

(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
2020年10月22日(22.10.2020)



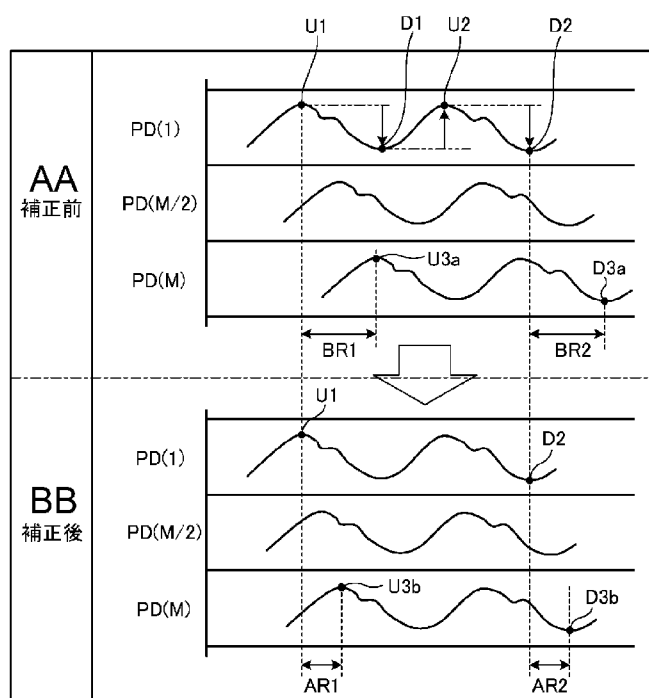
(10) 国際公開番号

WO 2020/213620 A1

- (51) 国際特許分類:
G06T 1/00 (2006.01) *A61B 5/02* (2006.01) **TOKYO)** [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目3番1号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/016503 (72) 発明者:加藤 博文(**KATO, Hirofumi**); 〒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). 綱島 貴徳(**TSUNASHIMA, Takanori**); 〒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). 内田 真(**UCHIDA, Makoto**); 〒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). 中村 卓(**NAKAMURA, Takashi**); 〒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). 瀧本 昭雄(**TAKIMOTO, Akio**); 〒1050003 東京都港区西新橋三丁目7番1号 株式会社ジャ
- (22) 国際出願日: 2020年4月15日(15.04.2020)
- (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 2019-078925 2019年4月17日(17.04.2019) 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). 国立大学法人東京大学(**THE UNIVERSITY OF**

(54) Title: DETECTION DEVICE

(54) 発明の名称: 検出装置



AA Before correction
BB After correction

(57) **Abstract:** A detection device equipped with: a first light sensor; a second light sensor arranged at a prescribed distance from the first light sensor; a light source for emitting light detected by the first light sensor and the second light sensor facing biological tissue containing a blood vessel; and a processing unit for calculating a pulse wave propagation velocity of the blood vessel on the basis of a time-series change in the output of the first light sensor, a time-series change in the output of the second light sensor, and the prescribed distance.

パネディスプレイ内 Tokyo (JP). 染谷 隆夫
(**SOMEYA, Takao**); 〒1138654 東京都文京区本
郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内
Tokyo (JP). 横田 知之(**YOKOTA, Tomoyuki**);
〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号
国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許
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 虎の門三井ビル
ディング 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, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, 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, GH, GM, KE, LR, LS,
MW, MZ, NA, RW, 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, 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))

(57) 要約: 検出装置は、第 1 光センサと、第 1 光センサと所定距離において配置された第 2 光
センサと、血管を含む生体組織と対向する第 1 光センサ及び第 2 光センサに検出される光を発
する光源と、第 1 光センサの出力の時系列変化と、第 2 光センサの出力の時系列変化と、所定
距離とに基づいて血管の脈波伝搬速度を算出する処理部とを備える。

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）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2009-32005号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 光センサを用いて、脈波伝搬速度を取得することを課題とする。

[0005] 本発明は、脈波伝搬速度を取得可能な検出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] 本発明の一態様の検出装置は、第1光センサと、前記第1光センサと所定距離をおいて配置された第2光センサと、血管を含む生体組織と対向する前記第1光センサ及び前記第2光センサに検出される光を発する光源と、前記第1光センサの出力の時系列変化と、前記第2光センサの出力の時系列変化と、前記所定距離とに基づいて前記血管の脈波伝搬速度を算出する処理部とを備える。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は、実施形態に係る検出装置を示す平面図である。

[図2]図2は、実施形態に係る検出装置の構成例を示すブロック図である。

[図3]図3は、検出装置を示す回路図である。

[図4]図4は、複数の部分検出領域を示す回路図である。

[図5]図5は、センサ部の概略断面構成を示す断面図である。

[図6]図6は、フォトダイオードに入射する光の波長と変換効率との関係を模式的に示すグラフである。

[図7]図7は、検出装置の動作例を表すタイミング波形図である。

[図8]図8は、図7における読み出し期間の動作例を表すタイミング波形図である。

[図9]図9は、検出装置のセンサ部の駆動と、光源の点灯動作との関係を説明するための説明図である。

[図10]図10は、実施形態の第1変形例に係るセンサ部の駆動と、光源の点灯動作との関係を説明するための説明図である。

[図11]図11は、第2光源と、センサ部と、指内の血管との位置関係の例を示す模式図である。

[図12]図12は、指と対向するように設けられた複数のフォトダイオードが形成する面状の検出領域を平面視した場合において例示的に設定されたフォトダイオード内の複数の点を示す模式図である。

[図13]図13は、光源の点灯時間の制御形態によって分岐する時間的ずれの補正に係る処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図14]図14は、リセット期間及び読み出し期間と第2光源の点灯期間とが重複する場合における有効露光期間及び出力タイミングの時間的ずれを説明するためのタイミングチャートである。

[図15]図15は、リセット期間及び読み出し期間と第2光源の点灯期間とが重複しない場合における出力タイミングの時間的ずれを説明するためのタイミングチャートである。

[図16]図16は、フォトダイオードの各々からの出力の時間的ずれの補正前と補正後の例を示す説明図である。

[図17]図17は、手首に装着可能な形態の検出装置の主要構成例を示す模式図である。

[図18]図18は、図17に示す検出装置による血管の脈波伝搬速度の検出例を示す模式図である。

[図19]図19は、バンダナに搭載された検出装置のセンサ部の配置例を示す図である。

[図20]図20は、衣服に搭載された検出装置のセンサ部の配置例を示す図である。

[図21]図21は、粘着性シートに搭載された検出装置のセンサ部の配置例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0008] 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。

[0009] 図1は、実施形態に係る検出装置を示す平面図である。図1に示すように、検出装置1は、センサ基材21と、センサ部10と、ゲート線駆動回路15と、信号線選択回路16と、検出回路48と、制御回路122と、電源回路123と、第1光源基材51と、第2光源基材52と、少なくとも1つの第1光源61と、少なくとも1つの第2光源62と、を有する。なお、実施形態では、光源として複数種類の光源（第1光源61と第2光源62）を例示しているが、光源は1種類であってもよい。

- [0010] センサ基材 2 1 には、フレキシブルプリント基板 7 1 を介して制御基板 1 2 1 が電氣的に接続される。フレキシブルプリント基板 7 1 には、検出回路 4 8 が設けられている。制御基板 1 2 1 には、制御回路 1 2 2 及び電源回路 1 2 3 が設けられている。制御回路 1 2 2 は、例えば F P G A (Field Programmable Gate Array) である。制御回路 1 2 2 は、センサ部 1 0、ゲート線駆動回路 1 5 及び信号線選択回路 1 6 に制御信号を供給して、センサ部 1 0 の検出動作を制御する。また、制御回路 1 2 2 は、第 1 光源 6 1 及び第 2 光源 6 2 に制御信号を供給して、第 1 光源 6 1 及び第 2 光源 6 2 の点灯又は非点灯を制御する。電源回路 1 2 3 は、センサ電源信号 V D D S N S (図 4 参照) 等の電圧信号をセンサ部 1 0、ゲート線駆動回路 1 5 及び信号線選択回路 1 6 に供給する。また、電源回路 1 2 3 は、電源電圧を第 1 光源 6 1 及び第 2 光源 6 2 に供給する。
- [0011] センサ基材 2 1 は、検出領域 A A と、周辺領域 G A とを有する。検出領域 A A は、センサ部 1 0 が有する複数のフォトダイオード P D (図 4 参照) が設けられた領域である。周辺領域 G A は、検出領域 A A の外周と、センサ基材 2 1 の端部との間の領域であり、フォトダイオード P D と重ならない領域である。
- [0012] ゲート線駆動回路 1 5 及び信号線選択回路 1 6 は、周辺領域 G A に設けられる。具体的には、ゲート線駆動回路 1 5 は、周辺領域 G A のうち第 2 方向 D y に沿って延在する領域に設けられる。信号線選択回路 1 6 は、周辺領域 G A のうち第 1 方向 D x に沿って延在する領域に設けられ、センサ部 1 0 と検出回路 4 8 との間に設けられる。
- [0013] なお、第 1 方向 D x は、センサ基材 2 1 と平行な面内の一方向である。第 2 方向 D y は、センサ基材 2 1 と平行な面内の一方向であり、第 1 方向 D x と直交する方向である。なお、第 2 方向 D y は、第 1 方向 D x と直交しないで交差してもよい。また、第 3 方向 D z は、第 1 方向 D x 及び第 2 方向 D y と直交する方向であり、センサ基材 2 1 の法線方向である。
- [0014] 複数の第 1 光源 6 1 は、第 1 光源基材 5 1 に設けられ、第 2 方向 D y に沿

って配列される。複数の第2光源62は、第2光源基材52に設けられ、第2方向Dyに沿って配列される。第1光源基材51及び第2光源基材52は、それぞれ、制御基板121に設けられた端子部124、125を介して、制御回路122及び電源回路123と電氣的に接続される。

[0015] 複数の第1光源61及び複数の第2光源62は、例えば、無機LED (Light Emitting Diode) や、有機EL (OLED: Organic Light Emitting Diode) 等が用いられる。複数の第1光源61及び複数の第2光源62は、それぞれ異なる波長の第1光L61 (図18参照) 及び第2光L62 (図11等参照) を出射する。第1光L61と第2光L62は、それぞれ異なる発光極大波長を有する。発光極大波長とは、第1光L61及び第2光L62のそれぞれの波長と発光強度との関係を示す発光スペクトルにおいて、最大の発光強度を示す波長である。以後、単に波長の数値を記載した場合、想定された発光極大波長を示すものとする。

[0016] 第1光源61から出射された第1光L61は、主に指Fg等の被検出体の表面で反射されセンサ部10に入射する。これにより、センサ部10は、指Fg等の表面の凹凸の形状を検出することで指紋を検出することができる。第2光源62から出射された第2光L62は、主に指Fg等の内部で反射し又は指Fg等を透過してセンサ部10に入射する。これにより、センサ部10は、指Fg等の内部の生体に関する情報を検出できる。生体に関する情報とは、例えば、指Fgや掌の脈波、脈拍、血管像等である。

[0017] 一例として、第1光L61は、520nm以上600nm以下、例えば500nm程度の波長を有し、第2光L62は、780nm以上900nm以下、例えば850nm程度の波長を有していてもよい。この場合、第1光L61は、青色又は緑色の可視光であり、第2光L62は、赤外光である。センサ部10は、第1光源61から出射された第1光L61に基づいて、指紋を検出することができる。第2光源62から出射された第2光L62は、指Fg等の被検出体の内部で反射し又は指Fg等を透過・吸収されてセンサ部10に入射する。これにより、センサ部10は、指Fg等の内部の生体に関

する情報として脈波や血管像（血管パターン）を検出できる。

[0018] 又は、第1光L 6 1は、600nm以上700nm以下、例えば660nm程度の波長を有し、第2光L 6 2は、780nm以上900nm以下、例えば850nm程度の波長を有していてもよい。この場合、第1光源6 1から出射された第1光L 6 1及び第2光源6 2から出射された第2光L 6 2に基づいて、センサ部1 0は、生体に関する情報として、脈波、脈拍や血管像に加えて、血中酸素飽和度を検出することができる。このように、検出装置1は、第1光源6 1及び複数の第2光源6 2を有しているので、第1光L 6 1に基づいた検出と、第2光L 6 2に基づいた検出とを行うことで、種々の生体に関する情報を検出することができる。

[0019] なお、図1に示す第1光源6 1及び第2光源6 2の配置は、あくまで一例であり適宜変更することができる。例えば、第1光源基材5 1及び第2光源基材5 2のそれぞれに、複数の第1光源6 1及び複数の第2光源6 2が配置されていてもよい。この場合、複数の第1光源6 1を含むグループと、複数の第2光源6 2を含むグループとが、第2方向D yに並んで配置されていてもよいし、第1光源6 1と第2光源6 2とが交互に第2方向D yに配置されていてもよい。また、第1光源6 1及び第2光源6 2が設けられる光源基材は1つ又は3つ以上であってもよい。

