

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、被写体を撮像し、該被写体のバイタル情報を検出するために用いる画像データを生成するための撮像装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、医療分野において、人間の健康状態を把握するための情報として、心拍数、酸素飽和度および血圧等のバイタル情報を用いて、被写体の健康状態を把握している。例えば、赤色の光および近赤外の光それぞれを照射する測定プローブ内に指等の生体を接触させた状態でイメージセンサによって撮像し、このイメージセンサによって生成された画像データに基づいて、生体の酸素飽和度を算出する技術が知られている（特許文献1参照）。この技術によれば、イメージセンサによって生成された画像データに応じて算出した生体による光の吸収度合いと、この光の吸収度合いの時間変化とに基づいて、生体の酸素飽和度を算出する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2013-118978号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上述した特許文献1では、生体が測定プローブに接触した状態でなければ、生体のバイタル情報を得ることができず、利便性が低かった。

[0005] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、非接触状態で生体のバイタル情報を得ることができる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

[0006] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る撮像装置は

、被写体のバイタル情報を検出するための画像データを生成する撮像装置であって、二次元状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換することによって前記画像データを生成する撮像素子と、可視光帯域内における透過スペクトルの最大値が互いに異なる複数の可視光フィルタと、前記可視光帯域より長波長側の非可視光領域に透過スペクトルの最大値を有する非可視光フィルタと、を含むユニットを、前記複数の画素に対応させて配置したフィルタアレイと、前記フィルタアレイの受光面に配置され、前記複数の可視光フィルタそれぞれの透過スペクトルの最大値を含む第1波長帯域および前記非可視光フィルタの透過スペクトルの最大値を含む第2波長帯域のいずれかに含まれる光を透過する光学フィルタと、前記第2波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、前記第2波長帯域の半分以上の半値幅を有する第1波長の光を前記被写体に向けて照射する第1光源部と、を備えたことを特徴とする。

[0007] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第2波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、前記第2波長帯域の半分以上の半値幅を有し、前記第1波長の光と異なる第2波長の光を前記被写体に向けて照射する第2光源部と、前記第1光源部および前記第2光源部それぞれの照射タイミングを制御する照明制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

[0008] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記照明制御部は、前記第1光源部と前記第2光源部とを所定のパターンで交互に照射させることを特徴とする。

[0009] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記非可視光フィルタは、前記第1波長の光を透過する第1非可視光フィルタと、前記第2波長の光を透過する第2非可視光フィルタと、を有し、前記照明制御部は、前記第1光源部および前記第2光源部それぞれを同時に照射させることを特徴とする。

[0010] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第1光源部および前記第2光源部は、当該撮像装置の本体部に対して着脱自在であることを

特徴とする。

[0011] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記撮像素子が生成した前記画像データを用いて前記バイタル情報を生成するバイタル情報生成部をさらに備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、非接触状態で生体のバイタル情報を得ることができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る撮像装置の機能構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、本発明の実施の形態1に係るフィルタアレイの構成を模式的に示す図である。

[図3]図3は、本発明の実施の形態1に係る各フィルタの透過率特性の一例を示す図である。

[図4]図4は、本発明の実施の形態1に係る光学フィルタの透過率特性と第1光源部が照射する第1波長の光との関係を示す図である。

[図5]図5は、本発明の実施の形態2に係る撮像装置の機能構成を示すブロック図である。

[図6]図6は、本発明の実施の形態2に係る撮像装置の光学フィルタの透過率特性、第1光源部が照射する第1波長の光および第2光源部が照射する第2波長の光の関係を示す図である。

[図7]図7は、本発明の実施の形態2に係る撮像装置の照明制御部による第1光源部および第2光源部の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。

[図8]図8は、本発明の実施の形態2の変形例に係る撮像装置の照明制御部による第1光源部および第2光源部の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。

[図9]図9は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置の機能構成を示すブロッ

ク図である。

[図10]図10は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置のフィルタアレイの構成を模式的に示す図である。

[図11]図11は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置の各フィルタの透過率特性の一例を示す図である。

[図12]図12は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置の光学フィルタの透過率特性の一例を示す図である。

[図13]図13は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置の照明制御部による第1光源部および第2光源部の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。

[図14]図14は、血中のヘモグロビンの吸収特性を示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明を実施するための形態を図面とともに詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、以下の説明において参照する各図は、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。即ち、本発明は、各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。また、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

[0015] (実施の形態1)

〔撮像装置の構成〕

図1は、本発明の実施の形態1に係る撮像装置の機能構成を示すブロック図である。図1に示す撮像装置1は、被写体を撮像し、被写体の画像データを生成する本体部2と、本体部2に対して着脱自在であり、撮像装置1の撮像領域に向けて所定の波長帯域を有する光を照射する照射部3と、を備える。

[0016] 〔本体部の構成〕

まず、本体部2の構成について説明する。

本体部2は、光学系21と、撮像素子22と、フィルタアレイ23と、光

学フィルタ 24 と、A/D 変換部 25 と、アクセサリ通信部 26 と、表示部 27 と、記録部 28 と、制御部 29 と、を備える。

[0017] 光学系 21 は、一または複数のレンズ、例えばフォーカスレンズやズームレンズ、しぼりおよびシャッタ等を用いて構成され、被写体像を撮像素子 22 の受光面に結像する。

[0018] 撮像素子 22 は、光学フィルタ 24 およびフィルタアレイ 23 を透過した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、画像データを所定のフレーム（例えば 60 fps）に従って連続的に生成する。撮像素子 22 は、二次元状に配置された複数の画素の各々が光学フィルタ 24 およびフィルタアレイ 23 を透過した光を受光した光を光電変換し、電気信号を生成する CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) または CCD (Charge Coupled Device) 等を用いて構成される。

[0019] フィルタアレイ 23 は、撮像素子 22 の受光面に配置される。フィルタアレイ 23 は、可視光帯域内における透過スペクトルの最大値が互いに異なる複数の可視光フィルタと、可視光領域より長波長側の非可視光領域に透過スペクトルの最大値を有する非可視光フィルタと、を含むユニットを、撮像素子 22 における複数の画素に対応させて配置される。

[0020] 図 2 は、フィルタアレイ 23 の構成を模式的に示す図である。図 2 に示すように、フィルタアレイ 23 は、撮像素子 22 を構成する各画素の受光面に配置され、赤色の光を透過する可視光フィルタ R と、緑色の光を透過する可視光フィルタ G と、青色の光を透過する可視光フィルタ B と、非可視光の光を透過する非可視光フィルタ I R と、を含むユニットを複数の画素に対応させて配置している。なお、以下においては、可視光フィルタ R が配置された画素を R 画素、可視光フィルタ G が配置された画素を G 画素、可視光フィルタ B が配置された画素を B 画素および非可視光フィルタ I R が配置された画素を I R 画素として説明する。

[0021] 図 3 は、各フィルタの透過率特性の一例を示す図である。図 3 において、横軸が波長 (nm) を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 3 において、曲

