

(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2015-192852
(P2015-192852A)

(43) 公開日 平成27年11月5日(2015.11.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 5	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2014-265778 (P2014-265778)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成26年12月26日(2014.12.26)	(74) 代理人	100076428 弁理士 大塚 康徳
(31) 優先権主張番号	特願2014-62729 (P2014-62729)	(74) 代理人	100112508 弁理士 高柳 司郎
(32) 優先日	平成26年3月25日(2014.3.25)	(74) 代理人	100115071 弁理士 大塚 康弘
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100116894 弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409 弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

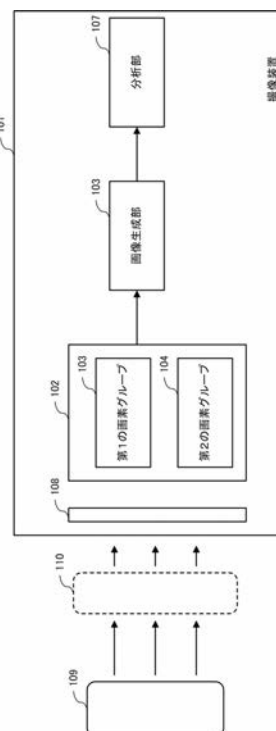
(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【要約】

【課題】近赤外において、互いに異なる波長特性を有する第1部分および第2部分を含む被検体における該第1部分および該第2部分を相互に識別して検査するために有利な撮像装置を提供する。

【解決手段】撮像装置は、第1画素および第2画素を含み、前記第1画素の受光感度は、近赤外の波長帯域における互いに異なる第1の波長および第2の波長のそれぞれの付近に極大値を有し、前記第2画素の受光感度は、前記第2の波長の付近に極大値を有し、前記第2画素の前記第1の波長における受光感度が、前記第1画素の前記第1の波長における受光感度の10%以下である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元状に配された複数の画素を有する撮像部を備える撮像装置であって、
 前記複数の画素は、第1画素および第2画素を含み、
 前記第1画素の受光感度は、近赤外の波長帯域における互いに異なる第1の波長および第2の波長のそれぞれの付近に極大値を有し、
 前記第2画素の受光感度は、前記第2の波長の付近に極大値を有し、
 前記第2画素の前記第1の波長における受光感度が、前記第1画素の前記第1の波長における受光感度の10%以下であることを特徴とする撮像装置。

10

【請求項 2】

前記第2画素の受光感度が、前記第1の波長には極大値を有さないことを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記複数の画素は、複数の前記第1画素および複数の前記第2画素を含み、前記撮像装置は、第1の画像と第2の画像を生成する画像生成部を有し、
 前記第1の画像は、前記複数の第1画素の信号を用いて生成した画像であり、
 前記第2の画像は、前記複数の第2画素の信号を用いて生成した画像であることを特徴とする請求項1または2に記載の撮像装置。

20

【請求項 4】

前記複数の第1画素と前記複数の第2画素は、前記第1の波長に吸光度の極大値を持つ第1部分と、前記第2の波長に吸光度の極大値を持つ第2部分とを有する被検体からの近赤外光を受光し、
 前記第1画素と前記第2画素とが隣接して配され、
 前記画像生成部は、相互に隣接する前記第1画素と前記第2の画素とのそれぞれの信号値の比に基づいて、前記被検体の前記第1部分と前記第2部分の少なくとも一方を検出することを特徴とする請求項3に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記画像生成部によって生成された前記第1の画像と前記第2の画像の少なくとも一方の時間的な変化を分析する分析部を更に備える、
 ことを特徴とする請求項3又は4に記載の撮像装置。

30

【請求項 6】

前記第1部分は動脈であり、前記第2部分は静脈である、
 ことを特徴とする請求項4又は5に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記第1部分は動脈であり、前記第2部分は静脈であり、
 前記撮像装置は、前記画像生成部によって生成された前記第1の画像の時間的な変化に基づいて脈動を検出する分析部を更に備える、
 ことを特徴とする請求項4又は5に記載の撮像装置。

40

【請求項 8】

前記撮像部に入射する背景光を除去する光学フィルタを更に備える、
 ことを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項 9】

近赤外の光を放射する光源を点灯させた状態で前記撮像部によって得られる画像と前記光源を消灯させた状態で前記撮像部によって得られる画像との差分を求めることによって背景光成分を除去する除去部を更に備える、
 ことを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項 10】

前記第2画素は、遮断波長以下の波長の光の感度を有しないように構成され、前記遮断

50

波長は、770 nm以上830 nm以下の範囲内である、
 ことを特徴とする請求項1乃至9のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項11】

前記第1の波長は前記第2の波長よりも小さい波長であって、
 前記複数の画素は、第3画素および第4画素を更に含み、前記第1画素、前記第3画素
 および前記第4画素によってカラー画像を取得するように構成されている、
 ことを特徴とする請求項1乃至10のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項12】

前記第1画素は赤色に感度を有する画素、前記第3画素は青色に感度を有する画素、前
 記第4画素は緑色に感度を有する画素である、
 ことを特徴とする請求項11に記載の撮像装置。

10

【請求項13】

前記第2画素が有する波長フィルタの近赤外の透過波長帯域と前記第3画素が有する波
 長フィルタの近赤外の透過波長帯域とが一致している、
 ことを特徴とする請求項11又は12に記載の撮像装置。

【請求項14】

2次元状に配された複数の画素を有する撮像部を備える撮像装置であって、
 前記複数の画素は、第1画素および第2画素を含み、
 前記第1画素の受光感度は、近赤外の波長帯域の第1の波長に最大値を有し、
 前記第2画素の受光感度は、前記第1の波長とは別の波長であって前記近赤外の第2の
 波長の付近に極大値を有し、
 前記第2の波長から前記第2の波長よりも長い所定波長までの帯域において、前記第1
 画素の受光感度と前記第2画素の受光感度との差が前記第1画素の受光感度の10%以内
 である、
 ことを特徴とする撮像装置。

20

【請求項15】

前記所定波長は、前記第1画素が、前記第2の波長における前記第1画素の受光感度の
 30%の感度を有する波長である、
 ことを特徴とする請求項14に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

複数の近赤外光を用いて、血液の酸素飽和度、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグ
 ロビンとの和に対する酸化ヘモグロビンの濃度比を測定する装置が知られている。パルス
 オキシメータおよび光トポグラフィーは、血液の酸素飽和度を利用する代表的な医療用装
 置である。

【0003】

40

特許文献1には、体動アーテファクトの影響を消去して、動脈血の酸素飽和度を高い精
 度で求めるパルスオキシメータが開示されている。このパルスオキシメータでは、5個の
 異なる波長の光を受光して、受光部から出力される各波長の透過光または反射光の変動分
 に基づいて、静脈血の変動および組織の変動の影響を消去する。

【0004】

特許文献2には、中赤外光を受光する第1の受光部と、遠赤外光を受光する第2の受光
 部とを有する赤外線撮像装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

50

【特許文献 1】特開 2005 - 95606 号公報

【特許文献 2】特開平 11 - 297973 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献 1 に記載の装置では、互いに異なる波長特性を有する第 1 部分および第 2 部分を含む被検体における該第 1 部分および該第 2 部分の位置を特定することができなかった。また、特許文献 2 に記載の装置では、第 1 の受光部と第 2 の受光部とを積層している。このため、第 1 の受光部と第 2 の受光部とが受光する光の波長を、中赤外光と遠赤外光のように離すことが求められる。従って特許文献 2 に記載の装置では、互いに近赤外の波長帯域に吸光度の極大値を持つ第 1 部分および第 2 部分を精度よく分離して検出することが難しかった。

10

【0007】

本発明は、近赤外の波長帯域において、互いに異なる波長特性を有する第 1 部分および第 2 部分を含む被検体における該第 1 部分および該第 2 部分を相互に識別して検査するために有利な撮像装置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】

【0008】

本発明の 1 つの側面は、2 次元状に配された複数の画素を有する撮像部を備える撮像装置に係り、前記複数の画素は、第 1 画素および第 2 画素を含み、前記第 1 画素の受光感度は、近赤外の波長帯域における互いに異なる第 1 の波長および第 2 の波長のそれぞれの付近に極大値を有し、前記第 2 画素の受光感度は、前記第 2 の波長の付近に極大値を有し、前記第 2 画素の前記第 1 の波長における受光感度が、前記第 1 画素の前記第 1 の波長における受光感度の 10% 以下である。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、互いに異なる波長特性を有する第 1 部分および第 2 部分を含む被検体における該第 1 部分および該第 2 部分を相互に識別して検査するために有利な撮像装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

30

【0010】

【図 1】第 1 実施形態の撮像装置の構成を示す図。

【図 2】第 1 実施形態の撮像装置に搭載された撮像部の撮像領域を模式的に示す図。

【図 3】第 1 画素および第 2 画素の受光感度特性を例示する図。

【図 4】光学フィルタのフィルタ特性と被検体からの光の波長特性とを例示する図。

【図 5】第 1 の画素グループを構成する複数の第 1 画素によって検出される光の波長成分 (a) および第 2 の画素グループを構成する複数の第 2 画素によって検出される光の波長成分 (b) を例示する図。

【図 6】被検体の一例としての腕を模式的に示す図。

【図 7】被検体の一部の画像を例示する図。

40

【図 8】波長に対する酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの分子吸光係数を例示する図。

【図 9】第 1 の画素グループを構成する複数の第 1 画素によって得られた第 1 画像 (a) および第 2 の画素グループを構成する複数の第 2 画素によって得られた第 2 画像 (b) を例示する図。

【図 10】第 1 画像および第 2 画像から生成された動脈の画像 (a) および静脈の画像 (b) を例示する図。

【図 11】動脈の画像の任意の部分の画素の値の時間的な変化を例示する図。

【図 12】分析部による脈拍数の検出シーケンスを例示する図。

【図 13】本発明の第 2 実施形態の撮像装置の構成を説明する図。

50

【図 1 4】撮像装置に搭載された撮像部の撮像領域を模式的に示す図。

【図 1 5】第 1、第 2、第 3 画素の受光感度特性を例示する図。

【図 1 6】第 1 の画素グループを構成する複数の第 1 画素によって得られる第 1 画像に含まれる波長成分 (a) および第 2 の画素グループを構成する複数の第 2 画素によって得られる第 2 画像に含まれる波長成分 (b) を例示する図。

【図 1 7】背景光成分の除去方法を例示する図。

【図 1 8】第 3 実施形態の撮像装置の構成を説明する図。

【図 1 9】第 3 実施形態の撮像装置に搭載された撮像部の撮像領域を模式的に示す図。

【図 2 0】第 3 実施形態の撮像部の第 1 画素および第 2 画素の受光感度特性を例示する図。

10

【図 2 1】第 3 実施形態の撮像部の第 1 画素および第 2 画素の受光感度特性と各光の波長との関係を例示する図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付図面を参照しながら本発明をその例示的な実施形態を通して説明する。

【0012】

(第 1 実施形態)

図 1 を参照しながら本発明の第 1 実施形態の撮像装置 101 の構成を説明する。撮像装置 101 は、複数の画素が 2 次元状に配された撮像部 102 を含む。撮像部 102 は、固体撮像装置 (イメージセンサ) でありうる。撮像部 102 は、第 1 の画素グループ 103 と第 2 の画素グループ 104 とを含む。第 1 の画素グループ 103 は、撮像領域に分散して配置された複数の第 1 画素 P1 を含む。第 2 の画素グループ 104 は、該撮像領域に分散して配置された複数の第 2 画素 P2 を含む。複数の第 1 画素 P1 は、近赤外の第 1 波長帯域の光に感度を有し、複数の第 2 画素 P2 は、近赤外の第 2 波長帯域の光に感度を有する。第 1 波長帯域と第 2 波長帯域とは、互いに異なるが、第 2 波長帯域の少なくとも一部が第 1 波長帯域に属する。また、第 1 画素 P1 の受光感度は、第 1 波長帯域における互いに異なる第 1 の波長および第 2 の波長のそれぞれの付近に極大値を有する。第 2 画素 P2 の受光感度は、第 2 の波長の付近に極大値を有する。

