

(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
2025年1月2日(02.01.2025)



(10) 国際公開番号

WO 2025/004624 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/1455 (2006.01)
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2024/018802

(22) 国際出願日: 2024年5月22日(22.05.2024)

(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 2023-104497 2023年6月26日(26.06.2023) JP

(71) 出願人: 株式会社ジャパンディスプレイ (JAPAN DISPLAY INC.) [JP/JP]; 〒1050003 東京都港区西新橋三丁目7番1号 Tokyo (JP).

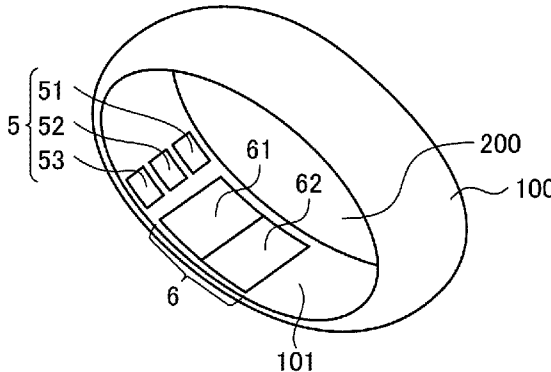
(72) 発明者: 小島 義貴 (KOJIMA, Yoshitaka); 〒1050003 東京都港区西新橋三丁目7番1号 株式会社ジャパンディスプレイ内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 弁理士法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎ノ門ダイビルイースト Tokyo (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,

(54) Title: DETECTION DEVICE

(54) 発明の名称: 検出装置



(57) Abstract: The present invention provides a detection device that can obtain appropriate detection results and suppresses power consumption. A detection device according to the present invention includes a light source that can shine light of a plurality of colors that have different wavelengths at a finger on which the detection device is installed, a light sensor that receives light from the finger as input and outputs a signal that corresponds to the light, and a detection circuit that performs signal processing on the basis of the output signal of the light sensor. The light sensor includes a first light sensor and a second light sensor that is provided further from the light source. The light source includes a first light source that can emit visible light, a second light source that can emit near infrared light or infrared light, and a third light source that can emit visible light that is different from the visible light of the first light source. The first light sensor is connected to the detection circuit during a first light emission period in which the third light source emits light but the first and second light sources do not, and at least one of the first light sensor and the second light sensor is connected to the detection circuit during a second light emission period in which the first or second light source emits light but the third light source

EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR,
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))

does not.

(57) 要約: 適切な検出結果が得られ、かつ、消費電力を抑える検出装置を実現する。検出装置は、装着された1つの指に、互いに波長が異なる複数色の光を照射可能な光源と、指からの光を入力とし、光に対応する信号を出力する光センサと、光センサの出力信号に基づいて信号処理する検出回路と、を含み、光センサは、第1光センサと、光源から遠い位置に配置された第2光センサとを含み、光源は、可視光を発光可能な第1光源と、近赤外光または赤外光を発光可能な第2光源と、第1光源の可視光とは異なる可視光を発光可能な第3光源とを含み、第1および第2光源が非発光で、第3光源が発光する第1発光期間中、第1光センサが検出回路に接続され、第3光源が非発光で、第1または第2光源が発光する第2発光期間中、第1光センサと第2光センサとの少なくとも一方が検出回路に接続される。

明 細 書

発明の名称： 検出装置

技術分野

[0001] 本発明は、検出装置に関する。

背景技術

[0002] 指紋パターンや血管パターンを検出可能な光センサが知られている（例えば、特許文献1）。特許文献1に記載の光センサにおいては、複数の信号線を同時に選択することによって、複数の画素をまとめて駆動することがある。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2020／213621号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、検出装置を人体に装着して検出を行う場合、検出部から人体までの距離が遠いと適切な検出結果を得られないことがある。また、人体に装着する検出装置については、バッテリーの容量が小さいことがあり、消費電力を抑える必要がある。

[0005] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、その目的は、適切な検出結果が得られ、かつ、消費電力を抑えることのできる検出装置を提供することである。

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、本開示のある態様による検出装置は、装着された1つの指に、互いに波長が異なる複数色の光を照射可能な光源と、前記指からの光を入力とし、前記光に対応する信号を出力する光センサと、前記光センサが出力する信号に基づいて信号処理を行う検出回路と、を含み、前記光センサは、第1光センサと、前記第1光センサより

も前記光源からの距離が遠い位置に配置された第2光センサとを含み、前記光源と、前記第1光センサと、前記第2光センサとは、前記光源、前記第1光センサ、前記第2光センサの順に配置されており、前記光源は、可視光を発光可能な第1光源と、近赤外光または赤外光を発光可能な第2光源と、前記第1光源の可視光とは異なる可視光を発光可能な第3光源とを含んでおり、前記第1光源および前記第2光源が非発光であり、前記第3光源が発光する第1発光期間中、前記第1光センサが検出回路に接続され、前記第3光源が非発光であり、前記第1光源または前記第2光源が発光する第2発光期間中、前記第1光センサと前記第2光センサとの少なくとも一方が検出回路に接続される。

発明の効果

[0007] 本発明によれば、適切な検出結果が得られ、かつ、消費電力を抑えることができる検出装置を実現できる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、実施形態に係る検出装置を示す外観図である。

[図2]図2は、光源と光センサとの距離を説明する図である。

[図3]図3は、緑色光を指に照射する場合を示す図である。

[図4]図4は、近赤外光または赤色光を指に照射する場合を示す図である。

[図5]図5は、緑色光、近赤外光、赤色光の反射光が、光センサ領域に届くか否かを説明する図である。

[図6]図6は、検出装置の内部構成例を示すブロック図である。

[図7]図7は、検出装置内の各部によって実現される機能を示す図である。

[図8]図8は、光センサ領域の回路構成例を示す図である。

[図9]図9は、検出装置によって脈波を測定する場合の動作例を説明する波形図である。

[図10]図10は、検出装置によって脈波を測定する処理の例を示すフローチャートである。

[図11]図11は、検出装置によってSpO₂を測定する場合の動作例を説明

する波形図である。

[図12]図12は、検出装置によってSpO₂を測定する処理の例を示すフローチャートである。

[図13]図13は、SpO₂の値の例を示す図である。

[図14]図14は、検出装置によって血中酸素濃度を測定する方法を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0009] 発明を実施するための形態（実施形態）につき、図面を参照しつつ詳細に説明する。以下の実施形態に記載した内容により本発明が限定されるものではない。また、以下に記載した構成要素には、当業者が容易に想定できるもの、実質的に同一のものが含まれる。さらに、以下に記載した構成要素は適宜組み合わせることが可能である。なお、開示はあくまで一例にすぎず、当業者において、発明の主旨を保つての適宜変更について容易に想到し得るものについては、当然に本発明の範囲に含有されるものである。また、図面は説明をより明確にするため、実際の態様に比べ、各部の幅、厚さ、形状等について模式的に表される場合があるが、あくまで一例であって、本発明の解釈を限定するものではない。また、本明細書と各図において、既出の図に関して前述したものと同様の要素には、同一の符号を付して、詳細な説明を適宜省略することがある。

[0010] 図1は、実施形態に係る検出装置を示す外観図である。図1において、検出装置100は、指輪（finger ring）の形状を有する。検出装置100は、中空部200を有する。検出装置100の中空部200には、指を挿入することができる。つまり、検出装置100は、指輪形状の筐体を有する。検出装置100の使用人は、検出装置100を1つの指に装着することができる。

[0011] 図1において、検出装置100の内面101には光源5と、光センサ6と、が設けられる。つまり、検出装置100の指輪形状の筐体に、光源5と、光センサ6とが格納される。光源5は、中空部200に向かって光を照射す

ることができる。中空部200に指が挿入されている場合は、光源5から指に向かって光を照射することができる。

[0012] 光源5は、互いに波長が異なる複数色の光を照射可能な光源である。光源5は、赤色光を照射することができる光源51と、近赤外光を照射することができる光源52と、緑色光を照射することができる光源53と、を含む。光源51は、例えば、赤色LED (Light Emitting Diode) である。光源52は、例えば、近赤外LEDである。光源53は、例えば、緑色LEDである。赤色光および緑色光は可視光である。近赤外光は可視光ではない。近赤外光源である光源52の代わりに、赤外光源を用いてもよい。つまり、近赤外光源および赤外光源の少なくとも一方を用いる。光源51は、本開示の「第1光源」に相当する。光源52は、本開示の「第2光源」に相当する。光源53は、本開示の「第3光源」に相当する。

[0013] 光センサ6は、例えば、有機フォトダイオード (OPD : Organic Photodiode) であり、照射される光に応じた電気信号を、出力する。光センサ6は、光センサ領域61と、光センサ領域62と、を有する。光源5、光センサ領域61および光センサ領域62に着目すると、内面101には、光源5、光センサ領域61、光センサ領域62、の順に配置されている。光センサ領域61は、本開示の「第1光センサ」に相当する。光センサ領域62は、本開示の「第2光センサ」に相当する。

[0014] 図2は、光源5と光センサ6との距離を説明する図である。図5において、X方向は、指輪の形状の内周面に沿った回り方向である。Y方向は、X方向に直交する方向である。

[0015] 図2に示すように、光センサ領域61と、光センサ領域62とは、光源5からの距離が互いに異なる。光センサ領域61は、光センサ領域62よりも、光源5からの距離が近い位置に配置される。光センサ領域62は、光センサ領域61よりも光源5からの距離が遠い位置に配置される。光源5の中心位置から光センサ領域61の中心位置までのX方向の距離を距離d1とする。光源5の中心位置から光センサ領域62の中心位置までのX方向の距離を

距離 d_2 とする。距離 d_1 は、距離 d_2 よりも短い。距離 d_2 は、距離 d_1 よりも長い。

[0016] 図3および図4は、検出装置100の使用者の指に検出装置100を装着した状態を示す断面図である。

[0017] 図3は、緑色光を指に照射する場合を示す図である。検出装置100の内面に設けられている、緑色光の光源53から指Fに向かって緑色光を照射する。緑色光は指Fの表面に近い、表層で反射する。このため、緑色光に対応する、指Fからの反射光LGは、光センサ6の光源53に近い領域、すなわち光源53からの距離が近い光センサ領域61に届く。このため、緑色光の反射光LGは、光センサ領域61によって検出される。

[0018] しかしながら、緑色光の反射光LGは、光源53から遠い領域、すなわち光源53からの距離が遠い領域には届かない。このため、緑色光の反射光LGは、光センサ領域62によって検出されない。