線 L R が可視光フィルタ R の透過率を示し、曲線 L G が可視光フィルタ G の透過率を示し、曲線 L B が可視光フィルタ B の透過率を示し、曲線 L I R が非可視光フィルタ I R の透過率を示す。なお、図 3 においては、説明を簡略化するため、各フィルタの透過率特性について説明するが、画素毎に各フィルタを設けた場合における各画素（R 画素、G 画素、B 画素および I R 画素）の分光感度特性と同じである。

[0022] 図 3 に示すように、可視光フィルタ R は、可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有する。具体的には、可視光フィルタ R は、波長帯域 620～750 nm に透過スペクトルの最大値を有し、この波長帯域 620～750 nm の光を透過するとともに、非可視光域の波長帯域 850～950 nm の光の一部も透過する。可視光フィルタ G は、可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有する。具体的には、可視光フィルタ G は、波長帯域 495～570 nm に透過スペクトルの最大値を有し、この波長帯域 495～570 nm の光を透過するとともに、非可視光域の波長帯域 850～950 nm の光の一部も透過する。可視光フィルタ B は、可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有する。具体的には、可視光フィルタ B は、波長帯域 450～495 nm に透過スペクトルの最大値を有し、この波長帯域 450～495 nm の光を透過するとともに、非可視光域の波長帯域 850～950 nm の光の一部も透過する。非可視光フィルタ I R は、非可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有し、波長帯域 850～950 nm の光を透過する。

[0023] 図 1 に戻り、本体部 2 の構成の説明を続ける。

光学フィルタ 24 は、フィルタアレイ 23 の前面に配置され、可視光フィルタ R、可視光フィルタ G および可視光フィルタ B それぞれの透過スペクトルの最大値を含む第 1 波長帯域および非可視光フィルタ I R の透過スペクトルの最大値を含む第 2 波長帯域のいずれに含まれる波長を有する光を透過する。

[0024] A/D 変換部 25 は、撮像素子 22 から入力されたアナログの画像データをデジタルの画像データに変換して制御部 29 へ出力する。

- [0025] アクセサリ通信部 26 は、制御部 29 の制御のもと、所定の通信規格に従って、本体部 2 に接続されるアクセサリに対して駆動信号を送信する。
- [0026] 表示部 27 は、制御部 29 から入力される画像データに対応する画像を表示する。表示部 27 は、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) 等の表示パネルを用いて構成される。
- [0027] 記録部 28 は、撮像装置 1 に関する各種情報を記録する。記録部 28 は、撮像素子 22 が生成した画像データおよび撮像装置 1 に関する各種プログラムや実行中の処理に関するパラメータ等を記録する。記録部 28 は、SDRAM (Synchronous Dynamic Random Access Memory)、Flash メモリおよび記録媒体等を用いて構成される。
- [0028] 制御部 29 は、撮像装置 1 を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行うことによって、撮像装置 1 の動作を統括的に制御する。制御部 29 は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。
- [0029] ここで、制御部 29 の詳細な構成について説明する。制御部 29 は、少なくとも、画像処理部 291 と、バイタル情報生成部 292 と、照明制御部 293 と、を有する。
- [0030] 画像処理部 291 は、A/D 変換部 25 から入力される画像データに対して、所定の画像処理を行う。ここで、所定の画像処理とは、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス調整処理、画像データの同時化処理、カラーマトリクス演算処理、 γ 補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等である。
- [0031] バイタル情報生成部 292 は、A/D 変換部 25 から連続的に入力される画像データに含まれる IR 画素に対応する画像信号に基づいて、被写体のバイタル情報を生成する。ここで、バイタル情報とは、酸素飽和度、心拍、心拍変動、ストレス、肌水分および血圧のいずれか 1 つ以上である。
- [0032] 照明制御部 293 は、アクセサリ通信部 26 を介して本体部 2 に接続された照射部 3 の発光を制御する。例えば、照明制御部 293 は、撮像装置 1 に被写体のバイタル情報を生成するバイタル情報生成モードが設定されてい

る場合において、本体部 2 に照射部 3 が接続されているとき、撮像素子 2 2 の撮像タイミングに同期して照射部 3 に光を照射させる。

[0033] 〔照射部の構成〕

次に、照射部 3 の構成について説明する。照射部 3 は、通信部 3 1 と、第 1 光源部 3 2 と、を備える。

[0034] 通信部 3 1 は、本体部 2 のアクセサリ通信部 2 6 から入力された駆動信号を第 1 光源部 3 2 へ出力する。

[0035] 第 1 光源部 3 2 は、通信部 3 1 を介して本体部 2 から入力される駆動信号に従って、光学フィルタ 2 4 が透過する第 2 波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、この第 2 波長帯域の半分以上の半値幅を有する第 1 波長の光（以下、「第 1 波長光」という）を被写体に向けて照射する。第 1 光源部 3 2 は、発光 L E D（Light Emitting Diode）を用いて構成される。

[0036] このように構成された撮像装置 1 は、被写体に対して第 1 波長光を照射しながら撮像することによって、被写体のカラー画像データ（R 画素、G 画素および B 画素それぞれの画像信号）およびバイタル情報を得るための画像データ（I R 画素の画像信号（近赤外の画像データ））を生成する。

[0037] 次に、上述した光学フィルタ 2 4 と第 1 光源部 3 2 が照射する第 1 波長光との関係について説明する。図 4 は、光学フィルタ 2 4 の透過率特性と第 1 光源部 3 2 が照射する第 1 波長光との関係を示す図である。図 4 において、横軸が波長（nm）を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 4 において、折れ線 L F が光学フィルタ 2 4 の透過率特性を示し、曲線 L 1 が第 1 光源部 3 2 によって照射された第 1 波長光の波長帯域を示す。

[0038] 図 4 に示すように、光学フィルタ 2 4 は、可視光フィルタ R、可視光フィルタ G および可視光フィルタ B それぞれの透過スペクトルを含む第 1 波長帯域 W 1 および非可視光フィルタ I R の透過スペクトルの第 2 波長帯域 W 2 のいずれかに含まれる波長を有する光のみを透過する。具体的には、光学フィルタ 2 4 は、可視光領域において 400～760 nm の光を透過するとともに、非可視光領域において 850～950 nm の光を透過する。また、曲線

L 1 に示すように、第 1 光源部 3 2 は、光学フィルタ 2 4 における第 2 波長帯域 W 2 の範囲内であって、この第 2 波長帯域 W 2 の半分以下の半値幅を有する第 1 波長光を照射する。具体的には、第 1 光源部 3 2 は、860～900 nm の光を照射する。これにより、可視光のカラー画像データおよびバイタル情報を得るための非可視光の画像データそれぞれを取得することができる。なお、図 4 においては、説明を簡略するため、光学フィルタ 2 4 を可視光領域において 400～760 nm の光を透過するとともに、非可視光領域において 850～950 nm の光を透過していたが、もちろん 760～850 nm の波長帯域を有する光に対して、少なくとも一部を透過させてもよい（少なくとも一部を透過させない）。例えば、光学フィルタ 2 4 は、少なくとも 770～800 nm の波長帯域の一部を有する光を透過させてもよい。

