

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2024年12月19日(19.12.2024)



(10) 国際公開番号

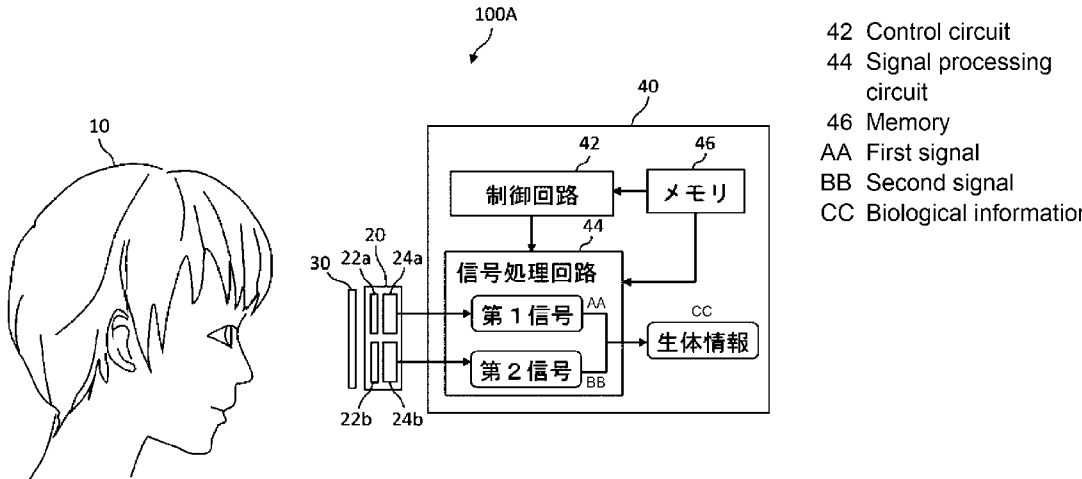
WO 2024/257642 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/18 (2006.01)
A61B 5/16 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2024/020272
- (22) 国際出願日: 2024年6月4日(04.06.2024)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2023-096703 2023年6月13日(13.06.2023) JP
- (71) 出願人: パナソニック IP マネジメント株式会社 (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY MANAGEMENT CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5710057 大阪府門真市元町 2 2 番 6 号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 安藤 貴真 (ANDO Takamasa). 今井 俊輔 (IMAI Shunsuke).
- (74) 代理人: 鎌田 健司, 外 (KAMATA Kenji et al.); 〒5710057 大阪府門真市元町 2 2 番 6 号 パナソニック IP マネジメント株式会社内 Osaka (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR,

(54) Title: BIOLOGICAL MEASUREMENT DEVICE AND BIOLOGICAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体計測装置および生体計測システム

[図3]



(57) Abstract: A biological measurement device according to the present invention comprises a band-pass filter, a light detection device, and a processing circuit. The light detection device includes a first filter that transmits red light, a second filter that transmits green or blue light, a first light detection element that detects light from a living body via the first filter, and a second light detection element that detects light from the living body via the second filter. The processing circuit generates biological information about the living body on the basis of first light detected by the first light detection element and second light detected by the second light detection element. The band-pass filter suppresses transmission of at least a portion of light that, of light from the living body that is incident at the first light detection element, is in the

[続葉有]

HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

wavelength range of 550–600 nm.

(57) 要約: 生体計測装置は、バンドパスフィルタと、光検出装置と、処理回路と、を備え、前記光検出装置は、赤色の光を透過させる第1フィルタと、緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタと、前記第1フィルタを介して生体からの光を検出する第1光検出素子と、前記第2フィルタを介して前記生体からの光を検出する第2光検出素子と、を含み、前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された第1光、および前記第2光検出素子によって検出された第2光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、前記バンドパスフィルタは、前記第1光検出素子に入射する前記生体からの光のうち、550 nm以上600 nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する。

明 細 書

発明の名称：生体計測装置および生体計測システム

技術分野

[0001] 本開示は、生体計測装置および生体計測システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、生体を光で照射して生じる反射光に基づいて、脈波情報のような生体情報を取得する方法が知られている。この方法では、生体が動く場合、反射光は生体情報だけでなく体動情報も含むので、生体情報を正確に取得することが容易ではない。そこで、体動情報を除去する方法が提案されている。

[0003] 特許文献1は、カメラを用いて生体の脈波を測定する脈波測定装置を開示している。カメラによって取得された生体の画像データは、脈拍による時間変化量が相対的に大きい緑色の信号と、当該時間変化量が相対的に小さい赤色の信号とを含む。緑色の信号は脈拍情報だけでなく体動情報も含む一方、赤色の信号は、脈拍情報を少ししか含まず、体動情報を多く含む。赤色の信号を用いて緑色の信号を補正することにより、緑色の信号に含まれる情報から体動情報が除去することができ、脈拍情報を取得することが可能になる。

[0004] 特許文献2は、生体に装着させた状態で用いる脈波センサを開示している。脈波センサは、生体を緑色光で照射して生じる反射光を検出して緑色の信号を出力し、かつ生体を赤外光で照射して生じる反射光を検出して赤外の信号を出力する。緑色の信号は、脈拍情報だけでなく体動情報も含む一方、赤外の信号は、脈拍情報を少ししか含まず、体動情報を多く含む。緑色の信号の周波数成分と、赤外の信号の周波数成分とを比較することにより、緑色の信号に含まれる情報から体動情報を除去することができ、脈拍情報を取得することが可能になる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2020-157102号公報

特許文献2：特開2004-261366号公報

発明の概要

- [0006] 生体情報を効果的に取得することが可能な生体計測装置を提供する。
- [0007] 本開示の一態様に係る生体計測装置は、バンドパスフィルタと、光検出装置と、処理回路と、を備え、前記光検出装置は、赤色の光を透過させる第1フィルタと、緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタと、前記第1フィルタを介して生体からの光を検出する第1光検出素子と、前記第2フィルタを介して前記生体からの光を検出する第2光検出素子と、を含み、前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された第1光、および前記第2光検出素子によって検出された第2光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、前記バンドパスフィルタは、前記第1光検出素子に入射する前記生体からの光のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する。
- [0008] 本開示の包括的または具体的な態様は、システム、装置、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能な記録ディスク等の記録媒体で実現されてもよく、システム、装置、方法、集積回路、コンピュータプログラムおよび記録媒体の任意の組み合わせで実現されてもよい。コンピュータ読み取り可能な記録媒体は、例えばCD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory) 等の不揮発性の記録媒体を含み得る。装置は、1つ以上の装置で構成されてもよい。装置が2つ以上の装置で構成される場合、当該2つ以上の装置は、1つの機器内に配置されてもよく、分離した2つ以上の機器内に分かれて配置されてもよい。本明細書および特許請求の範囲では、「装置」とは、1つの装置を意味し得るだけでなく、複数の装置からなるシステムも意味し得る。
- [0009] 本開示の技術によれば、生体情報を効果的に取得することが可能な生体計測装置を実現できる。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1] 図1は、血液中の酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示すグラフで

ある。

[図2]図2は、一般的なカラーフィルタの分光スペクトルを示すグラフである。

[図3]図3は、本開示の例示的な実施形態1による計測装置の構成を模式的に示す図である。

[図4]図4は、バンドパスフィルタの分光スペクトルの例および酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示すグラフである。

[図5]図5は、バンドパスフィルタおよび一般的なカラーフィルタを組み合わせた構成の分光スペクトルの例を示すグラフである。

[図6]図6は、第1信号および第2信号の時系列データの例ならびに生体情報の例を模式的に示す図である。

[図7]図7は、光検出装置におけるカラーフィルタの配置の例を模式的に示す図である。

[図8]図8は、本開示の例示的な実施形態2による計測装置の構成を模式的に示す図である。

[図9A]図9Aは、光源の構成例1を模式的に示す図である。

[図9B]図9Bは、光源から出射される光の発光スペクトルの例を示すグラフである。

[図10A]図10Aは、光源の構成例2を模式的に示す図である。

[図10B]図10Bは、光源から出射される光の発光スペクトルの他の例を示すグラフである。

[図10C]図10Cは、光源から出射される光の発光スペクトルのさらに他の例を示すグラフである。

[図11]図11は、本開示の例示的な実施形態3による計測装置の構成を模式的に示す図である。

[図12A]図12Aは、第1フィルタの分光スペクトルの例を示すグラフである。

[図12B]図12Bは、第2フィルタの分光スペクトルの例を示すグラフである。

。

[図12C]図12Cは、第3フィルタの分光スペクトルの例を示すグラフである

。

[図13A]図13Aは、バンドパスフィルタの分光スペクトルの他の例1を模式的に示す図である。

[図13B]図13Bは、バンドパスフィルタの分光スペクトルの他の例2を模式的に示す図である。

[図13C]図13Cは、バンドパスフィルタの分光スペクトルの他の例3を模式的に示す図である。

[図14A]図14Aは、バンドパスフィルタの分光スペクトルのさらに他の例1を模式的に示す図である。

[図14B]図14Bは、バンドパスフィルタの分光スペクトルのさらに他の例2を模式的に示す図である。

[図14C]図14Cは、バンドパスフィルタの分光スペクトルのさらに他の例3を模式的に示す図である。

[図15]図15は、光源から出射される光の発光タイミングの変形例を模式的に示す図である。

[図16]図16は、テレセントリックレンズを介した生体からの光が、バンドパスフィルタを通過して光検出装置に入射する様子を模式的に示す図である

。

[図17]図17は、本開示の例示的な実施形態による生体計測システムの構成を模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 本開示において、回路、ユニット、装置、部材または部の全部または一部、またはブロック図における機能ブロックの全部または一部は、例えば、半導体装置、半導体集積回路（IC）、またはLSI（large scale integration）を含む1つまたは複数の電子回路によって実行され得る。LSIまたはICは、1つのチップに集積されてもよいし、複

数のチップを組み合わせる構成されてもよい。例えば、記憶素子以外の機能ブロックは、1つのチップに集積されてもよい。ここでは、LSIまたはICと呼んでいるが、集積の度合いによって呼び方が変わり、システムLSI、VLSI (very large scale integration)、もしくはULSI (ultra large scale integration) と呼ばれるものであってもよい。LSIの製造後にプログラムされる、Field Programmable Gate Array (FPGA)、またはLSI内部の接合関係の再構成またはLSI内部の回路区画のセットアップができるreconfigurable logic deviceも同じ目的で使うことができる。

[0012] さらに、回路、ユニット、装置、部材または部の全部または一部の機能または操作は、ソフトウェア処理によって実行することが可能である。この場合、ソフトウェアは1つまたは複数のROM、光学ディスク、ハードディスクドライブなどの非一時的記録媒体に記録され、ソフトウェアが処理装置 (processor) によって実行されたときに、そのソフトウェアで特定された機能が処理装置 (processor) および周辺装置によって実行される。システムまたは装置は、ソフトウェアが記録されている1つまたは複数の非一時的記録媒体、処理装置 (processor)、および必要とされるハードウェアデバイス、例えばインターフェースを備えていてもよい。

[0013] 本開示において、「光」とは、可視光 (波長が約360nm~約800nm) だけでなく、紫外線 (波長が約10nm~約360nm) および赤外線 (波長が約800nm~約1mm) を含む電磁波を意味する。

[0014] 以下、本開示の例示的な実施形態を説明する。なお、以下で説明する実施形態は、いずれも包括的又は具体的な例を示すものである。以下の実施形態で示される数値、形状、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本開示を限定する主旨ではない。また、以下の実施形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請

求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。また、各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示されたものではない。さらに、各図において、実質的に同一の構成要素に対しては同一の符号を付しており、重複する説明は省略又は簡略化される場合がある。

[0015] まず、本開示の実施形態を説明する前に、生体を光で照射して生じる反射光に基づいて生体情報を取得する原理を説明する。以下の説明では、生体情報の例として脈拍情報を挙げる。

[0016] 図1は、血液中の酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示すグラフである。図1に示すように、酸素化ヘモグロビンの吸光係数は、300nm以上900nm以下の波長域のうち、300nm以上600nm以下の波長域において相対的に高く、それ以外の波長域において相対的に低い。酸素化ヘモグロビンの吸光係数は、420nm付近において最も高く、550nm以上600nm以下の波長域においても比較的高い。血流の変動に応じて酸素化ヘモグロビンによる光の吸収の度合いが変化するので、生体を光で照射して生じる反射光の強度は、脈拍情報を反映する。

[0017] 酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルによれば、生体を青色または緑色の光で照射してその反射光を検出する場合、青色または緑色の検出信号は脈拍情報を多く含む。これに対して、生体を赤色の光または赤外光で照射してその反射光を検出する場合、赤色または赤外の検出信号は脈拍情報を少ししか含まない。

[0018] 本明細書において、赤色の波長域は600nm以上800nm以下の波長域の少なくとも一部に相当する。緑色の波長域は500nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部に相当する。青色の波長域は360nm以上500nm以下の波長域の少なくとも一部に相当する。赤色の波長域の光を単に「赤色の光」と称し、緑色の波長域の光を単に「緑色の光」と称し、青色の波長域の光を単に「青色の光」と称する。

[0019] 生体が動く場合、青色または緑色の検出信号は、脈拍情報だけでなく体動情報も含む。これに対して、赤色または赤外の検出信号は、脈拍情報を少し

しか含まず、体動情報を多く含む。したがって、青色または緑色の検出信号と、赤色または赤外の検出信号とを比較することにより、青色または緑色の検出信号に含まれる情報から体動情報を除去することができ、脈拍情報を取得することが可能になる。赤色または赤外の検出信号は、体動情報を除去するための検出信号である。

[0020] しかしながら、顔料または染料を含む一般的なカラーフィルタを介して生体からの光を検出して青色、緑色、および赤色の検出信号を取得する場合、以下の課題が生じ得る。図2は、一般的なカラーフィルタの分光スペクトルを示すグラフである。図2に示す例において、一般的なカラーフィルタは、染料を含む赤色フィルタ、緑色フィルタ、および青色フィルタである。図2に示す点線、一点鎖線、および破線は、それぞれ、赤色フィルタ、緑色フィルタ、および青色フィルタの分光スペクトルを表す。

[0021] 図2に示すように、青色フィルタ、緑色フィルタ、および赤色フィルタの各々は、対応する波長域においてブロードなピークを有する。赤色フィルタは、赤色の波長域だけでなく、ハッチングによって表されるように、550 nm以上600 nm以下の波長域においてもある程度高い透過率を有する。したがって、生体からの光を一般的な赤色フィルタを介して検出する場合、赤色の検出信号は、体動情報だけでなく、脈拍情報もある程度含み得る。そのことが原因で、青色または緑色の検出信号と、赤色の検出信号とを比較しても、青色または緑色の検出信号に含まれる情報から体動情報だけでなく脈拍情報の一部も除去されてしまい、脈拍情報を正確に取得できない可能性がある。

[0022] 特許文献1の装置では、一般的な赤色フィルタがカメラに用いられているはずである。したがって、特許文献1の装置では、赤色の検出信号が体動情報だけでなく脈拍情報もある程度含み得るので、脈拍情報を正確に取得できない可能性がある。

[0023] 特許文献2の脈拍センサでは、カラーフィルタを介さずに反射光を検出する。脈拍センサを装着せずに非接触で用いる場合、室内照明からの光および

太陽光などの環境光でも生体が照射されるので、生体からの赤外光を検出する際に、吸光係数が高い他の光も検出し得る。したがって、特許文献2の脈拍センサでは、赤外の検出信号が体動情報だけでなく脈拍情報もある程度含み得るので、脈拍情報を正確に取得できない可能性がある。

[0024] 本発明者らは、上記の課題を見出し、当該課題を解決することが可能な本開示の実施形態による生体計測装置に想到した。本実施形態による生体計測装置は、生体からの光のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が検出されにくいように構成される。したがって、体動情報を除去するための検出信号に、脈拍情報のような生体情報が混入する可能性を低減することができる。その結果、生体情報だけでなく体動情報も含む検出信号と、体動情報を除去するための検出信号とを比較することにより、生体情報を効果的に取得することが可能になる。以下に、本開示の実施形態による生体計測装置を説明する。

[0025] (実施形態1)

[生体計測装置]

以下では、図3を参照して、本開示の実施形態1による生体計測装置の構成例を説明する。以下の説明では、生体計測装置を単に「計測装置」とも称する。図3は、本開示の例示的な実施形態1による計測装置の構成を模式的に示す図である。図3に示す計測装置100Aは、生体10からの光を検出することにより、生体10の生体情報を非接触で取得する。生体10からの光は、例えば、環境光で生体10が照射されて生じる。生体10の例として人が示されているが、この例に限定されない。生体10は、例えば動物であってもよい。生体10の照射部分は、例えば、生体10の顔、腕、手、または指であり得る。生体10は静止していてもよいし、動いていてもよい。

[0026] 計測装置100Aは、図3に示すように、光検出装置20と、バンドパスフィルタ30と、処理装置40とを備える。光検出装置20は、赤色の光を透過させる第1フィルタ22aと、緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタ22bとを含む。光検出装置20は、さらに、第1フィルタ2