[0019] 図4は、近赤外光または赤色光を指に照射する場合を示す図である。検出装置100の内面に設けられている、近赤外光の光源52から指Fに向かって近赤外光を照射する。近赤外光は指Fの表層よりも深い位置で反射する。このため、近赤外光に対応する、指Fからの反射光LIは、光センサ6の光源52に近い領域、すなわち光源52からの距離が近い光センサ領域61に届く。このため、近赤外光の反射光LIは、光センサ領域61によって検出される。

[0020] また、近赤外光の反射光LIは、光センサ6の光源52から遠い領域、すなわち光源52からの距離が遠い光センサ領域62にも届く。このため、近赤外光の反射光LIは、光センサ領域62によっても検出される。

[0021] 赤色光の光源51に関しても、図4の場合と同様である。すなわち、赤色光に対応する、指Fからの反射光は、指Fの表層よりも深い位置で反射するため、光センサ領域61および62に届き、これらによって検出される。

[0022] 図5は、緑色光、近赤外光、赤色光の反射光が、光センサ領域に届くか否かを説明する図である。図3および図4を参照して説明したように、発光色

によって、生体への光浸透深度が異なる。

[0023] 緑色光（GREEN）については、指Fの表面に近い、表層で反射する。緑色光の反射光は、光センサ領域61に届く。このため、光センサ領域61による検出信号を利用することによって、脈波を取得することができる。一方、緑色光の反射光は、光センサ領域62に届かない。このため、光センサ領域62による検出信号を利用しても、脈波を取得することができない。

[0024] 近赤外光（IR）および赤色光（RED）については、指Fの表層よりも深い位置で反射する。近赤外光および赤色光の反射光は、光センサ領域61および光センサ領域62の両方に届く。このため、光センサ領域61と光センサ領域62との少なくとも一方による検出信号を利用することによって、脈波を取得することができる。

[0025] 図6は、検出装置100の内部構成例を示すブロック図である。図6に示すように、検出装置100は、加速度センサ3と、光源5と、LEDドライバ50と、光センサ6と、近距離無線通信ドライバ7と、バッテリー8と、コイル9と、バッテリードライバ81と、制御回路10と、を含む。

[0026] 加速度センサ3は、検出装置100に与えられる加速度を検出する。検出装置100に与えられる加速度の検出値は、後述するように、検出装置100の装着者の状態を判定するために用いられる。加速度センサ3は、例えば、3軸加速度センサである。

[0027] 光源5は、光源51、52および53を含む。本例では、光源51は赤色LED、光源52は近赤外LED、光源53は緑色LED、である。以下、光源51を「赤色LED51」、光源52を「近赤外LED52」、光源53を「緑色LED53」、として説明する。LEDドライバ50は、赤色LED51、近赤外LED52、緑色LED53を駆動して点灯させる。

[0028] 光センサ6は、光センサ領域61および62を含む。光センサ領域61および62は、入力される光を電気信号に変換する。光センサ領域61と光センサ領域62とは互いに独立して動作する。

[0029] 近距離無線通信ドライバ7は、図示しないアンテナを有する。近距離無線

通信ドライバ7は、検出装置100と他の装置との間の信号の授受を行う。
近距離無線通信ドライバ7は、検出装置100の各部において測定したデータなどを他の装置に送信することができる。また、近距離無線通信ドライバ7は、他の装置が送信したデータなどを受信することができる。

[0030] バッテリ8は、検出装置100の各部に電力を供給する。バッテリ8は、例えば、リチウムイオン電池である。バッテリドライバ81は、バッテリ8を制御する。バッテリ8は、バッテリドライバ81によって充電される。

[0031] コイル9は、バッテリ8を充電するための充電用コイルである。コイル9は、検出装置100の筐体に沿って巻かれた巻線を有する。与えられる磁界に基づいて、コイル9に誘導電流が流れる。コイル9に流れる誘導電流によってバッテリ8を充電することができる。

[0032] 制御回路10は、検出装置100の各部を制御する。制御回路10は、例えばマイクロコントローラなどのIC (Integrated Circuit) である。制御回路10は、例えばFPGA (Field Programmable Gate Array) 等のPLD (Programmable Logic Device) であっても良い。

[0033] 制御回路10は、運動検出回路11と、睡眠検出回路12と、AFE (Analog Front End) 13と、脈波測定回路14と、メモリ15と、通信回路16と、電源回路17と、CPU (Central Processing Unit) 18と、を有する。これらは、バスBusによって接続されており、バスBusを介して相互にデータを授受できる。

[0034] 運動検出回路11は、加速度センサ3の出力に基づいて、検出装置100の使用者の運動状態および静止状態を検出する。睡眠検出回路12は、加速度センサ3の出力および脈波測定回路14による測定結果に基づいて、検出装置100の使用者の睡眠状態および覚醒状態を検出する。

[0035] 脈波測定回路14は、LEDドライバ50、AFE13および光センサ6に接続されている。脈波測定回路14は、光センサ6の検出データに基づいて、脈拍周波数、血中酸素濃度などを測定する。脈波測定回路14は、光センサ6の検出値に関して、時間経過に対する検出値の変化を脈波として測定

する。

[0036] メモリ 15 は、各種のデータを記憶する記憶部である。メモリ 15 は、例えば RAM (Random Access Memory)、ROM (Read Only Memory)、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory) 等を含む態様であっても良い。

[0037] 通信回路 16 は、近距離無線通信ドライバ 7 に接続されている。通信回路 16 は、測定結果などを外部の装置に送信する。外部の装置は、例えば、検出装置 100 の使用者が持っているスマートフォン、タブレットなどの携帯端末である。スマートフォン、タブレットなどの携帯端末は、表示画面を有する。検出装置 100 からデータを画面に表示することによって、検出装置 100 の使用者は、検出装置 100 から受信したデータを確認することができる。

[0038] 電源回路 17 は、バッテリドライバ 81 に接続されている。電源回路 17 は、バッテリ 8 の充電を制御するとともに、バッテリ 8 による電力を各部に供給する。

[0039] CPU 18 は、制御回路 10 内の各部を制御する制御部である。CPU 18 は、所定のプログラムを実行することにより、脈波速度、血圧、脈拍周波数などの生体情報を測定または算出する。

[0040] (検出装置の各部の機能)

図 7 は、検出装置 100 内の各部によって実現される機能を示す図である。図 7 に示すように、運動検出回路 11 によって、判定部 111 から判定部 114 が実現される。判定部 111 および 112 は、加速度センサ 3 によって取得される加速度を入力する。

[0041] 判定部 111 は、加速度センサ 3 によって取得される加速度が、所定の閾値 A 以上であるか否かを判定する。判定部 113 は、判定部 111 が、所定の閾値 A 以上であると判定された場合に、検出装置 100 の使用者が運動状態である、と判定する。

[0042] 判定部 112 は、加速度センサ 3 によって取得される加速度が、所定の閾

値A未満であることを判定する。判定部114は、判定部112によって、所定の閾値A未満であると判定された場合に、検出装置100の使用者が静止状態である、と判定する。

[0043] また、睡眠検出回路12によって、判定部121から判定部128が実現される。判定部121および123は、加速度センサ3によって取得される加速度を入力する。判定部122および124は、脈波測定回路14によって測定される脈波に基づく脈拍数を入力する。

[0044] 判定部121は、加速度センサ3によって取得される加速度が、所定の閾値B未満であるか否かを判定する。判定部122は、脈波測定回路14から入力される脈拍数が所定の閾値C未満であるか否かを判定する。判定部125は、判定部121の判定結果と、判定部122の判定結果と、について、論理積（AND）の判定を行う。

[0045] 判定部127は、判定部125による判定の結果に基づいて、検出装置100の使用者の睡眠状態を判定する。判定部127は、判定部125による判定の結果、加速度センサ3によって取得される加速度が閾値B未満であり、かつ、脈波測定回路14から入力される脈拍数が閾値C未満である場合に、検出装置100の使用者が睡眠状態である、と判定する。

[0046] 判定部123は、加速度センサ3によって取得される加速度が、所定の閾値B以上であるか否かを判定する。判定部124は、脈波測定回路14から入力される脈拍数が所定の閾値C以上であるか否かを判定する。判定部126は、判定部123の判定結果と、判定部124の判定結果と、について、論理和（OR）の判定を行う。

[0047] 判定部128は、判定部126による判定の結果に基づいて、検出装置100の使用者の覚醒状態を判定する。判定部128は、判定部126による判定の結果、加速度センサ3によって取得される加速度が閾値B以上である場合、または、脈波測定回路14から入力される脈拍数が閾値C以上である場合に、検出装置100の使用者が覚醒状態である、と判定する。

[0048] また、CPU18によって、判定部181から判定部185と、データ演

算部 186 と、が実現される。判定部 181 は、運動検出回路 11 の検出結果に基づいて脈波の連続測定を開始するか否かを判定する。判定部 181 は、運動検出回路 11 によって、検出装置 100 の使用者が運動状態であると判定された場合に、脈波の連続測定を開始すると判定する。つまり、速度センサ 3 によって取得される加速度が閾値 A 以上である場合に、脈波の信号処理を行う。

[0049] 判定部 182 は、運動検出回路 11 の検出結果に基づいて脈波の連続測定を終了するか否かを判定する。判定部 182 は、運動検出回路 11 によって、検出装置 100 の使用者が静止状態であると判定された場合に、脈波の連続測定を終了すると判定する。判定部 183 は、判定部 182 によって脈波の連続測定を終了すると判定された場合に、脈波を所定時間毎に測定すると判定する。例えば、判定部 183 は、脈波を 5 分間隔で測定すると判定する。

[0050] 判定部 184 は、睡眠検出回路 12 の検出結果に基づいて、血中酸素飽和度 SpO_2 の測定を開始するか否かを判定する。判定部 184 は、睡眠検出回路 12 によって、検出装置 100 の使用者が睡眠状態であると判定された場合に、血中酸素飽和度 SpO_2 の測定を開始すると判定する。つまり、加速度センサ 3 によって取得される加速度が閾値 B 未満であり、かつ、脈波測定回路 14 から入力される脈拍数が閾値 C 未満である場合に、血中酸素飽和度 SpO_2 の測定が開始される。

[0051] 判定部 185 は、睡眠検出回路 12 の検出結果に基づいて、血中酸素飽和度 SpO_2 の測定を終了するか否かを判定する。判定部 185 は、睡眠検出回路 12 によって、検出装置 100 の使用者が覚醒状態であると判定された場合に、血中酸素飽和度 SpO_2 の測定を終了すると判定する。