[0039] 以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、第 1 光源部 3 2 が光学フィルタ 2 4 における第 2 波長帯域 W 2 の範囲内であって、この第 2 波長帯域 W 2 の半分以下の半値幅を有する第 1 波長光を照射するので、非接触状態で被写体のバイタル情報を生成するための画像データを取得することができる。

[0040] また、本発明の実施の形態 1 によれば、光学フィルタ 2 4 が可視光フィルタ R、可視光フィルタ G および可視光フィルタ B それぞれの透過スペクトルを含む第 1 波長帯域および非可視光フィルタ I R の透過スペクトルを含む第 2 波長帯域のいずれかを含む波長を有する光を透過することによって、不要な情報（波長成分）を除去するので、可視光領域の精度向上を実現（高解像度）できるとともに、非可視光領域の使用光源の自由度を向上させることができる。

[0041] また、本発明の実施の形態 1 では、第 1 光源部 3 2 は、第 1 波長光として 860～900 nm の光を照射していたが、例えば生体のバイタル情報として肌水分を検出する場合、970 nm の光を照射可能な発光 LED を用いて構成してもよい。このとき、第 2 波長帯域として 900～1000 nm の可視光帯域の光を透過可能な光学フィルタ 2 4 を用いればよい。

[0042] また、本発明の実施の形態 1 では、バイタル情報生成部 2 9 2 は、A/D

変換部 25 から連続的に入力される撮像素子 22 の画像データ（以下、「動画データ」という）における R 画素からの画像信号に基づいて、被写体の皮膚の色の変動を検出するとともに、動画データにおける R 画素、G 画素および B 画素それぞれの画像信号に基づいて、被写体の心拍・心拍変動を検出するとともに、この検出した被写体の心拍・心拍変動と上述した皮膚の色の変動とに基づいて、被写体の正確な心拍を検出するようにしてもよい。さらに、バイタル情報生成部 292 は、バイタル情報として、上述した心拍変動の波形から被検体のストレス具合を検出するようにしてもよい。

[0043] また、本発明の実施の形態 1 では、照射部 3 が本体部 2 に対して着脱自在であったが、照射部 3 と本体部 2 とを一体的に形成してもよい。

[0044] （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。本実施の形態 2 に係る撮像装置は、上述した実施の形態 1 に係る撮像装置 1 と構成が異なる。具体的には、本実施の形態 2 に係る撮像装置は、上述した実施の形態 1 に係る撮像装置 1 の照射部 3 と構成が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係る撮像装置の照射部の構成を説明後、本実施の形態 2 に係る撮像装置が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る撮像装置 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

[0045] 〔撮像装置の構成〕

図 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る撮像装置の機能構成を示すブロック図である。図 5 に示す撮像装置 1 a は、本体部 2 と、上述した実施の形態 1 に係る撮像装置 1 の照射部 3 に換えて、照射部 3 a を備える。

[0046] 〔照射部の構成〕

照射部 3 a は、撮像装置 1 a の撮像領域に向けて所定の波長帯域を有する光を照射する。また、照射部 3 a は、上述した実施の形態 1 に係る照射部 3 の構成に加えて、第 2 光源部 33 をさらに備える。

[0047] 第 2 光源部 33 は、光学フィルタ 24 における第 2 波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、第 2 波長帯域の半分以上の半値幅を有し、第 1 波長

の光と異なる第2波長の光（以下、「第2波長光」という）を被写体に向けて照射する。第2光源部33は、発光LEDを用いて構成される。

[0048] 次に、上述した光学フィルタ24、第1光源部32が照射する第1波長帯域の光および第2光源部33が照射する第2波長帯域の光の関係について説明する。図6は、光学フィルタ24の透過率特性、第1光源部32が照射する第1波長帯域の光および第2光源部33が照射する第2波長帯域の光の関係を示す図である。図6において、横軸が波長（nm）を示し、縦軸が透過率を示す。また、図6において、折れ線LFが光学フィルタ24の透過率特性を示し、曲線L1が第1光源部32によって照射された第1波長光の波長帯域を示し、曲線L2が第2光源部33によって照射された第2波長光の波長帯域を示す。

[0049] 図6に示すように、光学フィルタ24は、可視光フィルタR、可視光フィルタGおよび可視光フィルタBそれぞれの第1波長帯域W1の光および非可視光フィルタIRの第2波長帯域W2のいずれかを含む波長を有する光を透過する。また、曲線L1に示すように、第1光源部32は、光学フィルタ24が透過する第2波長帯域の範囲内であって、この第2波長帯域の半分以下の半値幅を有する第1波長光を照射する。さらに、曲線L2に示すように、第2光源部33は、光学フィルタ24が透過する第2波長帯域の範囲内であって、この第2波長帯域の半分以下の半値幅を有する第2波長光を照射する。さらに、第2光源部33は、第1光源部32が照射する第1波長帯域の光と異なる波長帯域を有する第2波長光を照射する。具体的には、第2光源部33は、900～950nmの光を照射する。

[0050] [照明制御部による処理]

次に、照明制御部293による第1光源部32および第2光源部33の発光タイミングについて説明する。図7は、照明制御部293による第1光源部32および第2光源部33の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。なお、図7において、横軸が時間を示す。また、図7の（a）が第1光源部32の発光タイミングを示し、図7の（b）が第2光源部33の

発光タイミングを示す。

[0051] 図7に示すように、照明制御部293は、アクセサリ通信部26および通信部31を介して第1光源部32および第2光源部33それぞれを交互に発光させることによって、第1波長光と第2波長光とを時分割で被写体に向けて照射させる。これにより、第1波長光以外に、第2波長光の情報を得ることができる。

[0052] 以上説明した本発明の実施の形態2によれば、光学フィルタ24における第2波長帯域の範囲内の光であって、第2波長帯域の半分以下の半値幅を有し、第1波長光と異なる第2波長光を被写体に向けて照射する第2光源部33をさらに設け、照明制御部293が第1光源部32および第2光源部33それぞれを交互に照射させるので、バイタル情報を得ることができるとともに、3Dパターン投影による3次元マップの空間情報や距離情報を得ることができる。

[0053] (実施の形態2の変形例)

本発明の実施の形態2では、照明制御部293が第1光源部32および第2光源部33それぞれを交互に発光させていたが、例えば、撮像素子22が生成する画像データの所定のフレーム数毎に発光タイミングを変更させてもよい。

[0054] 図8は、本発明の実施の形態2の変形例に係る照明制御部293による第1光源部32および第2光源部33の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。なお、図8において、横軸が時間を示す。また、図8の(a)が第1光源部32の発光タイミングを示し、図8の(b)が第2光源部33の発光タイミングを示す。

[0055] 図8に示すように、照明制御部293は、アクセサリ通信部26および通信部31を介して第1光源部32を撮像素子22のフレームレートに同期させて、所定のパターンで第1光源部32および第2光源部33を発光させる。具体的には、照明制御部293は、第1光源部32を所定の回数、例えば3回発光させた後に、第2光源部33を1回発光させる。これにより、第

1 波長光以外に、第2波長光の情報も得ることができる。

[0056] 以上説明した本発明の実施の形態2の変形例によれば、バイタル情報を得ることができるとともに、3Dパターン投影による3次元マップの空間情報や距離情報を得ることができる。