2 a を介して生体 10 からの光を検出する第 1 光検出素子 24 a と、第 2 フィルタ 22 b を介して生体 10 からの光を検出する第 2 光検出素子 24 b とを含む。第 1 光検出素子 24 a は、第 1 光検出素子 24 a によって検出された第 1 光に基づいて、第 1 信号を出力する。第 2 光検出素子 24 b は、第 2 光検出素子 24 b によって検出された第 2 光に基づいて、第 2 信号を出力する。第 2 光検出素子 24 b は、第 2 フィルタ 22 b およびバンドパスフィルタ 30 を通過した光であって、少なくとも 550 nm 以下の波長を有する光を検出する。第 1 信号は第 1 光の強度に応じた信号であり、第 2 信号は第 2 光の強度に応じた信号である。

[0027] バンドパスフィルタ 30 は、第 1 フィルタ 22 a に入射する生体 10 からの光のうち、550 nm 以上 600 nm 以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する。図 4 は、バンドパスフィルタ 30 の分光スペクトルの例および酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示すグラフである。図 4 に示す実線はバンドパスフィルタ 30 の分光スペクトルを表し、図 4 に示す破線は酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルを表す。図 4 に示す例において、バンドパスフィルタ 30 は、550 nm 以上 600 nm 以下の波長域においてほぼゼロの分光透過率を有し、それ以外の波長域においてほぼ 100% の分光透過率を有する。したがって、生体 10 からの光のうち、550 nm 以上 600 nm 以下の波長域の光が透過することを効果的に抑制することができる。バンドパスフィルタ 30 を介した生体 10 からの光は、酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルのうち、ハッチングされた部分を反映しない。

[0028] 図 5 は、バンドパスフィルタ 30 および一般的なカラーフィルタを組み合わせた構成の分光スペクトルの例を示すグラフである。図 5 に示すように、バンドパスフィルタ 30 および一般的なカラーフィルタを組み合わせた構成において、分光透過率は 550 nm 以上 600 nm 以下の波長域においてほぼゼロになる。したがって、生体 10 が動く場合、上記の第 2 信号は生体情報だけでなく体動情報も含む一方、上記の第 1 信号は生体情報をほとんど含

まず体動情報を多く含む。このように、バンドパスフィルタ 30 は、第 1 信号に生体情報が混入することを効果的に抑制することができる。

[0029] 図 6 は、第 1 信号および第 2 信号の時系列データの例ならびに生体情報の例を模式的に示す図である。図 6 の縦方向は信号強度を表し、図 6 の横方向は時間を表す。図 6 に示す生体情報として、脈拍情報が例示されている。生体 10 が計測中に動く場合、図 6 に示すように、第 2 信号の時系列データは脈拍情報を反映して連続的に振動しながら変化し、かつ体動情報を反映してある時間で大きくシフトする。これに対して、第 1 信号の時系列データは体動情報を反映してある時間で大きくシフトする一方、バンドパスフィルタ 30 があることにより、脈拍情報を反映せずほとんど振動しない。その結果、処理装置 40 は、第 1 信号および第 2 信号を比較することにより、第 2 信号に含まれる情報から体動情報を除去できる一方、第 2 信号に含まれる情報から脈拍情報の一部が除去されることを抑制でき、脈拍情報をより正確に取得することが可能になる。

[0030] 以上のことから、実施形態 1 による計測装置 100A では、計測装置 100A からバンドパスフィルタ 30 を除去した構成と比較して、生体 10 の生体情報をより正確に取得することができる。このことは、生体 10 の生体情報を効果的に取得することにつながる。

[0031] 以下に、光検出装置 20、バンドパスフィルタ 30、および処理装置 40 の構成を詳しく説明する。

[0032] <光検出装置 20>

光検出装置 20 は、図 3 に示すように、少なくとも 1 つの第 1 フィルタ 22a と、少なくとも 1 つの第 2 フィルタ 22b とを含む。第 1 フィルタ 22a および第 2 フィルタ 22b については前述した通りである。光検出装置 20 は、さらに、緑色および青色の他方の光を透過させる少なくとも 1 つの第 3 フィルタを含んでもよい。第 1 フィルタ 22a の数は 1 つでもよいし、複数でもよい。第 2 フィルタ 22b の数および第 3 フィルタの数についても同様である。

- [0033] 第1フィルタ22aは、以下の理由から、例えば、690nmの波長の光を高い分光透過率で透過させるように設計され得る。高い分光透過率は、例えば、60%以上、80%以上、90%以上、または95%以上であり得る。図4に示すように、酸素化ヘモグロビンの吸光係数は、300nm以上900nm以下の波長域のうち、690nmの波長で最小になるので、生体10からの光のうち、690nmの波長の光は生体情報を少ししか含まない。したがって、第1フィルタ22aを上記のように設計することにより、第1信号に含まれる生体情報の量を効果的に低減することができる。
- [0034] 第1フィルタ22a、第2フィルタ22b、および第3フィルタとして、前述の一般的なカラーフィルタを用いることができる。そのようなカラーフィルタは、入手しやすく、低コストであり、量産性に優れている。
- [0035] 一般的な赤色フィルタの分光スペクトルは、図2に示すように、550nm以上800nm以下の波長域においてブロードなピークを有する。そのピーク波長は、550nm以上800nm以下の波長域内にある。当該ピーク波長における分光透過率は、可視光の波長域における最大の分光透過率であり得る。一般的な赤色フィルタの分光スペクトルは、550nm以上かつ600nm以下の少なくとも一部の波長域において、30%以上の分光透過率を有する。一般的な赤色フィルタの分光スペクトルは、さらに、可視光の波長域のうち、500nm以下の波長域において、20%以下の分光透過率を有する。
- [0036] 一般的な緑色フィルタの分光スペクトルは、450nm以上650nm以下の波長域においてブロードなピークを有する。そのピーク波長は、450nm以上650nm以下の波長域内にある。一般的な青色フィルタの分光スペクトルは、360nm以上550nm以下の波長域においてブロードなピークを有する。そのピーク波長は、360nm以上550nm以下の波長域内にある。
- [0037] 光検出装置20は、少なくとも1つの第1光検出素子24aと、少なくとも1つの第2光検出素子24bとを含む。第1光検出素子24aおよび第2

光検出素子 24 b については前述した通りである。光検出装置 20 は、さらに、第 3 フィルタを介して生体 10 からの光を検出する少なくとも 1 つの第 3 光検出素子を含んでもよい。第 3 光検出素子は、第 3 光検出素子によって検出された第 3 光に基づいて、第 3 信号を出力する。第 3 信号は第 3 光の強度に応じた信号である。

[0038] 第 1 フィルタ 22 a および第 1 光検出素子 24 a が 1 対 1 に対応する場合、第 1 光検出素子 24 a の数は、第 1 フィルタ 22 a の数に等しい。同様に、第 2 光検出素子 24 b の数は、第 2 フィルタ 22 b の数に等しい。第 3 光検出素子の数は、第 3 フィルタの数に等しい。

[0039] あるいは、生体 10 からの光が入射する方向から見て、第 1 フィルタ 22 a が 2 つ以上の第 1 光検出素子 24 a に重なる場合、第 1 光検出素子 24 a の数は、第 1 フィルタ 22 a の数より多くてもよい。同様に、第 2 光検出素子 24 b の数は、第 2 フィルタ 22 b の数より多くてもよい。第 3 光検出素子の数は、第 3 フィルタの数より多くてもよい。

[0040] 光検出装置 20 は、例えば、複数の一般的なカラーフィルタと、イメージセンサとを備えるカラーカメラであり得る。その場合、光検出装置 20 は、生体 10 のカラー画像を取得できる。イメージセンサは、2 次元的に配列された複数の光検出素子を含む。イメージセンサは、CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサであり得る。複数のカラーフィルタの各々は、例えば、複数の光検出素子の対応する 1 つの上に直接設けられてもよいし、他の部材を介して間接的に設けられてもよい。

[0041] 図 7 は、光検出装置 20 におけるカラーフィルタの配置の例を模式的に示す図である。図 7 に示す「R」、「G」、および「B」は、それぞれ赤色フィルタ、緑色フィルタ、および青色フィルタを表す。図 7 に示す例において、第 1 フィルタ 22 a は赤色フィルタであり、第 2 フィルタ 22 b は青色フィルタであり、第 3 フィルタ 22 c は緑色フィルタである。図 7 に示す例に

において、複数のカラーフィルタの配列は、いわゆるベイヤ配列である。ベイヤ配列は、2次元的に配列された複数のユニットを有する。各ユニットは2行2列のフィルタを含む。各ユニットにおいて、対角成分に2つの緑色フィルタが配置され、非対角成分に赤色フィルタおよび青色フィルタが配置されている。あるいは、各ユニットにおいて、対角成分に2つの赤色フィルタが配置され、非対角成分に緑色フィルタおよび青色フィルタが配置されてもよい。各ユニットにおいて、対角成分に2つの青色フィルタが配置され、非対角成分に緑色フィルタおよび赤色フィルタが配置されてもよい。複数のカラーフィルタの配列はベイヤ配列に限定されず、いわゆるストライプ配列、デルタ配列、モザイク配列、またはペンタイル配列であってもよい。光検出装置20において、赤色フィルタの代わりに赤外フィルタを用いてもよい。

[0042] <バンドパスフィルタ30>

バンドパスフィルタ30は、第1フィルタ22aに入射する生体10からの光のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する。第1フィルタ22aとして一般的な赤色フィルタを用いる場合、第1フィルタ22aは、図2に示すように、赤色の光だけでなく、550nm以上600nm以下の波長域の光も透過させる。そのことが原因で、計測装置100Aからバンドパスフィルタ30を除去した構成では、第1信号に生体情報が混入する可能性がある。これに対して、計測装置100Aでは、バンドパスフィルタ30により、その可能性を低減することができる。第1フィルタ22aから第1光検出素子24aに向けて、生体10からの光が入射するように、第1フィルタ22a、バンドパスフィルタ30、および第1光検出素子24aがこの順番で配置されていてもよい。すなわち、バンドパスフィルタ30は、第1フィルタ22aと第1光検出素子24aとの間に配置されていてもよい。

[0043] バンドパスフィルタ30における光の透過を抑制する波長域は、550nm以上600nm以下の波長域の全体であってもよいし、一部であってもよい。バンドパスフィルタ30は、例えば、550nm以上600nm以下の

波長域のうち、570 nm以上600 nm以下の波長域の光の透過を抑制する一方、それ以外の波長域の光は透過させてもよい。

[0044] 本明細書において、「550 nm以上600 nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する」とは、550 nm以上600 nm以下の波長域の少なくとも一部における分光透過率が20%以下である場合を意味する。当該分光透過率は、10%以下、5%以下、または1%以下であってもよい。当該分光透過率がゼロに近づくほど、第1信号および第2信号に基づいて生体情報をより正確に取得することができる。

[0045] 図4に示す例において、バンドパスフィルタ30の分光透過率は、可視光の波長域のうち、光の透過が抑制される波長域以外の残りの波長域においてほぼ100%である。ただし、残りの波長域におけるバンドパスフィルタ30の分光透過率はほぼ100%である必要はない。当該分光透過率は、例えば60%以上、80%以上、90%以上、または95%以上であり得る。当該分光透過率が高いほど、第1信号は体動情報をより多く含み、第2信号は生体情報をより多く含むことができる。

[0046] 生体10からの光が入射する方向から見て、バンドパスフィルタ30は、第1フィルタ22aに重なるように配置される。他方で、バンドパスフィルタ30は、第2フィルタ22bおよび第3フィルタ22cに重なってもよいし、重ならなくてもよい。ただし、光検出装置20がカラーカメラである場合、複数の第1フィルタ22aだけでなく、複数の第2フィルタ22bおよび複数の第3フィルタ22cも2次元的に配列される。したがって、バンドパスフィルタ30が光検出装置20の全体に重なるように配置した方が、バンドパスフィルタ30の配置が容易である。さらに、カラーフィルタおよびバンドパスフィルタ30を別々に用意することにより、光検出装置20として量産性に優れたカラーカメラを用いることができ、計測装置100Aの製造コストを低減することが可能になる。

[0047] バンドパスフィルタ30が第2フィルタ22bおよび第3フィルタ22cに重なる場合、550 nm以上600 nm以下の波長域の少なくとも一部の

光が第2光検出素子および第3光検出素子に入射する光量は減少する。その場合でも、第2信号および第3信号に含まれる生体情報の量は少なくなるものの、第2信号および第3信号は生体情報を十分に含む。図5に示すように、バンドパスフィルタ30および緑色フィルタを組み合わせた構成において、分光透過率は、500nm以上550nm以下の波長域において十分高いからである。同様に、バンドパスフィルタ30および青色フィルタを組み合わせた構成において、分光透過率は、400nm以上500nm以下の波長域において十分高いからである。図4に示すように、これらの波長域において、酸素化ヘモグロビンの吸光係数は十分高い。

[0048] バンドパスフィルタ30は、例えば、誘電体多層膜を含む干渉フィルタであり得る。誘電体多層膜を含む干渉フィルタは、急峻な分光スペクトルの変化を実現できる。したがって、可視光の波長域のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを効果的に抑制し、残りの波長域の光を効果的に透過させることができる。

[0049] あるいは、バンドパスフィルタ30は、例えば、顔料または染料を含むフィルタであってもよい。そのようなフィルタは、誘電体多層膜を含む干渉フィルタとは異なり、入射光の入射角度の依存性を有しない点で有利である。

[0050] <処理装置40>

処理装置40は、図3に示すように、制御回路42と、信号処理回路44と、メモリ46とを備える。制御回路42は、信号処理回路44の処理動作を制御する。

[0051] 信号処理回路44は、第1光および第2光に基づいて、より具体的には第1信号および第2信号に基づいて、生体10の生体情報を生成する。第1信号および第2信号に基づく生体情報の生成方法については後述する。信号処理回路44は、第1信号、第2信号、および第3信号の時系列データを取得する際に、1フレーム当たりの露光時間を調整して第1信号、第2信号、および第3信号の強度を高めてもよい。

[0052] 制御回路42は、例えばプロセッサおよびメモリの組み合わせ、またはプ

ロセッサおよびメモリを内蔵するマイクロコントローラなどの集積回路であり得る。制御回路42は、例えばプロセッサがメモリ46に記録されたコンピュータプログラムを実行することにより、信号処理回路44に信号処理を実行させる。

[0053] 信号処理回路44は、例えばデジタルシグナルプロセッサ(DSP)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)などのプログラマブルロジックデバイス(PLD)、または中央演算処理装置(CPU)もしくは画像処理用演算プロセッサ(GPU)とコンピュータプログラムとの組み合わせによって実現され得る。信号処理回路44は、プロセッサがメモリ46に記録されたコンピュータプログラムを実行することにより、信号処理を実行する。

[0054] 制御回路42および信号処理回路44は、統合された1つの回路であってもよいし、分離された個別の回路であってもよい。制御回路42、信号処理回路44、およびメモリ46の少なくとも1つは、例えば遠隔地に設けられたサーバなどの外部の装置の構成要素であってもよい。この場合、サーバなどの外部の装置は、無線通信または有線通信により、残りの構成要素と相互にデータの送受信を行う。

[0055] 本明細書において、制御回路42および信号処理回路44をまとめて「処理回路」とも称する。制御回路42および信号処理回路44の動作を処理回路の動作として扱ってもよい。

[0056] <その他の構成要素>

計測装置100Aは、前述の構成要素以外に、例えば、バンドパスフィルタ30の前に配置された光学系をさらに備えてもよい。当該光学系は、例えば、1以下のF値を有する大口径レンズを含み得る。そのような大口径レンズにより、光検出装置20による光検出の感度を向上させることができる。

[0057] [生体情報の生成方法]

以下では、第1信号および第2信号に基づく生体情報の生成方法を説明する。

[0058] <差分>

信号処理回路 4 4 は、第 1 信号の強度の時間変化と、第 2 信号の強度の時間変化との差に基づいて、生体情報を生成することができる。より具体的には、信号処理回路 4 4 は、第 2 信号の時系列データから、第 1 信号の時系列データに適切な係数を乗算して得られるデータを減算することにより、第 2 信号に含まれる生体情報を取得する。当該係数は、例えば、計測装置 1 0 0 A を出荷する前のキャリブレーションの際に適切に決定され得る。

[0059] 差分による生体情報の生成方法では、信号処理回路 4 4 における演算処理の負担を低減することができる。

[0060] <独立成分分析または主成分分析>

信号処理回路 4 4 は、第 1 信号の時系列データおよび第 2 信号の時系列データに、独立成分分析または主成分分析を適用してもよい。独立成分分析または主成分分析により、これら 2 つの時系列データから、生体情報および体動情報を分離することができる。

[0061] あるいは、信号処理回路 4 4 は、第 1 信号の時系列データおよび第 2 信号の時系列データに加えて、第 3 信号の時系列データに、独立成分分析または主成分分析を適用してもよい。その結果、これら 3 つの時系列データから、生体情報、体動情報、およびノイズ情報を分離することができる。ノイズ情報は、例えば、ショットキーノイズに関する情報であり得る。

[0062] 独立成分分析または主成分分析による生体情報の生成方法では、差分による生体情報の生成方法と比較して、生体情報をより正確に取得することができる。

[0063] <機械学習>

信号処理回路 4 4 は、機械学習により、第 1 信号の時系列データおよび第 2 信号の時系列データから生体情報を取得してもよい。

[0064] 信号処理回路 4 4 は、計測装置 1 0 0 A によって第 1 信号および第 2 信号を取得すると同時に、他の計測装置によって生体情報を取得する。信号処理回路 4 4 は、さらに、他の計測装置によって取得された生体情報を正解デー