[0052] データ演算部 186 は、加速度センサ 3 によって取得される加速度と、脈波測定回路 14 からの脈拍数とを入力とする。データ演算部 186 は、各種のデータを演算する。データ演算部 186 による演算結果のデータは、メモリ 15 に記憶される。メモリ 15 は、例えば、測定された脈拍数のデータと

、測定された血中酸素飽和度のデータとを記憶する。

[0053] (光センサ領域)

図8は、光センサ領域の回路構成例を示す図である。図8に示すように、光センサ領域61は、フォトダイオードPD1と、容量素子C1と、を含む。光センサ領域62は、フォトダイオードPD2と、容量素子C2と、を含む。また、光センサ領域61の出力信号および光センサ領域62の出力信号は、選択回路SELに入力される。選択回路SELは、スイッチング素子Tr1と、スイッチング素子Tr2と、を含む。

[0054] フォトダイオードPD1は、入力される光に対応する電流を出力し、この電流に基づいて容量素子C1に電荷が蓄積される。フォトダイオードPD2は、入力される光に対応する電流を出力し、この電流に基づいて容量素子C2に電荷が蓄積される。

[0055] フォトダイオードPD1に対応して、選択回路SELのスイッチング素子Tr1が設けられる。スイッチング素子Tr1のゲート端子には、ゲート信号Gate1が印加される。ゲート信号Gate1がローレベルのとき、スイッチング素子Tr1はオフ状態になり、上述したように容量素子C1に電荷が蓄積される。ゲート信号Gate1がハイレベルのとき、スイッチング素子Tr1はオン状態になり、容量素子C1に蓄積されている電荷に基づく電流が出力される。

[0056] フォトダイオードPD2に対応して、選択回路SELのスイッチング素子Tr2が設けられる。スイッチング素子Tr2のゲート端子には、ゲート信号Gate2が印加される。ゲート信号Gate2がローレベルのとき、スイッチング素子Tr2はオフ状態になり、上述したように容量素子C2に電荷が蓄積される。ゲート信号Gate1がハイレベルのとき、スイッチング素子Tr1はオン状態になり、容量素子C2に蓄積されている電荷に基づく電流が出力される。

[0057] つまり、選択回路SELは、ゲート信号Gate1およびGate2のレベルに基づいて、光センサ領域61および光センサ領域62の出力信号を選

択して出力する。光センサ領域61からスイッチング素子 T_{r1} を通過する信号と、光センサ領域62からスイッチング素子 T_{r2} を通過する信号とは、接続点Nにおいて結合され、受光信号 $R \times 1$ としてAFE13に入力される。

[0058] なお、スイッチング素子 T_{r1} および T_{r2} は、薄膜トランジスタにより構成されるものであり、本例では、 n チャネルのMOS (Metal Oxide Semiconductor) 型のTFT (Thin Film Transistor) で構成されている。

[0059] AFE13は、光センサ6が出力する信号に基づいて信号処理を行う検出回路である。AFE13は、スイッチング素子 T_{r0} と、A/D変換回路130と、を含む。スイッチング素子 T_{r0} であるトランジスタのゲート端子には、リセット信号RSTが印加される。リセット信号RSTがローレベルのとき、スイッチング素子 T_{r0} はオフ状態になり、受光信号 $R \times 1$ がA/D変換回路130に入力される。A/D変換回路130は、受光信号 $R \times 1$ に対応するデータを出力する。A/D変換回路130が出力するデータは、脈波測定回路14に入力される。

[0060] リセット信号RSTがハイレベルのとき、スイッチング素子 T_{r0} はオン状態になり、受光信号 $R \times 1$ はA/D変換回路130に入力されない。

[0061] (脈波の測定)

図9および図10は、検出装置100によって運動中の脈波を測定する場合の動作を説明する図である。本例では、緑色LED53を点灯させて脈波を測定する。

[0062] 図9は、検出装置100によって脈波を測定する場合の動作例を説明する波形図である。図9は、LEDの点灯状態、ゲート信号Gate1、Gate2、受光信号 $R \times 1$ 、リセット信号RSTを示す。

[0063] 図9に示すように、検出装置100によって脈波を測定する場合、光センサ領域をリセットするセンサリセットと、光センサ領域から読み出すセンサ読み出しと、が交互に行われる。

[0064] センサリセットの期間 t_{11} においては、緑色LED53を点灯させない

。期間 t_{11} においては、ゲート信号 G_{ate1} はハイレベル、ゲート信号 G_{ate2} はローレベルである。このため、スイッチング素子 T_{r1} はオン状態、スイッチング素子 T_{r2} はオフ状態になる。リセット信号 RST がハイレベルであるため、スイッチング素子 T_{r0} はオン状態になる。受光信号 R_{x1} はグラウンドレベル、すなわち $0(V)$ である。このため、フォトダイオード $PD1$ 、容量素子 $C1$ にチャージされている電荷は、放電される。 A/D 変換回路 130 への入力は $0(V)$ である。なお、ゲート信号 G_{ate1} がハイレベルになる期間は、フォトダイオード $PD1$ 、容量素子 $C1$ にチャージされている電荷を十分放電させる時間であれば、センサリセットの期間 t_{11} の一部の期間であってもよい。

[0065] センサ読み出しの期間 t_{12} においては、緑色 $LED53$ を点灯させる。緑色 $LED53$ が発光している時に、赤色 $LED51$ および近赤外 $LED52$ は発光させない。期間 t_{12} は、赤色 $LED51$ および近赤外 $LED52$ が非発光であり、緑色 $LED53$ が発光する、第1発光期間である。期間 t_{12} においては、ゲート信号 G_{ate1} はハイレベル、ゲート信号 G_{ate2} はローレベルである。このため、スイッチング素子 T_{r1} はオン状態、スイッチング素子 T_{r2} はオフ状態になる。したがって、光センサ領域 61 によって得られる受光信号 R_{x1} が出力される。ここで、選択回路 SEL のスイッチング素子 T_{r1} は、緑色 $LED53$ が発光している時に、光センサ領域 61 の出力信号を、 A_{FE13} を介して、脈波測定回路 14 に送る。脈波測定回路 14 は、光センサ領域 61 が出力する信号に基づいて測定を行う。つまり、期間 t_{12} において、選択回路 SEL は、光センサ領域 61 を A_{FE13} に接続する。

[0066] センサ読み出しの期間 t_{12} においては、リセット信号 RST はローレベルであり、スイッチング素子 T_{r0} はオフ状態になる。このため、受光信号 R_{x1} は A/D 変換回路 130 に入力される。受光信号 R_{x1} の電圧値に対応するデータ（図示せず）が A/D 変換回路 130 から出力される。

[0067] 期間 t_{12} においては、ゲート信号 G_{ate2} はローレベルであり、光セ

ンサ領域62は使用されない。上述したように、緑色LED53からの緑色光は、緑色LED53から遠い位置にある光センサ領域62に届かないため、光センサ領域62は使用されない。期間t12においては、緑色LED53からの緑色光が届く光センサ領域61のみによって受光する。つまり、緑色LED53からの距離が近い光センサ領域61のみによって受光する。期間t12においては、光センサ領域62が使用されないことにより、消費電力を抑えることができる。

[0068] その後のセンサリセットの期間t13においては、緑色LED53を点灯させず、上記の期間t11と同様の動作になる。リセット信号RSTはハイレベルであり、スイッチング素子Tr0はオン状態になるため、A/D変換回路130への入力は0(V)である。

[0069] 図10は、検出装置100によって脈波を測定する処理の例を示すフローチャートである。図10は、主に、運動検出回路11およびCPU18(図6参照)による処理の内容を示す。CPU18は、脈波測定処理S1を行う。

[0070] 図10において、最初に、運動検出回路11によって、検出装置100の使用者が運動状態であるか否かを判定する(ステップS101)。ステップS101において、運動状態でないと判定した場合(ステップS101においてNo)、運動状態であると判定するまで処理を待機する。

[0071] ステップS101において、運動状態であると判定した場合(ステップS101においてYes)、緑色LED53を点灯させる(ステップS102)。緑色LED53を点灯させた状態で、光センサ領域61の読み出しを行う(ステップS103)。

[0072] 光センサ領域61の読み出しを行った後、緑色LED53を消灯させる(ステップS104)。その後、所定時間の待ち状態(WAIT)を経て(ステップS105)、検出装置100の使用者が静止状態であるか否かを判定する(ステップS106)。

[0073] ステップS106において、静止状態であると判定した場合(ステップS

106においてYes)、処理は終了となる。一方、ステップS106において、静止状態でないと判定した場合(ステップS106においてNo)、ステップS102に戻り、脈波測定処理S1を継続する。

[0074] (SpO₂の測定)

図11および図12は、検出装置100によってSpO₂を測定する場合の動作を説明する図である。本例では、赤色LED51と近赤外LED52とを交互に発光させてSpO₂を測定する。

[0075] 図11は、検出装置100によってSpO₂を測定する場合の動作例を説明する波形図である。図11は、LEDの点灯状態、ゲート信号Gate1、Gate2、受光信号Rx1、リセット信号RSTを示す。

[0076] 図11に示すように、検出装置100によってSpO₂を測定する場合、光センサ領域をリセットするセンサリセットと、光センサ領域から読み出すセンサ読み出しと、が交互に行われる。

[0077] センサリセットの期間t21においては、赤色LED51および近赤外LED52を点灯させない。期間t21においては、ゲート信号Gate1およびGate2はいずれもハイレベルであり、スイッチング素子Tr1およびTr2はともにオン状態になる。リセット信号RSTがハイレベルであるため、スイッチング素子Tr0はオン状態になる。受光信号Rx1はグラウンドレベル、すなわち0(V)である。このため、フォトダイオードPD1、PD2、容量素子C1、C2にチャージされている電荷は、放電される。A/D変換回路130への入力は0(V)である。なお、ゲート信号Gate1がハイレベルになる期間は、フォトダイオードPD1、PD2、容量素子C1、C2にチャージされている電荷を十分放電させる時間であれば、センサリセットの期間t21の一部の期間であってもよい。

[0078] センサ読み出しの期間t22においては、赤色LED51を点灯させる。赤色LED51が発光している時に、近赤外LED52および緑色LED53を発光させない。その後、赤色LED51を消灯させ、消灯期間t0の後に、近赤外LED52を点灯させる。消灯期間t0は、赤色LED51の点

灯による測定が終わり、近赤外LED52の点灯による測定に移行するための準備期間である。このため、消灯期間t0においては、リセット信号RSTはハイレベルである。消灯期間t0の経過後に、リセット信号RSTはローレベルに戻る。近赤外LED52が発光している時に、赤色LED51および緑色LED53を発光させない。期間t22は、緑色LED53が非発光であり、赤色LED51または近赤外LED52が発光する、第2発光期間である。