[0020] 図2は、実施形態に係る検出装置の構成例を示すブロック図である。図2に示すように、検出装置1は、さらに検出制御部1 1と検出部4 0を有する。検出制御部1 1の機能の一部又は全部は、制御回路1 2 2に含まれる。また、検出部4 0のうち、検出回路4 8以外の機能の一部又は全部は、制御回路1 2 2に含まれる。

[0021] センサ部1 0は、光電変換素子であるフォトダイオードPDを有する光センサである。センサ部1 0が有するフォトダイオードPDは、照射される光に応じた電気信号を信号線選択回路1 6へ出力する。信号線選択回路1 6は検出制御部1 1からの選択信号ASWに従い順次信号線SGLを選択する。これによって、当該電気信号は、検出信号Vdetとして検出部4 0へ出力

される。また、センサ部 10 は、ゲート線駆動回路 15 から供給されるゲート駆動信号 V_{gc1} にしたがって検出を行う。

[0022] 検出制御部 11 は、ゲート線駆動回路 15、信号線選択回路 16 及び検出部 40 にそれぞれ制御信号を供給し、これらの動作を制御する回路である。検出制御部 11 は、スタート信号 STV 、クロック信号 CK 、リセット信号 $RST1$ 等の各種制御信号をゲート線駆動回路 15 に供給する。また、検出制御部 11 は、選択信号 ASW 等の各種制御信号を信号線選択回路 16 に供給する。また、検出制御部 11 は、各種制御信号を第 1 光源 61 及び第 2 光源 62 に供給して、それぞれの点灯及び非点灯を制御する。

[0023] ゲート線駆動回路 15 は、各種制御信号に基づいて複数のゲート線 GCL (図 3 参照) を駆動する回路である。ゲート線駆動回路 15 は、複数のゲート線 GCL を順次又は同時に選択し、選択されたゲート線 GCL にゲート駆動信号 V_{gc1} を供給する。これにより、ゲート線駆動回路 15 は、ゲート線 GCL に接続された複数のフォトダイオード PD を選択する。

[0024] 信号線選択回路 16 は、複数の信号線 SSL (図 3 参照) を順次又は同時に選択するスイッチ回路である。信号線選択回路 16 は、例えばマルチプレクサである。信号線選択回路 16 は、検出制御部 11 から供給される選択信号 ASW に基づいて、選択された信号線 SSL と検出回路 48 とを接続する。これにより、信号線選択回路 16 は、フォトダイオード PD の検出信号 V_{det} を検出部 40 に出力する。

[0025] 検出部 40 は、検出回路 48 と、信号処理部 44 と、座標抽出部 45 と、記憶部 46 と、検出タイミング制御部 47 と、画像処理部 49 と、出力処理部 50 とを備える。検出タイミング制御部 47 は、検出制御部 11 から供給される制御信号に基づいて、検出回路 48 と、信号処理部 44 と、座標抽出部 45 と、画像処理部 49 と、が同期して動作するように制御する。

[0026] 検出回路 48 は、例えばアナログフロントエンド回路 (AFE 、Analog Front End) である。検出回路 48 は、例えば、検出信号増幅部 42 及び A/D 変換部 43 の機能を有する信号処理回路である。検出信号増幅部 42 は、

検出信号 V_{det} を増幅する。A/D変換部43は、検出信号増幅部42から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換する。

[0027] 信号処理部44は、検出回路48の出力信号に基づいて、センサ部10に入力された所定の物理量を検出する論理回路である。信号処理部44は、指Fgが検出領域AAに接触又は近接した場合に、検出回路48からの信号に基づいて指Fgや掌の表面の凹凸を検出できる。また、信号処理部44は、検出回路48からの信号に基づいて生体に関する情報を検出できる。生体に関する情報は、例えば、指Fgや掌の血管像、脈波、脈拍、血中酸素飽和度等である。

[0028] ヒトの血中酸素飽和度を取得する場合、例えば、第1光L61として660nm（この範囲は500nm～700nm）が採用され、第2光L62として約850nm（この範囲は800nm～930nm）が採用される。ヘモグロビンが酸素を取り込んだ量によって光の吸収量が変化するので、照射した第1光L61、第2光L62から血液（ヘモグロビン）に吸収された光を差し引いた量の光をフォトダイオードPDで検出する。血中酸素のほとんどは赤血球中のヘモグロビンと可逆的に結合しており、ごく一部が血漿中に溶解している。より具体的には、血液全体として、その許容量の何%の酸素が結合しているかの値を酸素飽和度（ SpO_2 ）と呼ぶ。第1光L61と第2光L62の2波長にて、照射した光から血液（ヘモグロビン）に吸収された光を差し引いた量から血中酸素飽和度を算出することが可能となる。

[0029] また、信号処理部44は、複数のフォトダイオードPDにより同時に検出された検出信号 V_{det} （生体に関する情報）を取得し、これらを平均化する処理を実行してもよい。この場合、検出部40は、ノイズや、指Fg等の被検出体とセンサ部10との相対的な位置ずれに起因する測定誤差を抑制して、安定した検出が可能となる。

[0030] 記憶部46は、信号処理部44で演算された信号を一時的に保存する。記憶部46は、例えばRAM（Random Access Memory）、レジスタ回路等であってもよい。

[0031] 座標抽出部45は、信号処理部44において指の接触又は近接が検出されたときに、指等の表面の凹凸の検出座標を求める論理回路である。また、座標抽出部45は、指Fgや掌の血管の検出座標を求める論理回路である。画像処理部49は、センサ部10の各フォトダイオードPDから出力される検出信号Vdetを組み合わせ、指Fg等の表面の凹凸の形状を示す二次元情報及び指Fgや掌の血管の形状を示す二次元情報を生成する。なお、座標抽出部45及び画像処理部49は省略されてもよい。

[0032] 出力処理部50は、複数のフォトダイオードPDからの出力に基づいた処理を行う処理部として機能する。具体的には、実施形態の出力処理部50は、少なくとも、信号処理部44を経て取得された検出信号Vdetに基づいて、少なくとも脈波データを含むセンサ出力Voを出力する。実施形態では、後述する各フォトダイオードPDの検出信号Vdetの出力の変化（振幅）を示すデータを信号処理部44が出力し、どの出力がセンサ出力Voに採用されるかを出力処理部50が決定するが、この両方を信号処理部44又は出力処理部50が行うようにしてもよい。なお、出力処理部50は、座標抽出部45が求めた検出座標、画像処理部49が生成した二次元情報等をセンサ出力Voに含めるようにしてもよい。また、出力処理部50の機能は、他の構成（例えば、画像処理部49等）に統合されてもよい。

[0033] 尚、脈波等の検出装置を人体に装着すると、呼吸や姿勢の変化、人体の運動等に伴うノイズも検出されるため、信号処理部44は、必要に応じてノイズフィルタを設けてもよい。呼吸や姿勢の変化によって生じるノイズの周波数成分は例えば1Hz以下とされ、脈波の持つ周波数成分よりも十分に低い周波数であるため、ノイズフィルタとしてバンドパスフィルタを用いることで除去することができる。バンドパスフィルタは、例えば検出信号増幅器42に設けることができる。人体の運動等によって生じるノイズの周波数成分は例えば数Hz～100Hz程度とされ脈波の持つ周波数成分と重なる場合がある。しかし、この場合の周波数は一定の周波数ではなく周波数のゆらぎを有するため、ゆらぎ成分を有する周波数に対して除去を行うノイズフィル

タを用いる。ゆらぎ成分を有する周波数を除去する方法の一例（第1のゆらぎ成分除去方法）として、脈波は人体の測定場所によってピーク値のタイムラグが生じるという性質を利用してもよい。すなわち、脈波は人体の測定箇所によってタイムラグが生じ、人体の運動等によって生じるノイズはタイムラグが生じないか、あるいは脈波に比べてタイムラグが小さい。従って、少なくとも2点の異なる場所において脈波を測定し、異なる複数の場所で測定されたピーク値が所定時間以内であればノイズとして除去する。この場合においても、ノイズによる波形と脈波による波形が偶然重なる場合が考えられるが、この場合は異なる複数の場所の一方の場所のみで2つの波形が重なることになるため、ノイズによる波形と脈波による波形の判別が可能となる。この処理は、例えば信号処理部44にて実施することができる。ゆらぎ成分を有する周波数を除去する方法の他の一例（第2のゆらぎ成分除去方法）として、信号処理部44にて位相が異なる周波数成分を除去する。この場合、例えば短時間フーリエ変換を行い、ゆらぎ成分を除去し、逆フーリエ変換を行ってもよい。更に、商用周波数電源（50Hz、60Hz）もノイズ源となるが、この場合も人体の運動等によって生じるノイズと同様に異なる複数の場所で測定されたピーク値のタイムラグが生じないか脈波によるタイムラグよりも小さい。このため、上記の第1のゆらぎ成分除去方法と同様の方法にてノイズ除去が可能である。あるいは、検出器の検出面と反対側の面にシールドを設けることで商用周波数電源によって生じるノイズを除去してもよい。

[0034] 次に、検出装置1の回路構成例について説明する。図3は、検出装置を示す回路図である。図4は、複数の部分検出領域を示す回路図である。なお、図4では、検出回路48の回路構成も併せて示している。

[0035] 図3に示すように、センサ部10は、マトリクス状に配列された複数の部分検出領域PAAを有する。複数の部分検出領域PAAには、それぞれフォトダイオードPDが設けられている。

[0036] ゲート線GCLは、第1方向Dxに延在し、第1方向Dxに配列された複

数の部分検出領域PAAと接続される。また、複数のゲート線GCL(1)、GCL(2)、…、GCL(8)は、第2方向Dyに配列され、それぞれゲート線駆動回路15に接続される。なお、以下の説明において、複数のゲート線GCL(1)、GCL(2)、…、GCL(8)を区別して説明する必要がない場合には、単にゲート線GCLと表す。また、図3では説明を分かりやすくするために、8本のゲート線GCLを示しているが、あくまで一例であり、ゲート線GCLは、M本(Mは8以上、例えばM=256)配列されていてもよい。

[0037] 信号線SGLは、第2方向Dyに延在し、第2方向Dyに配列された複数の部分検出領域PAAのフォトダイオードPDに接続される。また、複数の信号線SGL(1)、SGL(2)、…、SGL(12)は、第1方向Dxに配列されて、それぞれ信号線選択回路16及びリセット回路17に接続される。なお、以下の説明において、複数の信号線SGL(1)、SGL(2)、…、SGL(12)を区別して説明する必要がない場合には、単に信号線SGLと表す。

[0038] また、説明を分かりやすくするために、12本の信号線SGLを示しているが、あくまで一例であり、信号線SGLは、N本(Nは12以上、例えばN=252)配列されていてもよい。また、センサの解像度は例えば508 dpi(dot per inch)とされ、セル数は252×256とされる。また、図3では、信号線選択回路16とリセット回路17との間にセンサ部10が設けられている。これに限定されず、信号線選択回路16とリセット回路17とは、信号線SGLの同じ方向の端部にそれぞれ接続されていてもよい。また、1つのセンサの実質的な面積は例えば実質50×50 μm²とされ、検出領域AAの面積は例えば12.6×12.8 mm²とされる。

[0039] ゲート線駆動回路15は、スタート信号STV、クロック信号CK、リセット信号RST1等の各種制御信号を、制御回路122(図1参照)から受け取る。ゲート線駆動回路15は、各種制御信号に基づいて、複数のゲート

線GCL(1)、GCL(2)、…、GCL(8)を時分割的に順次選択する。ゲート線駆動回路15は、選択されたゲート線GCLにゲート駆動信号VgcIを供給する。これにより、ゲート線GCLに接続された複数の第1スイッチング素子Trにゲート駆動信号VgcIが供給され、第1方向Dxに配列された複数の部分検出領域PAAが、検出対象として選択される。

[0040] なお、ゲート線駆動回路15は、指紋の検出及び異なる複数の生体に関する情報（脈波、脈拍、血管像、血中酸素飽和度等）のそれぞれの検出モードごとに、異なる駆動を実行してもよい。例えば、ゲート線駆動回路15は、複数のゲート線GCLを束ねて駆動してもよい。

[0041] 具体的には、ゲート線駆動回路15は、制御信号に基づいて、ゲート線GCL(1)、GCL(2)、…、GCL(8)のうち、所定数のゲート線GCLを同時に選択してもよい。例えば、ゲート線駆動回路15は、6本のゲート線GCL(1)からゲート線GCL(6)を同時に選択し、ゲート駆動信号VgcIを供給する。ゲート線駆動回路15は、選択された6本のゲート線GCLを介して、複数の第1スイッチング素子Trにゲート駆動信号VgcIを供給する。これにより、第1方向Dx及び第2方向Dyに配列された複数の部分検出領域PAAを含むグループ領域PAG1、PAG2が、それぞれ検出対象として選択される。ゲート線駆動回路15は、所定数のゲート線GCLを束ねて駆動し、所定数のゲート線GCLごとに順次ゲート駆動信号VgcIを供給する。以下、検出領域位グループPAG1、PAG2のようにそれぞれ異なるグループ領域の各々の位置を特に区別しない場合、グループ領域PAGと記載する。