20

【0013】

第 1 波長帯域と第 2 波長帯域とが互いに異なるので、複数の第 1 画素 P1 を使って得られた第 1 画像および複数の第 2 画素 P2 を使って得られた第 2 画像の双方は、被検体 110 における互いに異なる波長特性を有する第 1 部分および第 2 部分の情報を含みうる。ここで、被検体 110 の第 1 部分は、第 1 の波長に吸光度 (分子吸光係数) の極大値を持ち、被検体 110 の第 2 部分は、第 2 の波長に吸光度の極大値を持つ。第 1 画素 P1 および第 2 画素 P2 の受光感度 (受光感度特性) は、検査目的の被検体 110 の第 1 部分および第 2 部分の吸光度 (分子吸光係数) に応じて決定されうる。つまり、第 1 画素 P1 は、第 1 部分および第 2 部分の情報を取得することができるように、第 1 の波長および第 2 の波長のそれぞれの付近に受光感度の極大値を有するように構成される。また、第 2 画素 P2 は、第 2 部分の情報を取得することができるように、第 2 の波長の付近に極大値を有するように構成される。

30

40

【0014】

撮像装置 101 は、画像生成部 105 を備えうる。画像生成部 105 は、第 1 画像および第 2 画像に基づいて、第 1 部分を示す画像および第 2 部分を示す画像の少なくとも一方を生成するように構成されうる。画像生成部 105 は、相互に隣接する第 1 画素 P1 および第 2 画素 P2 のそれぞれの信号の値の比率に基づいて第 1 部分を示す画素信号および第 2 部分を示す画素信号を生成しうる。第 1 画像は、複数の画素 P1 の信号と、該信号に基づいて補間等によって生成された信号とで構成されうる。第 2 画像は、複数の画素 P2 の信号と、該信号に基づいて補間等によって生成された信号とで構成されうる。

【0015】

撮像装置 101 は、画像生成部 105 によって生成された画像の時間的な変化を分析す

50

る分析部 107 を更に備えてもよい。一例において、第 1 部分は動脈であり、第 2 部分は静脈であり、分析部 107 は、画像生成部 105 によって生成された画像の時間的な変化に基づいて脈動を検出する。

【0016】

撮像装置 101 は、光学フィルタ 108 を備えてもよい。光学フィルタ 108 は、背景光を除去する。光学フィルタ 108 は、第 1 波長帯域および第 2 波長帯域を含む波長帯域の下限波長よりも低い波長の光を遮断する。

【0017】

撮像装置 101 は、光源 109 を備えてもよい。あるいは、撮像装置 101 は、光源 109 を制御可能に構成されてもよい。あるいは、光源 109 は、撮像装置 101 とは独立して操作あるいは制御されるように構成されてもよい。光源 109 は、近赤外を含む光を放射するように、例えば、近赤外および可視波長帯域を含む光を放射するように構成される。光源 109 から放射された光（照明光）は、被検体（例えば、人間または動物の一部）110 に照射され、被検体 110 を透過し又は被検体 110 によって反射されて撮像装置 101 の撮像部 102 に入射する。

10

【0018】

図 2 には、撮像部 102 の撮像領域 IA が模式的に示されている。撮像領域 IA には、第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 が分散して配置され、また、第 2 の画素グループ 104 を構成する複数の第 2 画素 P2 が分散して配置されている。なお、図 2 では、撮像領域 IA が 4 画素 × 4 画素で構成されているが、実際には、より多くの画素が配列される。図 2 に示された例では、横方向（行方向）および縦方向（列方向）の双方に関して、第 1 画素 P1 と第 2 画素 P2 とが交互に配列されているが、他の配列が採用されてもよい。

20

【0019】

図 3 (a) には、第 1 画素 P1 の受光感度特性が例示され、図 3 (b) には、第 2 画素 P2 の受光感度特性が例示されている。図 3 (a)、(b) において、横軸が波長であり、縦軸が感度である。第 1 の波長 λ_1 、第 2 の波長 λ_2 は、近赤外における互いに異なる波長である。一例において、 $\lambda_1 = 750 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$ である。第 1 画素 P1 の受光感度特性は、受光感度曲線 301 で示され、第 2 画素 P2 の受光感度特性は、受光感度曲線 302 で示される。この例では、受光感度曲線 302 は、第 1 画素 P1 の受光感度曲線 301 に対して受光特性 303 を掛け合わせた曲線である。ここで、受光特性 303 は、例えば、所定の遮断波長以下の波長を遮断する特性を有する。該遮断波長は、例えば、 $800 \text{ nm} \pm 30 \text{ nm}$ の範囲内（つまり、 770 nm 以上 830 nm 以下の範囲内）に設定される。受光感度曲線 301 は第 1 の波長 λ_1 の付近と第 2 の波長 λ_2 の付近にそれぞれ極大値を有する。また、受光感度曲線 302 は、第 2 の波長 λ_2 の付近に極大値を有する。

30

【0020】

図 4 には、光学フィルタ 108 のフィルタ特性 401 と被検体 110 からの光波長特性 402 とが例示されている。被検体 110 からの光は、光源 109 から放射され被検体 110 を透過した光または光源 109 から放射され被検体 110 で反射された光である。図 4 において、横軸は波長であり、縦軸は、フィルタ特性 401 については透過率、被検体 110 からの光については輝度である。光学フィルタ 108 のフィルタ特性 401 は、波長 λ_1 を遮断周波数として、波長 λ_1 より短い波長を透過しない特性である。光源 109 から放射される光は、波長 λ_1 および波長 λ_2 を含む波長帯域を有する。

40

【0021】

撮像装置 101 は、被検体 110 からの光によって撮像部 102 の撮像領域に形成される像を撮像し、これによって得られた画像に基づいて、例えば、動脈および静脈を識別し、脈動（脈拍）を検出する。

【0022】

被検体 110 からの光は、光学フィルタ 108 によって波長 λ_1 より短い波長の成分が

50

除去され、撮像部 102 の撮像領域に入射する。撮像部 102 は、第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 によって第 1 波長帯域の光を撮像した第 1 画像の情報と第 2 画素グループ 103 を構成する複数の第 2 画素 P2 によって第 1 波長帯域の光を撮像した第 2 画像の情報とを含む情報を出力する。ここで、撮像部 102 は、第 1 画像と第 2 画像とを分離して出力するように構成されてもよいし、第 1 画像と第 2 画像とが合成された画像を出力するように構成されてもよい。

【0023】

図 5 (a) には、第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 によって検出される光の波長成分が例示されている。換言すると、図 5 (a) には、第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 を使って得られる第 1 画像に対応する光の波長成分が例示されている。図 5 (a) の横軸は波長であり、縦軸は被検体 110 からの光の輝度である。被検体 110 からの光の波長特性 402 に光学フィルタ 108 のフィルタ特性 401 および第 1 画素 P1 の受光感度特性 301 を乗じた積に相当する光が複数の第 1 画素 P1 によって第 1 画像として検出される。

10

【0024】

図 5 (b) には、第 2 の画素グループ 104 を構成する複数の第 2 画素 P2 によって検出される光の波長成分が例示されている。換言すると、図 5 (b) には、第 2 の画素グループ 104 を構成する複数の第 2 画素 P2 を使って得られる第 2 画像に対応する光の波長成分が例示されている。図 5 (b) の横軸は波長であり、縦軸は被検体 110 からの光の輝度である。被検体 110 からの光の波長特性 402 に光学フィルタ 108 のフィルタ特性 401 および第 2 画素 P2 の受光感度特性 302 を乗じた積に相当する光が複数の第 2 画素 P2 によって第 2 画像として検出される。

20

【0025】

図 6 には、被検体 110 の一例としての腕が模式的に示されている。被検体 110 は、動脈（動脈血管）602 と、静脈（静脈血管）603 とを含む。図 7 (a) には、図 6 における矩形領域 604 に対応する拡大図が示されている。図 7 (b) には、図 7 (a) における Y1 - Y1' 線に沿った座標 X1 から座標 X4 までの区間に配置されている画素の信号の値 PV（即ち、光の強度 I）が例示されている。血管では、ヘモグロビンによって近赤外光が吸収されるため、座標 X1 から座標 X4 までの区間におけるデータ列 701 は、動脈 602 を横切る座標である X2 および静脈 603 を横切る座標である X3 において、信号の値が低下している。

30

【0026】

ここで、ヘモグロビンの吸光係数について説明する。肺に運ばれた血液に含まれるヘモグロビンは、酸素と結合して酸化ヘモグロビンとなり、動脈を經由して全身に運ばれる。一方、酸素と分離した還元ヘモグロビンは、静脈を經由して肺に運ばれる。図 8 には、波長（横軸）に対する酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの分子吸光係数（縦軸）が例示されている。801 は、還元ヘモグロビンの分子吸光係数特性を示し、802 は酸化ヘモグロビンの分子吸光係数特性を示す。

【0027】

ここで、静脈に多く含まれる還元ヘモグロビンは約 800 nm よりも短い波長において酸化ヘモグロビンよりも高い分子吸光係数を有する。一方、約 800 nm よりも長い波長において、動脈に多く含まれる酸化ヘモグロビンは還元ヘモグロビンよりも高い分子吸光係数を有する。したがって、約 800 nm よりも短い波長帯域の近赤外光成分で得られた画像と約 800 nm よりも長い波長帯域の近赤外光成分で得られた画像との差から、動脈と静脈の位置と形状の特定が可能となる。

40

【0028】

複数の第 1 画素 P1 を使って得られた第 1 画像および複数の第 2 画素 P2 を使って得られた第 2 画像は、互いに異なる波長特性を有する動脈（第 1 部分）および静脈（第 2 部分）の情報を含む。画像生成部 105 は、第 1 画像および第 2 画像に基づいて、動脈（第 1 部分）を示す画像および静脈（第 2 部分）を示す画像の少なくとも一方を生成する。

50

【 0 0 2 9 】

以下、動脈（第 1 部分）を示す画像および静脈（第 2 部分）を示す画像を得る方法を、具体例を通して説明する。図 9（a）には、第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 によって得られた第 1 画像の Y1 - Y1' 線に沿った座標 X1 から座標 X4 までの区間に配置されている画素の信号の値が例示されている。図 9（b）には、第 2 の画素グループ 104 を構成する複数の第 2 画素 P2 によって得られた第 2 画像の Y1 - Y1' 線に沿った座標 X1 から座標 X4 までの区間に配置されている画素の信号の値が例示されている。

【 0 0 3 0 】

ここで、 $\lambda_1 = 750 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$ とする。第 1 の画素グループ 103 を構成する複数の第 1 画素 P1 は、 $750 \text{ nm} \sim 800 \text{ nm}$ の帯域（還元ヘモグロビンの分子吸光係数が高い帯域）と、 800 nm 以上の帯域（酸化ヘモグロビンの分子吸光係数が高い帯域）の両者の光成分に感度を有している。したがって、第 1 画像は、還元ヘモグロビンの多い静脈の情報と酸化ヘモグロビンの多い動脈の情報の両方を含む。一方で、第 2 の画素グループ 104 を構成する複数の第 2 画素 P2 は、 800 nm 以上の帯域（酸化ヘモグロビンの吸光係数の高い帯域）の光成分のみに感度を有している。したがって、図 9（b）と図 9（a）とを比べると、図 9（b）の方が、酸化ヘモグロビンが多い動脈の座標 X2 における光の吸収が多い。

【 0 0 3 1 】

ここで、波長 λ_1 (750 nm) における静脈（還元ヘモグロビン）の分子吸光係数を μ_1 、波長 λ_2 (800 nm) における静脈（還元ヘモグロビン）の分子吸光係数を μ_2 とする。また、波長 λ_1 (750 nm) における動脈（酸化ヘモグロビン）の分子吸光係数を μ_3 、波長 λ_2 (800 nm) における動脈（酸化ヘモグロビン）の分子吸光係数を μ_4 とする。また、光源 109 から放射される光の波長 λ_1 (750 nm) の光強度と波長 λ_2 (800 nm) の光強度との比を既知の値 M とする。