[0079] 期間t22においては、ゲート信号Gate1およびGate2はともにハイレベルである。このため、スイッチング素子Tr1およびTr2はともにオン状態になる。したがって、光センサ領域61および62によって得られる受光信号Rx1が出力される。このとき、センサ読み出しの期間t22の前半では、赤色LED51の点灯による電圧値が受光信号Rx1として出力される。センサ読み出しの期間t22の後半では、近赤外LED52点灯による電圧値が受光信号Rx1として出力される。ここで、選択回路SELのスイッチング素子Tr1およびTr2は、赤色LED51または近赤外LED52が発光している時に、光センサ領域61および62のうちの受光しているものによる出力信号を、AFE13を介して、脈波測定回路14に送る。脈波測定回路14は、期間t22に、光センサ領域61および光センサ領域62のうちの少なくとも一方が出力する信号に基づいて測定を行う。つまり、期間t22において、選択回路SELは、光センサ領域61と光センサ領域62との少なくとも一方をAFE13に接続する。

[0080] センサ読み出しの期間t22においては、リセット信号RSTはローレベル、ハイレベル、ローレベルの順に変化する。期間t22中の消灯期間t0においては、リセット信号RSTがハイレベルであるため、スイッチング素子Tr0はオン状態になる。受光信号Rx1はグラウンドレベル、すなわち0(V)である。このため、A/D変換回路130への入力は0(V)である。受光信号Rx1の電圧値に対応するデータ（図示せず）がA/D変換回路130から出力される。センサ読み出しの期間t22の前半では、赤色LED

D 5 1 の点灯による電圧値に対応するデータが得られる。センサ読み出しの期間 t 2 2 の後半では、近赤外 L E D 5 2 の点灯による電圧値に対応するデータが得られる。つまり、赤色 L E D 5 1 と近赤外 L E D 5 2 とを交互に発光させて、光センサ領域 6 1 と光センサ領域 6 2 との両方によって得られる信号に基づいて S p O 2 を測定する。

[0081] 期間 t 2 2 においては、図 9 の期間 t 1 2 とは異なり、ゲート信号 G a t e 1 および G a t e 2 はともにハイレベルであり、光センサ領域 6 1、光センサ領域 6 2 の両方が使用される。つまり、光センサ領域 6 1 と光センサ領域 6 2 との両方によって受光する。図 9 の期間 t 1 2 の場合よりも、受光するエリアを拡大することにより、受光の感度を高め、より正確な測定結果を得ることができる。

[0082] その後のセンサリセットの期間 t 2 3 においては、赤色 L E D 5 1 および近赤外 L E D 5 2 を点灯させず、上記の期間 t 2 1 と同様の動作になる。リセット信号 R S T はハイレベルであり、スイッチング素子 T r O はオン状態になるため、A / D 変換回路 1 3 0 への入力は 0 (V) である。

[0083] なお、上記の例では、期間 t 2 2 において、光センサ領域 6 1 と光センサ領域 6 2 との両方による出力信号を A F E 1 3 に接続しているが、光センサ領域 6 1 と光センサ領域 6 2 とのいずれか一方による出力信号を A F E 1 3 に接続してもよい。つまり、赤色 L E D 5 1 または近赤外 L E D 5 2 が発光している時に、緑色 L E D 5 3 を発光させず、光センサ領域 6 1 と光センサ領域 6 2 との少なくとも一方による出力信号を A F E 1 3 に接続する。

[0084] 図 1 2 は、検出装置 1 0 0 によって S p O 2 を測定する処理の例を示すフローチャートである。図 1 2 は、主に、睡眠検出回路 1 2 および C P U 1 8 (図 6 参照) による処理の内容を示す。C P U 1 8 は、S p O 2 測定処理 S 2 を行う。

[0085] 図 1 2 において、最初に、睡眠検出回路 1 2 によって、検出装置 1 0 0 の使用者が睡眠状態であるか否かを判定する (ステップ S 2 0 1)。ステップ S 2 0 1 において、睡眠状態でないと判定した場合 (ステップ S 2 0 1 にお

いてNo)、睡眠状態であると判定するまで処理を待機する。

[0086] ステップS201において、睡眠状態であると判定した場合(ステップS201においてYes)、赤色LED51を点灯させる(ステップS202)。赤色LED51を点灯させた状態で、光センサ領域61および62の読み出しを行う(ステップS203)。光センサ領域61および62の読み出しを行った後、赤色LED51を消灯させる(ステップS204)。

[0087] 次に、近赤外LED52を点灯させる(ステップS205)。近赤外LED52を点灯させた状態で、光センサ領域61および62の読み出しを行う(ステップS206)。光センサ領域61および62の読み出しを行った後、近赤外LED52を消灯させる(ステップS207)。その後、所定時間の待ち状態(WAIT)を経て(ステップS208)、検出装置100の使用が覚醒状態であるか否かを判定する(ステップS209)。

[0088] ステップS209において、覚醒状態であると判定した場合(ステップS209においてYes)、処理は終了となる。一方、ステップS209において、覚醒状態でないと判定した場合(ステップS209においてNo)、ステップS202に戻り、SpO2測定処理S2を継続する。

[0089] 図12を参照して説明したSpO2測定処理によれば、光センサ領域61、光センサ領域62の両方が使用されることにより、受光の感度を高め、より正確な測定結果を得ることができる。

[0090] (血中酸素濃度を測定する方法)

生体情報である血中酸素濃度(以下、SpO2と記す)は、指などの生体を透過する光を測定することによって、取得できる。例えば、SpO2は、次の式(1)によって測定することができる。

$$SpO2 = b - a \cdot R \cdots (1)$$

[0091] 上記の式(1)のように、SpO2は値Rの1次関数である。上記の式(1)において、「a」および「b」は所定の係数である。式(1)において、値Rは次の式(2)で定義される。

$$R = (ACr / DCr) / (ACir / DCir) \cdots (2)$$

[0092] 上記の式(2)において、 AC_r は赤色光(Red)の測定値の交流成分、 DC_r は赤色光の測定値の直流成分、 AC_{ir} は近赤外光(IR)の測定値の交流成分、 DC_{ir} は近赤外光の測定値の直流成分、である。交流成分は、直流電流に現れる脈波の成分である。値Rの1次関数である SpO_2 は、予め採血した酸素濃度により校正する。

[0093] より具体的には、 SpO_2 の値は、次のように取得することができる。すなわち、上記の値Rに対応する SpO_2 の値を予め測定しておき、測定値の曲線に基づいて SpO_2 の値を取得する。図13は SpO_2 の値の例を示す図である。測定値の曲線は、例えば、図13は上記値Rの算出値であり、縦軸は SpO_2 の値である。Red光よりIr光が大きい場合($I_r > R_{ed}$)に値Rは1.0未満の値となり、Ir光よりRed光が大きい場合($I_r < R_{ed}$)に値Rは1.0より大きい値になる。

[0094] 図13に示すように、上記の値Rを算出することにより、その値Rに対応する SpO_2 の値を取得できる。例えば、図13中の曲線CC1を利用することにより、値Rが0.9である場合に、 SpO_2 の値を約83%として取得できる。また、例えば、図13中の曲線CC2を利用することにより、値Rが0.9である場合に、 SpO_2 の値を約87%として取得できる。

[0095] また、曲線CC1または曲線CC2の近似式になるように上記の係数aおよびbを決定することにより、式(1)を利用して SpO_2 の値を取得することもできる。

[0096] 図14は、検出装置100によって血中酸素濃度を測定する方法を示すフローチャートである。図14において、脈波測定回路14は、LEDドライバ50によって、近赤外LED52を点灯させる(ステップS401)。脈波測定回路14は、光センサ6の出力電流を測定する(ステップS402)。ステップS402における電流値の測定結果は、メモリ15に記憶される(ステップS403)。脈波測定回路14は、LEDドライバ50によって、近赤外LED52を消灯させる(ステップS404)。

[0097] また、脈波測定回路14は、LEDドライバ50によって、赤色LED5

1を点灯させる（ステップS405）。脈波測定回路14は、光センサ6の出力電流を測定する（ステップS406）。ステップS406における電流値の測定結果は、メモリ15に記憶される（ステップS407）。脈波測定回路14は、LEDドライバ50によって、赤色LED51を消灯させる（ステップS408）。脈波測定回路14は、ステップS401に戻って、上記の処理を繰り返す。つまり、脈波測定回路14は、赤色LED51と近赤外LED52とを交互に点灯させ、光センサ6によって光センサ電流を繰り返し測定し、メモリ15に記憶する。なお、前述のとおり、赤色LED51を点灯させる前、および近赤外LED52を点灯させる前には各々対応するフォトダイードはリセットされている。

[0098] メモリ15に記憶された、近赤外LED52の点灯による光センサ6の出力電流の測定結果について、制御回路10において波形解析が行われる（ステップS409）。この波形解析によって、近赤外信号波形の平均値（DC_ir）と振れ幅（AC_ir）とが算出される（ステップS410、S411）。

[0099] また、メモリ15に記憶された、赤色LED51の点灯による光センサ6の出力電流の測定結果について、制御回路10において波形解析が行われる（ステップS412）。この波形解析によって、赤色信号波形の平均値（DC_r）と振れ幅（AC_r）とが算出される（ステップS413、S414）。

[0100] 次に、制御回路10は、血中酸素飽和度SpO₂を算出するための値Rを計算する（ステップS415）。血中酸素飽和度SpO₂を算出するための係数aについては、予め入力し（ステップS416）、メモリ15に記憶しておく（ステップS417）。血中酸素飽和度SpO₂を算出するための係数bについても、予め入力し（ステップS418）、メモリ15に記憶しておく（ステップS419）。制御回路10は、上記の式（1）に基づいて血中酸素飽和度SpO₂を算出する（ステップS420）。

[0101] 上記の処理によって得られるSpO₂は、通信回路16および近距離無線

通信ドライバ7によって他の装置に送信される（ステップS421）。SpO2は、例えば、スマートフォンに送信される。検出装置100から他の装置への送信は、本例では、近距離無線通信によって行われる。