[0042] 信号線選択回路16は、複数の選択信号線Lselと、複数の出力信号線Loutと、第3スイッチング素子TrSと、を有する。複数の第3スイッチング素子TrSは、それぞれ複数の信号線SGLに対応して設けられている。6本の信号線SGL(1)、SGL(2)、…、SGL(6)は、共通の出力信号線Lout1に接続される。6本の信号線SGL(7)、SGL(8)、…、SGL(12)は、共通の出力信号線Lout2に接続される。

。出力信号線 L_{out1} 、 L_{out2} は、それぞれ検出回路 48 に接続される。

[0043] ここで、信号線 $SGL(1)$ 、 $SGL(2)$ 、…、 $SGL(6)$ を第 1 信号線ブロックとし、信号線 $SGL(7)$ 、 $SGL(8)$ 、…、 $SGL(12)$ を第 2 信号線ブロックとする。複数の選択信号線 L_{sel} は、1 つの信号線ブロックに含まれる第 3 スイッチング素子 TrS のゲートにそれぞれ接続される。また、1 本の選択信号線 L_{sel} は、複数の信号線ブロックの第 3 スイッチング素子 TrS のゲートに接続される。

[0044] 具体的には、選択信号線 L_{sel1} 、 L_{sel2} 、…、 L_{sel6} は、それぞれ信号線 $SGL(1)$ 、 $SGL(2)$ 、…、 $SGL(6)$ に対応する第 3 スイッチング素子 TrS と接続される。また、選択信号線 L_{sel1} は、信号線 $SGL(1)$ に対応する第 3 スイッチング素子 TrS と、信号線 $SGL(7)$ に対応する第 3 スイッチング素子 TrS と、に接続される。選択信号線 L_{sel2} は、信号線 $SGL(2)$ に対応する第 3 スイッチング素子 TrS と、信号線 $SGL(8)$ に対応する第 3 スイッチング素子 TrS と、に接続される。

[0045] 制御回路 122 (図 1 参照) は、選択信号 ASW を順次選択信号線 L_{sel} に供給する。これにより、信号線選択回路 16 は、第 3 スイッチング素子 TrS の動作により、1 つの信号線ブロックにおいて信号線 SGL を時分割的に順次選択する。また、信号線選択回路 16 は、複数の信号線ブロックでそれぞれ 1 本ずつ信号線 SGL を選択する。このような構成により、検出装置 1 は、検出回路 48 を含む IC (Integrated Circuit) の数、又は IC の端子数を少なくすることができる。

[0046] なお、信号線選択回路 16 は、複数の信号線 SGL を束ねて検出回路 48 に接続してもよい。具体的には、制御回路 122 (図 1 参照) は、選択信号 ASW を同時に選択信号線 L_{sel} に供給する。これにより、信号線選択回路 16 は、第 3 スイッチング素子 TrS の動作により、1 つの信号線ブロックにおいて複数の信号線 SGL (例えば 6 本の信号線 SGL) を選択し、複

数の信号線 SGL と検出回路 48 とを接続する。これにより、各グループ領域 PAG で検出された信号が検出回路 48 に出力される。この場合、グループ領域 PAG 単位で複数の部分検出領域 PAA（フォトダイオード PD）からの信号が統合されて検出回路 48 に出力される。

[0047] ゲート線駆動回路 15 及び信号線選択回路 16 の動作により、グループ領域 PAG ごとに検出を行うことで、1 回の検出で得られる検出信号 Vdet の強度が向上するのでセンサ感度を向上させることができる。また、検出に要する時間を短縮することができる。このため、検出装置 1 は、検出を短時間で繰り返し実行することができるので、S/N 比を向上させることができ、又、脈波等の生体に関する情報の時間的な変化を精度よく検出することができる。

[0048] 図 3 に示すように、リセット回路 17 は、基準信号線 Lvr、リセット信号線 Lrst 及び第 4 スイッチング素子 TrR を有する。第 4 スイッチング素子 TrR は、複数の信号線 SGL に対応して設けられている。基準信号線 Lvr は、複数の第 4 スイッチング素子 TrR のソース又はドレインの一方に接続される。リセット信号線 Lrst は、複数の第 4 スイッチング素子 TrR のゲートに接続される。

[0049] 制御回路 122 は、リセット信号 RST2 をリセット信号線 Lrst に供給する。これにより、複数の第 4 スイッチング素子 TrR がオンになり、複数の信号線 SGL は基準信号線 Lvr と電氣的に接続される。電源回路 123 は、基準信号 COM を基準信号線 Lvr に供給する。これにより、複数の部分検出領域 PAA に含まれる容量素子 Ca（図 4 参照）に基準信号 COM が供給される。

[0050] 図 4 に示すように、部分検出領域 PAA は、フォトダイオード PD と、容量素子 Ca と、第 1 スイッチング素子 Tr とを含む。図 4 では、複数のゲート線 GCL のうち、第 2 方向 Dy に並ぶ 2 つのゲート線 GCL (m)、GCL (m+1) を示す。また、複数の信号線 SGL のうち、第 1 方向 Dx に並ぶ 2 つの信号線 SGL (n)、SGL (n+1) を示す。部分検出領域 PA

Aは、ゲート線GCLと信号線SGLとで囲まれた領域である。第1スイッチング素子Trは、フォトダイオードPDに対応して設けられる。第1スイッチング素子Trは、薄膜トランジスタにより構成されるものであり、この例では、nチャネルのMOS (Metal Oxide Semiconductor) 型のTFET (Thin Film Transistor) で構成されている。

[0051] 第1方向Dxに並ぶ複数の部分検出領域PAAに属する第1スイッチング素子Trのゲートは、ゲート線GCLに接続される。第2方向Dyに並ぶ複数の部分検出領域PAAに属する第1スイッチング素子Trのソースは、信号線SGLに接続される。第1スイッチング素子Trのドレインは、フォトダイオードPDのカソード及び容量素子Caに接続される。

[0052] フォトダイオードPDのアノードには、電源回路123からセンサ電源信号VDDSNSが供給される。また、信号線SGL及び容量素子Caには、電源回路123から、信号線SGL及び容量素子Caの初期電位となる基準信号COMが供給される。

[0053] 部分検出領域PAAに光が照射されると、フォトダイオードPDには光量に応じた電流が流れ、これにより容量素子Caに電荷が蓄積される。第1スイッチング素子Trがオンになると、容量素子Caに蓄積された電荷に応じて、信号線SGLに電流が流れる。信号線SGLは、信号線選択回路16の第3スイッチング素子TrSを介して検出回路48に接続される。これにより、検出装置1は、部分検出領域PAAごとに、又はグループ領域PAGごとにフォトダイオードPDに照射される光の光量に応じた信号を検出できる。

[0054] 検出回路48は、読み出し期間Pdet (図7参照) にスイッチSSWがオンになり、信号線SGLと接続される。検出回路48の検出信号増幅部42は、信号線SGLから供給された電流の変動を電圧の変動に変換して増幅する。検出信号増幅部42の非反転入力部(+)には、固定された電位を有する基準電位(Vref)が入力され、反転入力端子(-)には、信号線SGLが接続される。実施形態では、基準電位(Vref)電圧として基準信

号COMと同じ信号が入力される。また、検出信号増幅部42は、容量素子Cb及びリセットスイッチRSWを有する。リセット期間Prst（図7参照）において、リセットスイッチRSWがオンになり、容量素子Cbの電荷がリセットされる。

[0055] 次に、フォトダイオードPDの構成について説明する。図5は、センサ部の概略断面構成を示す断面図である。図6は、フォトダイオードに入射する光の波長と変換効率との関係を模式的に示すグラフである。

[0056] 図5に示すように、センサ部10は、センサ基材21と、TFT層22と、絶縁層23と、フォトダイオードPDと、保護膜24と、を備える。センサ基材21は、絶縁性の基材であり、例えば、ガラスや樹脂材料が用いられる。センサ基材21は、平板状に限定されず、曲面を有していてもよい。この場合、センサ基材21は、フィルム状の樹脂であってもよい。センサ基材21は、第1面S1と、第1面S1の反対側の第2面S2とを有する。第1面S1に、TFT層22、絶縁層23、フォトダイオードPD、保護膜24の順に積層される。

[0057] TFT層22は、上述したゲート線駆動回路15や信号線選択回路16等の回路に用いられる。また、TFT層22には、第1スイッチング素子Tr等のTFT（Thin Film Transistor）や、ゲート線GCL、信号線SGL等の各種配線が設けられる。センサ基材21及びTFT層22は、所定の検出領域ごとにセンサを駆動する駆動回路基板であり、バックプレーンとも呼ばれる。

[0058] 絶縁層23は、無機絶縁層である。絶縁層23として、例えば、酸化シリコン（SiO₂）等の酸化物や、窒化シリコン（SiN）等の窒化物が用いられる。

[0059] フォトダイオードPDは、絶縁層23の上に設けられる。フォトダイオードPDは、光電変換層31と、カソード電極35と、アノード電極34と、を有する。センサ基材21の第1面S1に垂直な方向において、カソード電極35、光電変換層31、アノード電極34の順に積層される。なお、フォ

トダイオードPDの積層順は、アノード電極34、光電変換層31、カソード電極35の順であってもよい。

[0060] 光電変換層31は、照射される光に応じて特性（例えば、電圧電流特性や抵抗値）が変化する。光電変換層31の材料として、有機材料が用いられる。具体的には、光電変換層31として、例えば、低分子有機材料であるC₆₀（フラーレン）、PCBM（フェニルC61酪酸メチルエステル：Phenyl C61-butyric acid methyl ester）、CuPc（銅フタロシアニン：Copper Phthalocyanine）、F₁₆CuPc（フッ素化銅フタロシアニン）、rubrene（ルブレン：5,6,11,12-tetraphenyltetracene）、PDI（Perylene（ペリレン）の誘導体）等を用いることができる。

[0061] 光電変換層31は、これらの低分子有機材料を用いて蒸着型（Dry Process）で形成することができる。この場合、光電変換層31は、例えば、CuPcとF₁₆CuPcとの積層膜、又はrubreneとC₆₀との積層膜であってもよい。光電変換層31は、塗布型（Wet Process）で形成することもできる。この場合、光電変換層31は、上述した低分子有機材料と高分子有機材料とを組み合わせた材料が用いられる。高分子有機材料として、例えばP3HT（poly（3-hexylthiophene））、F8BT（F8-alt-benzothiadiazole）等を用いることができる。光電変換層31は、P3HTとPCBMとが混合した状態の膜、又はF8BTとPDIとが混合した状態の膜とすることができる。

[0062] カソード電極35と、アノード電極34とは、光電変換層31を挟んで対向する。アノード電極34は、例えば、ITO（Indium Tin Oxide）等の透光性を有する導電性材料が用いられる。カソード電極35は、例えば、銀（Ag）やアルミニウム（Al）等の金属材料が用いられる。又は、カソード電極35は、これらの金属材料の少なくとも1以上を含む合金材料であってもよい。

[0063] カソード電極35の膜厚を制御することで、透光性を有する半透過型電極としてカソード電極35を形成できる。例えば、カソード電極35は、膜厚

10 nmのAg薄膜で形成することで、60%程度の透光性を有する。この場合、フォトダイオードPDは、センサ基材21の両面側から照射される光、例えば第1面S1側から照射される第1光L61及び第2面S2側から照射される第2光L62の両方を検出できる。

[0064] 保護膜24は、アノード電極34を覆って設けられる。保護膜24は、パッシベーション膜であり、フォトダイオードPDを保護するために設けられている。

[0065] 図6に示すグラフの横軸は、フォトダイオードPDに入射する光の波長であり、縦軸は、フォトダイオードPDの外部量子効率である。外部量子効率は、例えば、フォトダイオードPDに入射する光の光量子数と、フォトダイオードPDから外部の検出回路48に流れる電流との比で表される。

[0066] 図6に示すように、フォトダイオードPDは、300 nmから1000 nm程度の波長帯で良好な効率を有する。すなわち、フォトダイオードPDは、第1光源61から出射される第1光L61及び第2光源62から出射される第2光L62の両方の波長に対して感度を有している。このため、1つのフォトダイオードPDで、異なる波長を有する複数の光を検出することができる。

[0067] 次に、検出装置1の動作例について説明する。図7は、検出装置の動作例を表すタイミング波形図である。図7に示すように、検出装置1は、リセット期間Prst、有効露光期間Pex及び読み出し期間Pdetを有する。電源回路123は、リセット期間Prst、有効露光期間Pex及び読み出し期間Pdetに亘って、センサ電源信号VDDSNSをフォトダイオードPDのアノードに供給する。センサ電源信号VDDSNSはフォトダイオードPDのアノードーカソード間に逆バイアスを印加する信号である。例えば、フォトダイオードPDのカソードには実質0.75 Vの基準信号COMがされているが、アノードに実質-1.25 Vのセンサ電源信号VDDSNSを印加することにより、アノードーカソード間には実質2.0 Vで逆バイアスされる。また、850 nmの波長を検出するとき、2 Vの逆バイアスを印加