【 0 0 3 2 】

また、波長 λ_1 (750 nm) における検出対象画素の周辺の画素の信号の値を I_{750} 、波長 λ_2 (800 nm) における検出対象画素の周辺の画素の信号の値を I_{800} とする。

【 0 0 3 3 】

波長 λ_1 (750 nm) の光の入射に対する第 1 画素 P1 の信号の値は、静脈の部分では、 $I_1 = (1 - \mu_1) \times I_{750}$ である。

【 0 0 3 4 】

波長 λ_2 (800 nm) の光の入射に対する第 1 画素 P1 の信号の値は、静脈の部分では、 $I_2 = (1 - \mu_2) \times I_{800}$ である。

【 0 0 3 5 】

波長 λ_1 (750 nm) の光の入射に対する第 1 画素 P1 の信号の値は、動脈の部分では、 $I_3 = (1 - \mu_3) \times I_{750}$ である。

【 0 0 3 6 】

波長 λ_2 (800 nm) の光の入射に対する第 1 画素 P1 の信号の値は、動脈の部分では、 $I_4 = (1 - \mu_4) \times I_{800}$ である。

【 0 0 3 7 】

波長 λ_2 (800 nm) の光の入射に対する第 2 画素 P2 の信号の値は、静脈の部分では、 $L_2 = (1 - \mu_2) \times I_{800}$ である。

【 0 0 3 8 】

波長 λ_2 (800 nm) の光の入射に対する第 2 画素 P2 の信号の値は、動脈の部分では、 $L_4 = (1 - \mu_4) \times I_{800}$ である。

【 0 0 3 9 】

したがって、静脈の部分が投影されている第 1 画素 P1 の信号の値は、 $I_1 + I_2 = (1 - \mu_1) \times I_{750} + (1 - \mu_2) \times I_{800} = \{ (1 - \mu_1) \times M + (1 - \mu_2) \times M \}$

10

20

30

40

50

$$1 - 800) \} \times I800 \quad \dots (1)$$

また、動脈の部分が投影されている第1画素P1の信号の値は、 $I3 + I4 = (1 - 750) \times I750 + (1 - 800) \times I800 = \{ (1 - 750) \times M + (1 - 800) \} \times I800 \quad \dots (2)$

また、静脈の部分が投影されている第2画素P2の信号の値は、 $L2 = (1 - 800) \times I800 \quad \dots (3)$

また、動脈の部分が投影されている第2画素P2の信号の値は、 $L4 = (1 - 800) \times I800 \quad \dots (4)$

よって、静脈の部分が投影されている、互いに隣接している第1画素P1と第2画素P2との信号の値の比率Kは、(1)と(3)から、

$$K = \{ (1 - 750) \times M + (1 - 800) \} \times I800 / \{ (1 - 800) \times I800 \} = \{ (1 - 750) / (1 - 800) \} \times M + 1$$

また、動脈の部分が投影されている、互いに隣接している第1画素P1と第2画素P2との信号の値の比率Kは、(2)と(4)から

$$K = \{ (1 - 750) \times M + (1 - 800) \} \times I800 / \{ (1 - 800) \times I800 \} = \{ (1 - 750) / (1 - 800) \} \times M + 1$$

ここで、一例として、既知の値を $M = 2$ 、 $750 = 0.4$ 、 $800 = 0.3$ 、 $750 = 0.2$ 、 $800 = 0.3$ とすると、

$$K(\text{静脈の部分}) = ((1 - 0.4) / (1 - 0.3)) \times 2 + 1 = (0.6 / 0.7) \times 2 + 1 = 2.7$$

$$K(\text{動脈の部分}) = ((1 - 0.2) / (1 - 0.3)) \times 2 + 1 = (0.8 / 0.7) \times 2 + 1 = 3.3$$

となる。よって、Kの値と閾値THとを比較することによって動脈と静脈とを識別することができる。例えば、閾値THを3として、隣接する第1画素P1と第2画素P2との信号の値の比率KがTHより大きければ、当該第1画素P1および第2画素P2が動脈の部分に相当すると判断することができる。そして、TH以下であれば、当該第1画素P1および第2画素P2が静脈の部分に相当すると判断することができる。ここで、Kの値の算出は、全ての画素について行う必要はない。例えば、第1画像の画素の値が所定値を下回っている部分を動脈または静脈が存在する部分であると判断し、当該部分を構成する画素(第1画素P1および第2画素P2)についてのみKの値を算出してもよい。

【0040】

つまり、画像生成部105は、第1の画素グループ103を構成する複数の第1画素P1を使って得られる第1画像と第2の画素グループ104を構成する複数の第2画素P2を使って得られる第2画像とに基づいて動脈および静脈を判断することができる。図10(a)には、画像生成部105によって第1画像および第2画像から生成された動脈の画像が例示されている。図10(b)には、画像生成部105によって第1画像および第2画像から生成された静脈の画像が例示されている。

【0041】

ここで、以上のようにして生成された動脈の画像に対して膨張処理をM回を行い、その後収縮処理をN回行うクロージング処理によって、ノイズ等に起因して途切れた血管経路を穴埋めし連続的な血管の画像を得ることができる。

【0042】

撮像部102は、被検体110の画像(第1画像および第2画像)の撮像および出力を繰り返して行うように構成されうる。これに応じて、画像生成部105は、動脈の画像および静脈の画像を繰り返して生成するように構成されうる。

【0043】

分析部107は、画像生成部105によって生成された画像の時間的な変化を分析する。分析部107は、例えば、画像生成部105によって生成された動脈の画像の時間的な変化を分析し、脈動を検出する。これは、動脈の画像の時間的な変化から周期成分を抽出することによってなされうる。より具体的には、図11に例示されるように、動脈の画像

の任意の部分の画素の値の時間的な変化から周期成分を抽出することができる。図 1 1 に示された例では、 $t = t_0$ 、 t_1 、 t_2 でほぼ等しいピーク値が表れていて、かつ、周期 t_w の周期性が存在する。この周期 t_w が脈拍の周期を表し、1 分間のピークの個数で脈拍数が求められる。

【 0 0 4 4 】

図 1 2 には、分析部 1 0 7 による脈拍数の検出シーケンスが例示されている。ステップ S 1 6 0 2 では、分析部 1 0 7 は、画像生成部 1 0 5 によって連続的に生成される複数の動脈の画像のそれぞれから所定座標に配置された画素の信号の値を抽出し、それらの時間的な変動を求める。ステップ S 1 6 0 3 では、分析部 1 0 7 は、ステップ S 1 6 0 2 で求めた信号の値の時間的な変動から複数のピークを検出する。ステップ S 1 6 0 4 では、分析部 1 0 7 は、ステップ S 1 0 4 で求めた複数のピーク間の時間間隔から周期を算出する。ステップ S 1 6 0 5 では、分析部 1 0 7 は、周期を脈拍数に換算する。

10

【 0 0 4 5 】

第 1 実施形態によれば、第 1 の画素グループ 1 0 3 と第 2 の画素グループ 1 0 4 とを撮像部 1 0 2 に設けることにより、第 1 の画素グループ 1 0 3 を使って得られる第 1 画像と第 2 の画素グループ 1 0 4 を使って得られる第 2 画像との同時性が確保される。したがって、被検体 1 1 0 と撮像装置 1 0 1 との相対位置の変動、光源 1 0 9 から放射される光の変動、外光の変化等の影響を受けにくい。

【 0 0 4 6 】

第 1 実施形態では、血液の酸素飽和度を利用して動脈の画像を得るが、本発明は、他の用途にも適用されうる。例えば、癌細胞の周辺には新生血管の増殖があり、酸化ヘモグロビンが多く存在し、還元ヘモグロビンの量が相対的に減少する。したがって、これを利用して癌細胞を示す画像を取得することができる。また、また、糖尿病時に見られるような末端の毛細血管への血液の循環が悪い場合には、血流が停滞した部分に還元ヘモグロビンが多い状況が見られることになる。したがって、これを利用して血液の循環の悪い部分の分布状況を示す画像を取得することができる。

20

【 0 0 4 7 】

また、第 2 画素 P 2 の受光感度特性 3 0 2 は、波長 1 の付近において極大値を有していない例を説明した。しかし、本実施形態において、第 2 画素 P 2 の受光特性 3 0 3 の遮断波長を波長 1 未満にして、受光感度特性 3 0 2 が波長 1 に極大値を有していても良い。この場合、第 1 画素 P 1 と第 2 画素 P 2 のそれぞれが出力する信号の差によって、被検体の第 1 部分が抽出できる程度に、第 2 画素 P 2 の波長 1 における受光感度が第 1 画素 P 1 の同波長における受光感度よりも小さければ良い。好ましくは、第 2 画素 P 2 の波長 1 における受光感度が、第 1 画素 P 1 の同波長における受光感度の 1 0 % 以下である。他の例として、第 1 画素 P 1 と第 2 画素 P 2 とが波長 1 において同等の受光感度を有するようにしてもよい。この場合は、波長 2 における受光感度が、第 1 画素 P 1 の方が、第 2 画素 P 2 よりも小さければ良い。好ましくは、第 1 画素 P 1 の波長 2 における受光感度が、同波長における第 2 画素 P 2 の受光感度の 1 0 % 以下である。第 1 画素 P 1 の波長 2 における受光感度が、同波長における第 2 画素 P 2 の受光感度の 1 0 % 以下である場合には、第 1 画像と第 2 画像とを実用上問題ない程度に分離できる。

30

40

【 0 0 4 8 】

また、以上の説明では、第 1 画素 P 1 の受光感度は近赤外の波長 1 の付近と波長 2 の付近の双方に極大値を有し、第 2 画素 P 2 の受光感度は近赤外の波長 2 の付近にのみ極大値を有していた。ここで、第 1 画素 P 1 の受光感度は近赤外の波長 1 の付近のみに極大値を有し、第 2 画素 P 2 の受光感度は近赤外の波長 2 の付近のみに極大値を有する例を比較例として考える。比較例では、画像生成部 1 0 5 は、第 1 画素 P 1 に基づく信号で第 1 画像を生成し、画像生成部 1 0 5 は、第 2 画素 P 2 に基づく信号に基づいて第 2 画像を生成し、第 1 画像から静脈を検出し、第 2 画像から動脈を検出する。

【 0 0 4 9 】

一方、本実施形態では図 3 (a) を参照しながら説明したように、第 1 画素 P 1 の受光

50

感度は近赤外の波長 1 の付近と波長 2 の付近の双方に極大値を有している。同一光量の近赤外線が図 3 (a) のように波長 1、 2 の付近の双方に受光感度を有する第 1 画素 P 1 と、波長 1 の付近のみに受光感度の極大値を有する画素 (比較例) とに入射する場合、図 3 (a) の受光感度を有する第 1 画素 P 1 の信号値の方が大きくなる。したがって、波長 1 の付近のみに極大値を有する場合に比して、図 3 (a) の受光感度を有する第 1 画素 P 1 は、S N 比を向上させることができる。

【 0 0 5 0 】

(第 2 実施形態)

図 1 3 を参照しながら本発明の第 2 実施形態の撮像装置 1 0 1 ' の構成を説明する。なお、第 2 実施形態として言及しない事項は、第 1 実施形態に従いうる。第 2 実施形態の撮像装置 1 0 1 ' は、光学フィルタ 1 0 8 の代わりに、画像処理によって背景光の成分を除去する除去部 1 7 0 1 を備えている。また、第 2 実施形態の撮像装置 1 0 1 ' は、被検体 1 1 0 を照明するための 2 つの光源 1 7 0 3、 1 7 0 4 を制御する光源制御部 1 7 0 2 を備えている。2 つの光源 1 7 0 3、 1 7 0 4 は、互いに異なる近赤外帯域の光を放射する。具体的には、光源 1 7 0 3 は、波長 1 と波長 2 との間の近赤外帯域の光を放射する。光源 1 7 0 4 は、波長 2 よりも長い近赤外帯域の光を放射する。