タとして、機械学習により、第1信号および第2信号から脈拍情報を予測する回帰モデルを作成する。信号処理回路44は、このようにして作成された回帰モデルに基づいて、第1信号の時系列データおよび第2信号の時系列データから生体情報を取得する。

[0065] 機械学習として、ロジスティクス回帰またはサポートベクターマシンを用いてもよいし、機械学習の一種であるディープラーニングを用いてもよい。時系列データの予測に用いられるLSTM (Long Short-Term Memory) を用いて、生体情報の時系列データを予測してもよい。

[0066] 生体情報が脈拍情報である場合、正解データを取得するための他の計測装置として、例えば心電センサを用いることができる。光電脈波法によって指先から光電脈波を計測する場合、光電脈波が体動によるシフトを含まないように指先は静止している。光電脈波による信号は、計測装置100Aによって取得される信号に類似しているので、回帰の精度を高めることができる。

[0067] 機械学習による生体情報の生成方法では、図6に示す例とは異なり、第1信号における体動情報の重畳の傾向が、第2信号における体動情報の重畳の傾向と異なってもよい。両者の重畳の傾向の相違は、例えば、第1信号を取得するための赤色の光、および第2信号を取得するための緑色および青色の一方の光について、生体10での照度分布が異なる環境下で生じ得る。当該環境下で生体情報を取得することにより、学習データを収集してもよい。そのようにして収集された学習データを用いることにより、両者の重畳の傾向の相違が反映された回帰モデルを作成できる。したがって、両者の重畳の傾向が異なる場合でも、第2信号に含まれる情報から体動情報を除去できる一方、第2信号に含まれる情報から生体情報の一部が除去されることを抑制でき、生体情報をより正確に取得することが可能になる。

[0068] [生体情報の種類]

生体情報は、前述したように、例えば脈拍情報であり得る。あるいは、生体情報は血流情報であってもよい。血流の変化により、生体10の照射部分の色合いが変化する。色合いの時間変化から血流情報を取得できる。色合い

は、第1信号、第2信号、および第3信号に基づいて知ることができる。生体10の照射部分が顔面である場合、血流情報は、顔面の血流情報である。

[0069] あるいは、生体情報は酸素飽和度の情報であってもよい。血液中の酸素化ヘモグロビンの濃度および脱酸素化ヘモグロビンの濃度をそれぞれ第1濃度および第2濃度とすると、酸素飽和度は、第1濃度／（第1濃度＋第2濃度）によって算出できる。脱酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルは、図4に示す酸素化ヘモグロビンの吸光スペクトルとは異なる。

[0070] 酸素飽和度は、例えば以下のようにして、第1信号および第2信号に基づいて算出できる。以下の式（1）および（2）によって表される連立方程式を解くことにより、血液中の酸素化ヘモグロビン（HbO₂）および脱酸素化ヘモグロビン（Hb）の各濃度の、初期値からの変化量がわかる。

[数1]

$$\varepsilon_{\text{OXY}}^1 \Delta \text{HbO}_2 + \varepsilon_{\text{deOXY}}^1 \Delta \text{Hb} = -\ln \frac{I_{\text{now}}^1}{I_{\text{ini}}^1} \quad (1)$$

[数2]

$$\varepsilon_{\text{OXY}}^2 \Delta \text{HbO}_2 + \varepsilon_{\text{deOXY}}^2 \Delta \text{Hb} = -\ln \frac{I_{\text{now}}^2}{I_{\text{ini}}^2} \quad (2)$$

[0071] ΔHbO_2 および ΔHb は、それぞれ、血液中の HbO₂ および Hb の濃度の初期値からの変化量を表す。 $\varepsilon_{\text{OXY}}^1$ および $\varepsilon_{\text{deOXY}}^1$ は、それぞれ、第1信号を取得するための赤色の光についての HbO₂ および Hb のモル吸光係数を表す。 $\varepsilon_{\text{OXY}}^2$ および $\varepsilon_{\text{deOXY}}^2$ は、それぞれ、第2信号を取得するための緑色または青色の光についての HbO₂ および Hb のモル吸光係数を表す。 I_{ini}^1 および I_{now}^1 は、それぞれ、初期時点および計測時点での第1信号の強度を表す。 I_{ini}^2 および I_{now}^2 は、それぞれ、初期時点および計測時点での第2信号の強度を表す。

[0072] $\varepsilon_{\text{OXY}}^2$ および $\varepsilon_{\text{deOXY}}^2$ はそれほど大きく異ならないものの、 $\varepsilon_{\text{OXY}}^1$ およ

び ε^1_{deOXY} は比較的大きく異なるので、上記の連立方程式を解くことができる。 ΔHbO_2 および ΔHb がわかれば、所定の方程式から酸素飽和度を算出することができる。

[0073] あるいは、生体情報は血圧情報であってもよい。脈拍情報がわかれば、脈波の波形から脈波伝播時間がわかる。収縮期血圧を P とし、脈波伝播時間を ΔT とすると、 $P = a \times \ln \Delta T + b$ の関係から、収縮期血圧 P がわかる。係数 a および係数 b は、例えば、計測装置 100A を出荷する前のキャリブレーションの際に適切に決定され得る。

[0074] [顔のトラッキング]

光検出装置 20 がカラーカメラである場合、以下のようにして、生体 10 の顔をトラッキングすることができる。第 1 信号、第 2 信号、および第 3 信号によって得られる RGB (Red、Green、Blue) 色空間は、色相を含む色空間に変換される。色相を含む色空間は、例えば、HSV (Hue、Saturation、Value) 色空間、HSL (Hue、Saturation、Luminance) 色空間、および HSI (Hue、Saturation、Intensity) 色空間であり得る。

[0075] 信号処理回路 44 は、第 1 光および第 2 光に加えて第 3 光に基づいて、より具体的には、1 信号および第 2 信号に加えて第 3 信号に基づいて、生体 10 の色相情報を生成する。信号処理回路 44 は、当該色相情報に基づいて、生体 10 の顔をトラッキングする。「顔をトラッキングする」とは、顔の位置を特定すること、より具体的には、カラーカメラに含まれる複数の光検出素子のうち、顔の位置に対応する光検出素子を特定することを意味する。「色相情報に基づいて」とは、あらかじめ設定された色相の条件と照合すること、より具体的には、色相が所定の範囲内である場合に人の肌であると判定するという条件を設定し、取得した色相が当該条件に当てはまるかを確認することを意味する。

[0076] 光検出装置 20 のより具体的な構成および信号処理回路 44 のより具体的な動作については以下の通りである。

[0077] 光検出装置 20 は、複数の第 1 フィルタ 22 a と、複数の第 2 フィルタ 22 b と、複数の第 3 フィルタとを備える。複数の第 1 フィルタ 22 a は互いに同じ構成を有する。複数の第 2 フィルタ 22 b および複数の第 3 フィルタについても同様である。光検出装置 20 は、さらに、複数の第 1 光検出素子 24 a と、複数の第 2 光検出素子 24 b と、複数の第 3 光検出素子とを備える。複数の第 1 光検出素子 24 a は互いに同じ構成を有する。複数の第 2 光検出素子 24 b および複数の第 3 光検出素子についても同様である。

[0078] 信号処理回路 44 は、複数の第 1 光検出素子 24 a の各々によって検出された光、複数の第 2 光検出素子 24 b の各々によって検出された光、および複数の第 3 光検出素子の各々によって検出された光に基づいて、生体 10 の色相情報を生成する。信号処理回路 44 は、当該色相情報に基づいて、光検出装置 20 に含まれる複数の第 1 光検出素子 24 a、複数の第 2 光検出素子 24 b、および複数の第 3 光検出素子のうち、顔の位置に対応する第 1 光検出素子 24 a、第 2 光検出素子 24 b、および第 3 光検出素子を決定する。

[0079] したがって、計測中に人が動く場合でも、カラーカメラによって取得される画像のどの部分に顔があるかがわかる。画像のうち、顔がある部分から第 1 信号および第 2 信号を取得でき、これらの第 1 信号および第 2 信号に基づいて生体情報を取得することが可能になる。さらに、バンドパスフィルタ 30 により、赤色フィルタの分光スペクトルと、緑色フィルタおよび青色フィルタの一方の分光スペクトルとが部分的に重なる影響を低減できるので、色相情報の精度を向上させることができる。顔に限定されず、肌をトラッキング、すなわち、肌の位置を特定してもよい。

[0080] 以上のことから、実施形態 1 による計測装置 100A によれば、第 2 信号は生体情報だけでなく体動情報を含む一方、第 1 信号は、バンドパスフィルタ 30 があることにより、体動情報を多く含み、生体情報を少ししか含まない。その結果、第 1 信号および第 2 信号に基づいて、生体 10 の生体情報を効果的に取得することができる。

[0081] (実施形態 2)

以下では、図8を参照して、本開示の実施形態2による計測装置の構成例を説明する。図8は、本開示の例示的な実施形態2による計測装置の構成を模式的に示す図である。図8に示す計測装置100Bは、図3に示す計測装置100Aとは異なり、生体10を照射するための光を出射する光源50をさらに備える。制御回路42は、光源50に、生体10を照射するための光を常時または断続的に出射させる。光源50により、環境光がなくても、生体10の生体情報を取得することが可能になる。

[0082] 光源50は、生体10を照射するための赤色の光ならびに緑色および青色の一方の光を出射する。光源50は、さらに、生体10を照射するための緑色および青色の他方の光を出射してもよい。赤色の光は第1信号の取得に役立ち、緑色および青色の一方の光は第2信号の取得に役立つ。緑色および青色の他方の光は第3信号の取得に役立つ。

[0083] なお、計測装置100Bは、光源50から出射された光を拡散する拡散板をさらに備えてもよい。拡散した光で生体10を均一に照射することができ、生体10の照射部分の任意の領域において、生体情報を同じ基準で評価することが可能になる。生体10の照射部分の任意の領域は、例えば額の左右の領域であり得る。

[0084] <光源50の構成例1>

図9Aは、光源50の構成例1を模式的に示す図である。図9Aに示すように、光源50は、例えば、波長変換素子52と、波長変換素子52を励起する励起光を出射する発光素子54とを備える。図9Aに示す白抜きの矢印は励起光を表す。発光素子54は、例えば、レーザダイオード(LD)または発光ダイオード(LED)であり得る。

[0085] 発光素子54が青色の光を出射する場合、波長変換素子52は、例えば、青色の光を吸収して黄色の光を出射する蛍光体を含み得る。黄色の光は、赤色の光および緑色の光を含む。上記の黄色の光に含まれる赤色の光は第1信号の取得に役立つ。上記の青色の光は、第2信号および第3信号の一方の取得に役立ち、上記の黄色の光に含まれる緑色の光は第2信号および第3信号

の他方の取得に役立つ。

[0086] 発光素子 5 4 から出射された青色の光のうち、一部は蛍光体によって黄色の光に変換され、残りの部分は変換されずに波長変換素子 5 2 を通過する。その結果、光源 5 0 は、黄色の光および青色の光が混合された白色光を出射する。この光源 5 0 の平均演色評価数 R_a は、例えば、80 以上であり得る。平均演色評価数 R_a が 100 に近いほど、光源 5 0 から出射された光で物体が照射されて見える色は、太陽光で当該物体が照射されて見える色に近くなる。

[0087] 室内照明からの光および太陽光などの環境光は白色光であるので、光源 5 0 から出射される白色光は、計測中に生体 1 0 に与える心理的負担を軽減することができる。さらに、平均演色評価数 R_a が 100 に近いほど、その白色光は 690 nm の波長の光を多く含む。したがって、第 1 フィルタ 2 2 a が、前述したように、690 nm の波長の光を高い分光透過率で透過させるように設計される場合、第 1 信号の SN 比を向上させることができる。

[0088] あるいは、発光素子 5 4 が青色の光を出射する場合、波長変換素子 5 2 は、例えば、以下の第 1 蛍光体および第 2 蛍光体を含み得る。第 1 蛍光体は、青色の光を吸収して赤色の光を出射する。第 2 蛍光体は、青色の光を吸収して緑色の光を出射する。

[0089] 発光素子 5 4 から出射された青色の光のうち、一部は第 1 蛍光体によって赤色の光に変換され、他の一部は第 2 蛍光体によって緑色の光に変換され、残りの部分は変換されずに波長変換素子 5 2 を通過する。その結果、光源 5 0 は、赤色の光、緑色の光、および青色の光が混合された白色光を出射する。この光源 5 0 の平均演色評価数 R_a は、例えば 90 以上であり得る。

[0090] 図 9 B は、光源 5 0 から出射される光の発光スペクトルの例を示すグラフである。図 9 B に示す例において、発光素子 5 4 は青色の光を出射し、波長変換素子 5 2 は、上記の第 1 蛍光体および上記の第 2 蛍光体を含む。図 9 B に示すように、発光スペクトルは、青色の波長域において最も大きいピークを有する。発光スペクトルは、さらに、緑色の波長域においてピークを有し

、かつ赤色の波長域においてピークを有する。発光スペクトルが3色の各々の波長域においてピークを有するので、平均演色評価数 R_a は高くなる。なお、第3信号を取得する必要がないのであれば、波長変換素子52は、青色の光を吸収して緑色の光を出射する第2蛍光体を必ずしも含む必要はない。

[0091] あるいは、発光素子54が紫外線を出射する場合、波長変換素子52は、例えば、以下の第1蛍光体、第2蛍光体、および第3蛍光体を含み得る。第1蛍光体は、紫外線を吸収して赤色の光を出射する。第2蛍光体は、紫外線を吸収して緑色および青色の一方の光を出射する。第3蛍光体は、紫外線を吸収して緑色および青色の他方の光を出射する。

[0092] 発光素子54から出射された紫外線のうち、一部は第1蛍光体によって赤色の光に変換され、他の一部は第2蛍光体によって緑色および青色の一方の光に変換され、さらに他の一部は第3蛍光体によって緑色および青色の他方の光に変換される。波長変換素子52が第1蛍光体、第2蛍光体、および第3蛍光体を含む場合、光源50は、赤色の光、緑色の光、および青色の光が混合された白色光を出射する。この光源50の平均演色評価数 R_a は、例えば95以上であり得る。なお、第3信号を取得する必要がないのであれば、波長変換素子52は、紫外線を吸収して緑色および青色の他方の光を出射する第3蛍光体を必ずしも含む必要はない。

[0093] 図9Aに示すように波長変換素子52を備える光源50は、赤色の光、ならびに緑色および青色の一方の光を同じ箇所である波長変換素子52から出射することができる。同じ箇所から出射された赤色の光、ならびに緑色および青色の一方の光で生体10が照射されるので、その照射に起因して取得される第1信号および第2信号について、第2信号に含まれる体動情報は、第1信号に含まれる体動情報に完全に同期する。したがって、第1信号および第2信号に基づいて、生体10の生体情報をより効果的に取得することができる。

[0094] ＜光源50の構成例2＞

図10Aは、光源50の構成例2を模式的に示す図である。図10Aに示

すように、光源50は、例えば、以下の第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cを備え得る。第1発光素子54aは赤色の光を出射する。第2発光素子54bは緑色および青色の一方の光を出射する。第3発光素子54cは緑色および青色の他方の光を出射する。第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cは、例えばLEDまたはLEDであり得る。なお、第3信号を取得する必要がないのであれば、光源50は、第3発光素子54cを必ずしも備える必要はない。

[0095] 第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cは、例えば、任意の2つの発光素子の中心間距離が10mm以下になるように配置され得る。光源50から生体10までの距離が30cmである場合、任意の2つの発光素子の中心間距離が10mmよりも大きいと、当該2つの発光素子から出射され、生体10に入射する光の入射角度による照度差に起因して、信号強度の誤差は1%よりも大きくなる。この信号強度の誤差は、脈拍による信号強度の変化量と同程度またはそれ以上である。任意の2つの発光素子の中心間距離が10mm以下であれば、上記の信号強度の誤差を低減することができる。

[0096] 図10Bは、光源50から出射される光の発光スペクトルの他の例を示すグラフである。図10Bに示す例において、光源50は、上記の第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cを備える。これらの発光素子は、LEDよりも低コストのLEDである。

[0097] すべての発光素子がLEDである場合、各色の光の発光スペクトルはある程度狭くなるので、図9Aに示すように波長変換素子52を用いる場合と比較して、生体情報の取得に不必要な波長の光を低減することができる。したがって、まぶしさの低減が可能になる。550nm以上600nm以下の波長域において、赤色の光の発光スペクトルは緑色の光の発光スペクトルに重なるものの、この重なりの影響はバンドパスフィルタ30によって低減できる。なお、図10Bに示すような発光スペクトルは、紫外線によって3つの蛍光体を励起して赤色、緑色、および青色の光を出射する前述の光源50に

よっても実現できる。

[0098] すべての発光素子がLEDである場合、各光の発光スペクトルは十分狭いので、すべての発光素子がLEDである場合と比較して、生体情報の取得に必要な波長の光をさらに低減することができる。したがって、まぶしさのさらなる低減が可能になる。ただし、LEDを用いる場合、目の安全のために、「JIS C 6802」によるレーザ装置の安全基準に従い、レーザ光の強度はクラス1を満たすように設計される。