することで、フォトダイオードPDは 0.5 A/W 以上 0.7 A/W 以下、好ましくは 0.57 A/W 程度の高感度を得ることができる。また、フォトダイオードの特性は、 2 V の逆バイアスを印加時に暗電流密度 (dark current density) が $1.0 \times 10^{-7}\text{ A/cm}^2$ であり、出力が実質 2.9 mW/cm^2 の 850 nm の波長の光を検出するときに光電流密度 (photocurrent density) が $1.2 \times 10^{-3}\text{ A/cm}^2$ となるものを使用する。また、 850 nm の波長の光を照射時、逆バイアス 2 V 印加時に、外部量子効率 (EQE) は約 1.0 になる。制御回路122は、RST2信号を”H”とした後にゲート線駆動回路15にスタート信号STVおよびクロック信号CKを供給し、リセット期間Prstが開始する。リセット期間Prstにおいて、制御回路122は、基準信号COMをリセット回路17に供給し、リセット信号RST2によってリセット電圧を供給するための第4スイッチングトランジスタTrRをオンさせる。これにより各信号線SGLにはリセット電圧として基準信号COMが供給される。基準信号COMは、例えば 0.75 V とされる。

[0068] リセット期間Prstにおいて、ゲート線駆動回路15は、スタート信号STV、クロック信号CK及びリセット信号RST1に基づいて、順次ゲート線GCLを選択する。ゲート線駆動回路15は、ゲート駆動信号Vgc1 {Vgc1(1) ~ Vgc1(M)} をゲート線GCLに順次供給する。ゲート駆動信号Vgc1は、高レベル電圧である電源電圧VDDと低レベル電圧である電源電圧VSSとを有するパルス状の波形を有する。図7では、M本 (例えば $M=256$) のゲート線GCLが設けられており、各ゲート線GCLに、ゲート駆動信号Vgc1(1)、…、Vgc1(M)が順次供給され、複数の第1スイッチング素子Trは各行毎に順次導通され、リセット電圧が供給される。リセット電圧として例えば、基準信号COMの電圧 0.75 V が供給される。

[0069] これにより、リセット期間Prstでは、全ての部分検出領域PAAの容量素子Caは、順次信号線SGLと電氣的に接続されて、基準信号COMが

供給される。この結果、容量素子 C_a の容量に蓄積された電荷がリセットされる。尚、部分的にゲート線、および信号線 SGL を選択することにより部分検出領域 $PA A$ のうち一部の容量素子 C_a の容量をリセットすることも可能である。

[0070] 露光するタイミングの例として、ゲート線走査時露光制御方法と常時露光制御方法がある。ゲート線走査時露光制御方法においては、検出対象のフォトダイオード PD に接続された全てのゲート線 GCL にゲート駆動信号 $\{V_{gc1}(1) \sim (M)\}$ が順次供給され、検出対象の全てのフォトダイオード PD にリセット電圧が供給される。その後、検出対象のフォトダイオード PD に接続された全てのゲート線 GCL が低電圧（第1スイッチング素子 T_r がオフ）になると露光が開始され、有効露光期間 P_{ex} の間に露光が行われる。露光が終了すると前述のように検出対象のフォトダイオード PD に接続されたゲート線 GCL にゲート駆動信号 $\{V_{gc1}(1) \sim (M)\}$ が順次供給され、読み出し期間 P_{det} に読み出しが行われる。常時露光制御方法においては、リセット期間 P_{rst} 、読み出し期間においても露光を行う制御（常時露光制御）をすることも可能である。この場合は、ゲート駆動信号 $V_{gc1}(M)$ がゲート線 GCL に供給された後に、有効露光期間 $P_{ex}(1)$ が開始する。ここで、有効露光期間 $P_{ex}\{(1) \cdots (M)\}$ とはフォトダイオード PD から容量 C_a へ充電される期間とされる。なお、各ゲート線 GCL に対応する部分検出領域 $PA A$ での、実際の有効露光期間 $P_{ex}(1)$ 、 $\cdots$ 、 $P_{ex}(M)$ は、開始のタイミング及び終了のタイミングが異なっている。有効露光期間 $P_{ex}(1)$ 、 $\cdots$ 、 $P_{ex}(M)$ は、それぞれ、リセット期間 P_{rst} でゲート駆動信号 V_{gc1} が高レベル電圧の電源電圧 V_{DD} から低レベル電圧の電源電圧 V_{SS} に変化したタイミングで開始される。また、有効露光期間 $P_{ex}(1)$ 、 $\cdots$ 、 $P_{ex}(M)$ は、それぞれ、読み出し期間 P_{det} でゲート駆動信号 V_{gc1} が電源電圧 V_{SS} から電源電圧 V_{DD} に変化したタイミングで終了する。各有効露光期間 $P_{ex}(1)$ 、 $\cdots$ 、 $P_{ex}(M)$ の露光時間の長さは等しい。

- [0071] ゲート線走査時露光制御方法において、有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ 及では、各部分検出領域 PAA で、フォトダイオード PD に照射された光に応じて電流が流れる。この結果、各容量素子 Ca に電荷が蓄積される。
- [0072] 読み出し期間 P_{det} が開始する前のタイミングで、制御回路 122 は、リセット信号 $RST2$ を低レベル電圧にする。これにより、リセット回路 17 の動作が停止する。尚、リセット信号はリセット期間 P_{rst} のみ高レベル電圧としてもよい。読み出し期間 P_{det} では、リセット期間 P_{rst} と同様に、ゲート線駆動回路 15 は、ゲート線 GCL にゲート駆動信号 $V_{gc1} (1)$ 、 $\cdots$ 、 $V_{gc1} (M)$ を順次供給する。
- [0073] 具体的には、ゲート線駆動回路 15 は、期間 $V (1)$ において、ゲート線 $GCL (1)$ に、高レベル電圧（電源電圧 VDD ）のゲート駆動信号 $V_{gc1} (1)$ を供給する。制御回路 122 は、ゲート駆動信号 $V_{gc1} (1)$ が高レベル電圧（電源電圧 VDD ）の期間に、選択信号 $ASW1$ 、 $\cdots$ 、 $ASW6$ を、信号線選択回路 16 に順次供給する。これにより、ゲート駆動信号 $V_{gc1} (1)$ により選択された部分検出領域 PAA の信号線 SSL が順次、又は同時に検出回路 48 に接続される。この結果、検出信号 V_{det} が部分検出領域 PAA ごとに検出回路 48 に供給される。尚、ゲート駆動信号 $V_{gc1} (1)$ が高レベルになってから、最初の選択信号 $ASW1$ の供給が開始されるまでの時間は、一例として約 $20 \mu s$ （実質 $20 \mu s$ ）とされ、各々の選択信号 $ASW1$ 、 $\cdots$ 、 $ASW6$ が供給される時間は、一例として約 $60 \mu s$ （実質 $60 \mu s$ ）とされる。このような高速応答性は、移動度が実質 $40 \text{ cm}^2/Vs$ の低温ポリシリコン（ $LTPS$ ）を用いた薄膜トランジスタ（ TFT ）を用いることで実現可能となる。
- [0074] 同様に、ゲート線駆動回路 15 は、期間 $V (2)$ 、 $\cdots$ 、 $V (M-1)$ 、 $V (M)$ において、ゲート線 $GCL (2)$ 、 $\cdots$ 、 $GCL (M-1)$ 、 $GCL (M)$ に、それぞれ高レベル電圧のゲート駆動信号 $V_{gc1} (2)$ 、 $\cdots$ 、 $V_{gc1} (M-1)$ 、 $V_{gc1} (M)$ を供給する。すなわち、ゲート線駆動回路

15は、期間 $V(1)$ 、 $V(2)$ 、…、 $V(M-1)$ 、 $V(M)$ ごとに、ゲート線 GCL にゲート駆動信号 V_{gc1} を供給する。各ゲート駆動信号 V_{gc1} が高レベル電圧となる期間ごとに、信号線選択回路16は選択信号 ASW に基づいて、順次信号線 SSL を選択する。信号線選択回路16は、信号線 SSL ごとに順次、1つの検出回路48に接続する。これにより、読み出し期間 $Pdet$ で、検出装置1は、全ての部分検出領域 PA の検出信号 V_{det} を検出回路48に出力することができる。

[0075] 図8は、図7における読み出し期間 $Readout$ に含まれる1つのゲート線の駆動期間の動作例を表すタイミング波形図である。以下、図8を参照して、図7における1つのゲート駆動信号 $V_{gc1}(j)$ の供給期間 $Readout$ 中の動作例について説明する。図7では、最初のゲート駆動信号 $V_{gc1}(1)$ に供給期間 $Readout$ の符号を付しているが、他のゲート駆動信号 $V_{gc1}(2)$ 、…、 $V_{gc1}(M)$ についても同様である。 j は、1から M のいずれかの自然数である。

[0076] 図8および図4に示すように、第3スイッチング素子 TrS の出力(V_{out})は予め基準電位(V_{ref})電圧にリセットされている。基準電位(V_{ref})電圧はリセット電圧とされ、例えば0.75Vとされる。次にゲート駆動信号 $V_{gc1}(j)$ が高レベルとなり当該行の第1スイッチングトランジスタ Tr がオンし、各行の信号線 SSL は当該部分検出領域 PA の容量(容量素子 Ca)に蓄積された電荷に応じた電圧になる。ゲート駆動信号 $V_{gc1}(j)$ の立ち上がりから期間 t_1 の経過後、選択信号 $ASW(k)$ が高レベルになる期間 t_2 が生じる。選択信号 $ASW(k)$ が高レベルになって第3スイッチング素子 TrS がオンすると、当該第3スイッチング素子 TrS を介して検出回路48と接続されている部分検出領域 PA の容量(容量素子 Ca)に充電された電荷により、第3スイッチング素子 TrS の出力(V_{out}) (図4参照)が当該部分検出領域 PA の容量(容量素子 Ca)に蓄積された電荷に応じた電圧に変化する(期間 t_3)。図8の例では期間 t_3 のようにこの電圧はリセット電圧から下がっている。その後、第5スイッチ SS

Wがオン（SSW信号のハイレベル期間 t_4 ）すると当該部分検出領域PAAの容量（容量素子Ca）に蓄積された電荷が検出回路48の検出信号増幅部42の容量（容量素子Cb）へ電荷が移動し、検出信号増幅部42の出力電圧は容量素子Cbに蓄積された電荷に応じた電圧となる。このとき検出信号増幅部42の反転入力部はオペアンプのイマジナリショート電位となるため、基準電位（Vref）に戻っている。検出信号増幅部42の出力電圧はA/D変換部43で読み出す。図8の例では、各列の信号線SGLに対応する選択信号ASW（k）、ASW（k+1）、…の波形がハイになって第3スイッチング素子TrSを順次オンさせ、同様の動作を順次行うことで当該ゲート線GCLに接続された部分検出領域PAAの容量（容量素子Ca）に蓄積された電荷を順次読み出している。なお図8におけるASW（k）、ASW（k+1）…は、例えば、図7におけるASW1～6のいずれかである。

[0077] 具体的には、スイッチSSWがオンになる期間 t_4 が生じると、部分検出領域PAAの容量（容量素子Ca）から検出回路48の検出信号増幅部42の容量（容量素子Cb）へ電荷が移動する。このとき検出信号増幅部42の非反転入力（+）は、基準電位（Vref）電圧（例えば、0.75[V]）にバイアスされている。このため、検出信号増幅部42の入力間のイマジナリショートにより第3スイッチング素子TrSの出力（V_{out}）も基準電位（Vref）電圧になる。また、容量素子Cbの電圧は、選択信号ASW（k）に応じて第3スイッチング素子TrSがオンした箇所の部分検出領域PAAの容量（容量素子Ca）に蓄積された電荷に応じた電圧となる。検出信号増幅部42の出力は、イマジナリショートによって第3スイッチング素子TrSの出力（V_{out}）が基準電位（Vref）電圧になった後に、容量素子Cbの電圧に応じた容量になり、この出力電圧をA/D変換部43で読み取る。なお、容量素子Cbの電圧とは、例えば、容量素子Cbを構成するコンデンサに設けられる2つの電極間の電圧である。

[0078] なお、期間 t_1 は、例えば20[μs]である。期間 t_2 は、例えば60

$[\mu s]$ である。期間 t_3 は、例えば $44.7 [\mu s]$ である。期間 t_4 は、例えば $0.98 [\mu s]$ である。

[0079] なお、図 7 及び図 8 では、ゲート線駆動回路 15 がゲート線 GCL を個別に選択する例を示したが、これに限定されない。ゲート線駆動回路 15 は、2 以上の所定数のゲート線 GCL を同時に選択し、所定数のゲート線 GCL ごとに順次ゲート駆動信号 V_{gc} を供給してもよい。また、信号線選択回路 16 も、2 以上の所定数の信号線 SGL を同時に 1 つの検出回路 48 に接続してもよい。また更には、ゲート線駆動回路 15 は、複数のゲート線 GCL を間引いて走査してもよい。また、ダイナミックレンジは一例として、露光時間 P_{ex} が約 $4.3 ms$ のときに約 10^3 となる。また、フレームレートを約 $4.4 fps$ (実質 $4.4 fps$) とすることで高解像度を実現することができる。