[0057] なお、本発明の実施の形態2の変形例では、照明制御部293が撮像素子22のフレーム数毎に発光タイミングを変更していたが、例えば第1光源部32および第2光源部33の発光時間を変更するようにしてもよい。具体的には、照明制御部293は、第1光源部32を第1の所定時間だけ発光させた後、例えば30秒発光させた後に、第2光源部33を第1の所定時間よりも短い第2の所定時間、例えば5秒発光させる動作を繰り返し実行させるようにしてもよい。

[0058] (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。本実施の形態3に係る撮像装置は、上述した実施の形態2に係る撮像装置1aと構成が異なる。具体的には、本実施の形態3に係る撮像装置は、カラーフィルタの構成が異なる。このため、以下においては、本実施の形態3に係る撮像装置を説明後、本実施の形態3が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態2に係る撮像装置1aと同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

[0059] [撮像装置の構成]

図9は、本発明の実施の形態3に係る撮像装置の機能構成を示すブロック図である。図9に示す撮像装置1bは、上述した実施の形態2に係る撮像装置1aのフィルタアレイ23と換えて、フィルタアレイ23bを備える。

[0060] フィルタアレイ23bは、可視光帯域内における透過スペクトルの最大値が互いに異なる複数の可視光フィルタと、可視光領域より長波長側の非可視光領域であって、非可視光領域内における透過スペクトルの最大値が互いに異なる複数の非可視光フィルタと、を含む。

[0061] 図10は、フィルタアレイ23bの構成を模式的に示す図である。図10

に示すように、フィルタアレイ 23 b は、可視光フィルタ R と、可視光フィルタ G と、可視光フィルタ B と、非可視光の光を透過する第 1 非可視光フィルタ I R 1 と、第 1 非可視光フィルタ I R 1 と異なる非可視光の光を透過する第 2 非可視光フィルタ I R 2 と、を含むユニットを複数の画素に対応させて配置している。なお、以下においては、第 1 非可視光フィルタ I R 1 が配置された画素を第 1 I R 画素、第 2 非可視光フィルタ I R 2 が配置された画素を第 2 I R 画素として説明する。

[0062] 図 1 1 は、各フィルタの透過率特性の一例を示す図である。図 1 2 は、光学フィルタ 24 の透過率特性の一例を示す図である。図 1 1 および図 1 2 において、横軸が波長 (nm) を示し、縦軸が透過率を示す。また、図 1 1 において、曲線 L R が可視光フィルタ R の透過率を示し、曲線 L G が可視光フィルタ G の透過率を示し、曲線 L B が可視光フィルタ B の透過率を示し、曲線 L I R 1 が第 1 非可視光フィルタ I R 1 の透過率を示し、曲線 L I R 2 が第 2 非可視光フィルタ I R 2 の透過率を示す。

[0063] 図 1 1 および図 1 2 に示すように、第 1 非可視光フィルタ I R 1 は、非可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有し、波長帯域 850 ~ 950 nm の光を透過する。また、第 2 非可視光フィルタ I R 2 は、非可視光帯域に透過スペクトルの最大値を有し、波長帯域 850 ~ 950 nm の光を透過する。

[0064] [照明制御部による処理]

次に、照明制御部 293 による第 1 光源部 32 および第 2 光源部 33 の発光タイミングについて説明する。図 1 3 は、照明制御部 293 による第 1 光源部 32 および第 2 光源部 33 の発光タイミングのタイミングチャートを示す図である。なお、図 1 3 において、横軸が時間を示す。また、図 1 3 の (a) が第 1 光源部 32 の発光タイミングを示し、図 1 3 の (b) が第 2 光源部の発光タイミングを示す。

[0065] 図 1 3 に示すように、照明制御部 293 は、アクセサリ通信部 26 および通信部 31 を介して第 1 光源部 32 および第 2 光源部 33 を同時に発光させることによって、第 1 波長光および第 2 波長光を被写体に向けて同時に照

射させる。これにより、第 1 波長光および第 2 波長光の情報を同時に得ることができる。

[0066] 以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、照明制御部 293 が第 1 光源部 32 および第 2 光源部 33 それぞれを同時に照射させるので、バイタル情報と 3D パターン投影による 3 次元マップの空間情報や距離情報とを同時に得ることができる。

[0067] (実施の形態 3 の変形例)

本発明の実施の形態 3 では、バイタル情報と 3D パターン投影による 3 次元マップの空間情報や距離情報とを同時に取得していたが、バイタル情報として血中の酸素飽和度を取得するようにしてもよい。

[0068] 図 14 は、血中のヘモグロビンの吸収特性を示す図である。図 14 において、横軸が波長 (nm) を示し、縦軸がモル吸収係数 (cm^{-1}/m) を示す。また、図 14 において、曲線 L10 が酸化ヘモグロビンのモル吸収係数を示し、曲線 L11 が還元ヘモグロビンのモル吸収係数を示す。

[0069] 血中のヘモグロビンには、酸素と結合していない還元ヘモグロビン (Hb) および酸素と結合している酸化ヘモグロビン (HbO_2) の 2 種類がある。本実施の形態 3 の変形例で用いる酸素飽和度 (SpO_2) は、血液中の全てのヘモグロビンにおける酸化ヘモグロビンの割合を示す。この酸素飽和度は、以下の式 (1) によって算出される。

$$\text{SpO}_2 = (C(\text{HbO}_2) / (C(\text{HbO}_2) + C(\text{Hb}))) \times 100 \dots (1)$$

ここで、 $C(\text{HbO}_2)$ は、酸化ヘモグロビンの濃度を示し、 $C(\text{Hb})$ は、還元ヘモグロビンの濃度を示す。

[0070] 本実施の形態 3 の変形例においては、酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンそれぞれの波長毎の吸収特性の違いを利用する。即ち、図 14 に示すように、本実施の形態 3 の変形例では、第 1 光源部 32 が近赤外領域の 940 nm の光を照射するとともに、第 2 光源部 33 が赤外領域の 1000 nm の光を照射し、バイタル情報生成部 292 が画像データに含まれる第 1 IR

画素および第2 I R画素それぞれの画像信号に基づいて、酸素飽和度を算出する（なお、酸素飽和度の原理的な方法は、特許文献1を参照。または、非接触による酸素飽和度の方法（画像データを用いて間接的に推定する方法は、Lingqin Kong et al. , “Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light” , Optics Express, Vol. 21, Issue 15, pp. 17464– 17471（2013）を参照）。

[0071] 以上説明した本発明の実施の形態3の変形例によれば、バイタル情報として血中の酸素飽和度を非接触で検出することができる。

[0072] （その他の実施の形態）

上述した実施の形態1～3では、発光LEDを用いて第1光源部または第2光源部を構成していたが、例えばハロゲン光源のように可視光波長帯域および近赤外波長帯域の光を照射する光源を用いて構成してもよい。

[0073] また、上述した実施の形態1～3では、可視光フィルタとして、可視光フィルタR、可視光フィルタGおよび可視光フィルタBの原色フィルタを用いていたが、例えばマゼンタ、シアンおよびイエロー等の補色フィルタを用いてもよい。