[0099] LEDを用いる場合、550nm以上600nm以下の波長域において、赤色の光の発光スペクトルは緑色の光の発光スペクトルに重ならないものの、計測装置100Aを非接触で用いる場合、生体10からの光は、環境光に起因して550nm以上600nm以下の波長域の光も含み得る。その場合でも、バンドパスフィルタ30があるので、第1信号に、環境光に起因した当該波長域の少なくとも一部の光が混入することを抑制できる。

[0100] LEDまたはLEDを用いる場合、赤色の光のピーク強度、緑色の光のピーク強度、および青色の光のピーク強度を同じにする必要はない。図10Cは、光源50から出射される光の発光スペクトルのさらに他の例を示すグラフである。図10Cに示す例において、光源50は、上記の第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cを備える。これらの発光素子はLEDである。図10Cに示すように、緑色および青色の各々の光のピーク強度は、赤色の光のピーク強度よりも低い。

[0101] 図10Bに示すように、赤色の光のピーク強度、緑色の光のピーク強度、および青色の光のピーク強度が同じである場合、以下の課題が生じ得る。バンドパスフィルタ30は550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制するので、第1信号の強度は、第2信号の強度よりも低く、かつ第3信号の強度よりも低くなる可能性がある。露光時間を長くして第1信号の強度を高くすることができる一方、第2信号の強度および第3信号の強度が飽和する可能性がある。

[0102] これに対して、図10Cに示す赤色、緑色、および青色の光のピーク強度

の大小関係から、露光時間を長くすることにより、第1信号の強度を高くでき、かつ、第2信号の強度および第3信号の強度が飽和する可能性を低減できる。緑色および青色の各々の光のピーク強度が赤色の光のピーク強度の半以下である場合、その可能性を効果的に低減できる。

[0103] 赤色、緑色、および青色の光のピーク強度が図10Cに示す大小関係を満たすように、第1発光素子54a、第2発光素子54b、および第3発光素子54cから出射される光の強度を調整してもよい。あるいは、光源50の前に、緑色の光および青色の光の分光透過率が低いフィルタを配置することにより、緑色の光のピーク強度および青色の光のピーク強度を低減させてもよい。

[0104] 前述した光源50の構成例1でも、波長変換素子52に含まれる蛍光体の量を調整することにより、緑色および青色の各々の光のピーク強度を赤色の光のピーク強度よりも低くしてもよい。あるいは、前述した光源50の構成例1でも、光源50の前に、緑色の光および青色の光の分光透過率が低いフィルタを配置することにより、緑色の光のピーク強度および青色の光のピーク強度を低減させてもよい。

[0105] 以上のことから、実施形態2による計測装置100Bによれば、実施形態1による計測装置100Aと同様に、第1信号および第2信号に基づいて、生体10の生体情報をより正確に生成することができる。さらに、実施形態2による計測装置100Bによれば、光源50から出射される光で生体10を照射することにより、環境光がなくても、生体情報を取得できる。

[0106] (実施形態3)

以下では、図11を参照して、本開示の実施形態3による計測装置の構成例を説明する。図11は、本開示の例示的な実施形態3による計測装置の構成を模式的に示す図である。図11に示す計測装置100Cは、図3に示す計測装置100Aとは異なり、バンドパスフィルタ30を備えず、図3に示す光検出装置20の代わりに光検出装置20-1を備える。計測装置100Cは、さらに、図8に示す光源50を備えてもよい。

[0107] 光検出装置20-1は、赤色の光を透過させる第1フィルタ23aと、緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタ23bとを含む。ただし、第1フィルタ23aおよび第2フィルタ23bは、図3に示す第1フィルタ22aおよび第2フィルタ22bとは異なり、一般的なカラーフィルタではなく、例えば、誘電体多層膜を含む干渉フィルタであり得る。第1フィルタ23aは、赤色の光を透過させる一方、550nm以上600nmの波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する。したがって、第1信号に生体情報が混入することを抑制できる。

[0108] 以下に、光検出装置20-1の構成を詳しく説明する。

[0109] <光検出装置20-1>

光検出装置20-1は、少なくとも1つの第1フィルタ23aと、少なくとも1つの第2フィルタ23bとを含む。第1フィルタ23aおよび第2フィルタ23bについては前述した通りである。光検出装置20-1は、さらに、緑色および青色の他方の光を透過させる少なくとも1つの第3フィルタを含んでもよい。第3フィルタは、第1フィルタ23aおよび第2フィルタ23bと同様に、例えば、誘電体多層膜を含む干渉フィルタであり得る。第1フィルタ23aの数は1つでもよいし、複数でもよい。第2フィルタ23bの数および第3フィルタの数についても同様である。第1フィルタ23a、第2フィルタ23b、および第3フィルタの配置の例については、実施形態1による計測装置100Aにおいて説明した通りである。

[0110] 光検出装置20-1は、第1フィルタ23aを介して生体10からの光を検出する少なくとも1つの第1光検出素子24aと、第2フィルタ23bを介して生体10からの光を検出する少なくとも1つの第2光検出素子24bとを含む。光検出装置20は、さらに、第3フィルタを介して生体10からの光を検出する少なくとも1つの第3光検出素子を含んでもよい。第1光検出素子24a、第2光検出素子24b、および第3光検出素子については、実施形態1による計測装置100Aにおいて説明した通りである。

[0111] 誘電体多層膜を含む干渉フィルタである第1フィルタ22a、第2フィル

タ 2 2 b、および第 3 フィルタは、例えば、それぞれ、第 1 光検出素子 2 4 a、第 2 光検出素子 2 4 b、および第 3 光検出素子上に直接積層され得る。すなわち、光検出装置 2 0 - 1 は、一体的に形成された複数のフィルタおよび複数の光検出素子を備える。

[0112] 図 1 2 A から図 1 2 C は、それぞれ、第 1 フィルタ 2 3 a、第 2 フィルタ 2 3 b、および第 3 フィルタの分光スペクトルの例を示すグラフである。図 1 2 A から図 1 2 C に示す例において、第 1 フィルタ 2 3 a は赤色フィルタであり、第 2 フィルタ 2 3 b は緑色フィルタであり、第 3 フィルタは青色フィルタである。

[0113] 第 1 フィルタ 2 3 a は、図 1 2 A に示すように、可視光の波長域のうち、赤色の波長域において高い分光透過率を有し、550 nm 以上 600 nm 以下の波長域を含む残りの波長域においてほぼゼロの分光透過率を有する。高い分光透過率は、例えば、60% 以上、80% 以上、90% 以上、または 95% 以上であり得る。図 1 2 A に示す例において、赤色の波長域は 600 nm 以上 700 nm 以下である。

[0114] 第 2 フィルタ 2 3 b は、図 1 2 B に示すように、可視光の波長域のうち、緑色の波長域において高い分光透過率を有し、残りの波長域においてほぼゼロの分光透過率を有する。図 1 2 B に示す例において、緑色の波長域は 500 nm 以上 600 nm 以下である。

[0115] 第 3 フィルタは、図 1 2 C に示すように、可視光の波長域のうち、青色の波長域において高い分光透過率を有し、残りの波長域においてほぼゼロの分光透過率を有する。図 1 2 C に示す例において、青色の波長域は 400 nm 以上 500 nm 以下である。

[0116] 誘電体多層膜を含む干渉フィルタであることから、第 1 フィルタ 2 3 a、第 2 フィルタ 2 3 b、および第 3 フィルタの分光スペクトルは急峻に変化する。したがって、第 1 フィルタ 2 3 a の分光スペクトルは、第 2 フィルタ 2 3 b の分光スペクトルおよび第 2 フィルタの分光スペクトルにはほとんど重ならない。同様に、第 2 フィルタ 2 3 b の分光スペクトルは、第 3 フィルタ

の分光スペクトルにはほとんど重ならない。したがって、第1信号および第2信号は、同じ波長域の光の情報をほとんど含まない。第1信号および第3信号についても同様であり、第2信号および第3信号についても同様である。

[0117] 以上のことから、実施形態3による計測装置100Cによれば、バンドパスフィルタ30を用いることなく、実施形態1による計測装置100Aと同様に、第1信号および第2信号に基づいて、生体10の生体情報を効果的に取得することができる。

[0118] (変形例)

[バンドパスフィルタ30の分光スペクトル]

以下では、図13Aから図14Cを参照して、実施形態1による計測装置100Aおよび実施形態2による計測装置100Bに含まれるバンドパスフィルタ30の変形例を説明する。計測装置100Aおよび計測装置100Bに含まれるバンドパスフィルタ30は、可視光の波長域のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制し、残りの波長域の光を透過させる。バンドパスフィルタ30は、当該残りの波長域のうち、一部の波長域の光の透過を抑制してもよい。

[0119] 図13Aから図13Cは、バンドパスフィルタ30の分光スペクトルの他の3つの例を模式的に示す図である。図13Aに示す例において、バンドパスフィルタ30は、可視光の波長域のうち、赤色の波長域において高い分光透過率を有し、かつ青色の波長域において高い分光透過率を有する。青色の波長域における最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率にほぼ等しい。550nm以上600nm以下の波長域を含む残りの波長域における分光透過率はほぼゼロである。図13Aに示す例において、赤色の波長域は640nm以上710nm以下であり、青色の波長域は410nm以上460nm以下である。このバンドパスフィルタ30は、第1信号の取得のために赤色の光を検出し、第2信号の取得のために青色の光を検出する際に有利である。

[0120] 図13Bに示す例において、バンドパスフィルタ30は、可視光の波長域のうち、赤色の波長域において高い分光透過率を有し、かつ緑色の波長域において高い分光透過率を有する。緑色の波長域における最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率にほぼ等しい。550nm以上600nm以下の波長域を含む残りの波長域における分光透過率はほぼゼロである。図13Bに示す例において、赤色の波長域は640nm以上710nm以下であり、緑色の波長域は500nm以上550nm以下である。このバンドパスフィルタ30は、第1信号の取得のために赤色の光を検出し、第2信号の取得のために緑色の光を検出する際に有利である。

[0121] 図13Cに示す例において、バンドパスフィルタ30は、可視光の波長域のうち、赤色の波長域において高い分光透過率を有し、緑色の波長域において高い分光透過率を有し、かつ青色の波長域において高い分光透過率を有する。緑色および青色の各々の波長域における最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率にほぼ等しい。550nm以上600nm以下の波長域を含む残りの波長域における分光透過率はほぼゼロである。図13Cに示す例において、赤色の波長域は640nm以上710nm以下であり、緑色の波長域は500nm以上550nm以下であり、青色の波長域は410nm以上460nm以下である。このバンドパスフィルタ30は、第1信号の取得のために赤色の光を検出し、第2信号の取得のために緑色および青色の一方の光を検出し、第3信号の取得のために緑色および青色の他方の光を検出する際に有利である。

[0122] 図14Aから図14Cは、バンドパスフィルタ30の分光スペクトルのさらに他の3つの例を模式的に示す図である。図14Aに示す例において、図13Aに示す例とは異なり、青色の波長域における最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率よりも低い。図14Bに示す例において、図13Bに示す例とは異なり、緑色の波長域における最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率よりも低い。図14Cに示す例において、図13Cに示す例とは異なり、緑色および青色の各々の波長域に

おける最大の分光透過率は、赤色の波長域における最大の分光透過率よりも低い。

[0123] 図14Aから図14Cに示す分光透過率の大小関係から、露光時間を長くすることにより、第1信号の強度を高くでき、かつ、第2信号の強度および第3信号の強度が飽和する可能性を低減できる。緑色および青色の各々の波長域における最大の分光透過率が、赤色の波長域における最大の分光透過率の半分以下である場合、その可能性を効果的に低減できる。

[0124] [光源50から出射される光の発光タイミング]

以下では、図15を参照して、実施形態2による計測装置100Bに含まれる光源50から出射される光の発光タイミングの変形例を説明する。光源50は光を常時ではなく断続的に出射してもよい。

[0125] 図15は、光源50から出射される光の発光タイミングの変形例を模式的に示す図である。図15に示す「ON」は光源50から光が出射されている状態を表し、図15に示す「OFF」は光源50からの光の出射が停止されている状態を表す。図15に示す例では、順番通りに番号づけされた複数のフレームのうち、奇数のフレームで光源50から光が出射され、偶数のフレームで光源50からの光の出射が停止される。フレームレートは、例えば30fpsまたは60fpsであり得る。このように、フレームが変わるごとに、光源50からの光の出射および出射の停止が切り替えられる。

[0126] 光検出装置20は、ON状態のあるフレームでは、光源50から出射される光に加えて環境光で生体10を照射して生じる反射光を検出し、OFF状態の次のフレームでは、光源50から出射される光なしで環境光で生体10を照射して生じる反射光を検出する。ON状態のあるフレームで取得される信号から、OFF状態の次のフレームで取得される信号を差し引くことにより、環境光の影響を除去した信号を取得できる。

[0127] [テレセントリックレンズの利用]

バンドパスフィルタ30が、誘電体多層膜を含む干渉フィルタである場合、バンドパスフィルタ30の分光スペクトルは入射光の入射角度に依存する

。その影響を低減するために、実施形態 1 による計測装置 100A および実施形態 2 による計測装置 100B は、テレセントリックレンズをさらに備えてもよい。

[0128] 図 16 は、テレセントリックレンズ 60 を介した生体 10 からの光が、バンドパスフィルタ 30 を通過して光検出装置 20 に入射する様子を模式的に示す図である。図 16 に示すように、バンドパスフィルタ 30 の前には、テレセントリックレンズ 60 が配置されている。テレセントリックレンズ 60 は、凸レンズ 62 と、凸レンズ 62 の生体 10 側の焦点に位置する絞り 64 とを備える。図 16 では、簡単のために、生体 10 の照射部分が平板として示されている。

[0129] 生体 10 からの光のうち、絞り 64 を通過する光が凸レンズ 62 に入射し、かつ、生体 10 からの光のうち、絞り 64 を通過しない光は凸レンズ 62 に入射しないので、凸レンズ 62 を通過した主光線は、画角に関係なくバンドパスフィルタ 30 に同じ入射角度で入射する。凸レンズ 62 を通過した上限光線および下限光線についても同様である。したがって、テレセントリックレンズ 60 を介した生体 10 からの光を、バンドパスフィルタ 30 を介して光検出装置 20 によって検出する場合、生体 10 の移動によって画角が変化しても、同じ信号強度を維持することができる。

[0130] 絞り 64 の F 値が小さければ、光検出の感度を向上させることができる。テレセントリックレンズ 60 において、複数の凸レンズ 62 を組み合わせれば、F 値がより小さい絞り 64 を用いることができる。

[0131] なお、実施形態 3 による計測装置 100C はバンドパスフィルタ 30 を備えない一方、誘電体多層膜を含む干渉フィルタである第 1 フィルタ 23a および第 2 フィルタ 23b を備える。したがって、上記と同様の理由から、計測装置 100C は、光検出装置 20 の前にテレセントリックレンズ 60 をさらに備えてもよい。

[0132] (実施形態 4)

以下に、図 17 を参照して、生体計測装置が移動体に設置された実施形態

4 による生体計測システムの構成例を説明する。この生体計測システムは、移動体の乗員の生体情報を取得する。以下の説明において、移動体は自動車であるが、例えば、船舶または飛行機であってもよい。また、以下の説明において、生体計測装置は実施形態 1 による計測装置 100A であるが、例えば、実施形態 1 による計測装置 100A からバンドパスフィルタ 30 を除外した構成であってもよい。

[0133] 〔生体計測システム〕

図 17 は、本開示の例示的な実施形態による生体計測システムの構成を模式的に示す図である。図 17 には、自動車の乗員として生体 10 も示されている。図 17 に示す例において、生体 10 は運転座席に座っており、移動体を運転しているが、この例に限定されない。生体 10 は、助手席または後部座席に座っていてもよい。以下の説明では、生体計測システムを単に「計測システム」とも称する。

[0134] 図 17 に示す計測システム 200 は、移動体に設置され、生体 10 が視認しやすい方向から光を出射する光源 50-1 と、移動体に設置され、生体 10 が視認しにくい方向から光を出射する光源 50-2 とを備える。本明細書において、光源 50-1 および光源 50-2 を特に区別しないこともある。

[0135] 計測システム 200 は、さらに、移動体に設置された光検出装置 20 およびバンドパスフィルタ 30 を備える。光検出装置 20 およびバンドパスフィルタ 30 の代わりに、図 11 に示す光検出装置 20-1 を用いてもよい。計測システム 200 は、さらに、移動体に設置された処理装置 40 を備える。処理装置 40 において、制御回路 42 は、信号処理回路 44 の処理動作だけでなく、光源 50-1 および光源 50-2 の出射動作も制御する。

[0136] 以下に、光源 50-1、光源 50-2、光検出装置 20、バンドパスフィルタ 30、および処理装置 40 の詳細を説明する。

[0137] ＜光源 50-1 および光源 50-2＞

光源 50-1 は、生体 10 を照射するための青色の光を出射する。生体 10 は、当該青色の光を視認する。青色の光には高いリラックス効果があり、

特に470nmの波長の光には高い鎮静効果があると言われている。したがって、光源50-1から出射される青色の光により、運転中の生体10がストレス状態または興奮状態にある場合でも、生体10を落ち着かせることができる。移動体の室内において青色を中心とした光空間を演出することにより、生体10を安全運転に導くことが可能になる。光源50-1から出射される青色の光は、第2信号の取得にも役立つ。

[0138] 光源50-2は、光源50-1とは別に、生体10を照射するための青色の光を出射する。光源50-2から出射される青色の光で、生体10の斜め後ろから生体10の頬が照射される。光源50-1から出射される青色の光だけでなく、光源50-2から出射される青色の光でも生体10が照射されるので、第2信号のSN比を向上させることができる。

