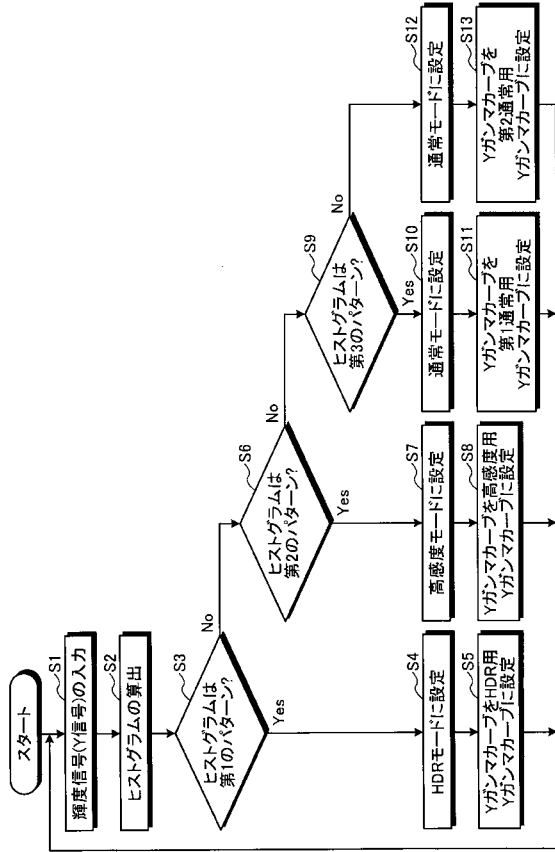
【 図 3 C 】



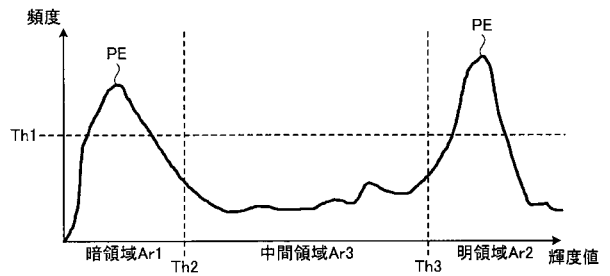
【 図 3 B 】



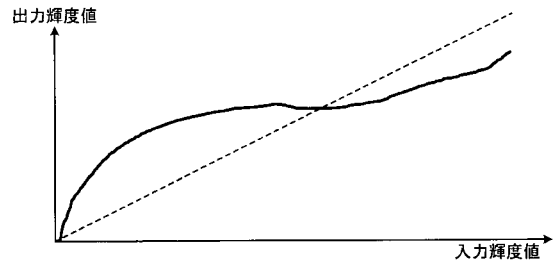
【 図 4 】



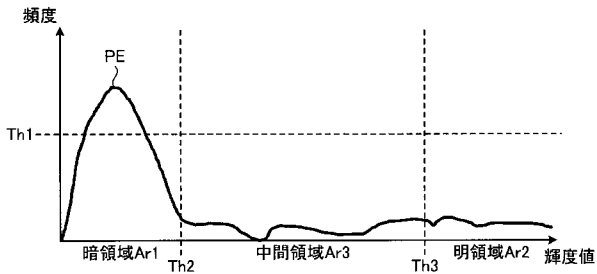
【 図 5 A 】



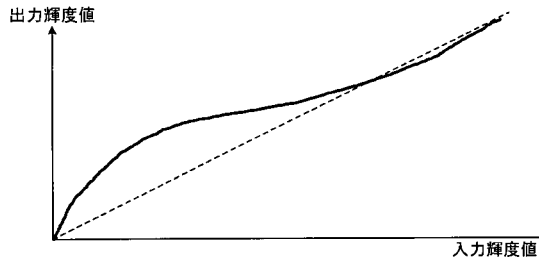
【 図 5 B 】



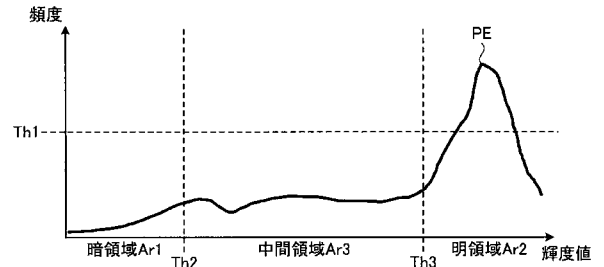
【 図 6 A 】



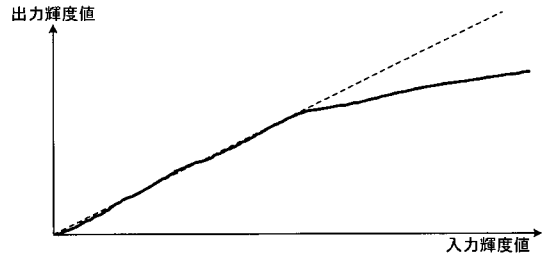
【 図 6 B 】



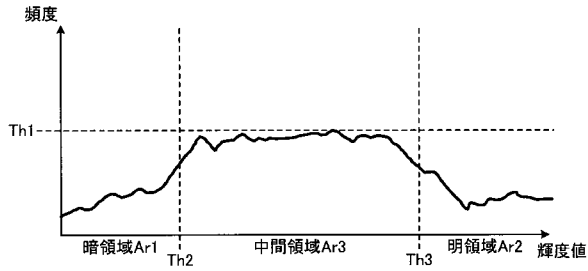
【 図 7 A 】



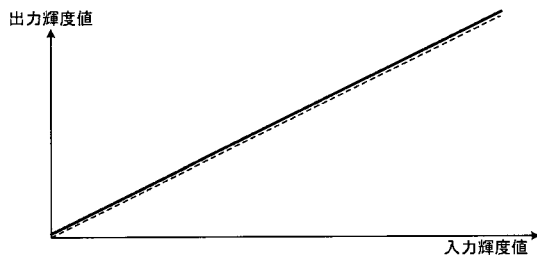
【 図 7 B 】



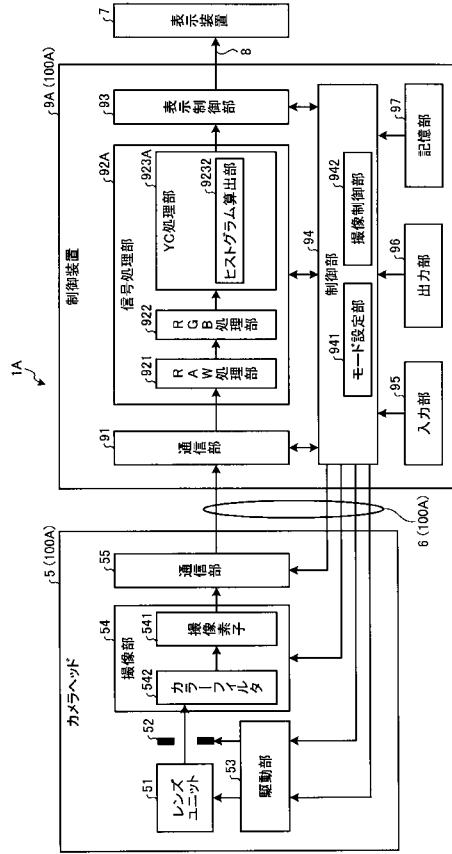
【図 8 A】