符号の説明

[0102] 3 加速度センサ

5、51、52、53 光源

6 光センサ

10 制御回路

11 運動検出回路

12 睡眠検出回路

14 脈波測定回路

61、62 光センサ領域

100 検出装置

200 中空部

F 指

PD1、PD2 フォトダイオード

SEL 選択回路

Tr0、Tr1、Tr2 スイッチング素子

請求の範囲

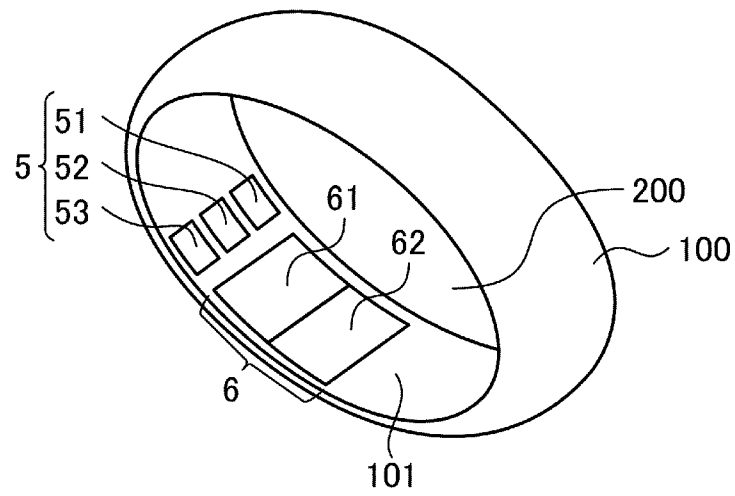
- [請求項1] 装着された1つの指に、互いに波長が異なる複数色の光を照射可能な光源と、
- 前記指からの光を入力とし、前記光に対応する信号を出力する光センサと、
- 前記光センサが出力する信号に基づいて信号処理を行う検出回路と、
- を含み、
- 前記光センサは、第1光センサと、前記第1光センサよりも前記光源からの距離が遠い位置に配置された第2光センサとを含み、
- 前記光源と、前記第1光センサと、前記第2光センサとは、前記光源、前記第1光センサ、前記第2光センサの順に配置されており、
- 前記光源は、可視光を発光可能な第1光源と、近赤外光または赤外光を発光可能な第2光源と、前記第1光源の可視光とは異なる可視光を発光可能な第3光源とを含んでおり、
- 前記第1光源および前記第2光源が非発光であり、前記第3光源が発光する第1発光期間中、前記第1光センサが検出回路に接続され、
- 前記第3光源が非発光であり、前記第1光源または前記第2光源が発光する第2発光期間中、前記第1光センサと前記第2光センサとの少なくとも一方が検出回路に接続される
- 検出装置。
- [請求項2] 前記検出回路は、前記第2発光期間中に、前記第1光センサおよび前記第2光センサが出力する信号に基づいて信号処理を行う
- 請求項1に記載の検出装置。
- [請求項3] 前記第2発光期間中に、前記第1光センサと前記第2光センサとの両方によって受光する
- 請求項1または請求項2に記載の検出装置。
- [請求項4] 脈波測定回路をさらに備え、

前記脈波測定回路は、前記光センサの検出値に関して、時間経過に対する検出値の変化を脈波として測定する請求項 2 に記載の検出装置。

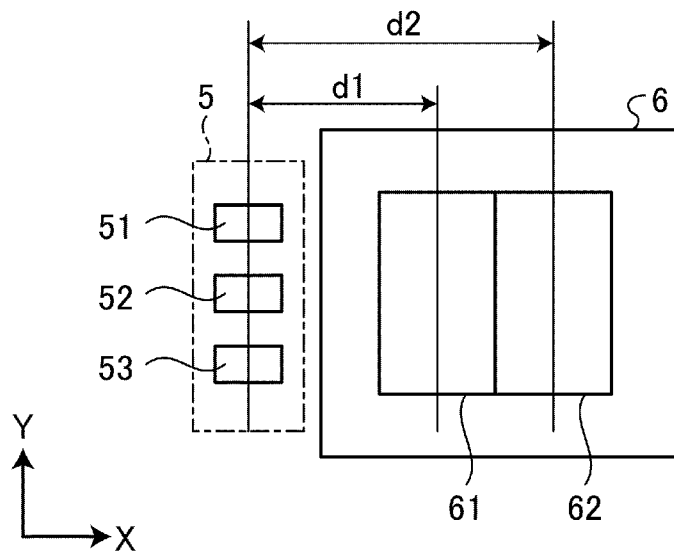
- [請求項5] 前記第 3 光源が発光可能な可視光は、緑色光である
請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 つに記載の検出装置。
- [請求項6] 前記第 1 光源と前記第 2 光源とを交互に発光させ、前記第 1 光センサおよび前記第 2 光センサの両方によって得られる信号に基づいて血中酸素飽和度を測定する
請求項 3 に記載の検出装置。
- [請求項7] 加速度を取得する加速度センサをさらに含み、前記加速度センサによって取得される加速度が所定閾値以上である場合に脈波の信号処理を行う
請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 つに記載の検出装置。
- [請求項8] 前記加速度センサが取得する加速度が所定閾値未満であり、かつ、脈拍数が所定閾値未満である場合に、血中酸素飽和度を測定する
請求項 7 に記載の検出装置。
- [請求項9] 測定された前記脈拍数のデータと測定された血中酸素飽和度のデータとを記憶するメモリをさらに含む
請求項 8 に記載の検出装置。
- [請求項10] 前記第 1 光センサと前記第 2 光センサとを選択する選択回路をさらに含み、
前記選択回路は、
前記第 1 発光期間中に、前記第 1 光センサを前記検出回路に接続し、
前記第 2 発光期間中に、前記第 1 光センサと前記第 2 光センサとの少なくとも一方を前記検出回路に接続する
請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 つに記載の検出装置。
- [請求項11] 前記第 1 光源、前記第 2 光源、前記第 3 光源、前記第 1 光センサお

よび前記第2光センサは、指輪形状の筐体に格納される
請求項1から請求項10のいずれか1つに記載の検出装置。

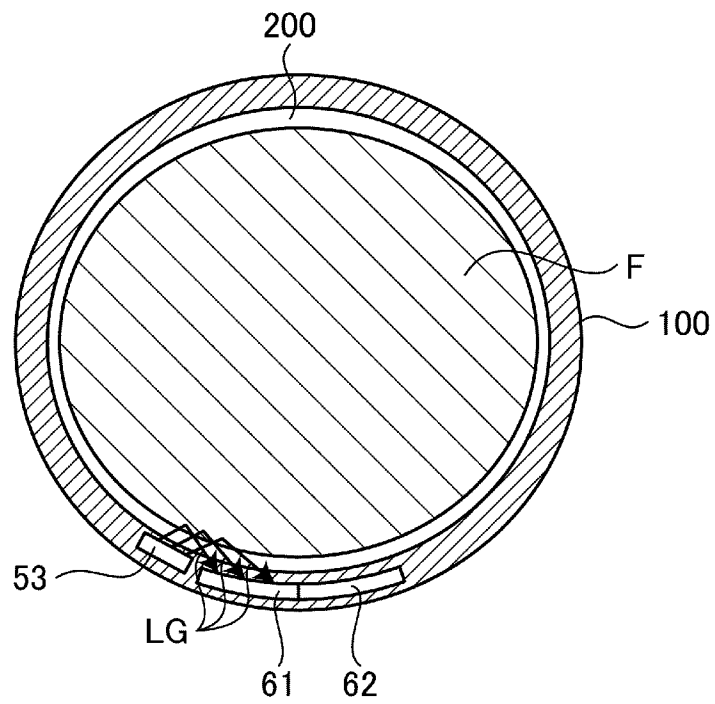
[図1]



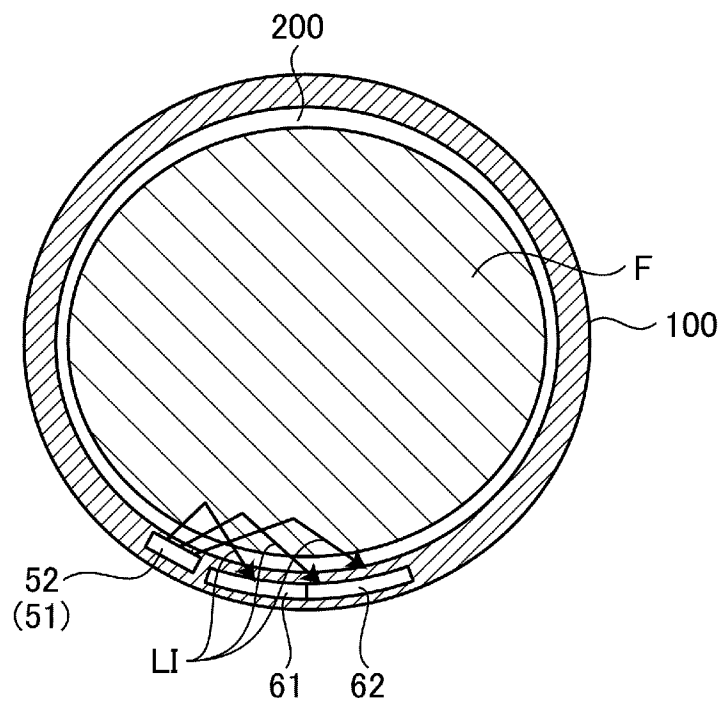
[図2]



[図3]