10

【 0 0 5 1 】

また、撮像部 1 0 2 ' は、第 1 の画素グループ 1 0 3、第 2 の画素グループ 1 0 4、第 3 の画素グループ 1 0 2 5、第 4 の画素グループ 1 0 2 6 を有する。図 1 4 には、撮像部 1 0 2 ' の撮像領域 I A ' が模式的に示されている。撮像領域 I A ' には、第 1 の画素グループ 1 0 3 を構成する複数の第 1 画素 R が分散して配置されている。第 1 画素 R は、赤色 (可視光) の波長帯域と近赤外帯域の両者に感度を有する画素である。撮像領域 I A ' にはまた、第 2 の画素グループ 1 0 4 を構成する複数の第 2 画素 P 2 が分散して配置されている。第 2 画素 P 2 は、近赤外帯域に感度を有する画素である。撮像領域 I A ' にはまた、第 3 の画素グループ 1 0 2 5 を構成する第 3 画素 B が分散して配置されている。第 3 画素 B は、青色 (可視光) の波長帯域に感度を有する画素である。第 3 画素 B は、青色 (可視光) の波長帯域の他、近赤外帯域にも感度を有するように構成されてもよい。撮像領域 I A ' にはまた、第 4 の画素グループ 1 0 2 6 を構成する第 4 画素 G が分散して配置されている。第 4 画素 G は、緑 (可視光) の波長帯域に感度を有する画素である。第 4 画素 G は、緑色 (可視光) の波長帯域の他、近赤外帯域にも感度を有するように構成されてもよい。

20

30

【 0 0 5 2 】

図 1 5 (a) には第 1 画素 R の受光感度特性が例示され、図 1 5 (b) には第 2 画素 P 2 の受光感度特性が例示されている。図 1 5 (c) には、第 3 画素 B が青色 (可視光) の波長帯域の他、近赤外帯域にも感度を有するように構成された場合における第 3 画素 B の受光感度特性が例示されている。図 1 5 (a)、(b)、(c) において、横軸が波長であり、縦軸が感度である。 1、 2 は、近赤外における互いに異なる波長である。第 1 画素 R の受光感度特性は、受光感度曲線 1 9 0 1 で示され、第 2 画素 P 2 の受光感度特性は、受光感度曲線 1 9 0 2 で示されている。また、第 3 画素 B の受光感度特性は、受光感度曲線 1 9 0 3 で示されている。一例において、 1 = 7 2 0 n m、 2 = 7 9 0 n m である。

40

【 0 0 5 3 】

ここで、第 3 画素 B が青色の波長帯域および近赤外帯域の両方に感度を有するように構成される場合、図 1 5 (b)、(c) に例示されるように、第 2 画素 P 2 が近赤外帯域を透過し始める波長を第 3 画素 B が近赤外帯域を透過し始める波長と一致させてもよい。つまり、第 2 画素 P 2 が有する波長フィルタの近赤外の透過波長帯域と第 3 画素 B が有する波長フィルタの近赤外の透過波長帯域とを一致させてもよい。この場合、第 2 画素 P 2 と第 3 画素 B とで近赤外帯域を透過する波長フィルタを形成するプロセスを共通化し、工数を低減するために有用である。

【 0 0 5 4 】

50

第2画素P2以外に赤、青、緑の可視光帯域に感度を有する画素R、B、Gを設けることで、近赤外帯域における血管画像の取得と同時に、被検体のカラー画像も取得することが可能になる。

【0055】

まず、背景光がない場合の撮像装置101'の動作を説明する。図16(a)には、第1の画素グループ103を構成する複数の第1画素Rによって得られる第1画像に含まれる波長成分が例示されている。この例では、光源1703が発光波長特性(波長と放射する光の輝度との関係)2001を有し、光源1704が発光波長特性2002を有する。第1画素Rの受光感度特性1901と発光波長特性2001との積を波長に関して積分した値と第1画素Rの受光感度特性1901と発光波長特性2002との積を波長に関して積分した値との和が第1画素Rで取得される光の成分に相当する。

10

【0056】

図16(b)には、第2の画素グループ104を構成する複数の第2画素P2によって得られる第2画像に含まれる波長成分が例示されている。第2画素P2の受光感度特性1902と発光波長特性2002との積を波長に関して積分した値第2画素P2で取得される光の成分に相当する。

【0057】

第1実施形態と同様に、画像生成部105は、第1画像と第2画像とに基づいて、第1部分(動脈)を示す画像および第2部分(静脈)を示す画像の少なくとも一方を生成することができる。より具体的には、画像生成部105は、例えば、第1画像と第2画像とに基づいて、動脈を示す画像を生成する。また、第2実施形態と同様に、分析部107は、画像生成部105によって生成された画像の時間的な変化を分析する。より具体的には、分析部107は、例えば、画像生成部105によって生成された動脈の画像の時間的な変化に基づいて脈拍数を求めることができる。

20

【0058】

次に、背景光が存在する場合の撮像装置101'の動作を説明する。背景光が存在する場合には、除去部1701が画像処理によって背景光成分を除去する。図17(a)、(b)には、第1の画素グループ103を構成する複数の第1画素Rによって得られる第1画像に含まれる波長成分が例示されている。ここで、図17(a)、(b)において、背景光は、2003として例示されている。図17(a)は、光源1703、1704を発光させたときの状態が例示され、図17(b)は、光源1703、1704を消灯させたときの状態が例示されている。

30

【0059】

背景光2003が存在する場合、図17(a)、(b)に例示されるように、第1の画素グループ103を構成する複数の第1画素Rを使って得られる第1画像には、背景光2003の成分が含まれる。そこで、除去部1701は、光源制御部1702を制御することによって光源1703、1704を点灯させた状態(図17(a))と光源1703、1704を消灯させた状態(図17(b))とで第1画像を取得する。そして、除去部1701は、光源1703、1704を点灯させた状態で得られる第1画像と光源1703、1704を消灯させた状態で得られる第1画像との差分を求めることにより背景光の成分を除去する。

40

【0060】

(第3実施形態)

蛍光法は、非侵襲的な計測や画像取得ができる生体の解析手法の一つであり、例えば、バイオ研究や医療応用等に用いられている。蛍光法とは、蛍光物質に特定の波長の光(励起光)を照射すると励起光より波長の長い蛍光が発生させ、この蛍光を観察するものである。第3実施形態は、蛍光法の応用例であり、より具体的には、可視波長の励起光を被検体に照射して、赤外波長で発生する蛍光を検出するものである。

【0061】

図18~21を参照しながら本発明の第3実施形態を説明する。第3実施形態では、生

50

体の特定部位に蛍光物質を注入し、第1の光源から励起光としての可視光を該特定部位に照射し、また、第2の光源から背景光としての近赤外光を該特定部位に照射する。そして、可視光である励起光を検出することなく、蛍光による近赤外画像と背景光による赤外画像とを同時に取得する。なお、第3実施形態として言及しない事項は、第2実施形態に従う。

【0062】

図18に示された第3実施形態の撮像装置101''は、第2実施形態の撮像装置101'とほぼ同様の構成を有するが、第3実施形態では、背景光を積極的に利用するため撮像装置101''の背景光の成分を除去する除去部1701を備えていない。あるいは、除去部1701を備えていても、除去部1701は使用されない。撮像部102''は、第1の画素グループ103'および第2の画素グループ104'を有する。

10

【0063】

図19には、撮像部102''の撮像領域IA''が模式的に示されている。撮像領域IA''には、第1の画素グループ103'を構成する複数の第1画素P3が分散して配置されている。第1画素P3は、第1の近赤外帯域に感度を有する画素である。撮像領域IA''にはまた、第2の画素グループ104'を構成する複数の第2画素P2が分散して配置されている。第2画素P2は、第2の近赤外帯域に感度を有する画素である。

【0064】

図20(a)には第1画素P3の受光感度特性が例示され、図20(b)には第2画素P2の受光感度特性が例示されている。図20(a)、(b)において、横軸が波長であり、縦軸が感度である。第1の波長 λ_1 および第2の波長 λ_2 は、近赤外帯域における互いに異なる波長である。第1画素P3は、図20(a)において実線で示された受光感度曲線1901を有する。受光感度特性1901において、 λ_1 より短い波長(2点鎖線で示された部分)における感度は、1点鎖線で示される特性によって遮断されていて、ほぼ0である。第2画素P2の受光感度特性は、図20(b)において、受光感度曲線1902で示されている。第2画素P2の受光感度特性は、説明のために、図20(a)にも点線で示されている。この例では、 $\lambda_1 = 700 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$ とする。

20

【0065】

図21(a)、(b)には、第3実施形態で使用される光の波長分布と第1画素P3、第2画素P2の受光感度特性との関係が示されている。図21(a)、(b)において、 λ_3 は第1の光源1703からの励起光としての可視光の波長であり、 λ_4 は励起されて発生した近赤外光である蛍光の波長であり、 λ_5 は第2の光源1704からの背景光としての近赤外光の波長である。この例では、 $\lambda_3 = 650 \text{ nm}$ 、 $\lambda_4 = 750 \text{ nm}$ 、 $\lambda_5 = 850 \text{ nm}$ とする。

30

【0066】

波長 λ_3 を中心とする第1の光源1703から光および波長 λ_5 を中心とする第2の光源1704からの光は、狭い波長分布を有する。このような光を放射する第1の光源1703および第2の光源1704は、レーザーまたはLEDでありうる。第1の光源1703から放射される光によって励起されて発生する蛍光も、波長 λ_4 を中心とする狭い波長分布を有する。

40

【0067】

励起光は可視波長であり、第1画素P3および第2画素P2とも可視波長に感度を有しない。したがって、励起光は、第1画素P3および第2画素P2によっては検出されない。一方、赤外波長である蛍光と背景光のうち波長の長い背景光は、第1画素P3および第2画素P2の両方で検出される。ここで、第1画素P3および第2画素P2は、第2の波長 λ_2 から該第2の波長 λ_2 より長い所定波長までの所定帯域においては、ほぼ同一の受光感度特性を有するので、背景光は、第1画素P3および第2画素P2によって同じ強度レベルとして検出される。一方、蛍光は、第1画素P3では遮断される波長であるため、第2画素P2でのみ検出される。蛍光は微弱なため、背景光によるノイズにうもれてしまう場合がある。このため、第1画素P3からのみ得られたデータを補間して1枚目の画像

50

(画像A)を生成し、第2画素P2からのみ得られたデータを補間して2枚目の画像(画像B)を生成し、両者の差分を画素単位で演算する。これにより、蛍光部位のみの画像(画像C)を得ることができる。つまり、画像Aと画像Bの差分を演算することによって蛍光部位のみの画像Cを得ることができる。

【0068】

蛍光部位のみの画像Cと背景光のみの画像Bを得た後、蛍光部位のみの画像Cに色をつけた画像C'と画像Bとを合成することで、生体内で該当する蛍光に反応する部位がどのように分布するかをわかりやすく視覚化した画像Dを得ることができる。

【0069】

以上のように、第3実施形態によれば、1つの撮像部を使って蛍光部の画像と生体内部の画像とを同時に得ることができる。これは、動いている生体の観察(例えば、動く心臓における蛍光材が注入された血管と周囲組織との観察や、動く動物における特定の蛍光材が注入された体内部位とその周囲の部位との観察等)に有効である。

10

【0070】

通常の場合、励起光を遮断して蛍光がある部位の画像のみを検出するが、この場合、蛍光が発生した部位以外の視覚化ができないため、蛍光領域以外の生体内等の周囲状況との関係が把握できない。あるいは、検出する蛍光と同じ赤外波長の周囲環境からの光がある場合は、蛍光部位以外の生体内部の画像も同時に得られるが、蛍光部位と切り分けられないため、ノイズとなってしまう。また、可視光と赤外蛍光を同時に撮像するカメラは実用化されているが、赤外の蛍光と同時に得られるのは可視光なので、生体内部の同時可視化はできず生体表面状況を観察することにとどまるものである。