[0080] 次に、センサ部 10、第 1 光源 61 及び第 2 光源 62 の動作例について説明する。図 9 は、検出装置のセンサ部の駆動と、光源の点灯動作との関係を説明するための説明図である。

[0081] 図 9 に示すように、期間 $t(1)$ から期間 $t(4)$ のそれぞれにおいて、検出装置 1 は、上述したリセット期間 P_{rst} 、有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ 及び読み出し期間 P_{det} を実行する。リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} において、ゲート線駆動回路 15 は、ゲート線 GCL (1) からゲート線 GCL (M) まで順次走査する。

[0082] 期間 $t(1)$ では、第 2 光源 62 が点灯し、第 1 光源 61 は非点灯となる。これにより、検出装置 1 は、第 2 光源 62 から出射された第 2 光 L_{62} に基づいて、フォトダイオード PD から信号線 SGL を介して検出回路 48 に電流が流れる。また、期間 $t(2)$ では、第 1 光源 61 が点灯し、第 2 光源 62 は非点灯である。これにより、検出装置 1 は、第 1 光源 61 から出射された第 1 光 L_{61} に基づいて、フォトダイオード PD から信号線 SGL を介して検出回路 48 に電流が流れる。同様に、期間 $t(3)$ で第 2 光源 62 が点灯し第 1 光源 61 が非点灯となり、期間 $t(4)$ で第 1 光源 61 が点灯し

第2光源62が非点灯となる。

[0083] このように、第1光源61及び第2光源62は、期間tごとに時分割的に点灯する。これにより、第1光L61に基づいてフォトダイオードPDで検出された第1検出信号と、第2光L62に基づいてフォトダイオードPDで検出された第2検出信号とが、時分割で検出回路48に出力される。したがって、第1検出信号と第2検出信号とが重畳して検出回路48に出力されることを抑制することができる。このため、検出装置1は、種々の生体に関する情報を良好に検出することができる。

[0084] なお、第1光源61及び第2光源62の駆動方法は適宜変更することができる。例えば、図9では、第1光源61及び第2光源62は、期間tごとに交互に点灯しているが、これに限定されない。第1光源61が複数回の期間tで連続して点灯した後、第2光源62が複数回の期間tで連続して点灯してもよい。また、第1光源61及び第2光源62が各期間tに同時に点灯してもよい。また、図9では常時露光制御方法の例を示しているが、ゲート線走査時露光制御方法においても第1光源61及び第2光源62を図9と同様に期間tごとに交互に駆動してもよい。

[0085] 図10は、図9とは異なるセンサ部の駆動と、光源の点灯動作との関係を説明するための説明図である。図10に示す例では、第1光源61及び第2光源62は、有効露光期間 P_{ex} で点灯し、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} では非点灯である。これにより、検出装置1は、検出に要する消費電力を低減することができる。

[0086] なお、図10に示す例に限定されず、第1光源61及び第2光源62は、リセット期間 P_{rst} 、有効露光期間 P_{ex} 及び読み出し期間 P_{det} の全期間に亘って連続して点灯してもよい。また、有効露光期間 P_{ex} に第1光源61及び第2光源62のいずれか一方が点灯し、期間tごとに交互に点灯してもよい。

[0087] 図11は、第2光源62と、センサ部10と、指Fg内の血管VBとの位置関係の例を示す模式図である。第2光源62（第2光源62-1、62-

2、62-3の少なくともいずれか1つ以上)から出射された第2光L62は、指Fgを透過して各部分検出領域PAAのフォトダイオードPDに入射する。このとき、指Fgにおける第2光L62の透過率は、指Fg内の血管VBの脈動に応じて変化する。従って、血管VBの脈動周期以上の期間中における検出信号Vdetの変化(振幅)の周期に基づいて、脈波を検出できる。

[0088] 脈波を検出する場合、第2光源62は、赤外光であることが望ましい。具体的には、上述のように、第2光L62は、780nm以上900nm以下、例えば850nm程度の波長を有していてもよいし、800nm以上930nm以下の波長を有していてもよい。また、脈波を検出する場合、第2光源62からの第2光L62の波長は、500nmから950nmの範囲内であればよい。

[0089] 図12は、指Fgと対向するように設けられた複数のフォトダイオードPDが形成する面状の検出領域AAを平面視した場合において例示的に設定されたフォトダイオードPD内の複数の部分検出点の位置(点P1, P2, P3, P4, P5, P6)を示す模式図である。図12の点P1, P2, P3, P4, P5, P6で例示するように、位置が異なる点の各々で脈波を検出した場合、各点で検出される脈波には、各点間の距離に応じたずれが生じる。これを利用して、異なる2点間の距離と、当該2点の各々で検出される脈波の時間的ずれとの関係に基づいて、脈波伝搬速度を算出できる。具体的には図11に示すように血管は3次元的な曲線形状であるが、図3に示すようなマトリックス状に配置されたセンサ(部分検出領域PAA)にて3次元的な曲線形状の血管パターンを検出する。尚、体表面の血管は深さ方向には大きく変異していないため、検出された2次元の血管パターンを3次元の血管パターンの近似パターンとして用いてもよいし、検出された2次元の血管パターンの画像解析を行うことにより3次元の血管パターンを求めてもよい。検出された血管パターン上の異なる2点間の血管の長さを時間的ずれの関係に基づいて脈波伝搬速度を算出する。例えば、図12の点P2および点P5

にて脈波を観測し点P 2および点P 5が血管パターン上に位置している場合、脈波は一般的に心臓に近い位置から遠い位置に伝搬するため、点P 2から点P 5へ伝搬する。この場合、点P 2と点P 5との間の血管の長さ l_n と、点P 5、点P 2の各々における脈波の時間的ずれに基づいて脈波伝搬速度を算出できる。すなわち、点P 2における脈波と点P 5における脈波との時間的ずれが、血管の長さ l_n を有する2点間における脈波の伝搬に費やされる時間に対応する。

[0090] 図1 3は、光源の点灯時間の制御形態によって分岐する時間的ずれの補正に係る処理の流れの一例を示すフローチャートである。係る処理は、例えば出力処理部5 0が行う。まず、検出領域A Aに含まれる各センサの出力、すなわち、複数の部分検出領域P A Aの各々のフォトダイオードP Dの出力、に基づいて、検出領域A Aが対向する生体組織内の血管V B（図1 1参照）のパターン（血管パターン）を取得する（ステップS 1）。次に、血管パターン上の異なる2点（例えば、点P 2、点P 5等。図1 2参照）における血管の長さを取得する（ステップS 2）。次に、血管パターン上の異なる2点（例えば、点P 2、点P 5等。図1 2参照）間の脈波の時間的ずれを取得する（ステップS 3）。ここでいう脈波の時間的ずれとは、後述する「ずれ時間」をさす。次に、血管パターン上の異なる2点（例えば、点P 2、点P 5等。図1 2参照）間の血管の長さを、時間（ずれ時間）で割り算し、脈波伝搬速度を算出する（ステップS 4）。血管の長さは、検出された血管パターンと、血管パターン上の異なる2点（例えば、点P 2、点P 5等。図1 2参照）間の距離とに基づいて算出される。例えば、検出された2次元の血管パターンあるいは3次元の血管パターンにおいて、上記血管パターン上の異なる2点間の血管の長さを画像解析により求める。また、血管パターン及び脈波を検出するための光を発する光源（例えば、光源6 2）が、図9を参照した説明のように常時点灯する動作モードである場合（ステップS 5；Yes）、後述する有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の時間的ずれを補正するための補正処理が行われる（ステップS 6）。一方、図1 0を参照し

た説明のように当該光源が常時点灯するモードでない場合（ステップS5；No）、ステップS6の補正処理は行われない。なお、測定機器は、光源が常時点灯制御方式のみを有する機器、ゲート走査時露光制御方式のみを有する機器であってもよい。光源が常時点灯制御方式のみを有する機器においては、図13のステップS5は省略される。光源がゲート走査時露光制御方式のみを有する機器においては、図13のステップS5からNOへの分岐は省略される。

[0091] ここで、図7、図9、図10を参照して説明したように、第2方向Dyに並ぶ部分検出領域PAAであって、ゲート駆動信号Vgc1の供給タイミングがそれぞれ異なる部分検出領域PAAは、それぞれの出力タイミングに時間的ずれが生じる。また、図7、図9を参照して説明したように、リセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと光源の点灯期間とが重複する場合、第2方向Dyに並ぶ部分検出領域PAAであって、ゲート駆動信号Vgc1の供給タイミングがそれぞれ異なる部分検出領域PAAは、それぞれの有効露光期間Pexに時間的ずれが生じる。以下、係る時間的ずれについて、図14及び図15を参照して説明する。

[0092] 図14は、リセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと第2光源62の点灯期間とが重複する場合における有効露光期間Pex{(1)・・・(M)}及び出力タイミングの時間的ずれを説明するためのタイミングチャートである。図14及び後述する図15では、ゲート駆動信号Vgc1の供給タイミングがそれぞれ異なるゲート線GCL及びフォトダイオードPDの括弧内に異なる数値を付している。例えば、フォトダイオードPD(1)は、リセット期間Prstにおいて最初にゲート駆動信号Vgc1が供給されるゲート線GCL(1)と、第1スイッチング素子Trを介して接続されている。また、フォトダイオードPD(M)は、リセット期間Prstにおいて最後にゲート駆動信号Vgc1が供給されるゲート線GCL(M)と、第1スイッチング素子Trを介して接続されている。ゲート駆動信号Vgc1の供給順序は、ゲート線GCL(1)、ゲート線GCL(2)、…、ゲート

線GCL (M) の順であるものとする。

[0093] 図14に示すように、リセット期間Prstにおいて、ゲート線GCL (1)、ゲート線GCL (2)、…、ゲート線GCL (M) のように、第2方向Dyに並ぶ複数のゲート線GCLに対してそれぞれ異なるタイミングでゲート駆動信号Vgc1の供給が行われることで、フォトダイオードPD (1)、フォトダイオードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々のリセットタイミングに時間的ずれが生じる。なお、フォトダイオードPDのリセットとは、フォトダイオードPDが設けられた部分検出領域PAAの容量素子Caの容量のリセットである。

[0094] 図14に示すリセット期間Prst内におけるフォトダイオードPD (1)、フォトダイオードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々に供給されるゲート駆動信号Vgc1のパルスの立ち上がりを実リセットの開始タイミングとし、当該パルスの立ち下がりを実リセットの完了タイミングとすると、リセットの完了タイミングの時間的ずれは、パルスの立ち下がりのタイミングのずれで表せる。リセットの完了タイミングの時間的ずれの度合いは、フォトダイオードPD (1) と、フォトダイオードPD (M) との間で最大になる。図14では、係る最大のリセットの完了タイミングの時間的ずれを時間lnA (M) として示している。

[0095] 図9及び図14に示すように、リセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと光源の点灯期間とが重複する場合、複数のフォトダイオードPDの各々の有効露光期間Pex { (1) … (M) } は、各々のリセットの完了に応じて開始される。従って、リセットの完了タイミングの時間的ずれによって、フォトダイオードPD (1)、フォトダイオードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々の有効露光期間Pex { (1) … (M) } の開始タイミングに時間的ずれが生じる。ここで、有効露光期間Pex { (1) … (M) } とはフォトダイオードPDから容量Caへ充電される期間とされる。また、複数のフォトダイオードPDの各々の有効露光期間Pex { (1) … (M) } は、各々の読み出し期間Pdetの開始に

応じて終了する。このため、読み出し期間 P_{det} において、ゲート線 $GCL(1)$ 、ゲート線 $GCL(2)$ 、…、ゲート線 $GCL(M)$ のように、第2方向 Dy に並ぶ複数のゲート線 GCL に対してそれぞれ異なるタイミングでゲート駆動信号 V_{gc1} の供給が行われることで、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々の有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の終了タイミングに時間的ずれが生じる。

[0096] 以上、説明したように、図9及び図14に示すようにリセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と光源の点灯期間とが重複する場合、ゲート線 $GCL(1)$ 、ゲート線 $GCL(2)$ 、…、ゲート線 $GCL(M)$ のように、第2方向 Dy に並ぶ複数のゲート線 GCL に対してそれぞれ異なるタイミングでゲート駆動信号 V_{gc1} の供給が行われることで、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々の有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の開始タイミング及び終了タイミングに時間的ずれが生じる。図14では、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々の有効露光期間 P_{ex} を $P_{ex}(1)$ 、 $P_{ex}(2)$ 、…、 $P_{ex}(M)$ で示している。このようにフォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々の有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の期間に時間的ずれがあることは、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々で脈動が検出された場合に各々で検出された脈動のタイミングが有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の時間的ずれを含んでいることを示す。