[0074] また、上述した実施の形態1～3では、光学系、光学フィルタ、フィルタアレイおよび撮像素子が本体部に組み込まれていたが、光学系、光学フィルタ、フィルタアレイおよび撮像素子をユニット内に収容し、このユニットが本体部に対して着脱自在であってもよい。もちろん、光学系を鏡筒内に収容し、この鏡筒を光学フィルタ、フィルタアレイおよび撮像素子を収容したユニットに対して着脱自在に構成してもよい。

[0075] また、上述した実施の形態1～3では、バイタル情報生成部が本体部に設けられていたが、例えば双方向に通信可能な携帯機器や時計が眼鏡等のウェアラブル機器にバイタル情報生成可能な機能をプログラムやアプリケーションソフトによって実現し、撮像装置によって生成された画像データを送信することによって、携帯機器やウェアラブル機器で被写体のバイタル情報を生

成するようにしてもよい。

[0076] また、本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。例えば、本発明の説明に用いた撮像装置以外にも、携帯電話やスマートフォンにおける撮像素子を備えた携帯機器やウェアラブル機器、ビデオカメラ、内視鏡、監視カメラ、顕微鏡のような光学機器を通して被写体を撮影する撮像装置等、被写体を撮像可能ないずれの機器にも適用できる。

[0077] また、上述した実施の形態における撮像装置による各処理の手法、即ち、各タイミングチャートに示す処理は、いずれもCPU等の制御部に実行させることができるプログラムとして記憶させておくこともできる。この他、メモリカード（ROMカード、RAMカード等）、磁気ディスク、光ディスク（CD-ROM、DVD等）、半導体メモリ等の外部記憶装置の記憶媒体に格納して配布することができる。そして、CPU等の制御部は、この外部記憶装置の記憶媒体に記憶されたプログラムを読み込み、この読み込んだプログラムによって動作が制御されることにより、上述した処理を実行することができる。

[0078] また、本発明は、上述した実施の形態および変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上述した実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、上述した実施の形態および変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、各実施の形態および変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

[0079] また、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

符号の説明

- [0080] 1, 1 a、1 b 撮像装置
- 2 本体部
 - 3, 3 a 照射部
 - 2 1 光学系
 - 2 2 撮像素子
 - 2 3, 2 3 b フィルタアレイ
 - 2 4 光学フィルタ
 - 2 5 A／D変換部
 - 2 6 アクセサリー通信部
 - 2 7 表示部
 - 2 8 記録部
 - 2 9 制御部
 - 3 1 通信部
 - 3 2 第1光源部
 - 3 3 第2光源部
 - 2 9 1 画像処理部
 - 2 9 2 バイタル情報生成部
 - 2 9 3 照明制御部

請求の範囲

- [請求項1] 被写体のバイタル情報を検出するための画像データを生成する撮像装置であって、
- 二次元状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換することによって前記画像データを生成する撮像素子と、
- 可視光帯域内における透過スペクトルの最大値が互いに異なる複数の可視光フィルタと、前記可視光帯域より長波長側の非可視光領域に透過スペクトルの最大値を有する非可視光フィルタと、を含むユニットを、前記複数の画素に対応させて配置したフィルタアレイと、
- 前記フィルタアレイの受光面に配置され、前記複数の可視光フィルタそれぞれの透過スペクトルの最大値を含む第1波長帯域および前記非可視光フィルタの透過スペクトルの最大値を含む第2波長帯域のいずれかに含まれる光を透過する光学フィルタと、
- 前記第2波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、前記第2波長帯域の半分以上の半値幅を有する第1波長の光を前記被写体に向けて照射する第1光源部と、
- を備えたことを特徴とする撮像装置。
- [請求項2] 前記第2波長帯域の範囲内の波長を有する光であって、前記第2波長帯域の半分以上の半値幅を有し、前記第1波長の光と異なる第2波長の光を前記被写体に向けて照射する第2光源部と、
- 前記第1光源部および前記第2光源部それぞれの照射タイミングを制御する照明制御部と、
- をさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。
- [請求項3] 前記照明制御部は、前記第1光源部と前記第2光源部とを所定のパターンで交互に照射させることを特徴とする請求項2に記載の撮像装置。
- [請求項4] 前記非可視光フィルタは、
- 前記第1波長の光を透過する第1非可視光フィルタと、