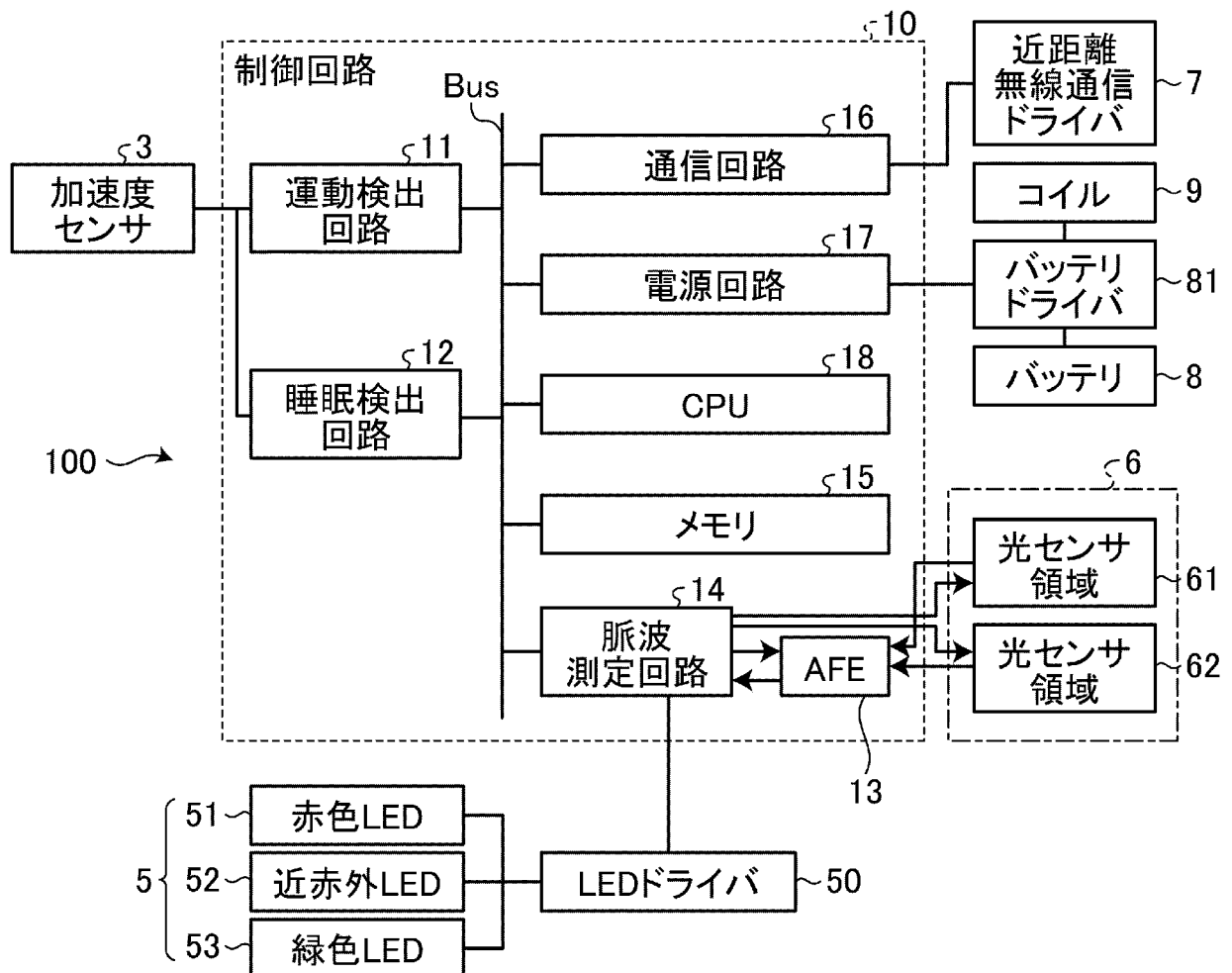
[図4]



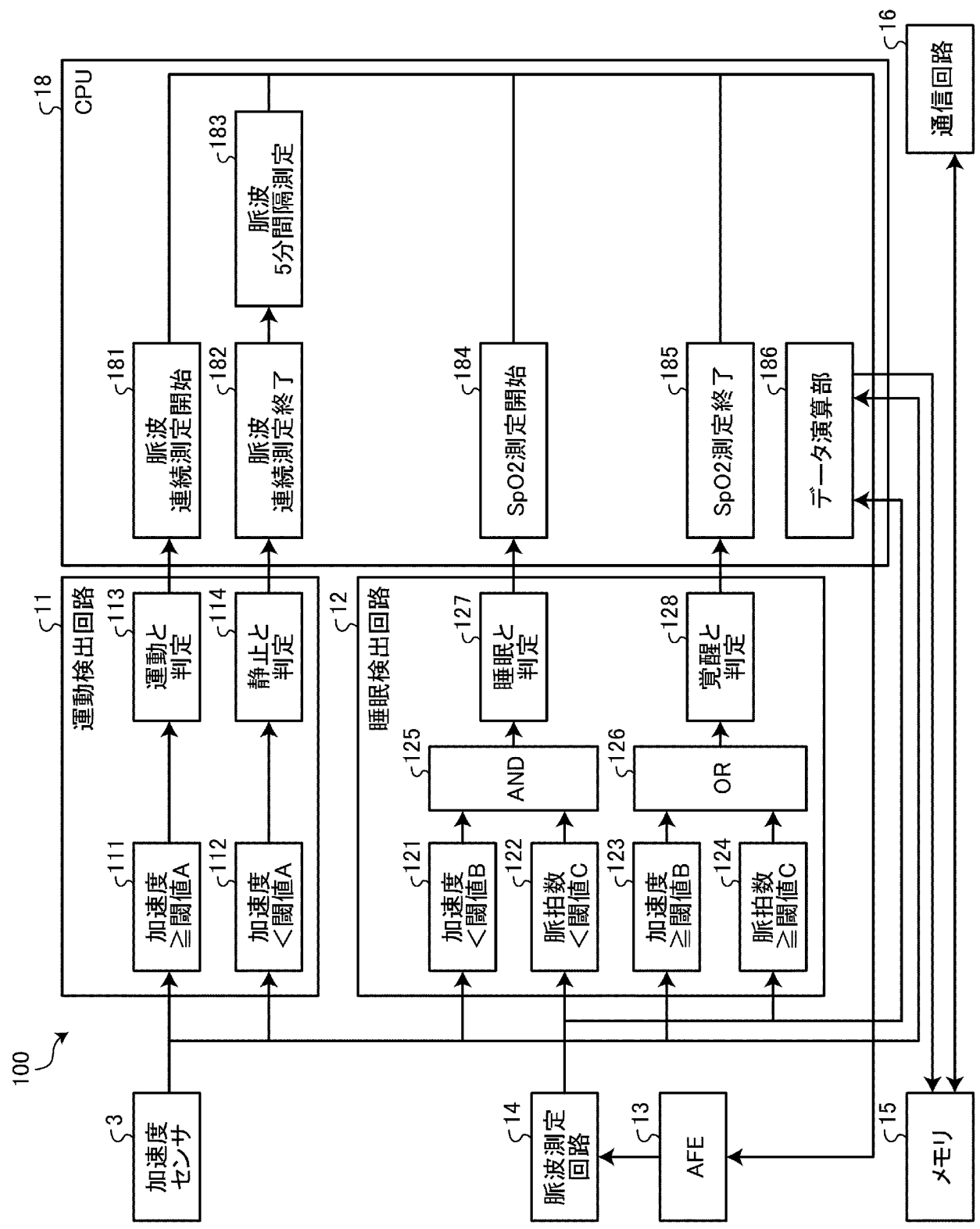
[図5]

	センサ領域61	センサ領域62
GREEN	反射光:届く(脈波取得可)	反射光:届かない(脈波取得不可)
IR	反射光:届く(脈波取得可)	
RED	反射光:届く(脈波取得可)	

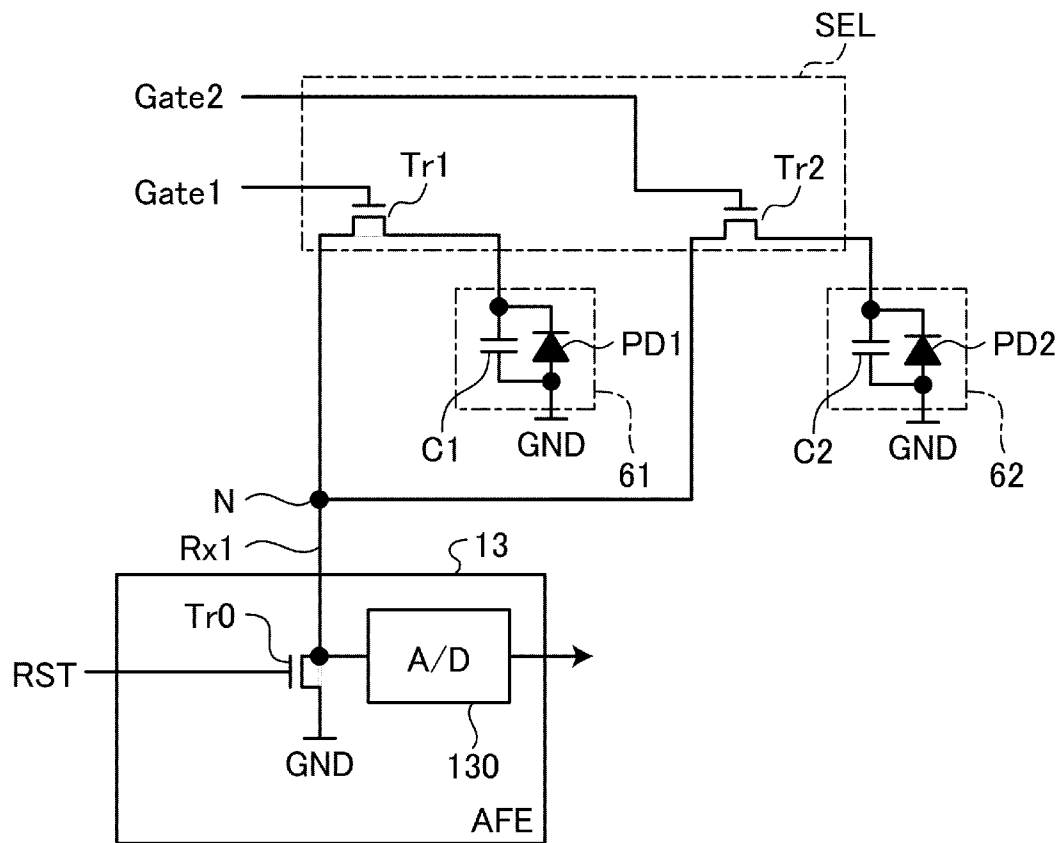
[図6]