[0097] また、読み出し期間 P_{det} において、ゲート線 $GCL(1)$ 、ゲート線 $GCL(2)$ 、…、ゲート線 $GCL(M)$ のように、第2方向 Dy に並ぶ複数のゲート線 GCL に対してそれぞれ異なるタイミングでゲート駆動信号 V_{gc1} の供給が行われることで、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイ

オードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々の出力タイミングに時間的ずれが生じる。なお、フォトダイオードPDの出力とは、フォトダイオードPDが設けられた部分検出領域PAAの容量素子Caの容量に基づいた出力である。

[0098] 読み出し期間Pdet内におけるフォトダイオードPD (1)、フォトダイオードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々に供給されるゲート駆動信号Vgc1のパルスの立ち下がりを実効露光期間Pex { (1) … (M) } の終了とする。また、当該パルスの立ち上がりを実効露光期間Pex { (1) … (M) } の開始タイミングとし、当該パルスの立ち下がりを実効露光期間Pex { (1) … (M) } の終了タイミングとする。当該パルスの立ち下がりを実効露光期間Pex { (1) … (M) } の完了タイミングとすると、出力の完了タイミングの時間的ずれは、パルスの立ち下がりのタイミングのずれで表せる。出力の完了タイミングの時間的ずれの度合いは、フォトダイオードPD (1) と、フォトダイオードPD (M) との間で最大になる。図14では、係る最大のリセットの完了タイミングの時間的ずれを時間lnB (M) として示している。

[0099] 以上、説明したように、図9及び図14に示すようにリセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと光源の点灯期間とが重複する場合、ゲート駆動信号Vgc1の供給タイミングに時間的ずれがあることで、有効露光期間Pex { (1) … (M) } 及び出力の完了タイミングに時間的ずれが生じる。

[0100] 図15は、リセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと第2光源62の点灯期間とが重複しない場合における出力タイミングの時間的ずれを説明するためのタイミングチャートである。図15に示す例の場合、有効露光期間Pexに起因する時間的ずれは生じないため、係る時間的ずれの補正は行われない。なお、図15に示す例であっても、出力の完了タイミングのずれは、図14を参照した説明と同様の理由によって生じるが、フレームごとにデータを取得してタイムスタンプを設けておけば出力の完了タイミングに

係る時間的ずれの補正は不要となる。但し、ラインごとにデータを取得してタイムスタンプを設ける場合には出力の完了タイミングに係る時間的ずれの補正が行われる。

[0101] 具体的には、図15に示す例であっても、図14に示す例と同様時間 I_n B (M) のような出力の完了タイミングの時間的ずれは生じている。すなわち、読み出し期間 P_{det} において、ゲート線 $GCL(1)$ 、ゲート線 $GCL(2)$ 、…、ゲート線 $GCL(M)$ のように、第2方向 D_y に並ぶ複数のゲート線 GCL に対してそれぞれ異なるタイミングでゲート駆動信号 V_{gcl} の供給が行われることで、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ の各々の出力タイミングに時間的ずれが生じ、各々のゲート線 $GCL\{(1)\cdots(M)\}$ に対応する出力タイミングごとにタイムスタンプを設ける場合には出力の完了タイミングに係る時間的ずれの補正が行われる。

[0102] 図10及び図15に示すようにリセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間とが重複しない場合、有効露光期間 P_{ex} の開始タイミング及び終了タイミングは、第2光源62の点灯開始タイミング及び終了タイミングによって決定される。すなわち、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間とが重複しない場合、有効露光期間 P_{ex} は、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} におけるゲート駆動信号 V_{gcl} の供給タイミングのずれに関わらず、フォトダイオード $PD(1)$ 、フォトダイオード $PD(2)$ 、…、フォトダイオード $PD(M)$ で共通である。従って、図10及び図15に示すようにリセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間とが重複しない場合、有効露光期間 P_{ex} の時間的ずれは生じない。言い換えれば、図15に示す例では、第2光源62の点灯期間がそのまま有効露光期間 P_{ex} になる。

[0103] このように、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間との関係に関わらず、ゲート駆動信号 V_{gcl} の供給タイミ

ングのずれによって、時間 $I_n B (M)$ のような出力の完了タイミングの時間的ずれが生じる。仮に、各々のゲート線 $GCL \{ (1) \cdots (M) \}$ に対応するフォトダイオード $PD \{ (1) \cdots (M) \}$ ごとにタイムスタンプを設けた場合、出力の完了タイミングの時間的ずれを考慮せずにフォトダイオード $PD (1)$ 、フォトダイオード $PD (2)$ 、…、フォトダイオード $PD (M)$ の各々の出力が示す脈動に基づいた脈波伝搬速度の算出を行うと、算出される脈波伝搬速度は、出力の完了タイミングの時間的ずれによる誤差を含む。従って、この場合、脈波の算出に係り、ゲート線 $GCL (1)$ 、ゲート線 $GCL (2)$ 、…、ゲート線 $GCL (M)$ の各々に対するゲート駆動信号 V_{gc1} の供給タイミングに基づいて、フォトダイオード $PD (1)$ 、フォトダイオード $PD (2)$ 、…、フォトダイオード $PD (M)$ の各々の出力タイミングの時間的ずれの補正を行う。

[0104] また、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間との関係によって、ゲート駆動信号 V_{gc1} の供給タイミングのずれがフォトダイオード $PD (1)$ 、フォトダイオード $PD (2)$ 、…、フォトダイオード $PD (M)$ の各々の有効露光期間 P_{ex} の時間的ずれを生じさせるかが変化する。従って、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間とが重複する実施形態（図9、図14参照）では、脈波の算出に係り、さらに、ゲート線 $GCL (1)$ 、ゲート線 $GCL (2)$ 、…、ゲート線 $GCL (M)$ の各々に対するゲート駆動信号 V_{gc1} の供給タイミングに基づいて、フォトダイオード $PD (1)$ 、フォトダイオード $PD (2)$ 、…、フォトダイオード $PD (M)$ の各々の有効露光期間 $P_{ex} \{ (1) \cdots (M) \}$ の時間的ずれの補正を行う。一方、リセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第2光源62の点灯期間とが重複しない実施形態（図10、図15参照）では、有効露光期間 P_{ex} の時間的ずれが生じないため、有効露光期間 P_{ex} の時間的ずれの補正は行われない。

[0105] 図16は、フォトダイオード $PD (1)$ 、フォトダイオード $PD (M/2)$ 、フォトダイオード $PD (M)$ の各々からの出力の時間的ずれの補正前と

補正後の例を示す説明図である。図 16 の補正前の PD (1) の出力波形で例示するように、フォトダイオード PD の出力は、ピーク U 1、ボトム D 1、ピーク U 2、ボトム D 2、…のように、繰り返される脈動に応じて振幅を繰り返す。ここで、時間的に連続するピーク U 1 からボトム D 1 への出力値の低下の度合い、ボトム D 1 からピーク U 2 への出力値の上昇の度合いのような出力の振幅の度合いが、予め定められた脈動を検出するための振幅の閾値（振幅基準値）と比較される。例えば、ピーク U 1 からボトム D 1 を経てピーク U 2 に至る期間に生じた振幅の度合いが閾値以上であれば、当該期間に 1 回の脈動が生じたものとして判定される。以降、ピーク U 2 からボトム D 2 を経て図示しないピークに至る期間及び図示しない出力の振幅が生じた期間についても、同様に脈動との関係の判定が行われる。

[0106] なお、振幅の閾値は、例えば図 16 に示すピーク U 1、ボトム D 1、ピーク U 2、ボトム D 2 を出力値化した場合に生じる出力値の振幅が脈波による出力の振幅として扱われる程度の値として、事前の試験等に基づいて設定される。具体的な値は、例えば、ピーク U 1、ボトム D 1、ピーク U 2、ボトム D 2 を A/D 変換で出力値化するルールに基づいて定められる。

[0107] 係る出力の振幅を検出及び判定するため、所定期間（例えば、4 秒）単位で出力が保持される。係る出力の保持のため、例えば記憶部 46 が利用されるがこれに限られるものでなく、脈動の判定を行う構成が参照可能な記憶装置又は記憶回路が設けられていればよい。例えば出力処理部 50 が利用可能な出力保持用の記憶部を設けてもよい。

[0108] なお、脈動のタイミングをカウントするトリガーは、例えばピーク U 1、U 2 のような出力のピーク又はボトム D 1、D 2 のような出力のボトムであるがこれに限られるものでなく、出力の振幅が生じた期間内の任意のタイミングを脈動のカウントタイミングとすることができる。

[0109] 出力の補正前では、フォトダイオード PD (1) の出力におけるピーク U 1 と、フォトダイオード PD (M) の出力におけるピーク U 3 a との間に、時間 B R 1 で示す時間的ずれが生じている。また、出力の補正前では、フォ

トダイオードPD (1) の出力におけるボトムD2と、フォトダイオードPD (M) の出力におけるボトムD3aとの間に、時間BR2で示す時間的ずれが生じている。時間BR1, BR2は、図14及び図15を参照して説明したゲート駆動信号Vgc1の供給タイミングの時間的ずれに応じて生じた時間的ずれを含む。

[0110] そこで、実施形態では、フォトダイオードPD (1) の出力が示す脈動のタイミングとフォトダイオードPD (M) の出力が示す脈動のタイミングとの時間的ずれが、フォトダイオードPD (1) とフォトダイオードPD (M) との距離に対応した時間的ずれとなるよう、時間BR1, BR2を補正する。補正についてはゲート線GCLの走査速度、血管パターンの距離、血管パターンの各位置の延在方向と走査方向との角度の関係から補正值を求める。例えば、2点（例：フォトダイオードPD (1) とフォトダイオードPD (M) ）間の血管パターンの延在方向がゲート線GCLの走査方向（第2方向Dy）と一致していれば、単純に2点間の（血管パターンの）距離÷ずれ時間でよい。ここでいう「ずれ時間」とは、上記で説明した時間的ずれを補正した結果導出された、2点の各々で検出された脈波同士のずれ時間をさす。すなわち、当該「ずれ時間」は、脈波が伝搬することによって「ずれ時間」を挟んで同様の脈波が2点で観測されることを想定した際の「ずれ時間」である。なお、当該2点間の血管パターンが走査方向（第2方向Dy）に対して角度を生じる部分を含む場合、2点間の（血管パターンの）距離を、当該角度の平均の $\tan \theta$ でさらに割り算する。

[0111] 例えば、図14を参照した説明のようにリセット期間Prst及び読み出し期間Pdetと第2光源62の点灯期間とが重複する場合、時間BR1、時間BR2の各々から時間InA (M) 及び時間InB (M) を差し引く補正を行う。これによって、補正前の時間BR1, BR2が、時間AR1, AR2に補正される。時間AR1は、ピークU1に対するフォトダイオードPD (M) の出力におけるピークU3aの時間的ずれが補正されてピークU3bになっている。時間AR2は、ピークU2に対するフォトダイオードPD

(M) の出力におけるボトム D 3 a の時間的ずれが補正されてボトム D 3 b になっている。係る補正はあくまで一例であってこれに限られるものでなく、フォトダイオード PD (M) の出力に対してフォトダイオード PD (1) の出力の時間的ずれを補正してもよい。

[0112] また、図 1 5 を参照した説明のようにリセット期間 P_{rst} 及び読み出し期間 P_{det} と第 2 光源 6 2 の点灯期間とが重複しない場合、時間 B_{R1} 、時間 B_{R2} の各々から時間 I_{nB} (M) を差し引く補正を行う。これによって、補正前の時間 B_{R1} 、 B_{R2} が、時間 A_{R1} 、 A_{R2} に補正される。なお、図 1 6 では補正前後の時間の関係を時間 B_{R1} 、 B_{R2} と時間 A_{R1} 、 A_{R2} とで例示しているがこれに限られるものでなく、他の期間の出力についても同様に時間的ずれが補正される。

[0113] 点 P 5 (図 1 2 参照) にフォトダイオード PD (1) が設けられ、点 P 2 (図 1 2 参照) にフォトダイオード PD (M) が設けられている場合、距離 I_n を挟んで生じる脈波の時間的ずれが時間 A_{R1} 、 A_{R2} (図 1 6 参照) であるとする。ここで、距離 $I_n = \alpha$ [mm]、時間 $A_{R1} = A_{R2} = \beta$ [μs] であるとする、点 P 5 と点 P 2 の間の第 2 方向 D_y の脈波伝搬速度 γ (mm/s) は、以下の式 (1) のように表すことができる。

$$\gamma = \alpha / (1000 / \beta) \cdots (1)$$

[0114] 時間 A_{R1} 、 A_{R2} は、フォトダイオード PD (1) とフォトダイオード PD (M) との距離に対応した時間的ずれにより生じた時間である。従って、フォトダイオード PD (1) とフォトダイオード PD (M) との距離と、時間 A_{R1} 、 A_{R2} との関係に基づいて、フォトダイオード PD (1) とフォトダイオード PD (M) との間の第 2 方向 D_y 方向の脈波伝搬速度を算出できる。