20

【0071】

第3実施形態では、第1画素P3の受光感度特性は、第2画素P2の受光感度特性における感度を有する部分に近接した帯域に感度を有する。第2画素P2の受光感度特性は、赤外波長に極大値を有する。一方、第1画素P3の受光感度特性は、極大値を有しないが、第2画素P2の受光感度特性が極大値を示す波長よりも短い波長に最大値を有する。また、第2の波長 λ_2 から第2の波長 λ_2 よりも長い所定波長までの帯域(内の任意の波長)において、第1画素P3の受光感度と第2画素P2の受光感度とは、ほぼ等しい。ここで、「ほぼ等しい」とは、任意の波長において、第1画素P3の受光感度と第2画素P2の受光感度との差が第1画素P3の受光感度の10%以内であることを意味するものとする。前記の所定波長は、第1画素P3が、第2の波長 λ_2 における第1画素P3の受光感度の30%の感度を有する波長でありうる。

30

【0072】

第3実施形態で示した撮像部は、例えば、以下のように作成することができる。まず、第1画素P3と第2画素P2とに対して、可視光カットのための同一の可視光カットフィルタが設けられる。これにより、すべての画素の波長特性は、可視光の赤波長より短い波長を遮断する特性となる。さらに、第2画素P1にのみ、赤外波長 λ_2 より短い波長を遮断する特性を有するフィルタが、例えばカラーフィルタ形成工程において、画素単位で設けられる。2つの異なる赤外帯域を有する画素群を1つの撮像部の表面に形成する方法は、既存のCCDやCMOS撮像素子を作成する半導体プロセスで容易に実現でき、低コストで作成することができる利点がある。また、波長 λ_2 より長い帯域は、両方の画素群の受光感度特性がほぼ等しい。よって、画像Aと画像Bとの差分を演算する際に規格化などを行わず単純な引き算で行うことができるなど、演算が容易になるとともに、余計な演算をすることでの演算誤差も少なくなるため、検出精度も高まる利点がある。特に蛍光は微弱なので背景光と分離するとき有効である。第3実施形態の撮像部あるいは撮像装置は、低コストで製造でき、出力された信号の演算が容易であり、検出精度が高いという利点を有する。

40

【0073】

第3実施形態は、第2実施形態で例示したような近赤外に感度を有する第2画素P2以外に赤、青、緑の可視光帯域に感度を有する画素R、B、Gを備える撮像部にも適用可能

50

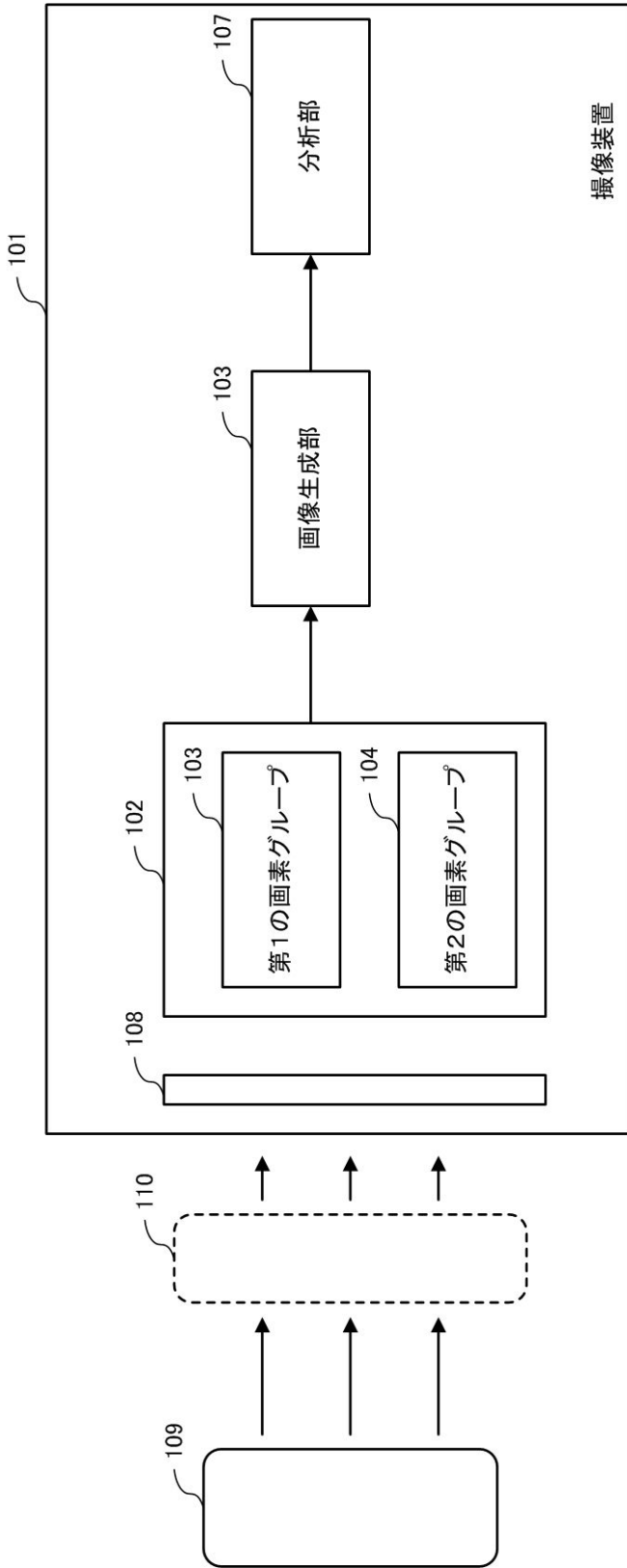
である。例えば、R画素が有する赤から近赤外にわたる帯域が第2画素P2の受光感度特性における極大値を示す部分を包含した特性を有し、第2画素P2の受光感度特性が極大値を示す波長よりも短い波長に最大値を有するように撮像部が構成されうる。このような撮像部においても、上述の効果が得られるとともに、さらに近赤外帯域における血管画像の取得と同時に、被検体のカラー画像も取得することができる。

【符号の説明】

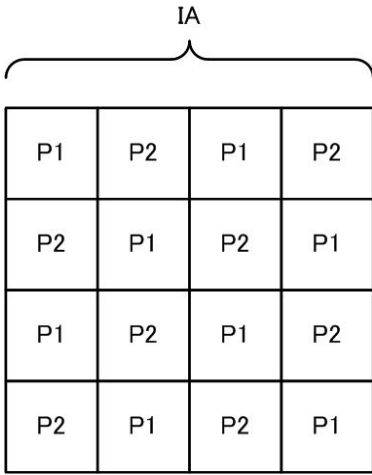
【0074】

P1：第1画素、P2：第1画素、102：撮像部

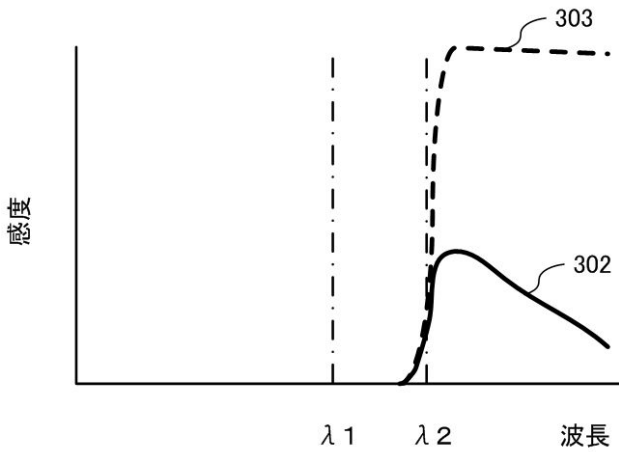
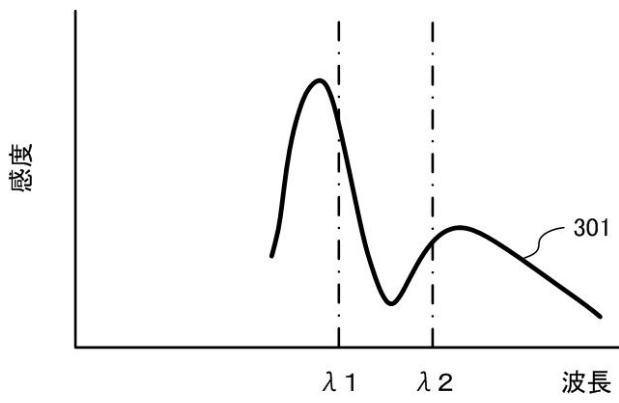
【図1】



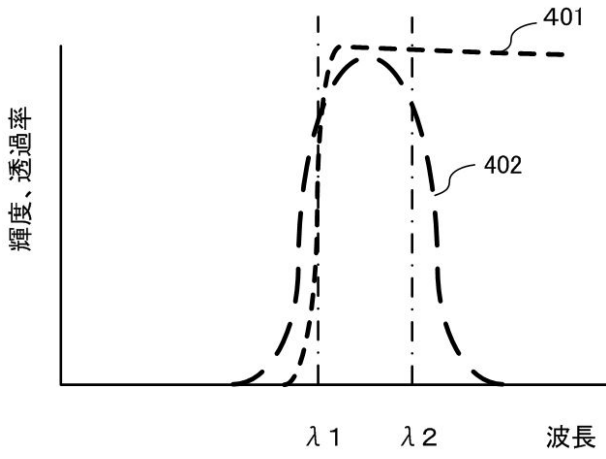
【 図 2 】



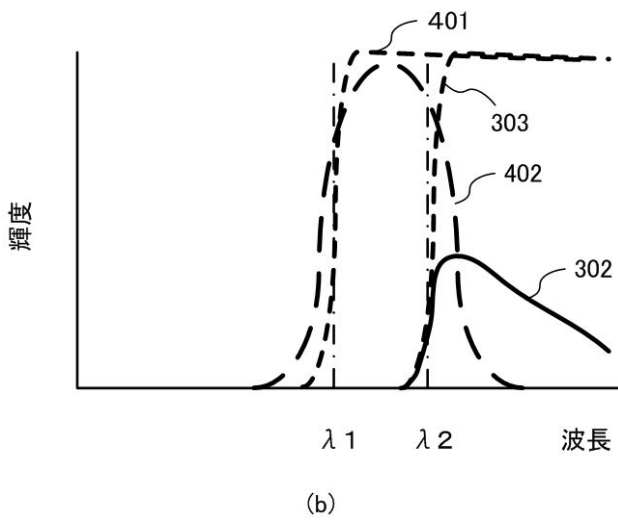
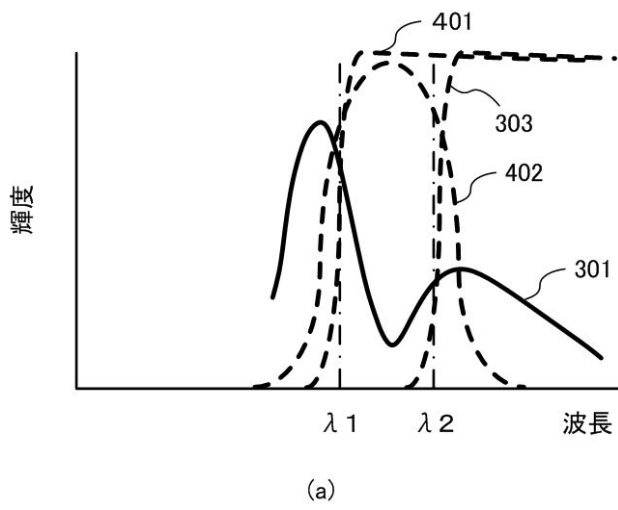
【 図 3 】