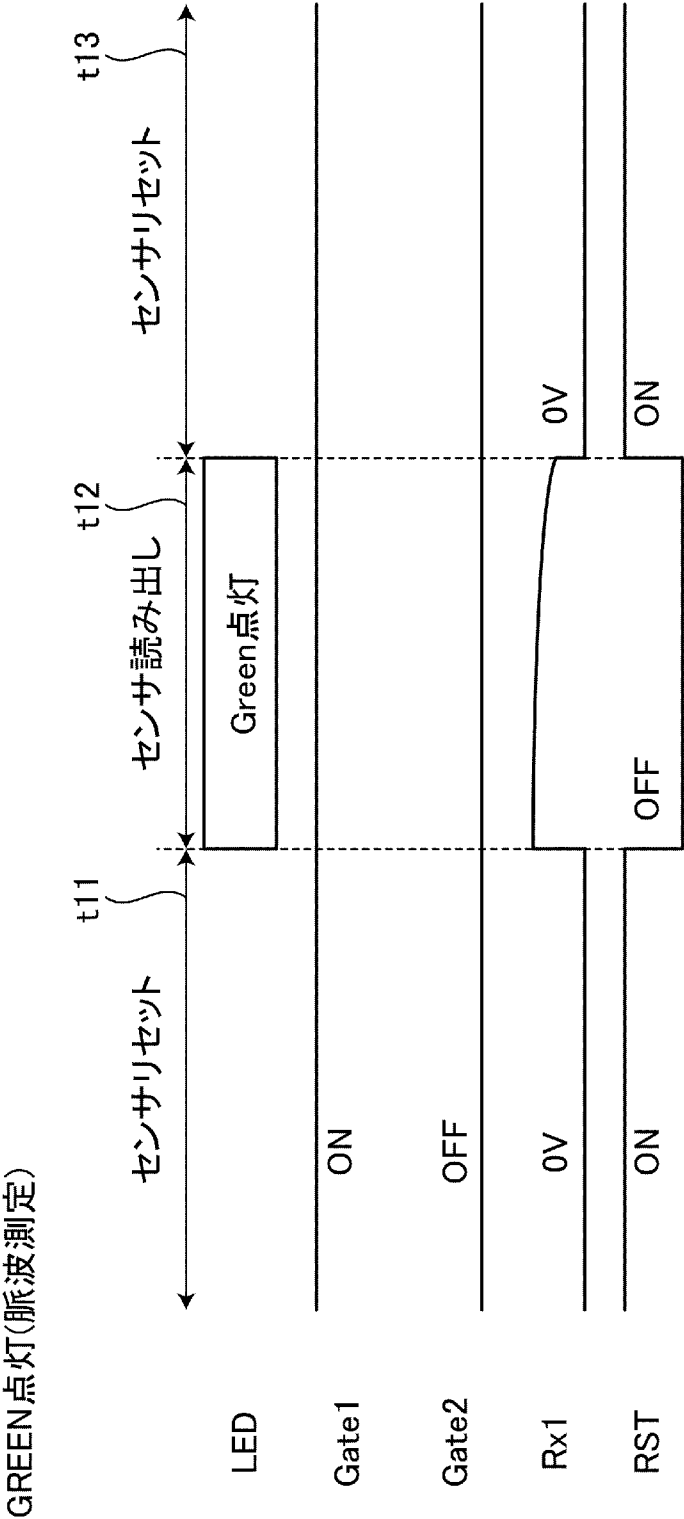
[図7]



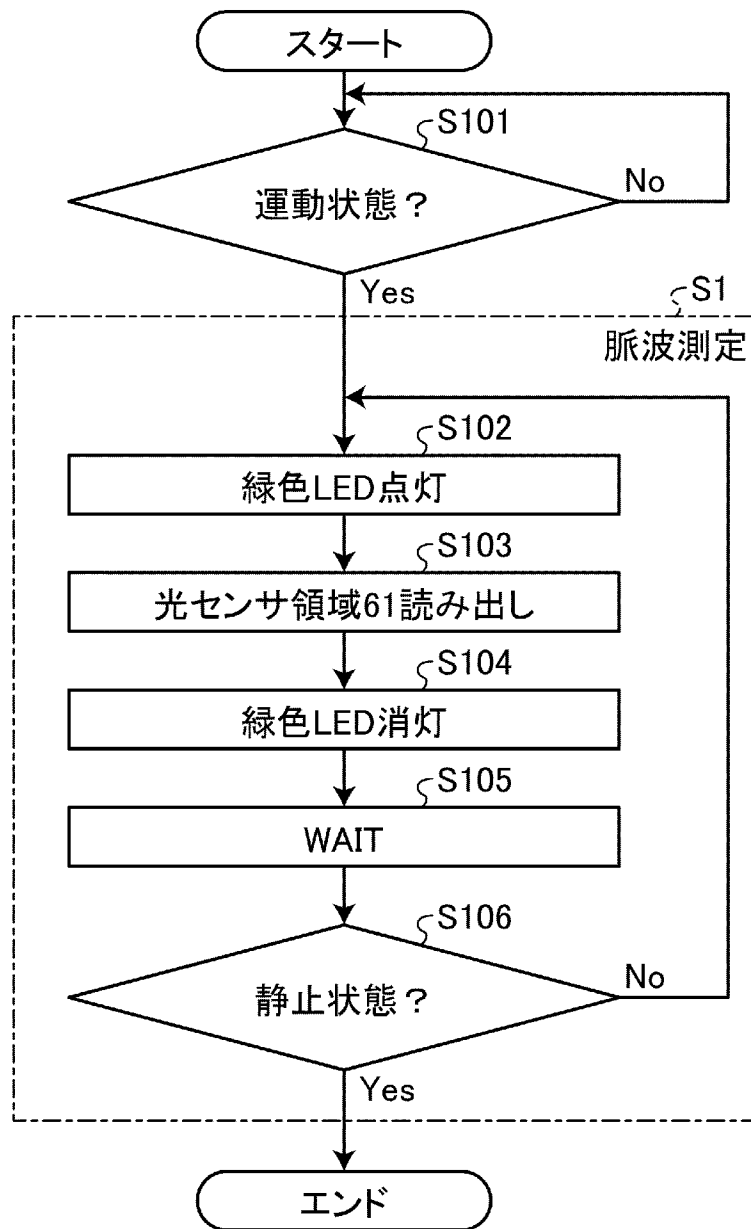
[図8]



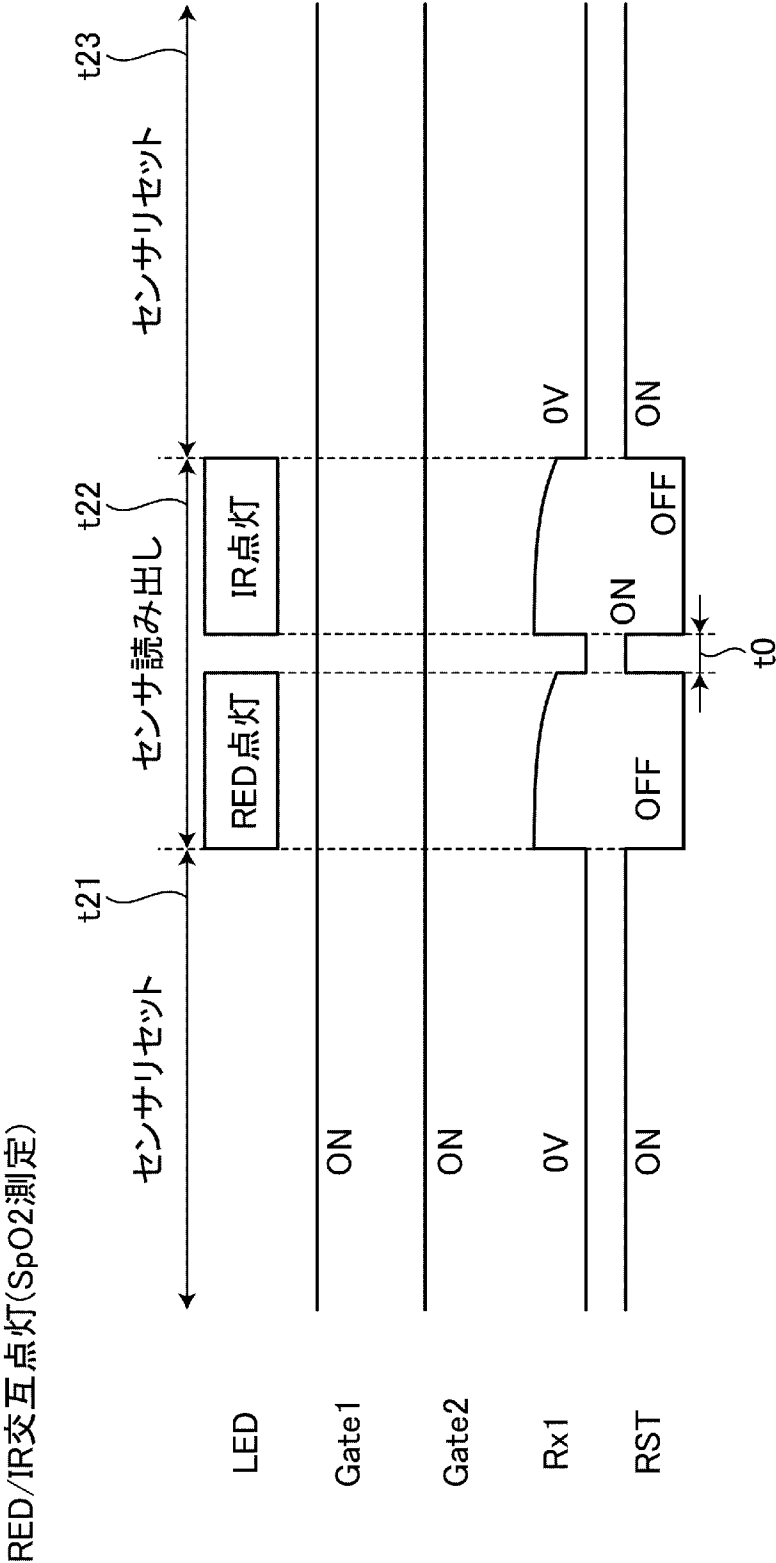
[図9]



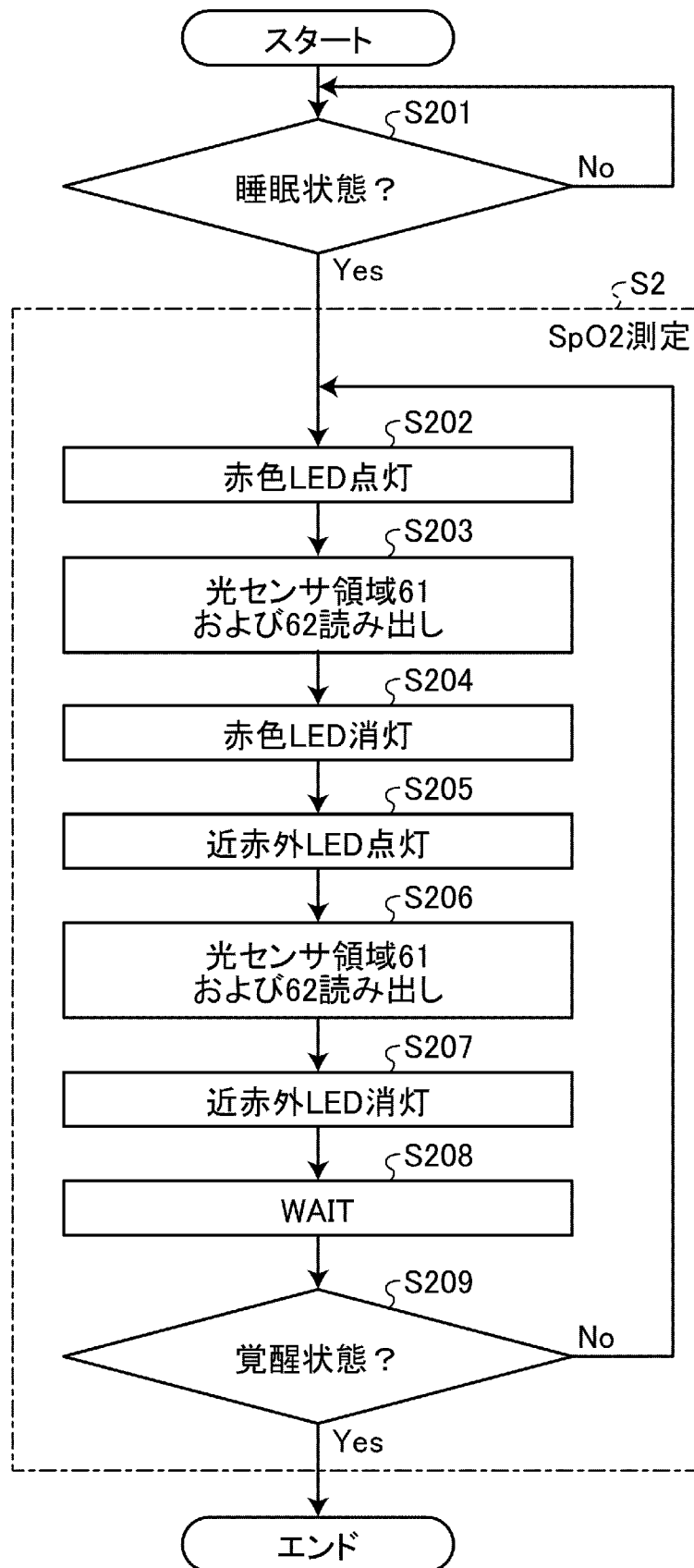
[図10]