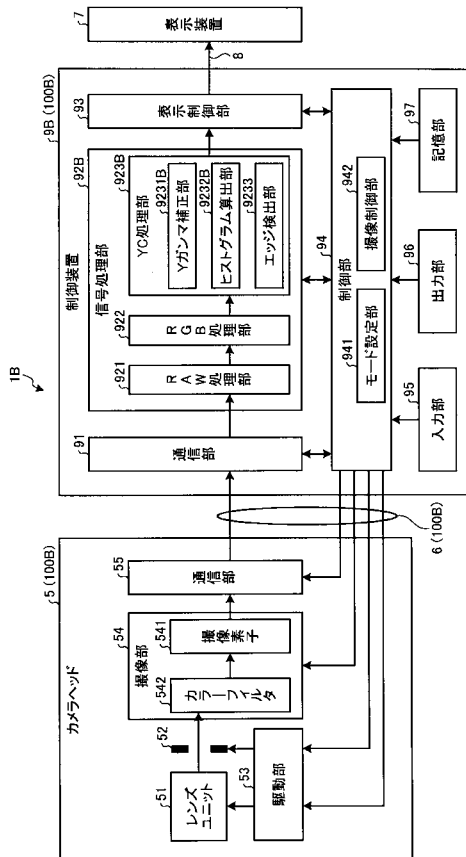
【図 8 B】



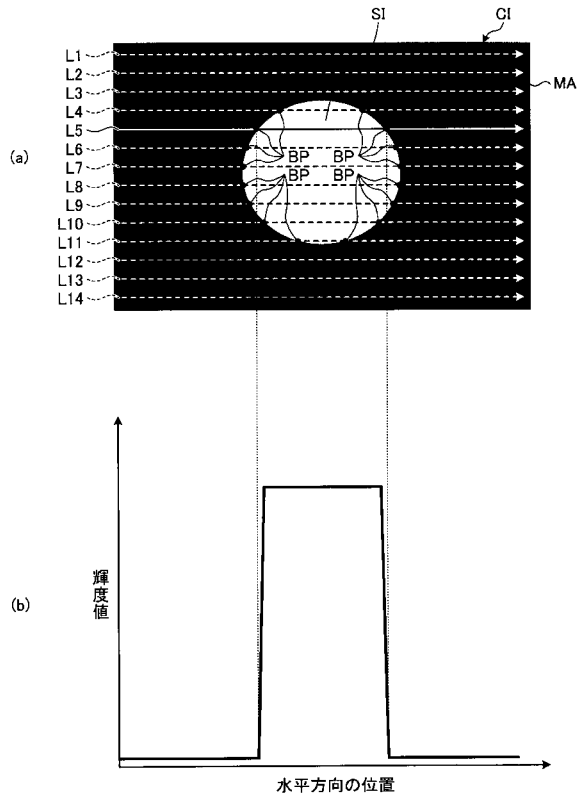
【図 9】



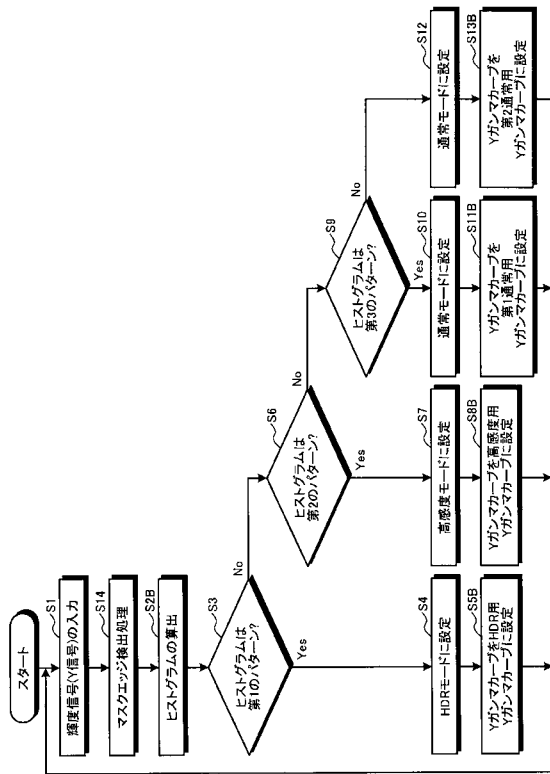
【図 10】



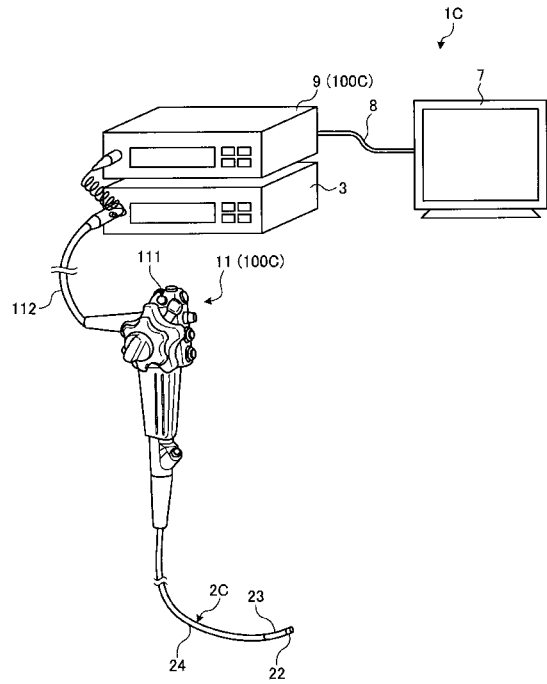
【図 11】



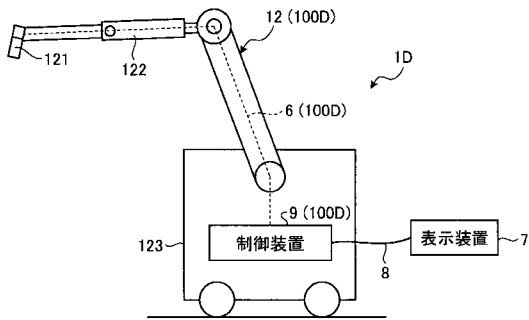
【 図 1 2 】



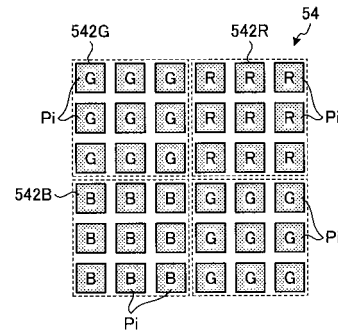
【 図 1 3 】



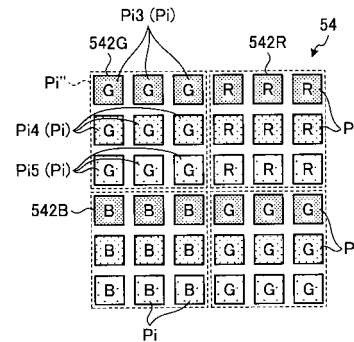
【 図 1 4 】



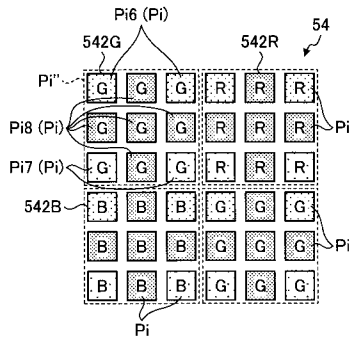
【 図 1 5 A 】



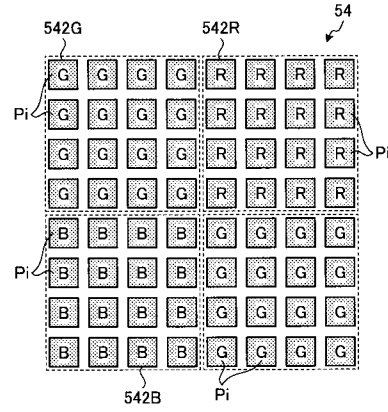
【 図 1 5 B 】



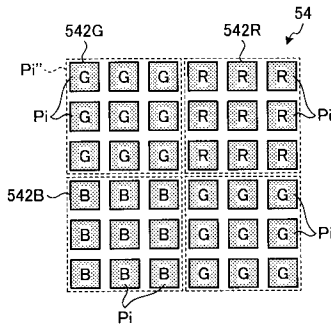
【 図 1 5 C 】