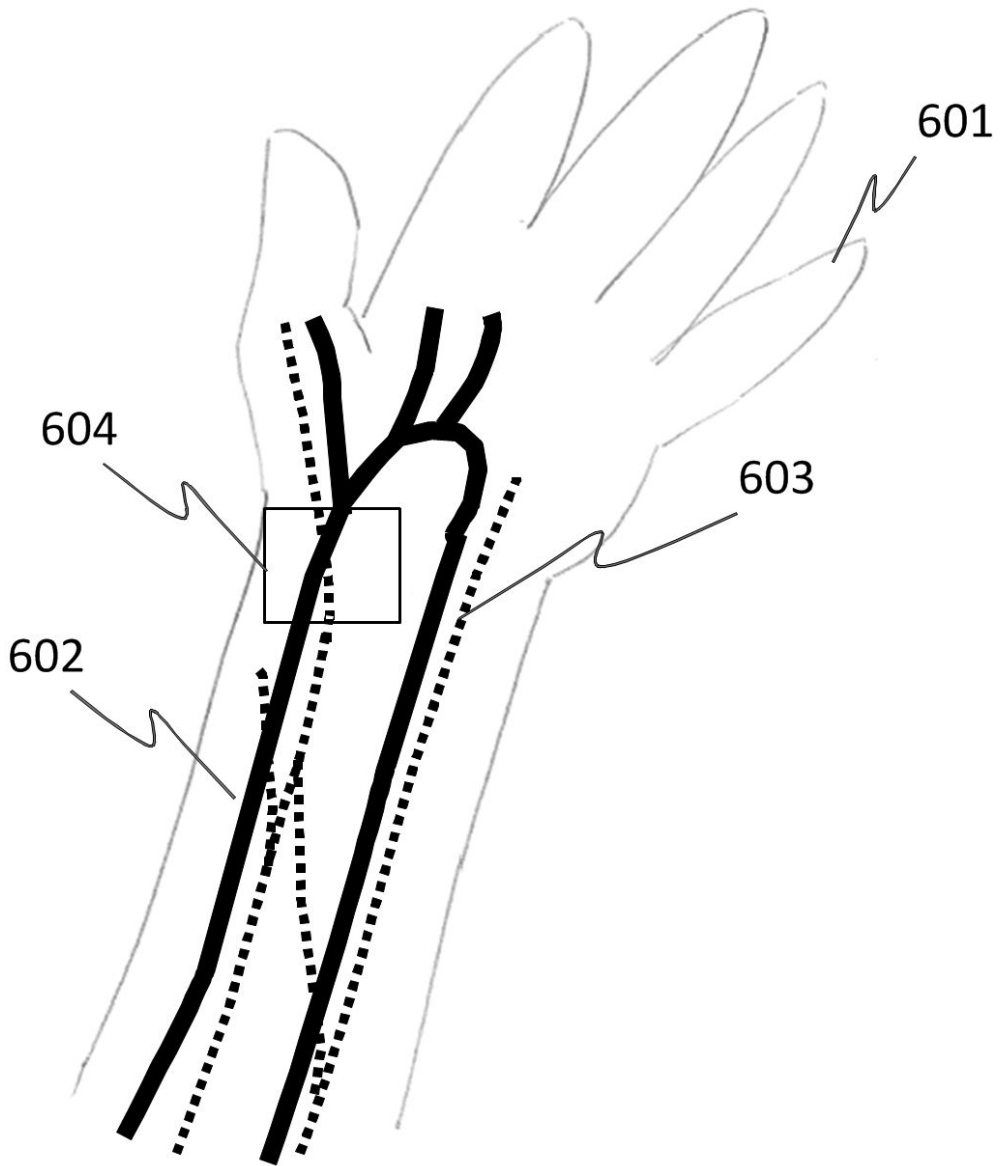
【 図 4 】



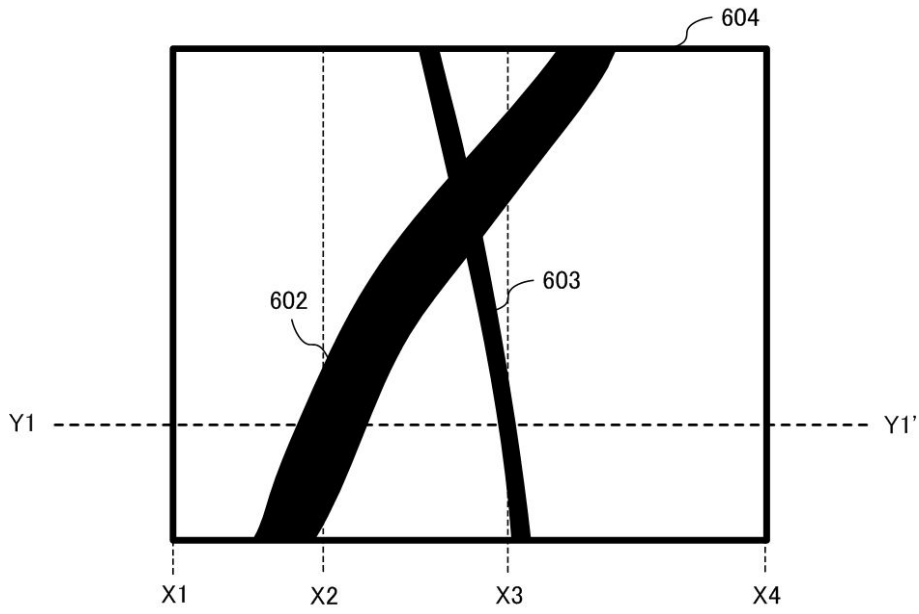
【 図 5 】



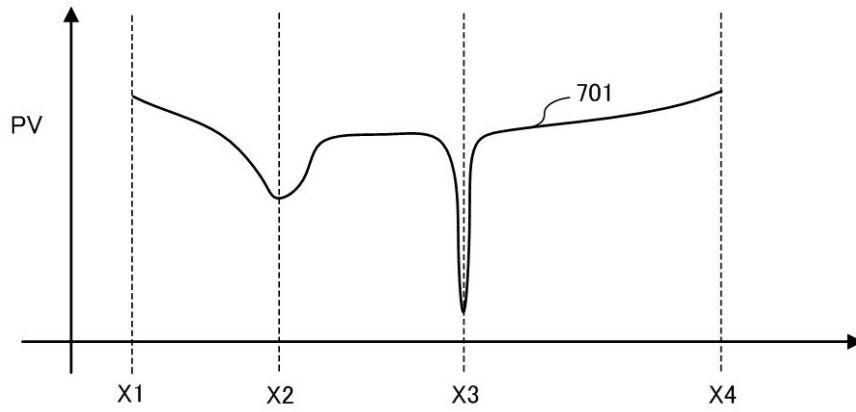
【 図 6 】



【 図 7 】

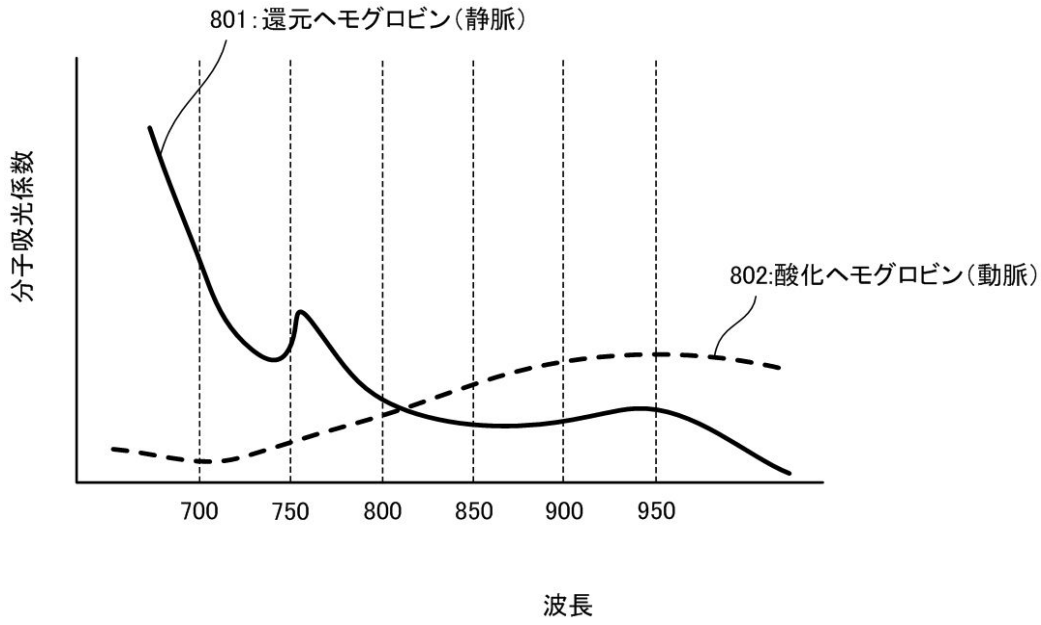


(a)

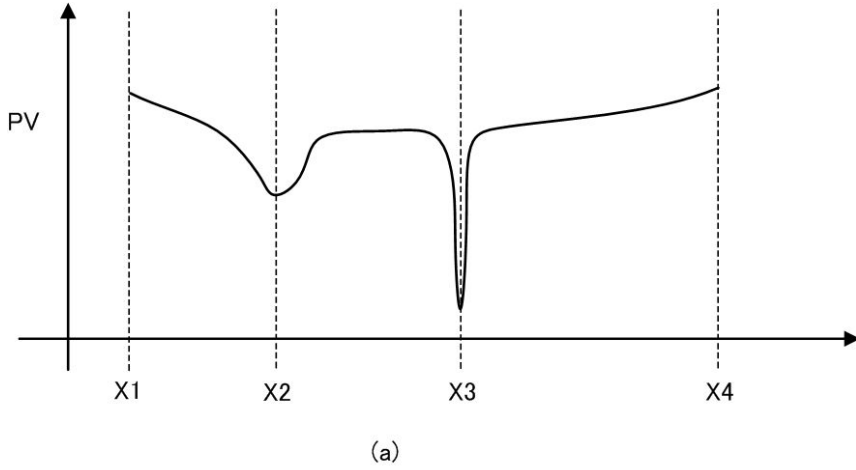


(b)

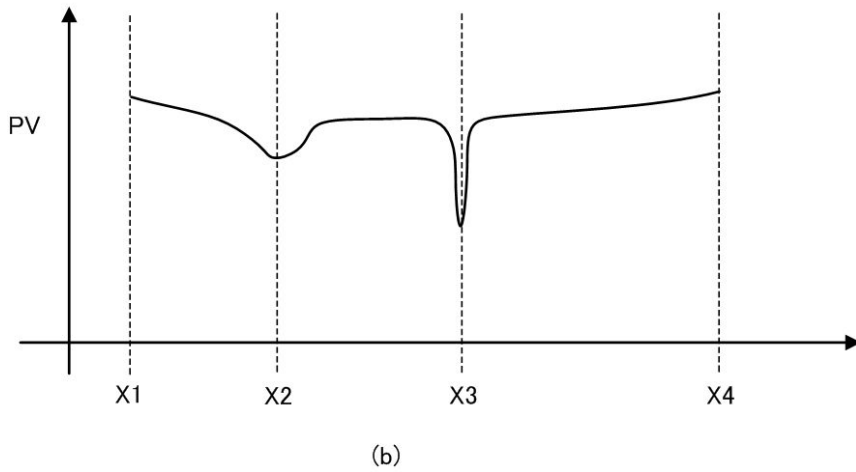
【 図 8 】



【 図 9 】

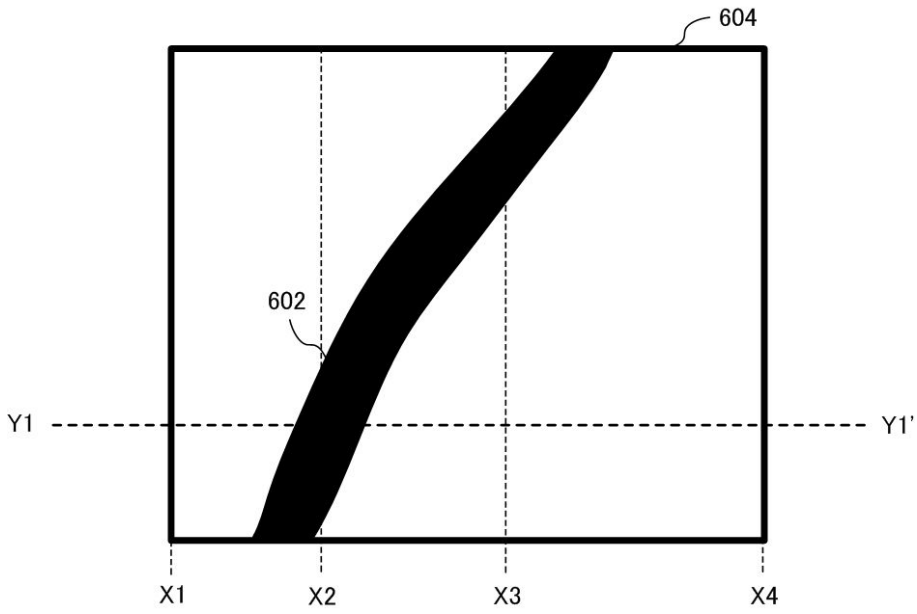


(a)