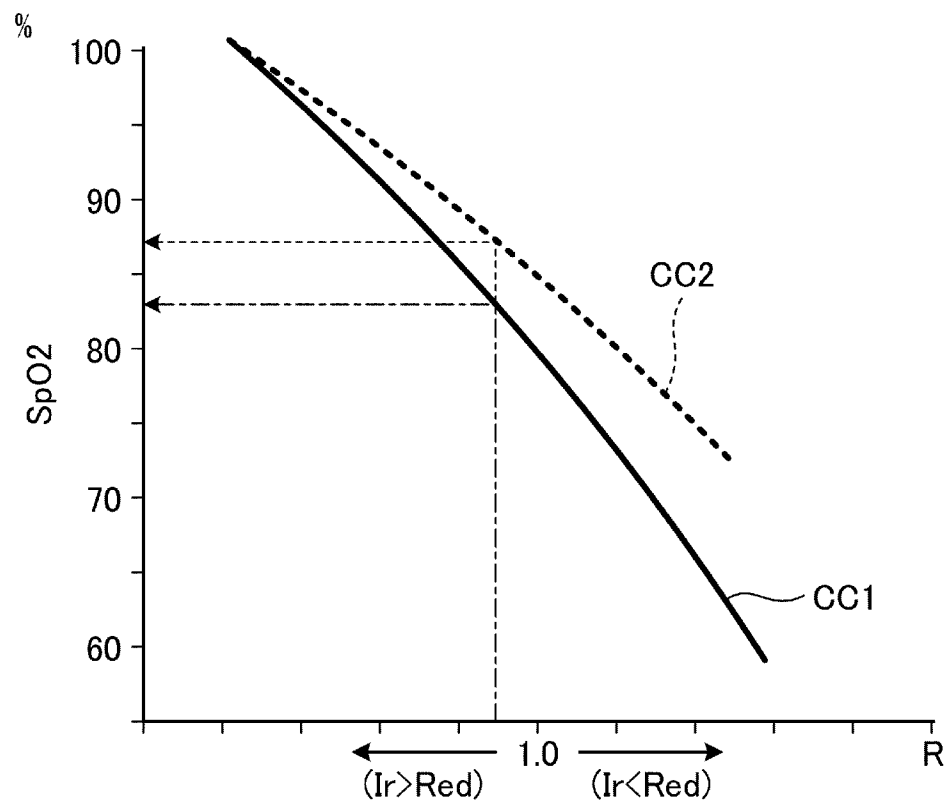
[図11]



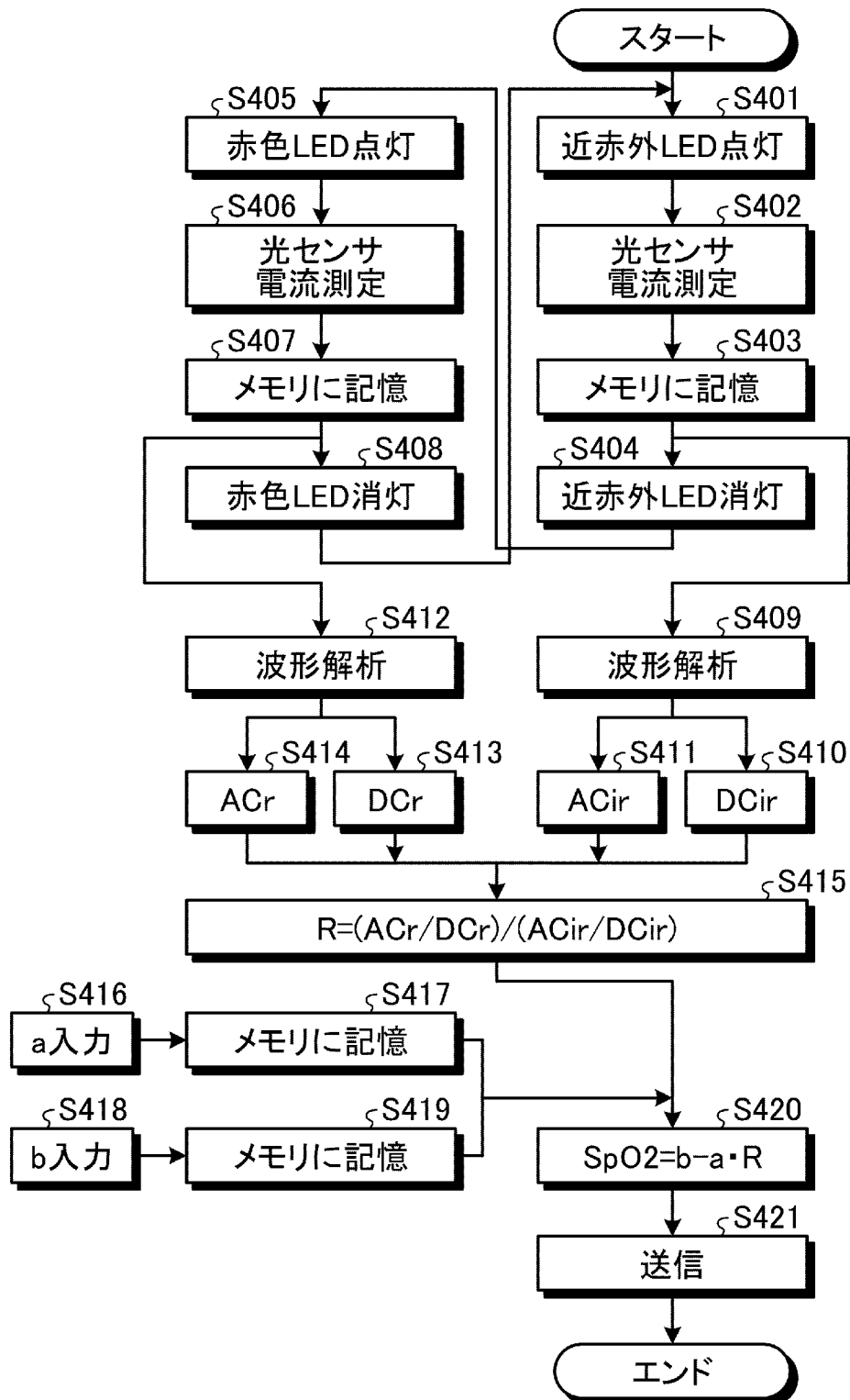
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/018802

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/02(2006.01)i; **A61B 5/0245**(2006.01)i; **A61B 5/11**(2006.01)i; **A61B 5/1455**(2006.01)i; **A61B 5/16**(2006.01)i
FI: A61B5/02 310B; A61B5/0245 100B; A61B5/11 230; A61B5/16 130; A61B5/1455

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; A61B5/0245; A61B5/11; A61B5/1455; A61B5/16

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.
X	JP 2022-117113 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 10 August 2022 (2022-08-10) paragraphs [0009]-[0080], fig. 1-7	1-6, 10
Y	paragraphs [0009]-[0080], fig. 1-7	7-9, 11
Y	JP 2006-263356 A (KONICA MINOLTA SENSING, INC.) 05 October 2006 (2006-10-05) paragraphs [0002], [0050]	7-9, 11
Y	JP 2007-330708 A (SHARP KABUSHIKI KAISHA) 27 December 2007 (2007-12-27) paragraphs [0057]-[0151], fig. 1-7	11



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

11 June 2024

Date of mailing of the international search report

25 June 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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2024/018802

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2022-117113	A	10 August 2022	US 2022/0240822 A1 paragraphs [0018]-[0101], fig. 1-7 CN 114795110 A	
JP	2006-263356	A	05 October 2006	(Family: none)	
JP	2007-330708	A	27 December 2007	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/0245(2006.01)i; A61B 5/11(2006.01)i; A61B 5/1455(2006.01)i;
A61B 5/16(2006.01)i
FI: A61B5/02 310B; A61B5/0245 100B; A61B5/11 230; A61B5/16 130; A61B5/1455

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; A61B5/0245; A61B5/11; A61B5/1455; A61B5/16

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
X	JP 2022-117113 A（セイコーエプソン株式会社）10.08.2022（2022-08-10） 段落 [0009] - [0080] 及び図1-7	1-6, 10
Y	段落 [0009] - [0080] 及び図1-7	7-9, 11
Y	JP 2006-263356 A（コニカミノルタセンシング株式会社）05.10.2006（2006-10-05） 段落 [0002]、[0050]	7-9, 11
Y	JP 2007-330708 A（シャープ株式会社）27.12.2007（2007-12-27） 段落 [0057] - [0151] 及び図1-7	11

☐ 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、一般的技术水準を示すもの
“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
“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
11.06.2024

国際調査報告の発送日
25.06.2024

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）

遠藤 直恵 2Q 3701

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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/JP2024/018802

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2022-117113	A	10.08.2022	US 2022/0240822 A1 段落 [0 0 1 8] - [0 1 0 1] 及び図 1 - 7 CN 114795110 A	
JP	2006-263356	A	05.10.2006	(ファミリーなし)	
JP	2007-330708	A	27.12.2007	(ファミリーなし)	