[0139] 生体10は、光源50-2から出射される光を視認しにくい。したがって、光源50-2は、危険色でもある赤色の光を出射してもよい。光源50-1から青色の光を出射し、光源50-2から赤色の光を出射する構成により、第1信号の強度と第2信号の強度との差を小さくして両者の強度のバランスを取ることができる。

[0140] 光源50-2は、青色光や赤色光に限らず、その他の色の光を出射する光源であってもよい。例えば、光源50-2は白色光を出射する構成であってもよい。

[0141] <光検出装置20およびバンドパスフィルタ30>

光検出装置20において、第1光検出素子24aは、第1フィルタ22aを介して、生体10からの光、より具体的には、生体10からの光のうち、赤色の光に起因する生体10からの反射光を検出する。光源50-1および光源50-2が青色の光を出射する場合、赤色の光は、例えば、移動体に別途設置された車内照明からの光であり得る。

[0142] 光検出装置20において、第2光検出素子24bは、第2フィルタ22bを介して、生体10からの光、より具体的には、生体10からの光のうち、青色の光に起因する生体10からの反射光を検出する。バンドパスフィルタ

30は、光検出装置20の前に配置される。

[0143] <処理装置40>

処理装置40において、制御回路42は、信号処理回路44に、第1信号および第2信号に基づいて生体10の生体情報を生成させる。制御回路42は、さらに、以下の動作を実行してもよい。

[0144] 制御回路42は、生体10の生体情報に基づいて、生体10の心理状態を判定する。生体10の心理状態は、例えば、生体10のストレスまたは興奮の状態であり得る。制御回路42は、生体10の心理状態に基づいて、光源50-1に、青色の光の出力を制御させる。青色の光の出力を制御する例としては、青色の光の強度を増減することが挙げられる。

[0145] 制御回路42のより具体的な動作は以下の通りである。制御回路42は、生体10の生体情報に基づいて、生体10のストレスまたは興奮の度合いが高いか否かを判定する。例えば、心拍数が所定のしきい値以上である場合、制御回路42は、生体10のストレスまたは興奮の度合いが高いと判定する。

[0146] 制御回路42は、生体10のストレスまたは興奮の度合いが高いと判定した場合、光源50-1に、青色の光の強度を増加させる。その結果、生体10を落ち着かせることができ、生体10を安全運転に導くことが可能になる。

[0147] [各構成要素の設置の位置]

各構成要素の設置の位置は以下の通りである。移動体の構成を利用して各構成要素を適切な位置に設置することにより、生体10の生体情報を効果的に取得することができる。

[0148] <光源50-1>

生体10が運転座席に座っている場合、光源50-1は、例えば、運転席のドアの車内側および／またはハンドルの周辺に設置され得る。生体10が助手席に座っている場合、光源50-1は、例えば、助手席のドアの車内側および／またはグローブボックスの周辺に設置され得る。生体10が後部座席に座っている場合、光源50-1は、例えば、後部座席のドアの車内側お

よび／または前の座席の後ろ側に設置され得る。このように、光源５０－１は、生体１０が座る座席の周辺に、光源５０－１から出射される青色の光を生体１０が視認できるように設置され得る。

[0149] ＜光源５０－２＞

生体１０が運転座席または助手席に座っている場合、光源５０－２は、例えば、図１７に示すように、センターピラーに設置され得る。生体１０が後部座席に座っている場合、光源５０－２は、例えば、リアピラーに設置され得る。いずれの場合でも、以下の利点がある。

- ・光源５０－２は生体１０の視界の邪魔にならない。

[0150] ＜光検出装置２０＞

生体１０が運転座席または助手席に座っている場合、光検出装置２０は、例えば、光源５０－２と同様に、自動車のセンターピラーに設置され得る。この場合、以下の利点がある。

- ・光検出装置２０は生体１０の視界の邪魔にならない。
- ・生体１０から光検出装置２０までの距離が近いので、光検出装置２０は生体１０からの光を効果的に検出できる。

[0151] 生体１０が運転座席に座っている場合、光検出装置２０は、センターピラー以外に、例えば、自動車のハンドルの中央奥に設置されてもよい。この場合、以下の利点がある。

- ・光検出装置２０は生体１０の正面にあるので、生体１０の顔全体からの光を検出でき、安定した生体情報の計測が可能になる。
- ・光検出装置２０は生体１０の視界の邪魔にならない。
- ・ハンドルの中央に設置された生体１０のモニタリングカメラを光検出装置２０としても利用できる。

[0152] 生体１０が助手席に座っている場合、光検出装置２０は、センターピラー以外に、例えば、助手席の前にあるグローブボックスに設置されてもよい。この場合、以下の利点がある。

- ・光検出装置２０は生体１０の正面にあるので、生体１０の顔全体からの光

を検出でき、安定した生体情報の計測が可能になる。

・光検出装置 20 は生体 10 の視界の邪魔にならない。

[0153] 生体 10 が後部座席に座っている場合、光検出装置 20 は、例えば、光源 50-2 と同様に、リアピラーに設置され得る。この場合、以下の利点がある。

・光検出装置 20 は生体 10 の視界の邪魔にならない。

・生体 10 から光検出装置 20 までの距離が近いので、光検出装置 20 は生体 10 からの光を効果的に検出できる。

[0154] なお、バンドパスフィルタ 30 は光検出装置 20 の前に配置されるので、光検出装置 20 と同様の位置に設置される。

[0155] <処理装置 40>

処理装置 40 は、例えば、光源 50-2 と同様に、センターピラーに設置されてもよいし、それ以外の自動車のどの位置に設置されてもよい。あるいは、処理装置 40 は、自動車から離れた遠隔地に設置されてもよい。処理装置 40 が遠隔地に設置される場合、処理装置 40 は、光源 50-1 および光源 50-2 の出射動作を無線通信によって制御し、かつ光検出装置 20 から出力された信号を無線通信によって取得する。

[0156] 以上のことから、実施形態 4 による計測システム 200 によれば、移動体の構成を利用して各構成要素を適切な位置に設置することにより、移動体の乗員である生体 10 の生体情報を効果的に取得することができる。この点において、光検出装置 20 に含まれる第 1 フィルタ 22a が一般的な赤色フィルタであっても、実施形態 4 による計測システム 200 はバンドパスフィルタ 30 を必ずしも備える必要はない。

[0157] さらに、実施形態 4 による計測システム 200 によれば、生体 10 のストレスまたは興奮の度合いが高いと判定された場合、光源 50-1 から出射される青色の光の強度を増加させることにより、生体 10 を落ち着かせることができる。

[0158] なお、実施形態 4 による計測システムにおいては、光源 50-1 として、

青色の光を出射する構成であったが、青色以外の光を出射する構成であってもよい。

[0159] [付記]

以上の実施の形態の記載により、以下の技術が開示される。

[0160] (技術 1)

バンドパスフィルタと、

光検出装置と、

処理回路と、

を備え、

前記光検出装置は、

赤色の光を透過させる第 1 フィルタと、

緑色および青色の一方の光を透過させる第 2 フィルタと、

前記第 1 フィルタを介して生体からの光を検出する第 1 光検出素子と、

前記第 2 フィルタを介して前記生体からの光を検出する第 2 光検出素子と、

を含み、

前記処理回路は、前記第 1 光検出素子によって検出された第 1 光、および前記第 2 光検出素子によって検出された第 2 光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、

前記バンドパスフィルタは、前記第 1 光検出素子に入射する前記生体からの光のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する、

生体計測装置。

[0161] この生体計測装置では、第 1 光に生体情報が混入することをバンドパスフィルタによって抑制できるので、第 1 光および第 2 光に基づいて生体情報を効果的に取得することができる。

[0162] (技術 2)

前記第 1 フィルタの分光スペクトルは、550nm以上800nm以下の

波長域においてピークを有する、

技術 1 に記載の生体計測装置。

[0163] この生体計測装置では、第 1 フィルタとして一般的な赤色フィルタを用いることができる。

[0164] (技術 3)

前記第 1 フィルタの分光スペクトルは、550nm 以上かつ 600nm 以下の少なくとも一部の波長域において、30% 以上の分光透過率を有する、
技術 1 または 2 に記載の生体計測装置。

[0165] この生体計測装置では、第 1 フィルタとして一般的な赤色フィルタを用いることができる。

[0166] (技術 4)

前記第 1 光検出素子は、前記第 1 光に基づいて第 1 信号を出力し、
前記第 2 光検出素子は、前記第 2 光に基づいて第 2 信号を出力し、
前記処理回路は、前記第 1 信号の強度の時間変化と、前記第 2 信号の強度の時間変化との差に基づいて、前記生体情報を生成する、
技術 1 から 3 のいずれかに記載の生体計測装置。

[0167] この生体計測装置では、簡単な演算処理によって生体情報を生成できるので、処理回路における演算処理の負担を低減することができる。

[0168] (技術 5)

前記光検出装置は、
前記緑色および前記青色の他方の光を透過させる第 3 フィルタと、
前記第 3 フィルタを介して前記生体からの光を検出する第 3 光検出素子と、
をさらに備え、
前記処理回路は、
前記第 1 光および前記第 2 光に加えて、前記第 3 光検出素子によって検出された第 3 光に基づいて、前記生体の色相情報を生成する、
技術 1 から 4 のいずれかに記載の生体計測装置。

[0169] この生体計測装置では、生体の色相情報をより正確に生成することができる。

[0170] (技術6)

前記光検出装置は、

前記第1フィルタを含む複数の第1フィルタと、

前記第2フィルタを含む複数の第2フィルタと、

前記第3フィルタを含む複数の第3フィルタと、

前記第1光検出素子を含む複数の第1光検出素子と、

前記第2光検出素子を含む複数の第2光検出素子と、

前記第3光検出素子を含む複数の第3光検出素子と、

を備え、

前記処理回路は、

前記複数の第1光検出素子によって検出された光、前記複数の第2光検出素子によって検出された光、および前記複数の第3光検出素子によって検出された光に基づいて、前記色相情報を生成し、

前記色相情報に基づいて、前記複数の第1光検出素子、前記複数の第2光検出素子、および複数の第3光検出素子のうち、前記生体の顔の位置に対応する第1光検出素子、第2光検出素子、および第3光検出素子を決定する、

技術5に記載の生体計測装置。

[0171] この生体計測装置では、生体が移動しても、生体の顔の位置を特定することができる。

[0172] (技術7)

前記バンドパスフィルタにおいて、前記緑色および前記青色の一方の波長域における最大の分光透過率は、前記赤色の波長域における最大の分光透過率よりも低い、

技術1から6のいずれかに記載の生体計測装置。

[0173] この生体計測装置では、露光時間を長くすることにより、第1信号の強度

を高くでき、かつ、第2信号の強度が飽和する可能性を低減できる。

[0174] (技術8)

前記生体を照射するための前記赤色の光ならびに前記緑色および前記青色の一方の光を出射する光源をさらに備える、

技術1から7のいずれかに記載の生体計測装置。

[0175] この生体計測装置では、光源により、環境光がなくても生体情報を取得することができる。

[0176] (技術9)

前記緑色および前記青色の一方の光のピーク強度は、前記赤色の光のピーク強度よりも低い、

技術8に記載の生体計測装置。

[0177] この生体計測装置では、露光時間を長くすることにより、第1信号の強度を高くでき、かつ、第2信号の強度が飽和する可能性を低減できる。

[0178] (技術10)

光検出装置と、

処理回路と、

を備え、

前記光検出装置は、

赤色の光を透過させる第1フィルタと、

緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタと、

前記第1フィルタを介して生体からの光を検出する第1光検出素子と、

前記第2フィルタを介して前記生体からの光を検出する第2光検出素子

と、

を含み、

前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された第1光、および前記第2光検出素子によって検出された第2光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、

前記第1フィルタは、

誘電体多層膜を含む干渉フィルタであり、

550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する、

生体計測装置。

[0179] この生体計測装置では、第1光に生体情報が混入することを第1フィルタによって抑制できるので、第1光および第2光に基づいて生体情報を効果的に取得することができる。

[0180] (技術11)

移動体に設置された光源であって、前記移動体の乗員を照射するための青色の光を出射する光源と、

前記移動体に設置された光検出装置であって、前記青色の光に起因する前記乗員からの反射光を検出する光検出装置と、

処理回路と、

を備え、

前記光検出装置は、

赤色の光を透過させる第1フィルタと、

前記青色の光を透過させる第2フィルタと、

前記第1フィルタを介して前記乗員からの光を検出する第1光検出素子と、

前記第2フィルタを介して前記乗員からの光のうち、前記反射光を検出する第2光検出素子と、

を含み、

前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された光、および前記第2光検出素子によって検出された光に基づいて、前記乗員の生体情報を生成する、

生体計測システム。

[0181] この生体計測装置では、移動体の構成を利用して各構成要素を適切な位置に設置することにより、生体情報を効果的に取得することができる。

[0182] (技術 1 2)

前記青色の光は 4 7 0 n m の波長の光を含む、
技術 1 1 に記載の生体計測システム。

[0183] この生体計測装置では、高い鎮静効果がある 4 7 0 n m の波長の光を用いて、乗員を落ち着かせることができる。

[0184] (技術 1 3)

前記処理回路は、
前記生体情報に基づいて、前記乗員の心理状態を判定し、
前記心理状態に基づいて、前記光源に、前記青色の光の出力を制御させる、
技術 1 1 または 1 2 に記載の生体計測システム。

[0185] この生体計測装置では、乗員の心理状態に基づいて、乗員を落ち着かせることができる。

[0186] (技術 1 4)

前記処理回路は、
前記生体情報に基づいて、前記乗員のストレスまたは興奮の度合いが高いか否かを判定し、
前記ストレスまたは前記興奮の度合いが高いと判定した場合、前記光源に、前記青色の光の強度を増加させる、
技術 1 3 に記載の生体計測システム。

[0187] この生体計測装置では、乗員のストレスまたは興奮の度合いが高い場合に、乗員を落ち着かせることができる。

[0188] (技術 1 5)

前記光源は、前記乗員が座る座席の周辺に設置される、
技術 1 1 から 1 4 のいずれかに記載の生体計測システム。

[0189] この生体計測装置では、乗員が青色の光を視認することができる。

[0190] (技術 1 6)

前記移動体は自動車であり、

前記光源および前記光検出装置は、前記自動車のセンターピラーまたはリアピラーに設置され、

前記光検出装置は、前記乗員の前記頬からの反射光を検出する、

技術 1 1 から 1 5 のいずれかに記載の生体計測システム。

[0191] この生体計測装置では、光源および光検出装置が乗員の視界の邪魔にならない。

[0192] (技術 1 7)

前記移動体は自動車であり、

前記光検出装置は、前記自動車のハンドルまたはグローブボックスに設置される、

技術 1 1 から 1 6 のいずれかに記載の生体計測システム。

[0193] この生体計測装置では、光検出器が乗員の正面にあるので、乗員の顔全体からの光を検出でき、安定した生体情報の計測が可能になる。

[0194] (技術 1 8)

前記生体を照射するための前記赤色の光ならびに前記緑色および前記青色の一方の光を出射する光源をさらに備える、

技術 1 0 に記載の生体計測装置。

[0195] この生体計測装置では、光源により、環境光がなくても生体情報を取得することができる。

[0196] (技術 1 9)

前記光検出装置は、

前記緑色および前記青色の他方の光を透過させる第 3 フィルタと、

前記第 3 フィルタを介して前記生体からの光を検出する第 3 光検出素子と、

をさらに備え、

前記処理回路は、

前記第 1 光および前記第 2 光に加えて、前記第 3 光検出素子によって検出された第 3 光に基づいて、前記生体の色相情報を生成する、

技術 10 または 18 に記載の生体計測装置。

[0197] この生体計測装置では、生体の色相情報をより正確に生成することができる。

[0198] (技術 20)

前記光検出装置は、

前記第 1 フィルタを含む複数の第 1 フィルタと、

前記第 2 フィルタを含む複数の第 2 フィルタと、

前記第 3 フィルタを含む複数の第 3 フィルタと、

前記第 1 光検出素子を含む複数の第 1 光検出素子と、

前記第 2 光検出素子を含む複数の第 2 光検出素子と、

前記第 3 光検出素子を含む複数の第 3 光検出素子と、

を備え、

前記処理回路は、

前記複数の第 1 光検出素子によって検出された光、前記複数の第 2 光検出素子によって検出された光、および前記複数の第 3 光検出素子によって検出された光に基づいて、前記色相情報を生成し、

前記色相情報に基づいて、前記複数の第 1 光検出素子、前記複数の第 2 光検出素子、および複数の第 3 光検出素子のうち、前記生体の顔の位置に対応する第 1 光検出素子、第 2 光検出素子、および第 3 光検出素子を決定する、

技術 19 に記載の生体計測装置。

[0199] この生体計測装置では、生体が移動しても、生体の顔の位置を特定することができる。

[0200] (技術 21)

前記第 1 フィルタに入射する前記乗員からの光のうち、550nm 以上 600nm 以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制するバンドパスフィルタをさらに備える、

技術 11 から 17 のいずれかに記載の生体計測システム。

[0201] この生体計測装置では、第1光に生体情報が混入することをバンドパスフィルタによって抑制できるので、第1光および第2光に基づいて生体情報を効果的に取得することができる。