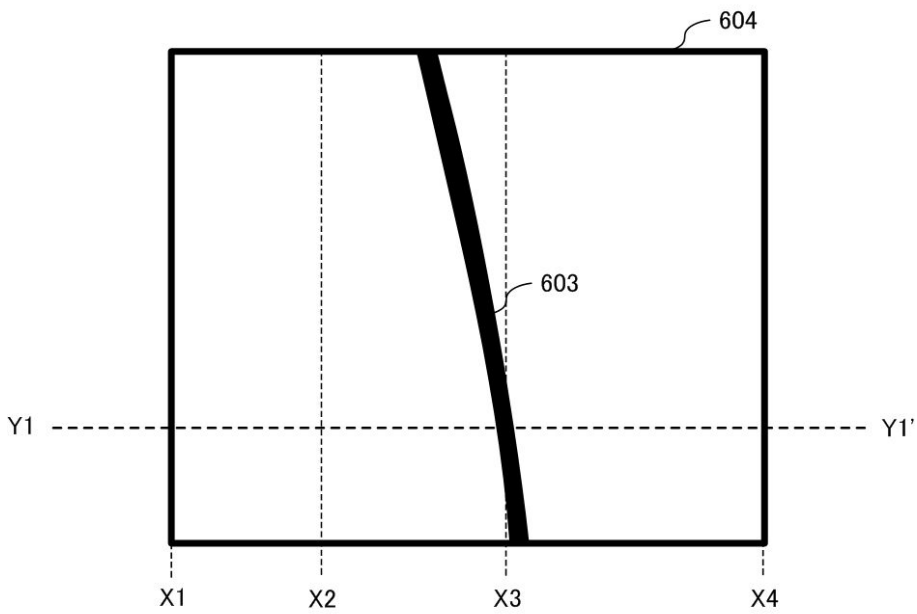


(b)

【 図 1 0 】

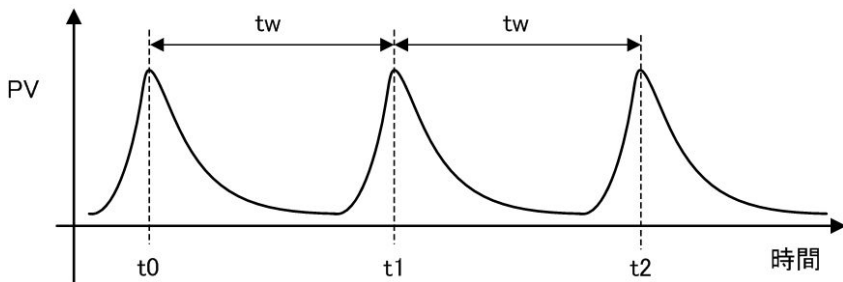


(a)

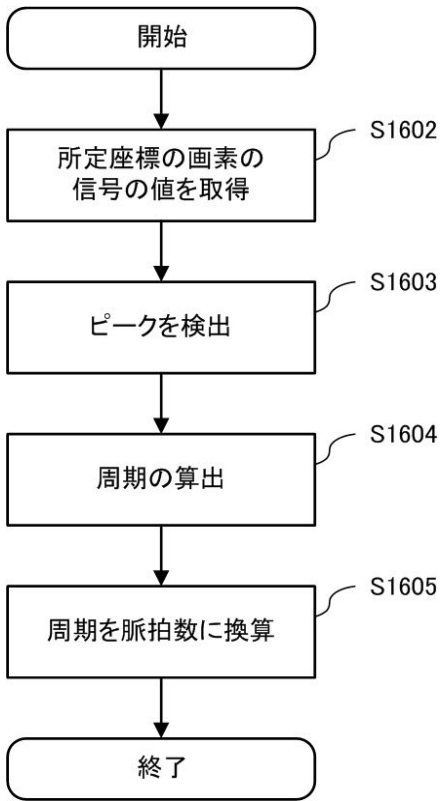


(b)

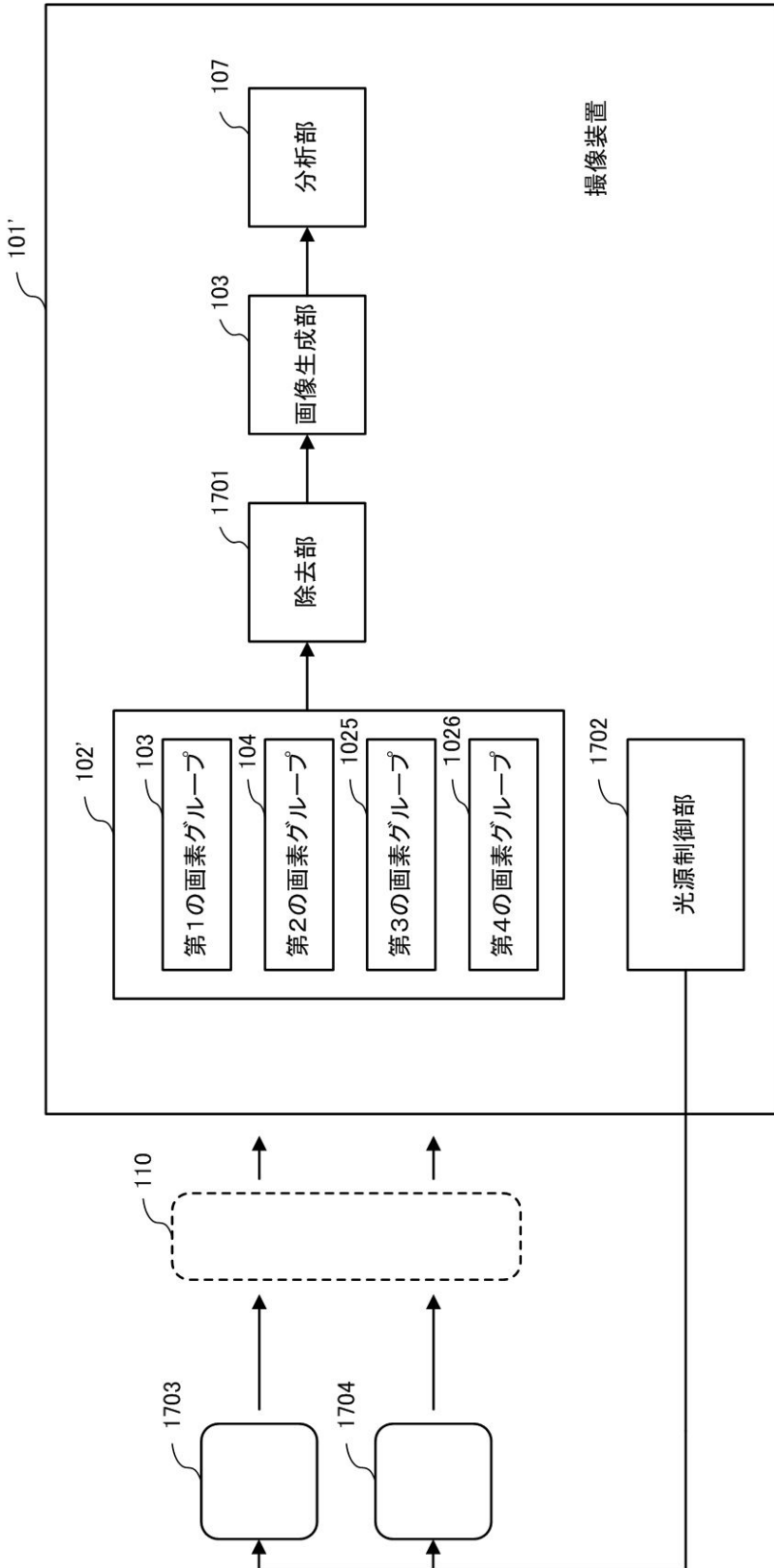
【 図 1 1 】



【図 1 2】



【図 13】

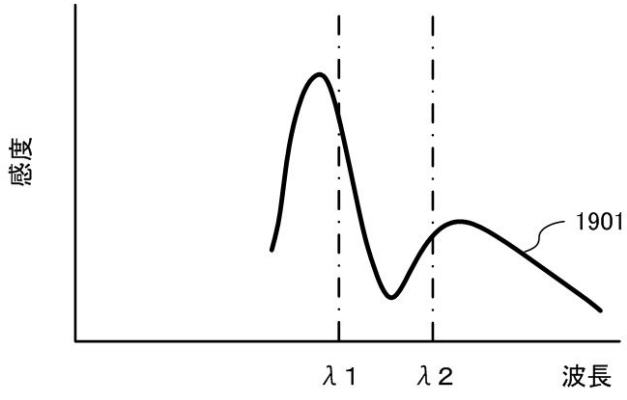


【 図 1 4 】

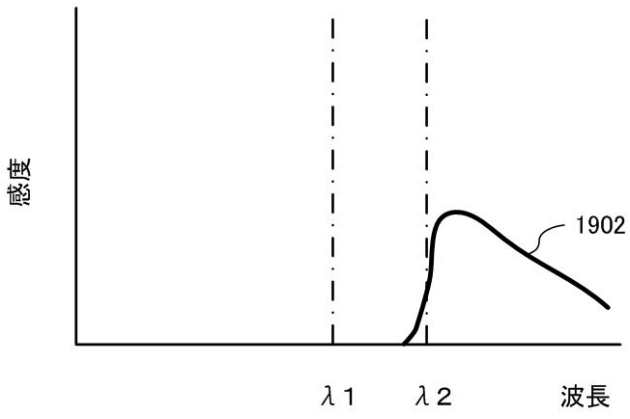
IA'

R	G	R	G
B	P2	B	P2
R	G	R	G
B	P2	B	P2

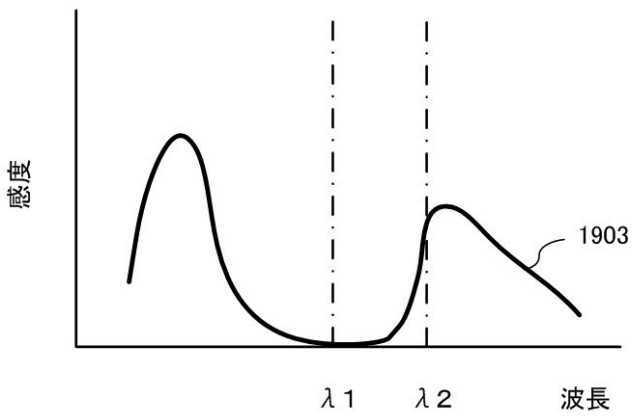
【 図 1 5 】



(a)

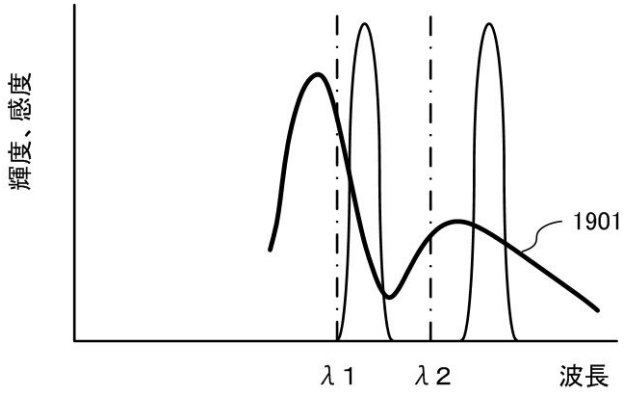


(b)