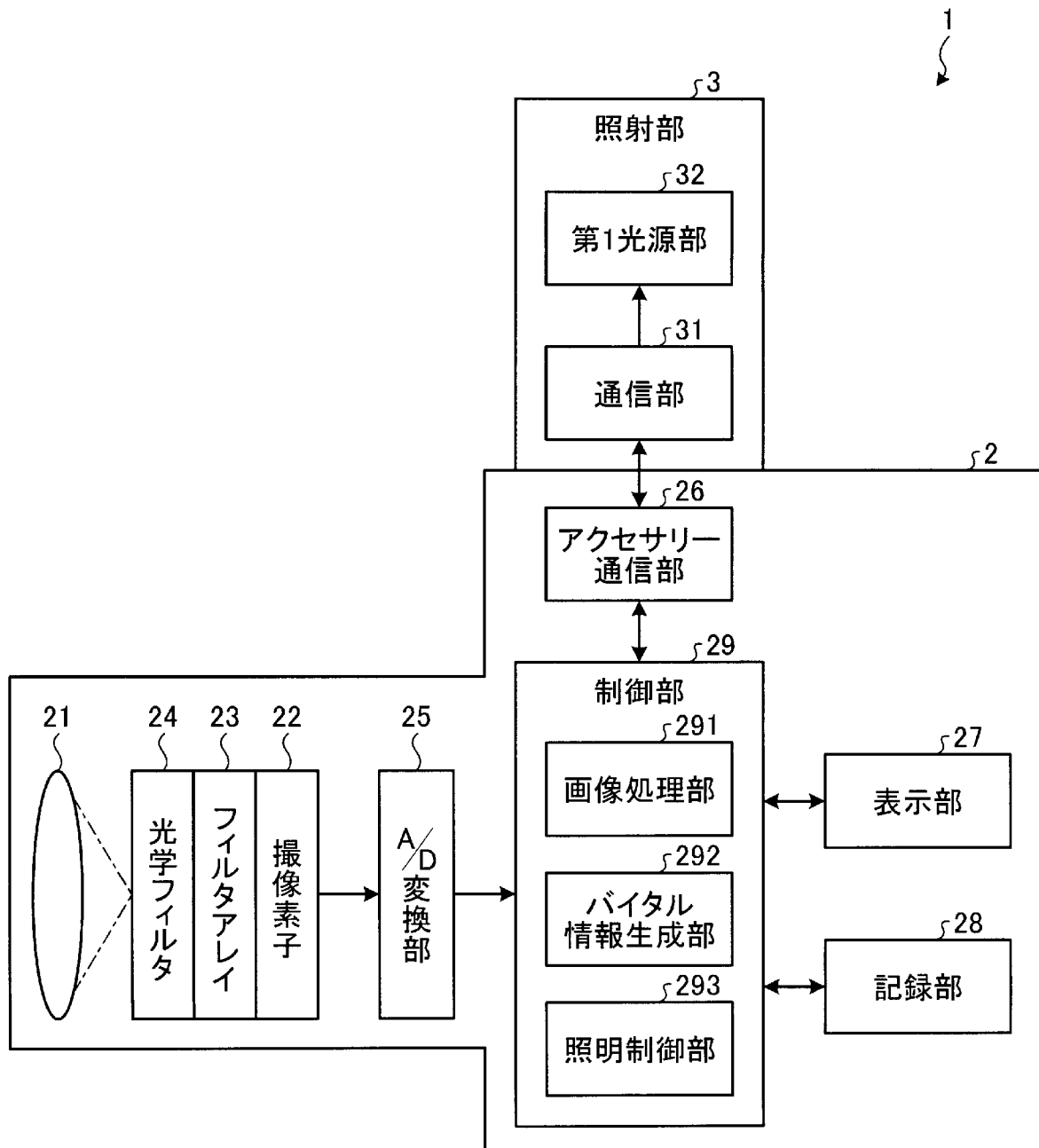
前記第 2 波長の光を透過する第 2 非可視光フィルタと、
を有し、

前記照明制御部は、前記第 1 光源部および前記第 2 光源部それぞれを同時に照射させることを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

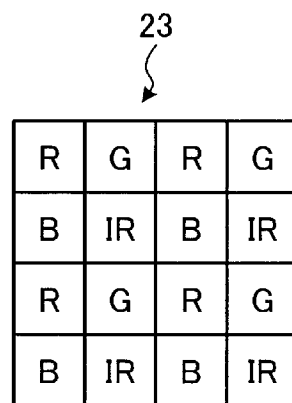
[請求項 5] 前記第 1 光源部および前記第 2 光源部は、当該撮像装置の本体部に対して着脱自在であることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の撮像装置。

[請求項 6] 前記撮像素子が生成した前記画像データを用いて前記バイタル情報を生成するバイタル情報生成部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の撮像装置。

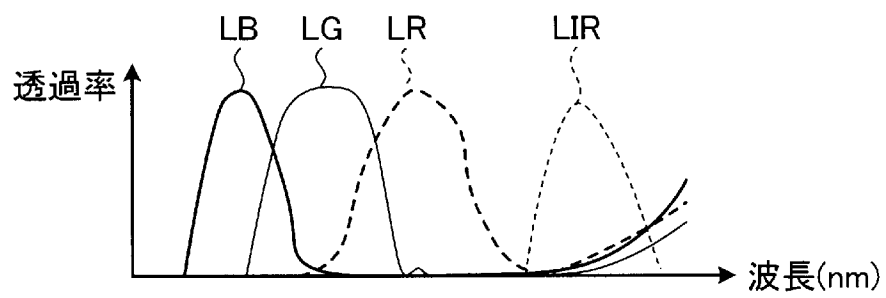
[図1]



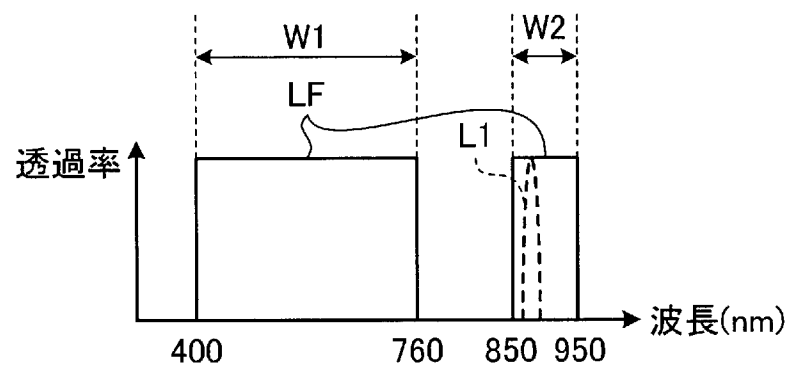
[図2]

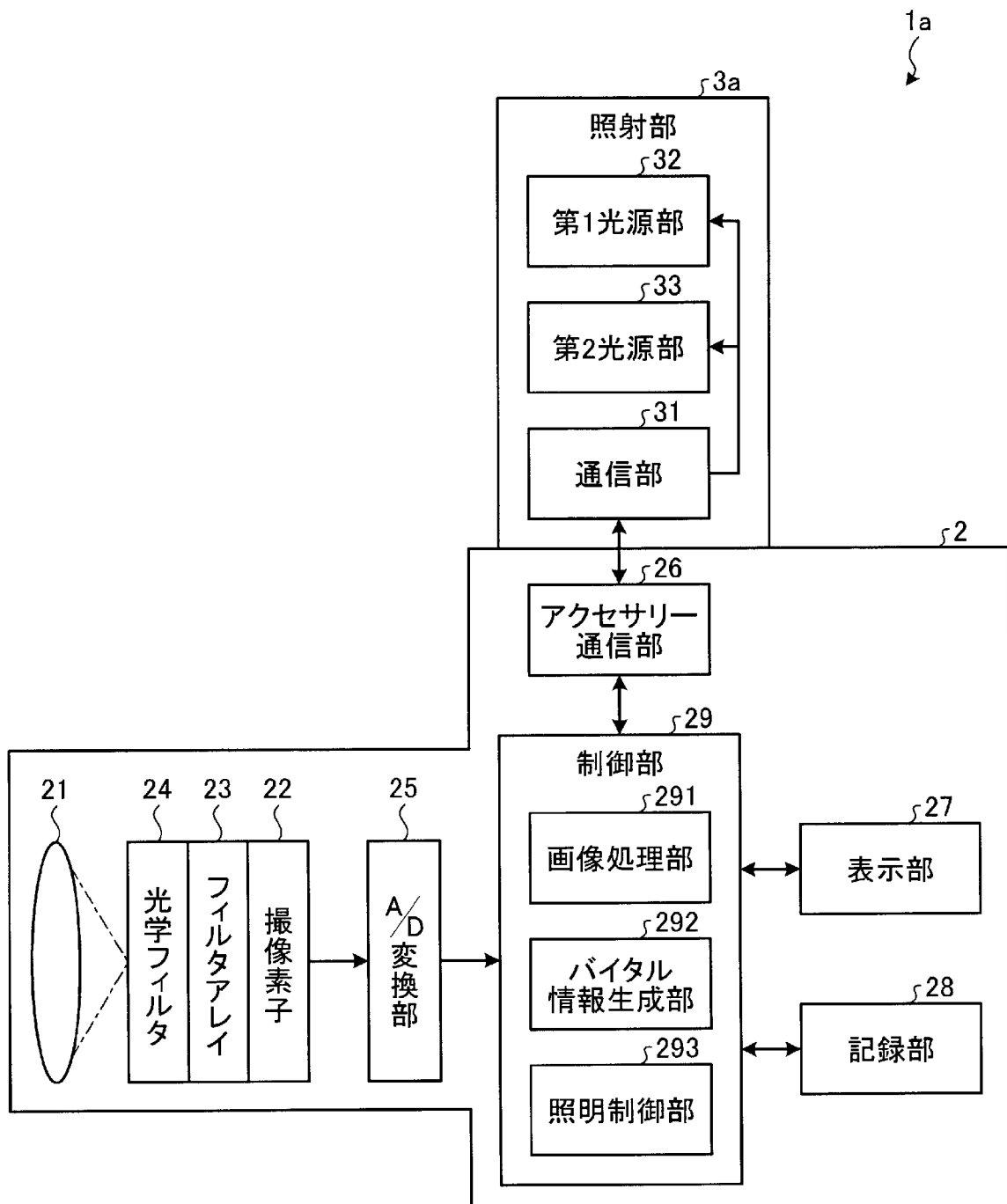


[図3]