[0202] (技術22)

前記第1フィルタは、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する、

技術11から17のいずれかに記載の生体計測システム。

[0203] この生体計測装置では、第1光に生体情報が混入することを第1フィルタによって抑制できるので、第1光および第2光に基づいて生体情報を効果的に取得することができる。

産業上の利用可能性

[0204] 本開示の技術は、例えば、生体情報を取得する生体計測装置に有用である。本開示の技術は、例えば、生体・医療・美容向けセンシングおよび車載センシングシステムにも応用できる。

符号の説明

[0205] 10 生体
 20、20-1 光検出装置
 22a、23a 第1フィルタ
 22b、23b 第2フィルタ
 22c 第3フィルタ
 24a 第1光検出素子
 24b 第2光検出素子
 30 バンドパスフィルタ
 40 処理装置
 42 制御回路
 44 信号処理回路
 46 メモリ
 50、50-1、50-2 光源

5 2	波長変換素子	
5 4	発光素子	
5 4 a	第 1 発光素子	
5 4 b	第 2 発光素子	
5 4 c	第 3 発光素子	
6 0	テレセントリックレンズ	
6 2	凸レンズ	
6 4	絞り	
1 0 0 A、1 0 0 B、1 0 0 C	計測装置	
2 0 0	計測システム	

請求の範囲

- [請求項1] バンドパスフィルタと、
光検出装置と、
処理回路と、
を備え、
前記光検出装置は、
赤色の光を透過させる第1フィルタと、
緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタと、
前記第1フィルタを介して生体からの光を検出する第1光検出素子と、
前記第2フィルタを介して前記生体からの光を検出する第2光検出素子と、
を含み、
前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された第1光、
および前記第2光検出素子によって検出された第2光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、
前記バンドパスフィルタは、前記第1光検出素子に入射する前記生体からの光のうち、550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する、
生体計測装置。
- [請求項2] 前記第1フィルタの分光スペクトルは、550nm以上800nm以下の波長域においてピークを有する、
請求項1に記載の生体計測装置。
- [請求項3] 前記第1フィルタの分光スペクトルは、550nm以上かつ600nm以下の少なくとも一部の波長域において、30%以上の分光透過率を有する、
請求項1または2に記載の生体計測装置。
- [請求項4] 前記第1光検出素子は、前記第1光に基づいて第1信号を出力し、

前記第 2 光検出素子は、前記第 2 光に基づいて第 2 信号を出力し、
前記処理回路は、前記第 1 信号の強度の時間変化と、前記第 2 信号の強度の時間変化との差に基づいて、前記生体情報を生成する、
請求項 1 または 2 に記載の生体計測装置。

[請求項 5]

前記光検出装置は、

前記緑色および前記青色の他方の光を透過させる第 3 フィルタと、
、
前記第 3 フィルタを介して前記生体からの光を検出する第 3 光検出素子と、
をさらに備え、
前記処理回路は、
前記第 1 光および前記第 2 光に加えて、前記第 3 光検出素子によって検出された第 3 光に基づいて、前記生体の色相情報を生成する、
請求項 1 または 2 に記載の生体計測装置。

[請求項 6]

前記光検出装置は、

前記第 1 フィルタを含む複数の第 1 フィルタと、
前記第 2 フィルタを含む複数の第 2 フィルタと、
前記第 3 フィルタを含む複数の第 3 フィルタと、
前記第 1 光検出素子を含む複数の第 1 光検出素子と、
前記第 2 光検出素子を含む複数の第 2 光検出素子と、
前記第 3 光検出素子を含む複数の第 3 光検出素子と、
を備え、
前記処理回路は、
前記複数の第 1 光検出素子によって検出された光、前記複数の第 2 光検出素子によって検出された光、および前記複数の第 3 光検出素子によって検出された光に基づいて、前記色相情報を生成し、
前記色相情報に基づいて、前記複数の第 1 光検出素子、前記複数の第 2 光検出素子、および複数の第 3 光検出素子のうち、前記生体の

顔の位置に対応する第1光検出素子、第2光検出素子、および第3光検出素子を決定する、

請求項5に記載の生体計測装置。

[請求項7] 前記バンドパスフィルタにおいて、前記緑色および前記青色の一方の波長域における最大の分光透過率は、前記赤色の波長域における最大の分光透過率よりも低い、

請求項1または2に記載の生体計測装置。

[請求項8] 前記生体を照射するための前記赤色の光ならびに前記緑色および前記青色の一方の光を出射する光源をさらに備える、

請求項1または2に記載の生体計測装置。

[請求項9] 前記緑色および前記青色の一方の光のピーク強度は、前記赤色の光のピーク強度よりも低い、

請求項8に記載の生体計測装置。

[請求項10] 光検出装置と、
処理回路と、

を備え、

前記光検出装置は、

赤色の光を透過させる第1フィルタと、

緑色および青色の一方の光を透過させる第2フィルタと、

前記第1フィルタを介して生体からの光を検出する第1光検出素子と、

前記第2フィルタを介して前記生体からの光を検出する第2光検出素子と、

を含み、

前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された第1光、および前記第2光検出素子によって検出された第2光に基づいて、前記生体の生体情報を生成し、

前記第1フィルタは、

誘電体多層膜を含む干渉フィルタであり、

550nm以上600nm以下の波長域の少なくとも一部の光が透過することを抑制する、

生体計測装置。

[請求項11]

移動体に設置された光源であって、前記移動体の乗員を照射するための青色の光を出射する光源と、

前記移動体に設置された光検出装置であって、前記青色の光に起因する前記乗員からの反射光を検出する光検出装置と、

処理回路と、

を備え、

前記光検出装置は、

赤色の光を透過させる第1フィルタと、

前記青色の光を透過させる第2フィルタと、

前記第1フィルタを介して前記乗員からの光を検出する第1光検出素子と、

前記第2フィルタを介して前記乗員からの光のうち、前記反射光を検出する第2光検出素子と、

を含み、

前記処理回路は、前記第1光検出素子によって検出された光、および前記第2光検出素子によって検出された光に基づいて、前記乗員の生体情報を生成する、

生体計測システム。

[請求項12]

前記青色の光は470nmの波長の光を含む、

請求項11に記載の生体計測システム。

[請求項13]

前記処理回路は、

前記生体情報に基づいて、前記乗員の心理状態を判定し、

前記心理状態に基づいて、前記光源に、前記青色の光の出力を制御させる、

請求項 1 1 または 1 2 に記載の生体計測システム。

[請求項14]

前記処理回路は、

前記生体情報に基づいて、前記乗員のストレスまたは興奮の度合いが高いか否かを判定し、

前記ストレスまたは前記興奮の度合いが高いと判定した場合、前記光源に、前記青色の光の強度を増加させる、

請求項 1 3 に記載の生体計測システム。

[請求項15]

前記光源は、前記乗員が座る座席の周辺に設置される、

請求項 1 1 または 1 2 に記載の生体計測システム。

[請求項16]

前記移動体は自動車であり、

前記光源および前記光検出装置は、前記自動車のセンターピラーまたはリアピラーに設置され、

前記光検出装置は、前記乗員の前記頬からの反射光を検出する、

請求項 1 1 または 1 2 に記載の生体計測システム。

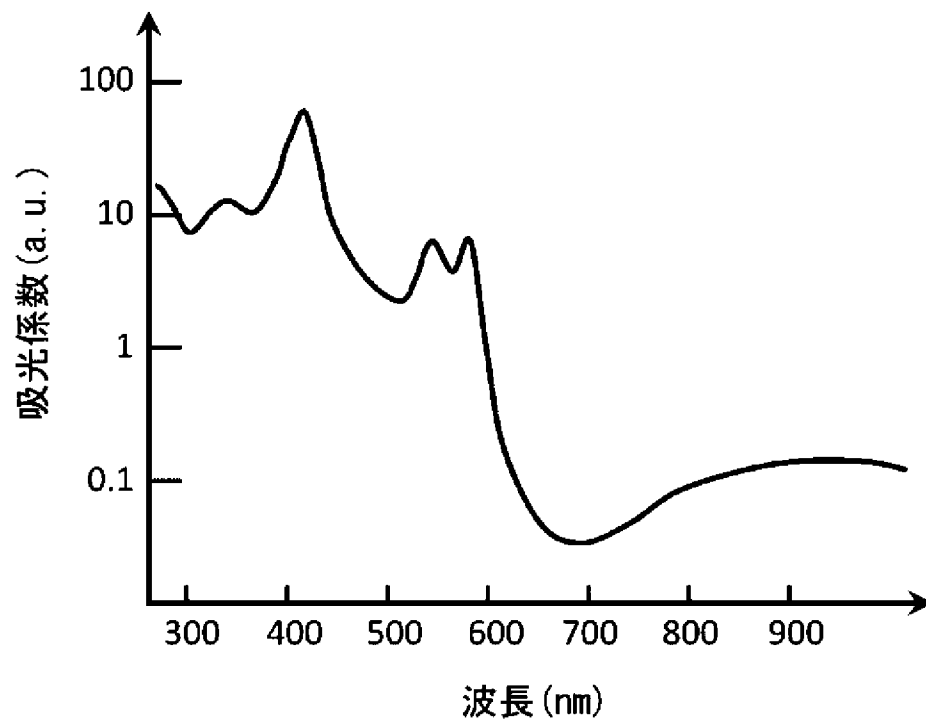
[請求項17]

前記移動体は自動車であり、

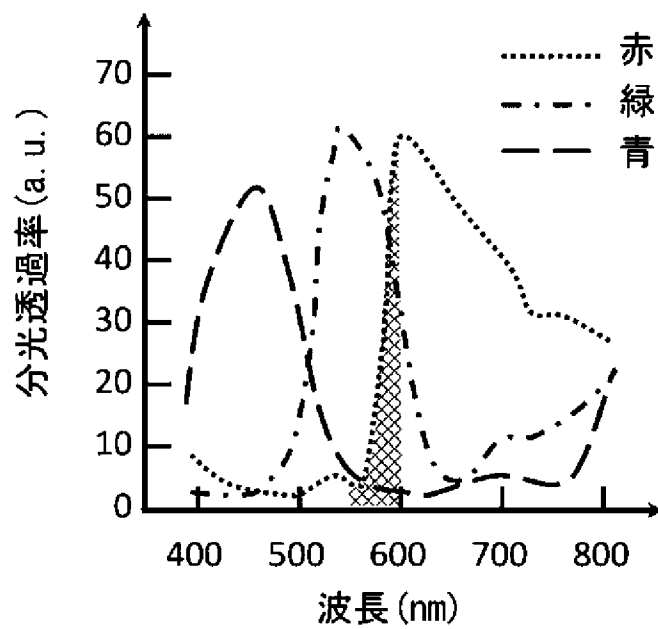
前記光検出装置は、前記自動車のハンドルまたはグローブボックスに設置される、

請求項 1 1 または 1 2 に記載の生体計測システム。

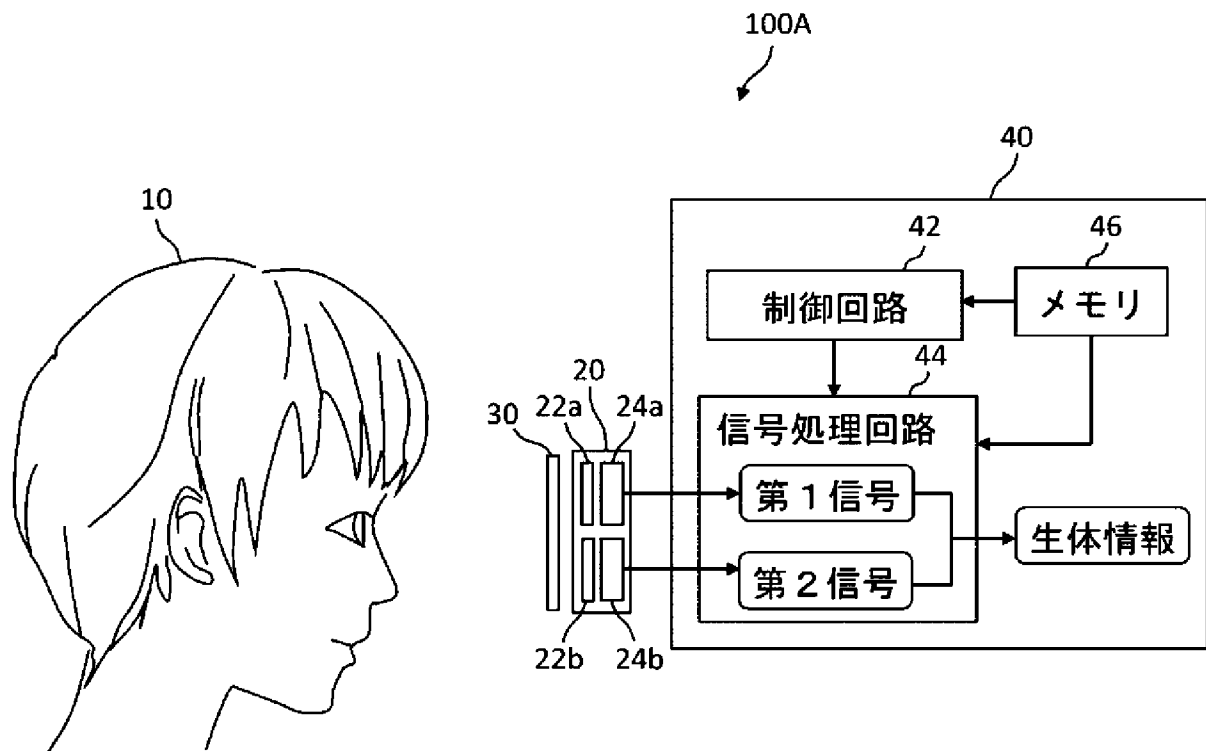
[図1]



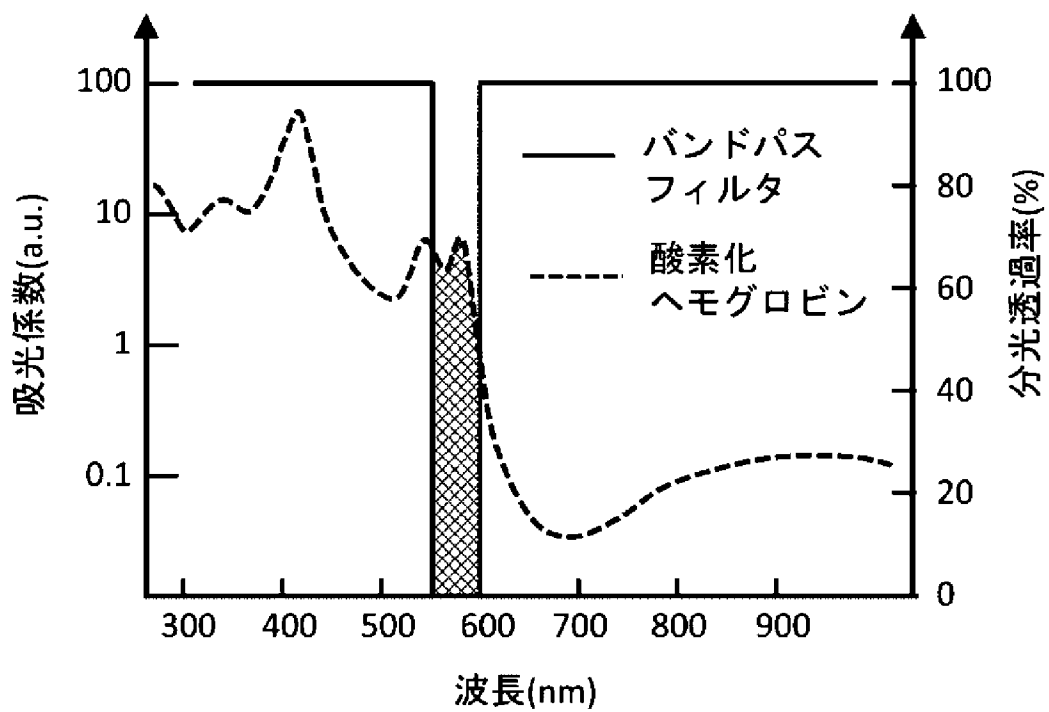
[図2]



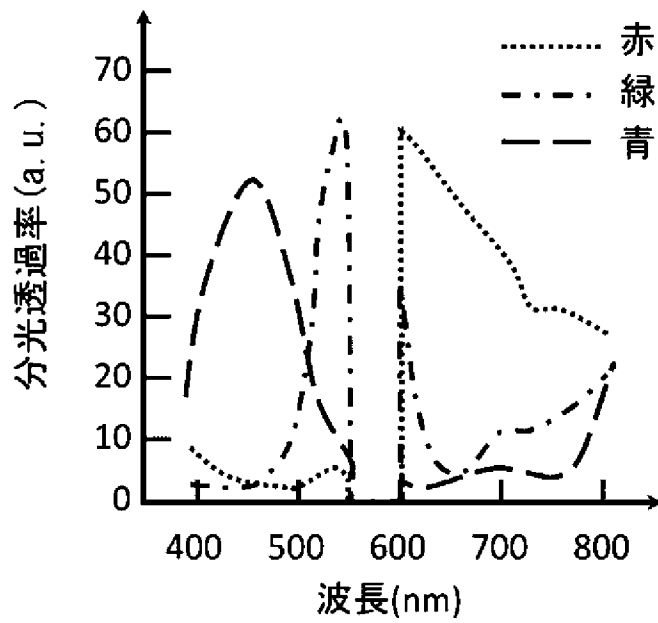
[図3]