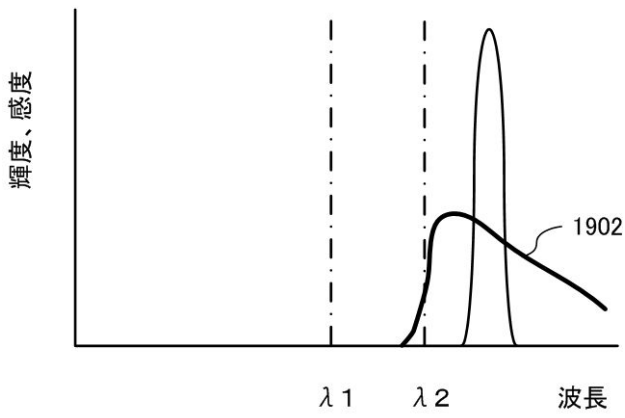


(c)

【 図 1 6 】

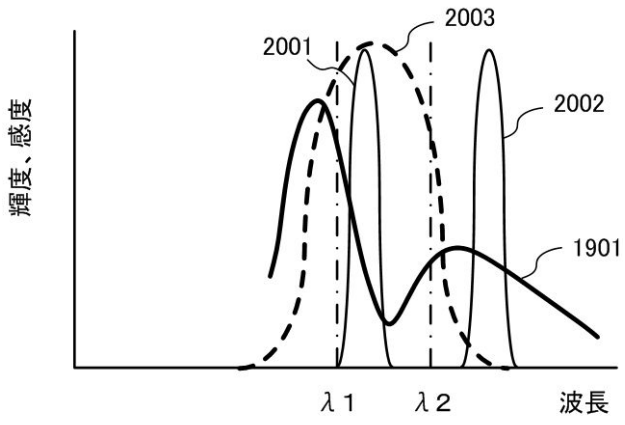


(a)

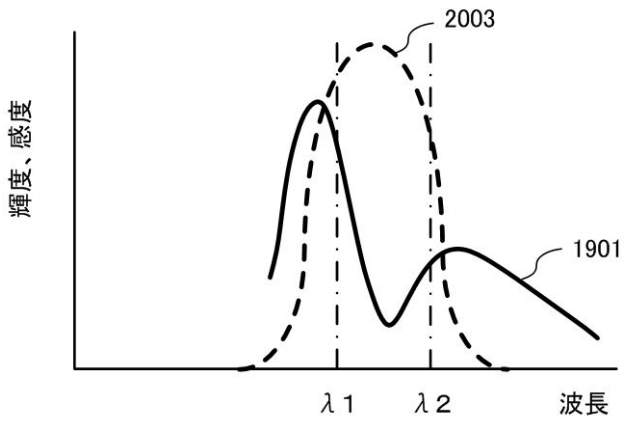


(b)

【 図 1 7 】

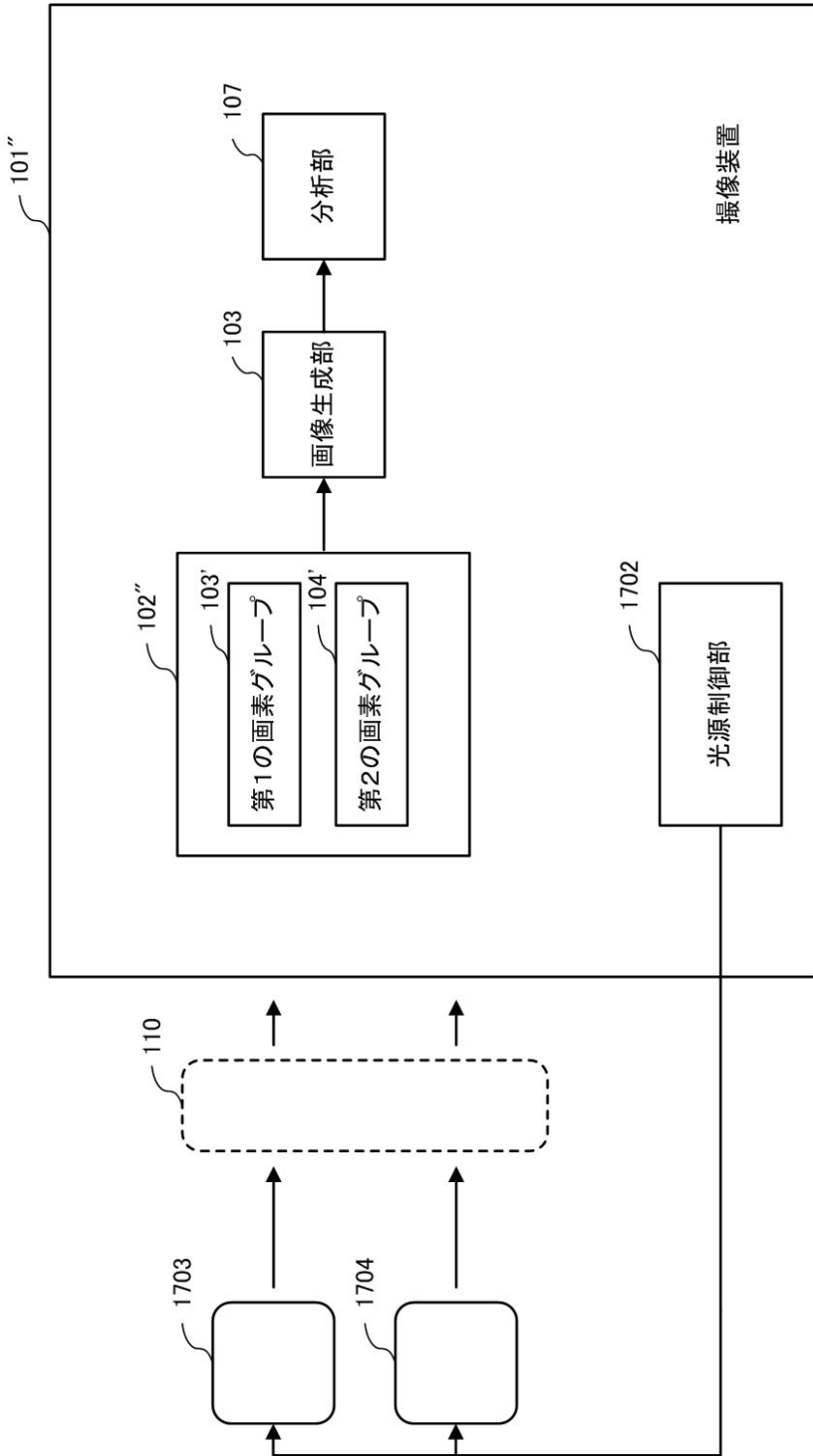


(a)

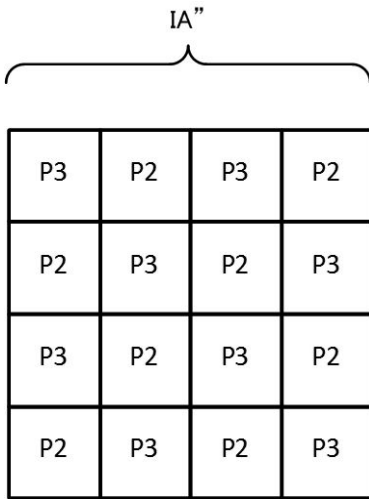


(b)

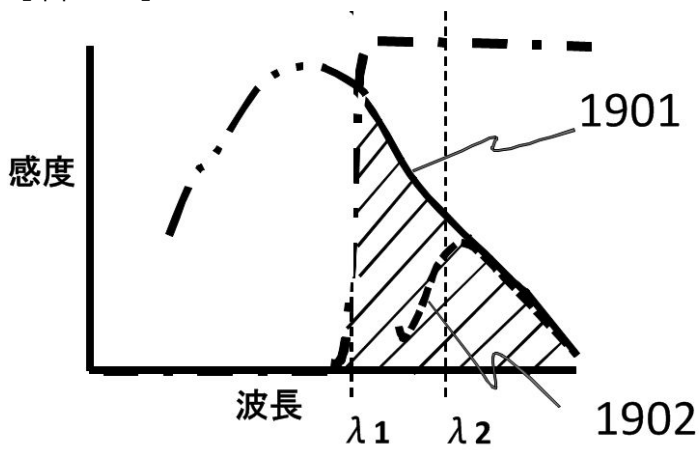
【図 18】



【図19】

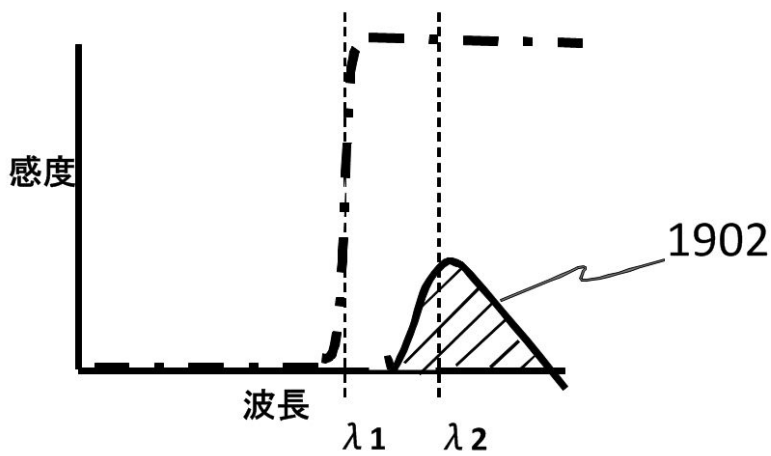


【図20】



第1画素P3の受光感度特性

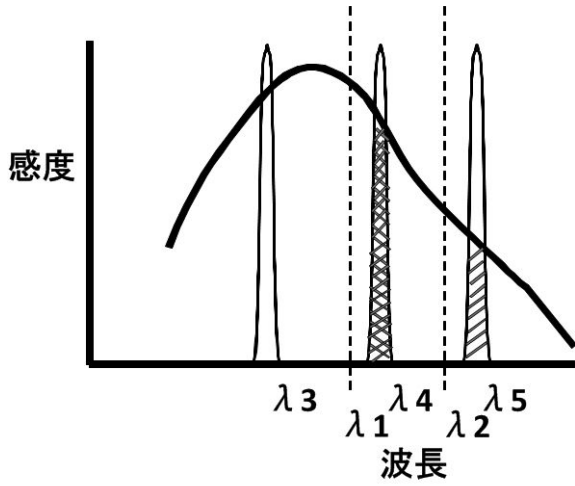
(a)



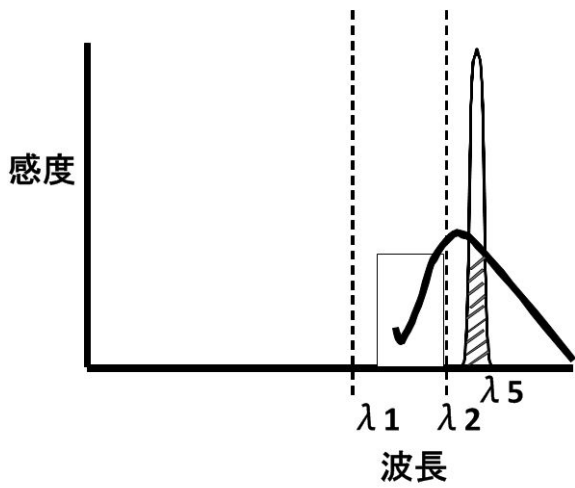
第2画素P2の受光感度特性

(b)

【図 2 1】



第1画素P3の受光感度特性と各光との関係
(a)



第2画素P2の受光感度特性と各光との関係
(b)

フロントページの続き

(72)発明者 繁田 和之

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 2G059 AA05 BB13 CC18 EE01 FF01 GG03 HH01 HH02 JJ02 KK04

NN01

4C038 KK01 KL05 KL07 KM01