[0115] 以上、フォトダイオード PD (1) とフォトダイオード PD (M) との関係を例として補正について説明したが、フォトダイオード PD (1)、フォトダイオード PD (2)、…、フォトダイオード PD (M) の各々の出力の時間的ずれについて個別に、同様の仕組みでの補正を適用することで、フォ

トダイオードPD (1)、フォトダイオードPD (2)、…、フォトダイオードPD (M) の各々の間の脈波伝搬速度を算出できる。図16では、例示的に、フォトダイオードPD (1) とフォトダイオードPD (M) との略中間に位置するフォトダイオードPD (M/2) の補正前後の出力が、補正前後のフォトダイオードPD (1) の出力とフォトダイオードPD (M) の出力との略中間の出力振幅パターンを示すことを模式的に図示している。

[0116] 以上、第2方向D_yに並ぶ部分検出領域PAAであって、ゲート駆動信号V_{gc1}の供給タイミングがそれぞれ異なる部分検出領域PAAに係る時間的ずれについて説明したが、第1方向D_xに並ぶ部分検出領域PAAにそれぞれ異なるタイミングで選択信号ASW (図7、図8参照) が供給されることによる時間的ずれについても、同様に時間的ずれの補正を行える。ここで補正される時間的ずれとは、各フォトダイオードPDの出力の完了タイミングの時間的ずれをさす。係る補正は、上述の補正の説明における「ゲート駆動信号V_{gc1}の供給タイミングのずれ」を「選択信号ASWの供給タイミングのずれ」に置換することで成立する。係る補正によって、第1方向D_x方向に並ぶ複数の部分検出領域PAAの2点間の脈波伝搬速度をより正確に算出できる。

[0117] また、図12を参照した説明では、例示的に点P5と点P2間の脈波伝搬速度を取り扱っているが、点P4と点P1間、点P6と点P3間のように、他の2点間の脈波伝搬速度についても同様に算出可能である。また、点P1、点P2及び点P3のうち異なる2点間、点P4、点P5及び点P6のうち異なる2点間についても、上述の「ゲート駆動信号V_{gc1}の供給タイミングのずれ」を「選択信号ASWの供給タイミングのずれ」に置換する仕組みを採用して2点間の脈波伝搬速度を算出可能である。また、図示しない異なる2点間の脈波伝搬速度についても、同様の考え方で算出可能である。検出領域AAにおいて異なる2点として採用された構成の一方が第1光センサとして機能し、他方が第2光センサとして機能する。

[0118] また、上述の図7、図8、図14、図15及び図16を参照した説明では

、各ゲート線GCLに対するゲート駆動信号VgcIの供給タイミングがそれぞれ異なる場合を例としているが、これに限られるものでない。例えばグループ領域PAGのように、複数の部分検出領域PAAを含む領域を上述の点P2、P5のような脈波の検出点として採用してもよい。脈波の検出点がグループ領域PAGである場合、グループ領域PAGに含まれる複数の部分検出領域PAAに対するゲート駆動信号VgcIの供給タイミング及び選択信号ASWの供給タイミングは統一される。すなわち、グループ領域PAGに含まれる複数の部分検出領域PAAからの出力はまとめられた1つの出力として扱われる。従って、各点間の時間的ずれは、配置が異なるグループ領域PAGの各々に対するゲート駆動信号VgcIの供給タイミング、選択信号ASWの供給タイミングに対応する。なお、脈波の検出点として採用される複数の部分検出領域PAAを含む領域は、グループ領域PAGに限られるものでなく、例えば第1方向Dx又は第2方向Dyのいずれか一方に並ぶ複数の部分検出領域PAAを含む領域であってもよい。すなわち、第1光センサ及び第2光センサは、1つの部分検出領域PAAであってもよいし、複数の部分検出領域PAAを含んでいてもよい。

[0119] 脈波の算出は、例えば出力処理部50が行う。この場合、例えば、記憶部46に記憶された所定時間の出力が信号処理部44を介して出力処理部50に与えられることで、出力処理部50が各フォトダイオードPDの出力のピークとボトムの振幅を検出して脈波のカウントタイミングを特定する。また、上述の仕組みで出力処理部50が各フォトダイオードPDの時間的ずれを補正し、各フォトダイオードPD間の距離と各フォトダイオードPDの出力に基づいた脈波のカウントタイミングとの関係に基づいて脈波伝搬速度を算出する。脈波の算出は、他の構成が行ってもよい。例えば、出力処理部50は、所定期間単位の各フォトダイオードPDの出力を示すデータを外部の情報処理装置又は情報処理回路に出力してもよい。この場合、当該外部の情報処理装置又は情報処理回路が脈波を算出する。

[0120] また、上述の説明では、脈波伝搬速度が算出される対象として血管VBが

採用されているが、血管VBは、動脈、静脈その他の種別を特に問われない。

[0121] 以上、実施形態によれば、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））と、第1光センサと所定距離（例えば、距離 l_n ）において配置された第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））と、血管（例えば、血管VB）を含む生体組織と対向する第1光センサ及び第2光センサに検出される光を発する光源（例えば、第2光源62）と、第1光センサの出力の時系列変化と、第2光センサの出力の時系列変化と、所定距離とに基づいて血管の脈波伝搬速度を算出する処理部（例えば、出力処理部50）とを備える。ここで、出力の時系列変化とは、例えば図16を参照して説明したピークU1、ボトムD1、ピークU2、ボトムD2、…のように、振幅を含む出力の時系列変化である。これによって、脈波伝搬速度を取得できる。

[0122] また、実施形態における制御として、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））及び第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））をリセットする期間（リセット期間 P_{rst} ）と、光源を点灯させる期間（有効露光期間 P_{ex} ）と、第1光センサからの出力及び第2光センサの出力を取得する期間（読み出し期間 P_{det} ）とがそれぞれ独立している制御を採用可能である。これによって、脈波伝搬速度の算出における時間的ずれの補正量をより小さくすることができる。

[0123] また、実施形態における制御として、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））及び第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））をリセットする期間（リセット期間 P_{rst} ）ならびに第1光センサからの出力及び第2光センサの出力を取得する期間（読み出し期間 P_{det} ）に対して光源を点灯させる期間（有効露光期間 P_{ex} ）が重複している制御を採用可能である。これによって、リセット期間 P_{rst} 、読み出し期間 P_{det} 及び有効露光期間 P_{ex} を含む1周期をより短くしつつ、より長い有効露光期間 P_{ex} を確保することができる。また、この場

合、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））をリセットする第1リセットタイミングと第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））をリセットする第2リセットタイミングは異なる（図14参照）。処理部（例えば、出力処理部50）は、第1光センサが光を検出する期間（例えば、有効露光期間 $P_{ex}(1)$ ）と第2光センサが光を検出する期間（例えば、有効露光期間 $P_{ex}(M)$ ）との時間的なずれを第1リセットタイミングと第2リセットタイミングの時間的なずれ（例えば、時間 $I_{nA}(M)$ ）に基づいて補正して脈波伝搬速度を算出する。これによって、脈波伝搬速度の算出精度をより高められる。

[0124] また、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））からの出力を取得する第1取得タイミングと第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））からの出力を取得する第2取得タイミングは異なる（図14、図15参照）。処理部（例えば、出力処理部50）は、第1取得タイミングと第2取得タイミングの時間的なずれ（例えば、時間 $I_{nB}(M)$ ）に基づいて第1光センサの出力の時系列変化と第2光センサの出力の時系列変化との時間的なずれを補正して脈波伝搬速度を算出する。これによって、脈波伝搬速度の算出精度をより高められる。

[0125] また、第1光センサ及び第2光センサは、それぞれ複数の光センサを含む（例えば、グループ領域PAG）。これによって、第1光センサ及び第2光センサの各々の出力をより大きくしやすくなる。

[0126] また、第2光L62の波長は、500nmから950nmの範囲内である。これによって、より良好に血管VBの脈動を検出しやすくなる。

[0127] また、処理部（例えば、出力処理部50）は、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））の出力の時系列変化及び第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））の出力の時系列変化における出力の振幅の度合いと所定の振幅基準値（例えば、閾値）との関係に基づいて脈の発生を判定する。これによって、血管（例えば、血管VB）の脈動による光センサの検出の変化を脈の発生の検出に利用できる。

- [0128] また、処理部（例えば、出力処理部50）は、第1光センサ（例えば、点P5のフォトダイオードPD（1））の出力の時系列変化及び第2光センサ（例えば、点P2のフォトダイオードPD（M））の出力の時系列変化における出力に含まれる1回の振幅のピーク（例えば、ピークU1等）又はボトム（例えば、ボトムD1等）の発生を1回の脈の発生とする。これによって、脈の発生回数をより容易にカウントできる。
- [0129] また、検出装置1の具体的形態は、図11、図12を参照して説明した形態に限られない。図17は、手首Wrに装着可能な形態の検出装置1Aの主要構成例を示す模式図である。図18は、図17に示す検出装置1Aによる血管VBの脈波伝搬速度の検出例を示す模式図である。図17に示すように、検出装置1Aのセンサ基材21は、手首Wrを取り巻く環状に変形可能な可撓性を有する。フォトダイオードPD、第1光源61及び第2光源62は、当該環状のセンサ基材21に沿って円弧状に配置される。
- [0130] また、検出装置1は、生体組織への当接又は近接が想定された各種の製品に搭載可能である。図19、図20及び図21を参照して、検出装置1の搭載例を説明する。
- [0131] 図19は、バンダナKeに搭載された検出装置1のセンサ部10の配置例を示す図である。図20は、衣服TSに搭載された検出装置1のセンサ部10の配置例を示す図である。図21は、粘着性シートPSに搭載された検出装置1のセンサ部10の配置例を示す図である。例えば、図19のバンダナKe、図20の衣服TS、図21の粘着性シートPSのように、生体組織に当接する運用がなされる製品に検出装置1を組み込んでもよい。この場合、少なくともセンサ部10は、製品の使用時に生体組織に当接することが想定される部位に設けられることが望ましい。また、図示を省略しているが、第1光源61、第2光源62等の光源は、センサ部10と生体組織との位置関係を考慮して配置されることが望ましい。なお、製品はバンダナKe、衣服TS、粘着性シートPSに限られるものでなく、使用時に生体組織に当接することが想定されるあらゆる製品に検出装置1を組み込み可能である。なお

、粘着性シート P S は、例えば外用鎮痛・消炎シートのように、粘着性が付加されたシート状の製品である。

[0132] なお、実施形態において、ゲート線駆動回路 15 が、複数のゲート線 G C L に順次ゲート駆動信号 V g c l を供給する時分割選択駆動を行う場合を示したがこれに限定されない。センサ部 10 は、符号分割選択駆動（以下、C D M (Code Division Multiplexing) 駆動と表す）により、の検出を行ってもよい。C D M 駆動及び駆動回路は、例えば特願 2018-005178 号公報に記載されているので、特願 2018-005178 号公報の記載を実施形態に含め、記載を省略する。

[0133] 以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、本発明はこのような実施形態に限定されるものではない。実施形態で開示された内容はあくまで一例にすぎず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で行われた適宜の変更についても、当然に本発明の技術的範囲に属する。

符号の説明

- [0134] 1, 1A 検出装置
- 10 センサ部
 - 11 検出制御部
 - 21 センサ基材
 - 22 T F T 層
 - 23 絶縁層
 - 24 保護膜
 - 31 光電変換層
 - 34 アノード電極
 - 35 カソード電極
 - 48 検出回路
 - 50 出力処理部
 - 61 第 1 光源

6 2 第 2 光源

A A 検出領域

G C L ゲート線

P A A 部分検出領域

P D フォトダイオード

S G L 信号線

請求の範囲

- [請求項1] 第1光センサと、
 前記第1光センサと所定距離をおいて配置された第2光センサと、
 血管を含む生体組織と対向する前記第1光センサ及び前記第2光センサに検出される光を発する光源と、
 前記第1光センサの出力の時系列変化と、前記第2光センサの出力の時系列変化と、前記所定距離とに基づいて前記血管の脈波伝搬速度を算出する処理部とを備える
 検出装置。
- [請求項2] 前記第1光センサ及び前記第2光センサをリセットする期間と、前記光源を点灯させる期間と、前記第1光センサからの出力及び前記第2光センサの出力を取得する期間とがそれぞれ独立している
 請求項1に記載の検出装置。
- [請求項3] 前記第1光センサ及び前記第2光センサをリセットする期間ならびに前記第1光センサからの出力及び前記第2光センサの出力を取得する期間に対して前記光源を点灯させる期間が重複している
 請求項1に記載の検出装置。
- [請求項4] 前記第1光センサをリセットする第1リセットタイミングと前記第2光センサをリセットする第2リセットタイミングは異なり、
 前記処理部は、前記第1光センサが前記光を検出する期間と前記第2光センサが前記光を検出する期間との時間的なずれを前記第1リセットタイミングと前記第2リセットタイミングの時間的なずれに基づいて補正して前記脈波伝搬速度を算出する
 請求項3に記載の検出装置。
- [請求項5] 前記第1光センサからの出力を取得する第1取得タイミングと前記第2光センサからの出力を取得する第2取得タイミングは異なり、
 前記処理部は、前記第1取得タイミングと前記第2取得タイミングの時間的なずれに基づいて、前記第1光センサの出力の時系列変化と