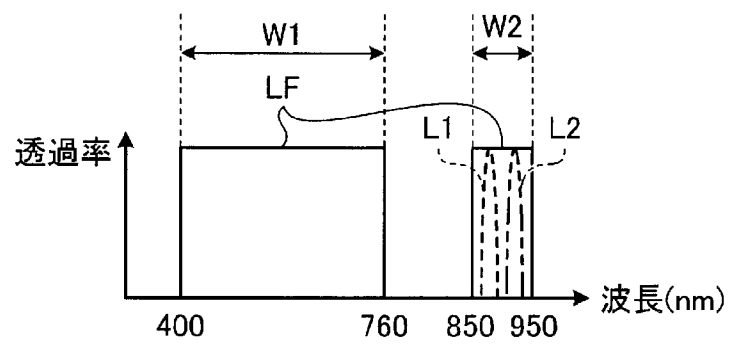


[図4]

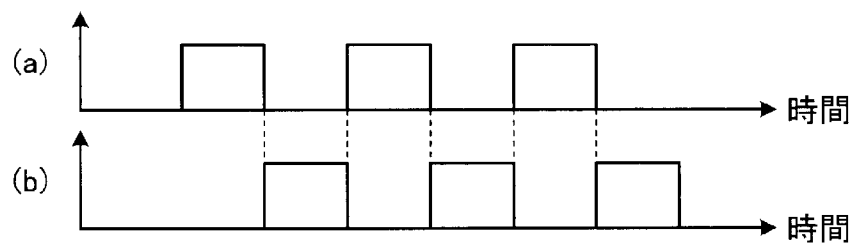




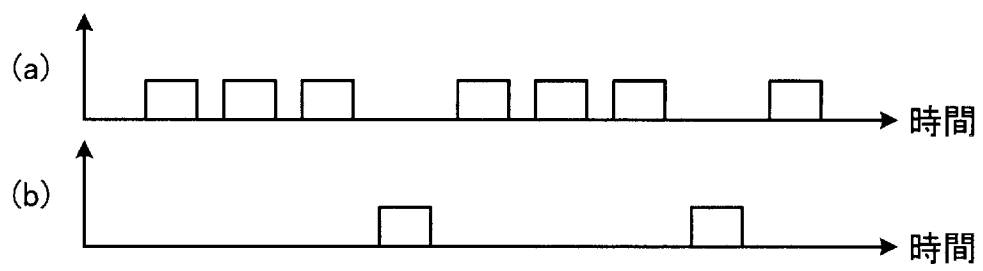
[図6]



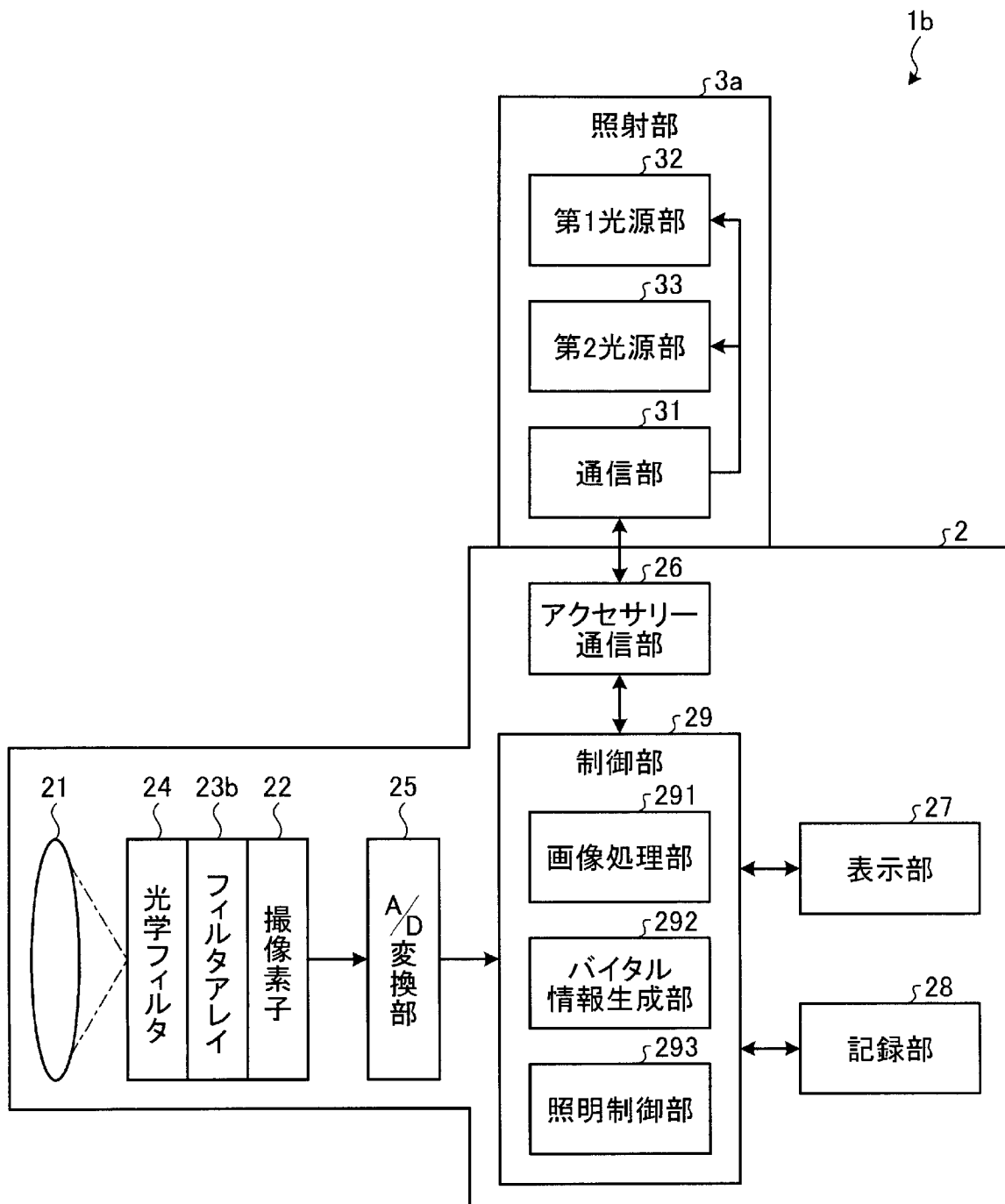
[図7]