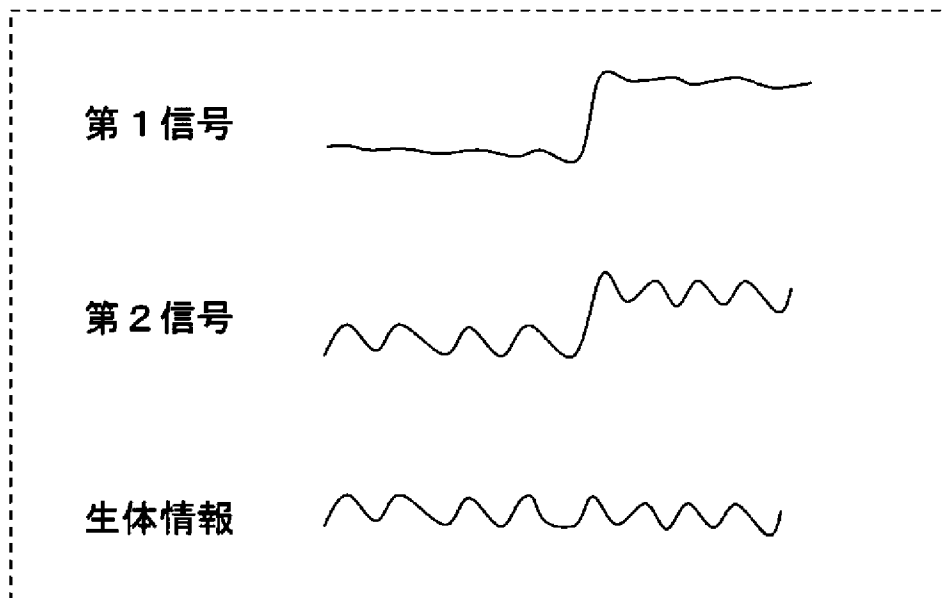
[図4]



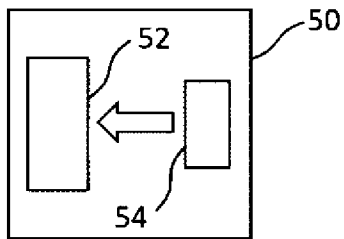
[図5]



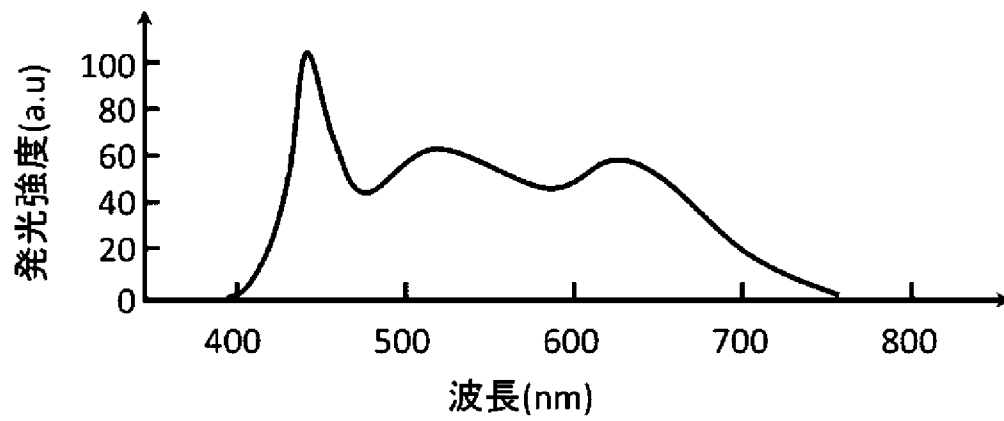
[図6]



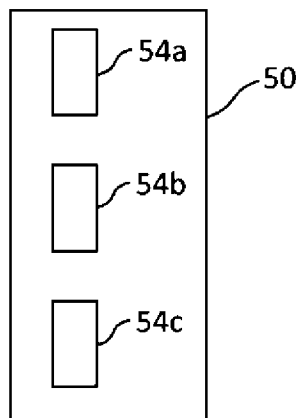
[図9A]



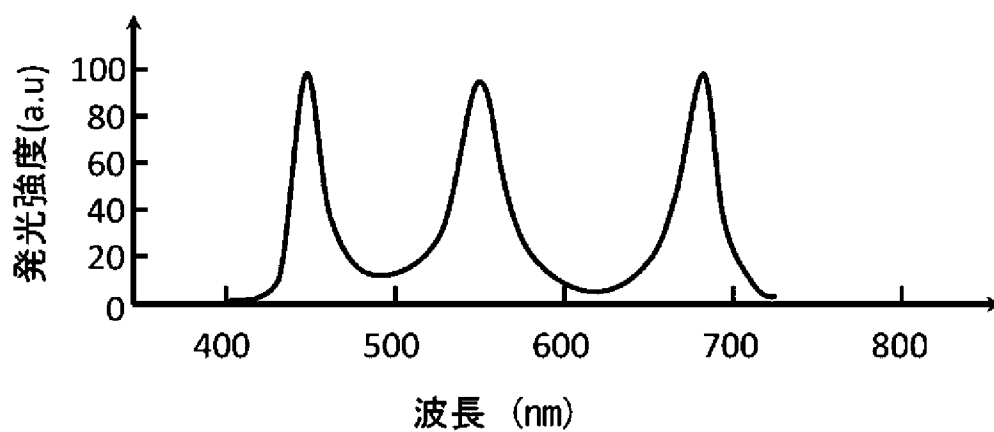
[図9B]



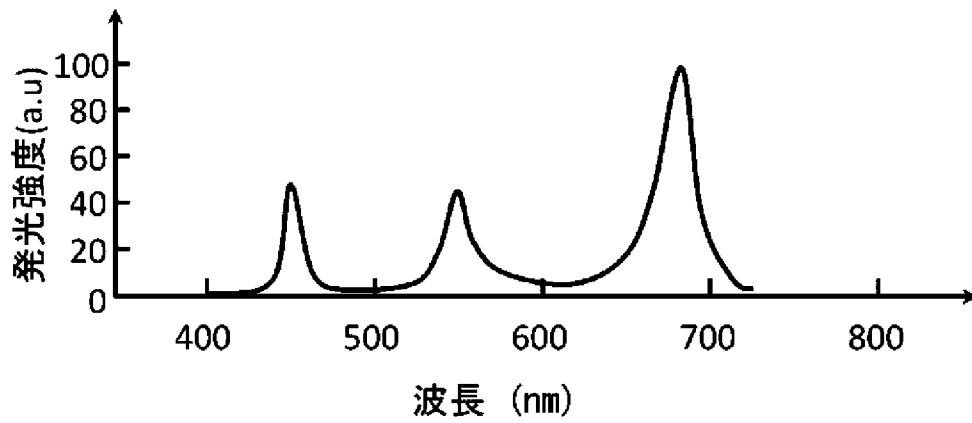
[図10A]



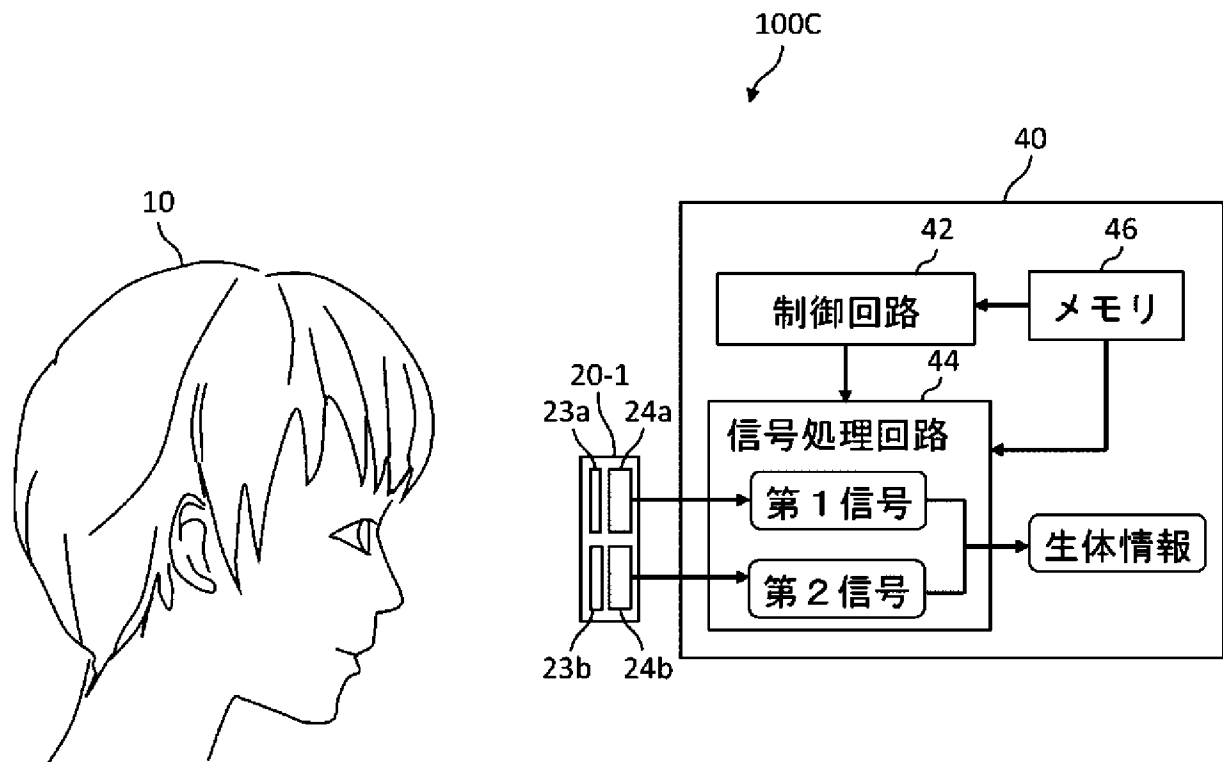
[図10B]



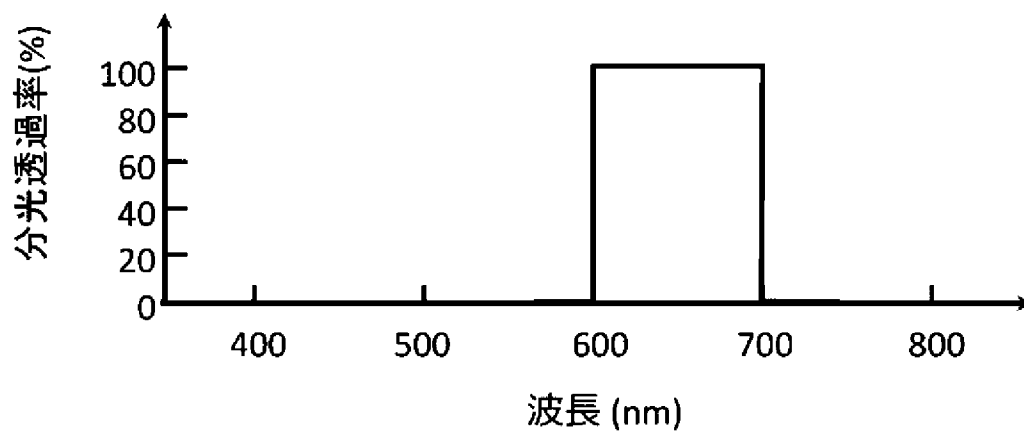
[図10C]



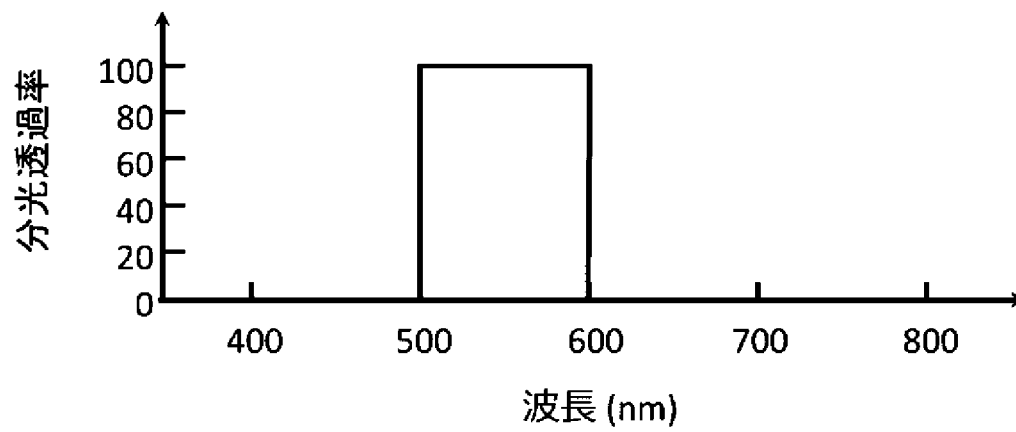
[図11]



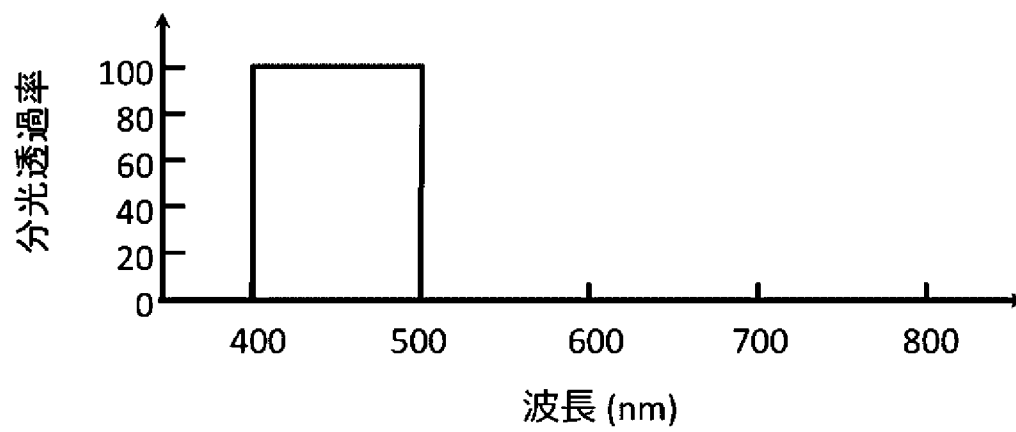
[図12A]



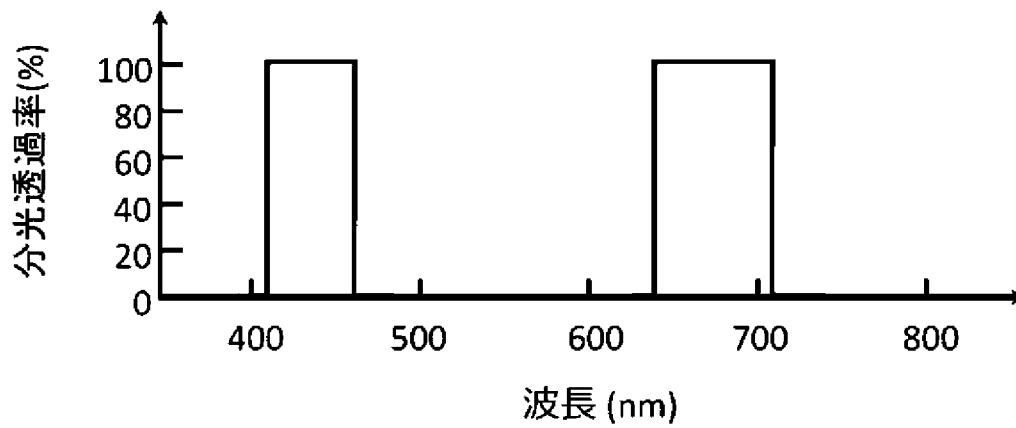
[図12B]



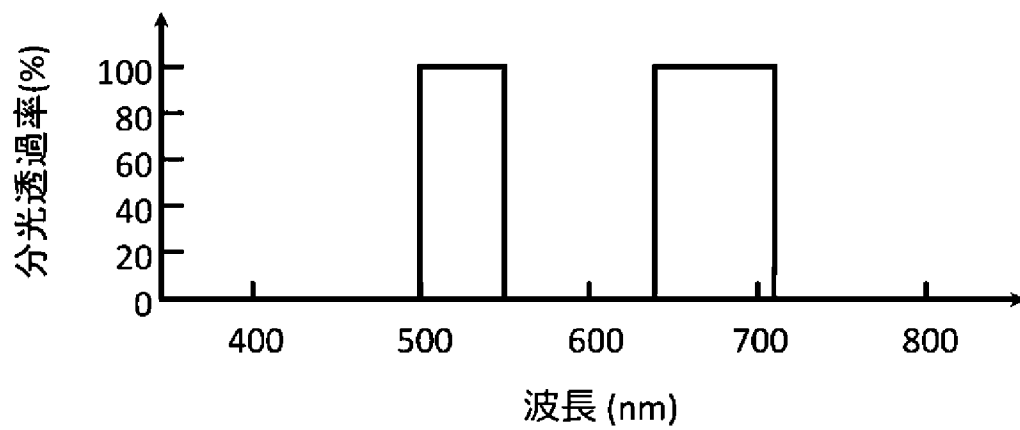
[図12C]