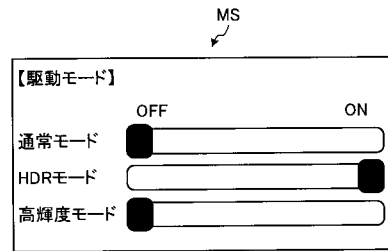
【 図 1 6 】



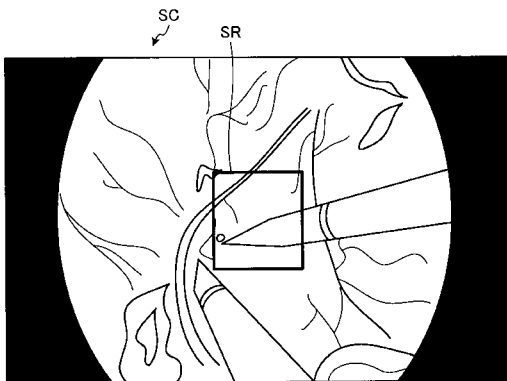
【 図 1 5 D 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



专利名称(译)	医学成像装置和医学观察系统		
公开(公告)号	JP2018138139A	公开(公告)日	2018-09-06
申请号	JP2017033933	申请日	2017-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	道畑泰平		
发明人	道畑 泰平		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/045 H04N5/2351 H04N5/2355 H04N5/35554 H04N7/183 H04N9/04511 H04N9/04551 H04N2005/2255 A61B1/00045 G06T5/003 G06T5/40 G06T7/0012 G06T7/13 H04N5/2256 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/045.632 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/SS06 4C161/SS10 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/TT02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提高便利性而不使结构复杂化。医学成像设备100包括模式设置单元941，其将成像单元54的驱动模式设置为第一至第三驱动模式之一。在第一和第三驱动模式中，使成像单元54中的所有像素的曝光时间相同。在第一驱动模式中，所有像素的每个像素的每个像素信号被输出作为一个像素的像素信号。在第二驱动模式中，多个相邻像素被分组为多个组，并且一组中包括的多个像素中的至少一个像素被设置为与其他像素不同的曝光时间。并且输出通过将每组中包括的一组像素信号与每组中包括的所有像素的像素信号相加而获得的每个相加像素信号作为一个像素的像素信号。在第三驱动模式中，通过将每组中包括的一组中包括的所有像素的像素信号相加而获得的每个相加像素信号输出为一个像素的像素信号。 .The