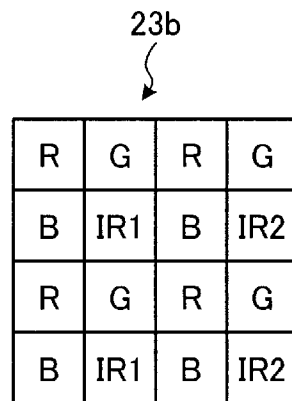
[図8]



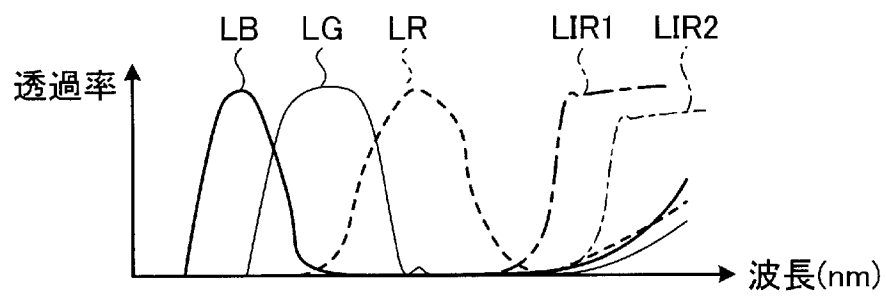
[図9]



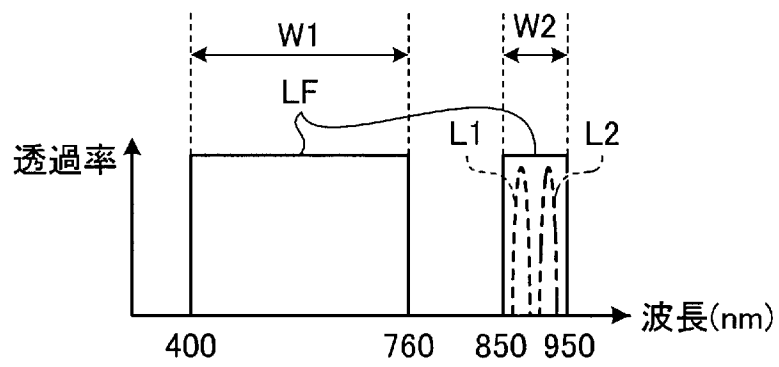
[図10]



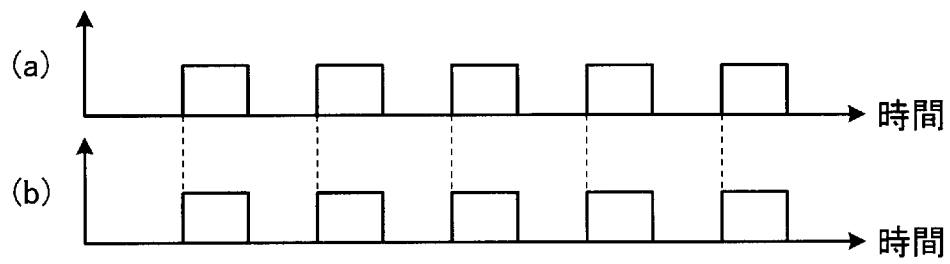
[図11]



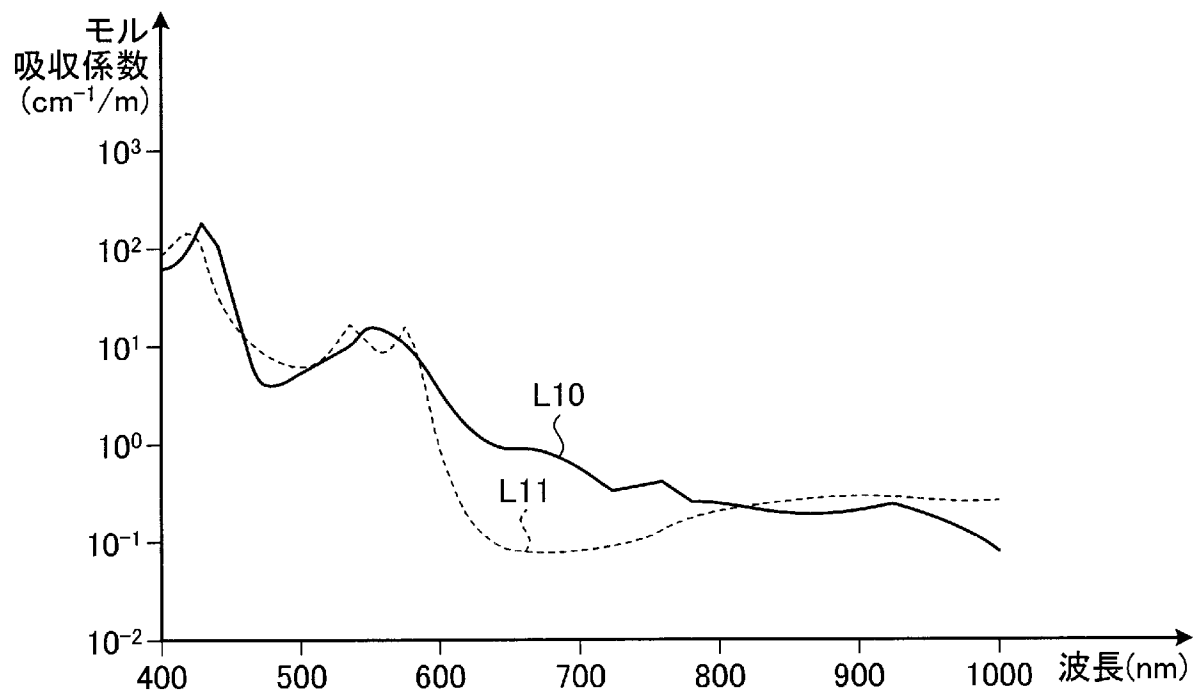
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/063016

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/1455(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/06-5/22, A61B1/00-1/32

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
A	JP 6-319695 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 November 1994 (22.11.1994), paragraphs [0023] to [0027], [0112], [0120]; fig. 1, 2, 19 & US 5512940 A	1-6
A	JP 6-315477 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 November 1994 (15.11.1994), paragraph [0072]; fig. 14, 15 (Family: none)	1-6
A	JP 6-285050 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 October 1994 (11.10.1994), paragraphs [0005], [0079]; fig. 28 to 32 & US 5512940 A	1-6

☐ 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
22 July 2015 (22.07.15)

Date of mailing of the international search report
04 August 2015 (04.08.15)

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

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/1455(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/06 - 5/22, A61B1/00 - 1/32

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
A	JP 6-319695 A（オリンパス光学工業株式会社）1994. 11. 22, 段落 23-27, 112, 120、図 1, 2, 19 & US 5512940 A	1-6
A	JP 6-315477 A（オリンパス光学工業株式会社）1994. 11. 15, 段落 72, 図 14, 15（ファミリーなし）	1-6
A	JP 6-285050 A（オリンパス光学工業株式会社）1994. 10. 11, 段落 5, 79、図 28-32 & US 5512940 A	1-6

☐ 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。

* 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

2 2 . 0 7 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 4 . 0 8 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

富永 昌彦

2 Q

4 4 6 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2