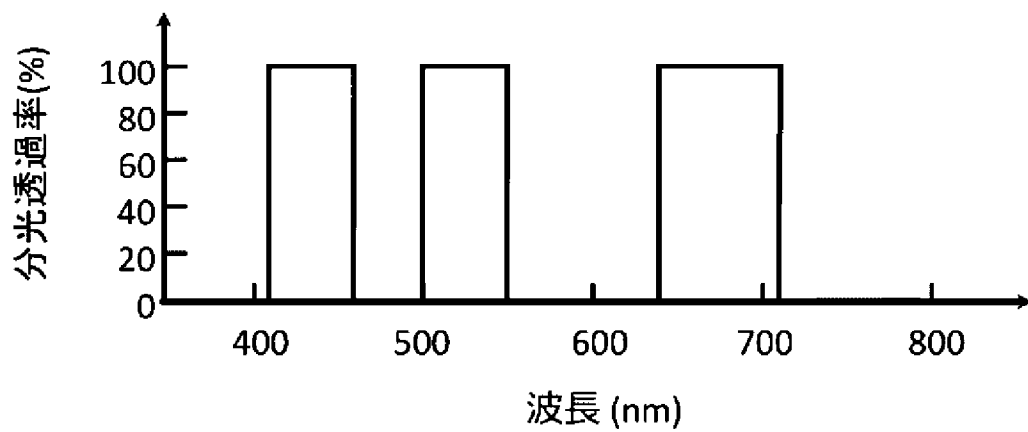
[図13A]



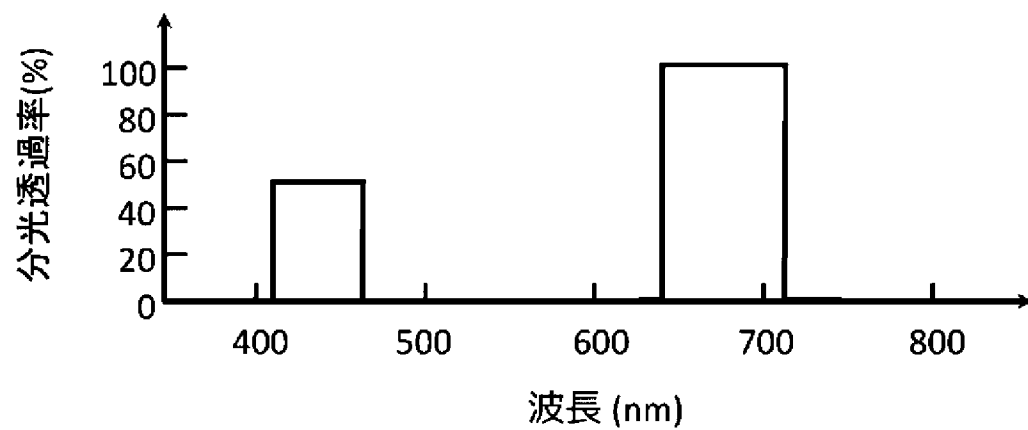
[図13B]



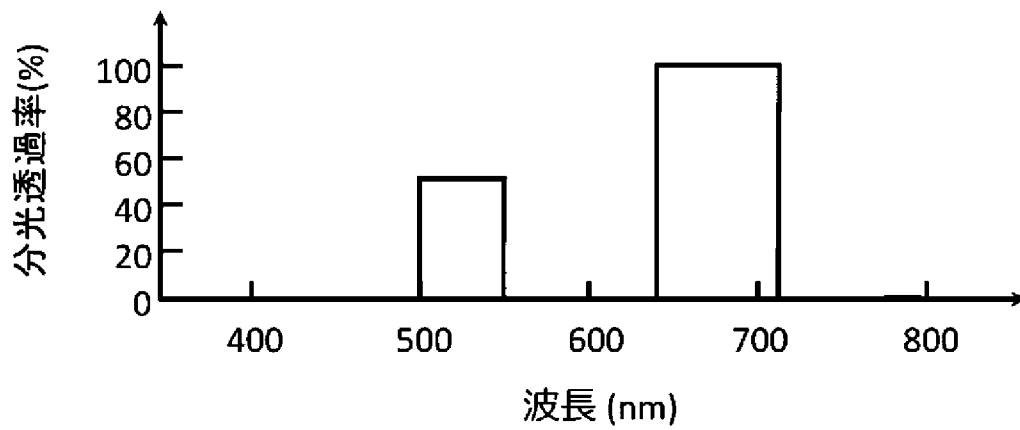
[図13C]



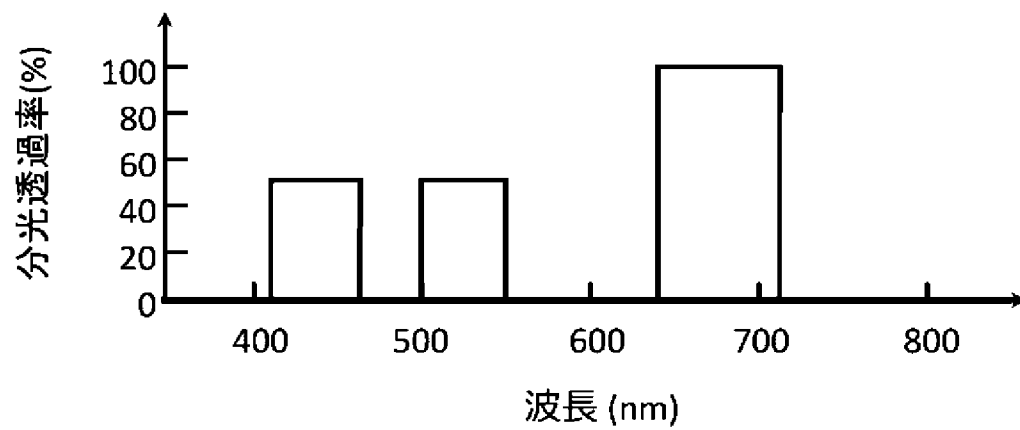
[図14A]



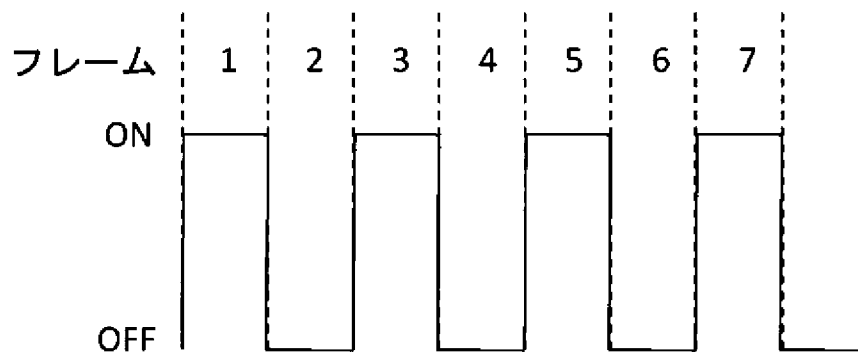
[図14B]



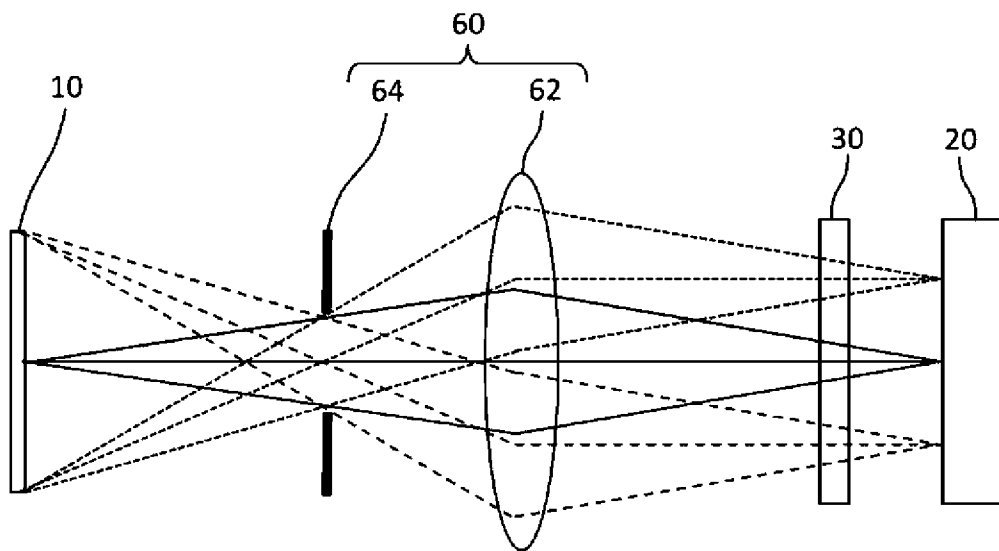
[図14C]



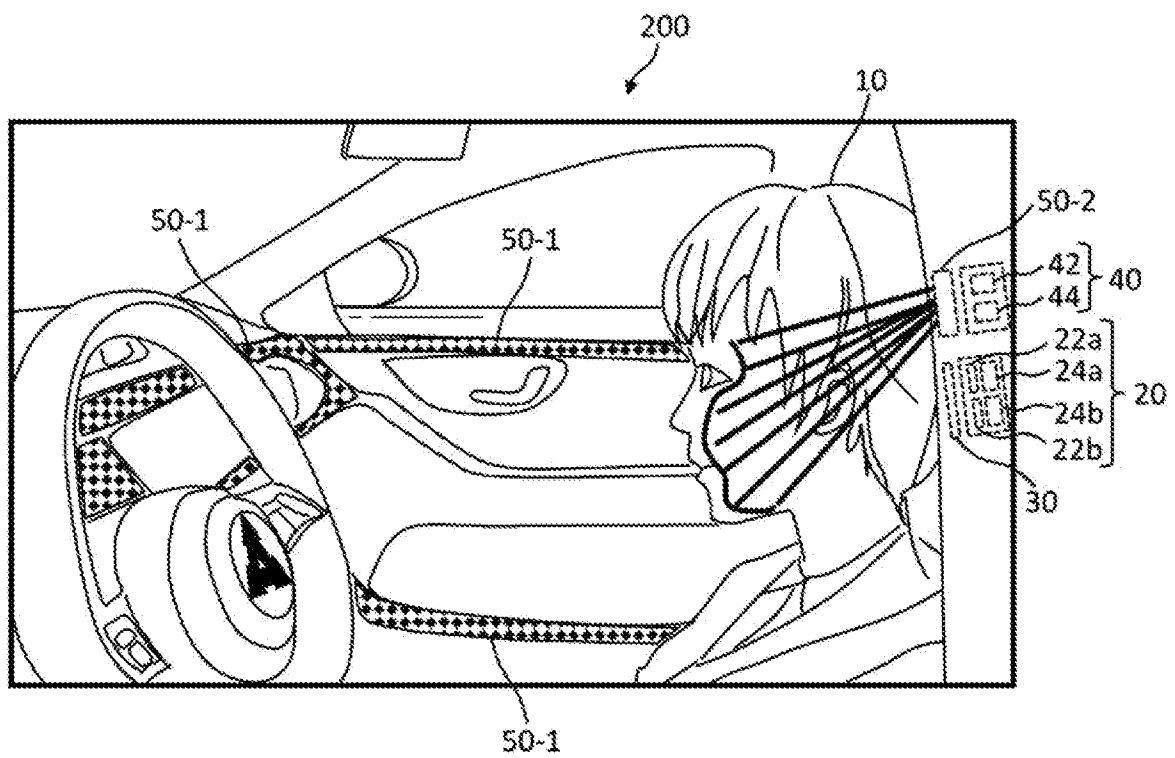
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/020272

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 5/0245 (2006.01)i; A61B 5/16 (2006.01)i; A61B 5/18 (2006.01)i FI: A61B5/0245 100B; A61B5/0245 C; A61B5/16 110; A61B5/18 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) A61B5/02-5/03; A61B5/1455; A61B5/16-5/18; B60K28/02-28/06; G08G1/16; B60W40/08 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 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 2005-52385 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 03 March 2005 (2005-03-03) paragraphs [0018]-[0041], fig. 1-9	1-17
A	JP 2017-743 A (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY MANAGEMENT CO., LTD.) 05 January 2017 (2017-01-05) paragraphs [0023]-[0029], [0059]-[0064], [0079]-[0134], fig. 1-3, 6-18	1-17
A	JP 2018-89369 A (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY MANAGEMENT CO., LTD.) 14 June 2018 (2018-06-14) paragraphs [0023]-[0031], [0056]-[0092], [0106]-[0109], fig. 1-12	1-17
A	JP 2004-261366 A (DENSO CORPORATION) 24 September 2004 (2004-09-24) paragraphs [0043]-[0085], fig. 1-9	1-17
A	JP 2011-87657 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 06 May 2011 (2011-05-06) paragraphs [0010]-[0031], fig. 1-7	1-17
☒ 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 “D” document cited by the applicant in the international application “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 09 August 2024		Date of mailing of the international search report 20 August 2024
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-197126 A (NIPPON SOKEN, INC.) 27 July 1999 (1999-07-27) paragraphs [0021]-[0050], fig. 1-7	1-17
A	JP 11-197127 A (NIPPON SOKEN, INC.) 27 July 1999 (1999-07-27) paragraphs [0019]-[0045], fig. 1-8	1-17
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 4173/1987 (Laid-open No. 111104/1988) (TOYOTA JIDOSHA KABUSHIKI KAISHA) 16 July 1988 (1988-07-16), p. 5, line 8 to p. 11, line 6, fig. 1-3	1-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2024/020272

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2005-52385	A	03 March 2005	(Family: none)	
JP	2017-743	A	05 January 2017	US 2016/0358011 A1 paragraphs [0049]-[0055], [0125]-[0130], [0145]-[0200], fig. 1-3, 6-18 CN 106236060 A	
JP	2018-89369	A	14 June 2018	US 2018/0153422 A1 paragraphs [0049]-[0057], [0136]-[0171], [0185]-[0188], fig. 1-12 CN 108125673 A	
JP	2004-261366	A	24 September 2004	US 2004/0193063 A1 paragraphs [0050]-[0190], fig. 1-15	
JP	2011-87657	A	06 May 2011	(Family: none)	
JP	11-197126	A	27 July 1999	(Family: none)	
JP	11-197127	A	27 July 1999	(Family: none)	
JP	63-111104	U1	16 July 1988	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 5/0245(2006.01)i; A61B 5/16(2006.01)i; A61B 5/18(2006.01)i
FI: A61B5/0245 100B; A61B5/0245 C; A61B5/16 110; A61B5/18

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

A61B5/02-5/03; A61B5/1455; A61B5/16-5/18; B60K28/02-28/06; G08G1/16; B60W40/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年
日本国公開実用新案公報 1971-2024年
日本国実用新案登録公報 1996-2024年
日本国登録実用新案公報 1994-2024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 2005-52385 A（セイコーエプソン株式会社）03.03.2005（2005 - 03 - 03） 段落[0018]-[0041]，図1-9	1-17
A	JP 2017-743 A（パナソニックIPマネジメント株式会社）05.01.2017（2017 - 01 - 05） 段落[0023]-[0029]，段落[0059]-[0064]，段落[0079]-[0134]，図1-3，図6-18	1-17
A	JP 2018-89369 A（パナソニックIPマネジメント株式会社）14.06.2018（2018 - 06 - 14） 段落[0023]-[0031]，段落[0056]-[0092]，段落[0106]-[0109]，図1-12	1-17
A	JP 2004-261366 A（株式会社デンソー）24.09.2004（2004 - 09 - 24） 段落[0043]-[0085]，図1-9	1-17
A	JP 2011-87657 A（セイコーエプソン株式会社）06.05.2011（2011 - 05 - 06） 段落[0010]-[0031]，図1-7	1-17
A	JP 11-197126 A（株式会社日本自動車部品総合研究所）27.07.1999（1999 - 07 - 27） 段落[0021]-[0050]，図1-7	1-17

☒ 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
“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献
“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
“I” 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抵触するものではなく、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
09.08.2024

国際調査報告の発送日
20.08.2024

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

権限のある職員（特許庁審査官）

藤原 伸二 2Q 9013

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 11-197127 A (株式会社日本自動車部品総合研究所) 27.07.1999 (1999 - 07 - 27) 段落[0019]-[0045], 図1-8	1-17
A	日本国実用新案登録出願62-4173号(日本国実用新案登録出願公開63-111104号)の願書 に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (トヨタ自動車株式会 社) 16.07.1988 (1988-07-16) 第5頁第8行-第11頁第6行, 図1-3	1-17

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2024/020272

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2005-52385	A	03.03.2005	(ファミリーなし)	
JP	2017-743	A	05.01.2017	US 2016/0358011 A1 段落[0049]-[0055], 段落[0125]-[0130], 段落[0145]-[0200], 図1-3, 図6-18 CN 106236060 A	
JP	2018-89369	A	14.06.2018	US 2018/0153422 A1 段落[0049]-[0057], 段落[0136]-[0171], 段落[0185]-[0188], 図1-12 CN 108125673 A	
JP	2004-261366	A	24.09.2004	US 2004/0193063 A1 段落[0050]-[0190], 図1-15	
JP	2011-87657	A	06.05.2011	(ファミリーなし)	
JP	11-197126	A	27.07.1999	(ファミリーなし)	
JP	11-197127	A	27.07.1999	(ファミリーなし)	
JP	63-111104	U1	16.07.1988	(ファミリーなし)	