前記第2光センサの出力の時系列変化との時間的ずれを補正して前記脈波伝搬速度を算出する

請求項2から4のいずれか一項に記載の検出装置。

[請求項6] 前記第1光センサ及び前記第2光センサは、それぞれ複数の光センサを含む

請求項1から5のいずれか一項に記載の検出装置。

[請求項7] 前記光の波長は、500nmから950nmの範囲内である

請求項1から6のいずれか一項に記載の検出装置。

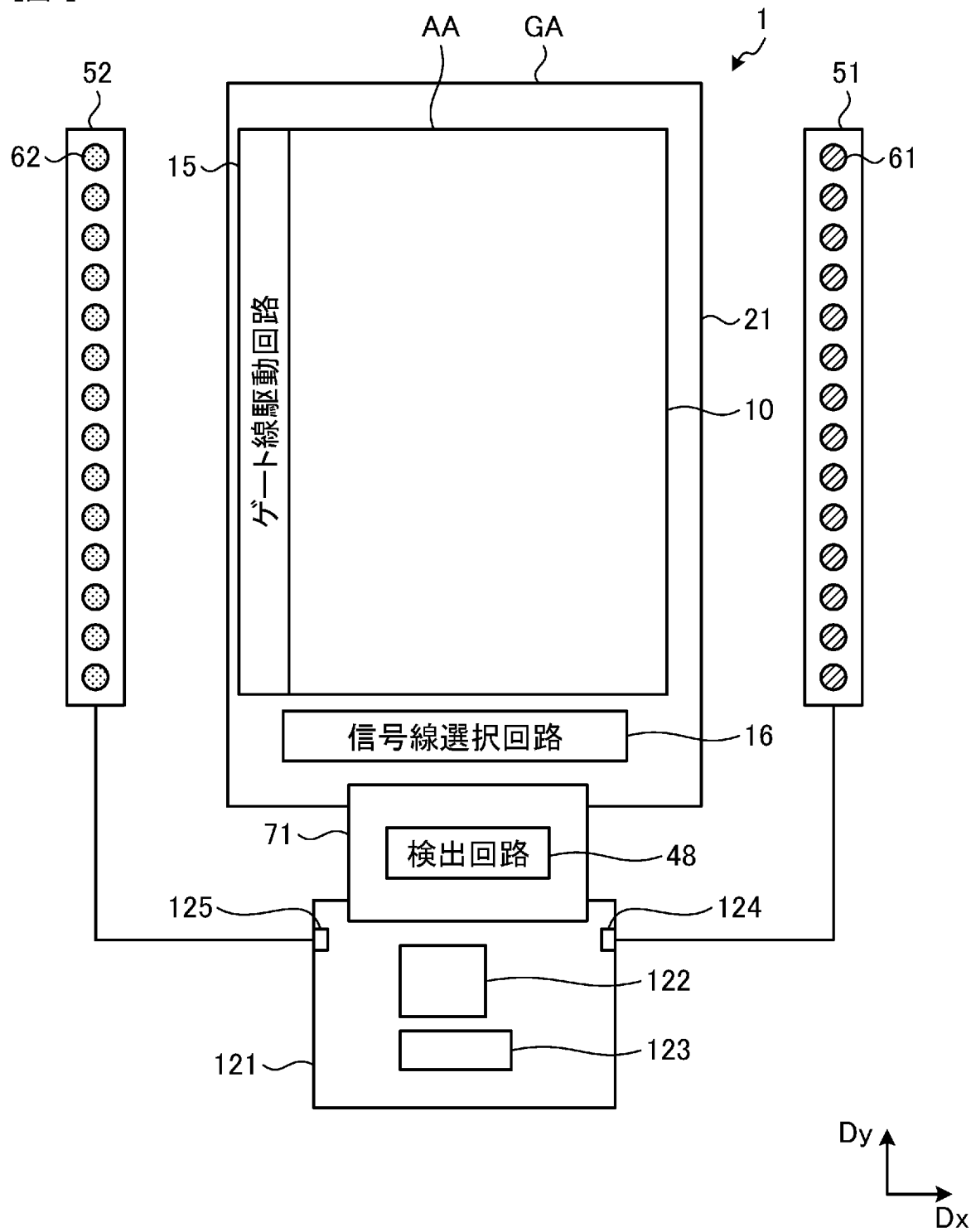
[請求項8] 前記処理部は、前記第1光センサの出力の時系列変化及び前記第2光センサの出力の時系列変化における出力の振幅の度合いと所定の振幅基準値との関係に基づいて脈の発生を判定する

請求項1から7のいずれか一項に記載の検出装置。

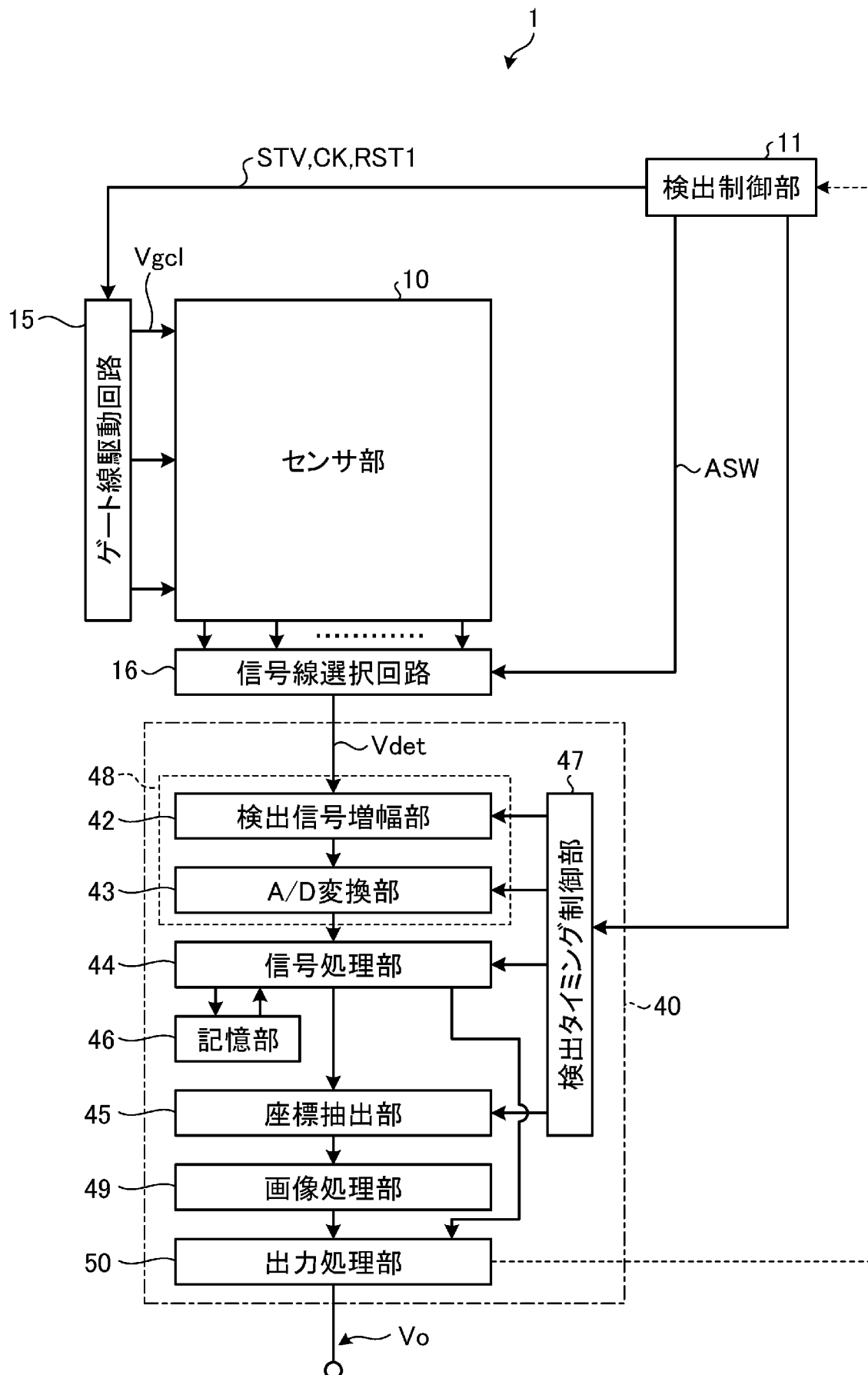
[請求項9] 前記処理部は、前記第1光センサの出力の時系列変化及び前記第2光センサの出力の時系列変化における出力に含まれる1回の振幅のピーク又はボトムの発生を1回の脈の発生とする

請求項8に記載の検出装置。

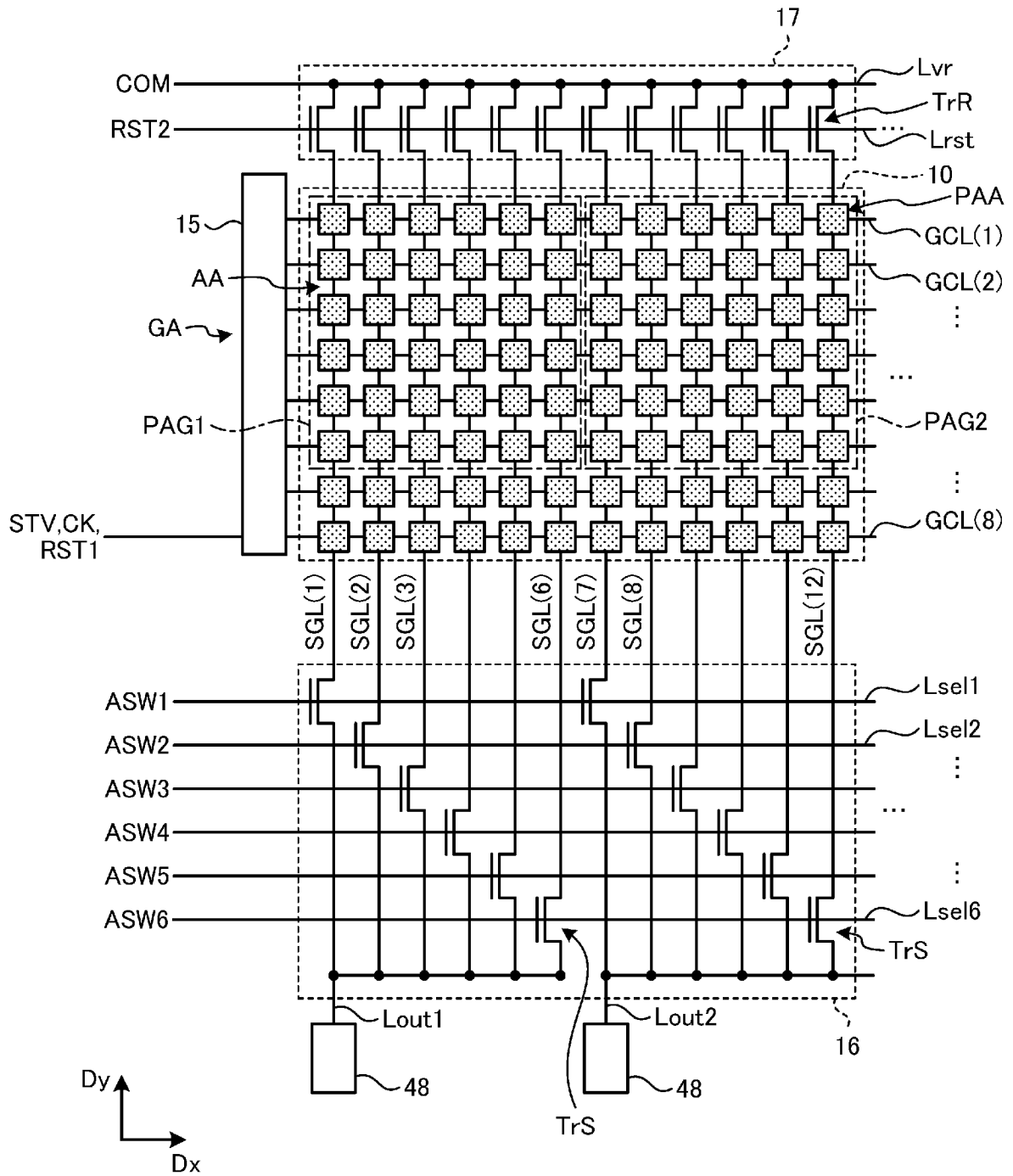
[図1]



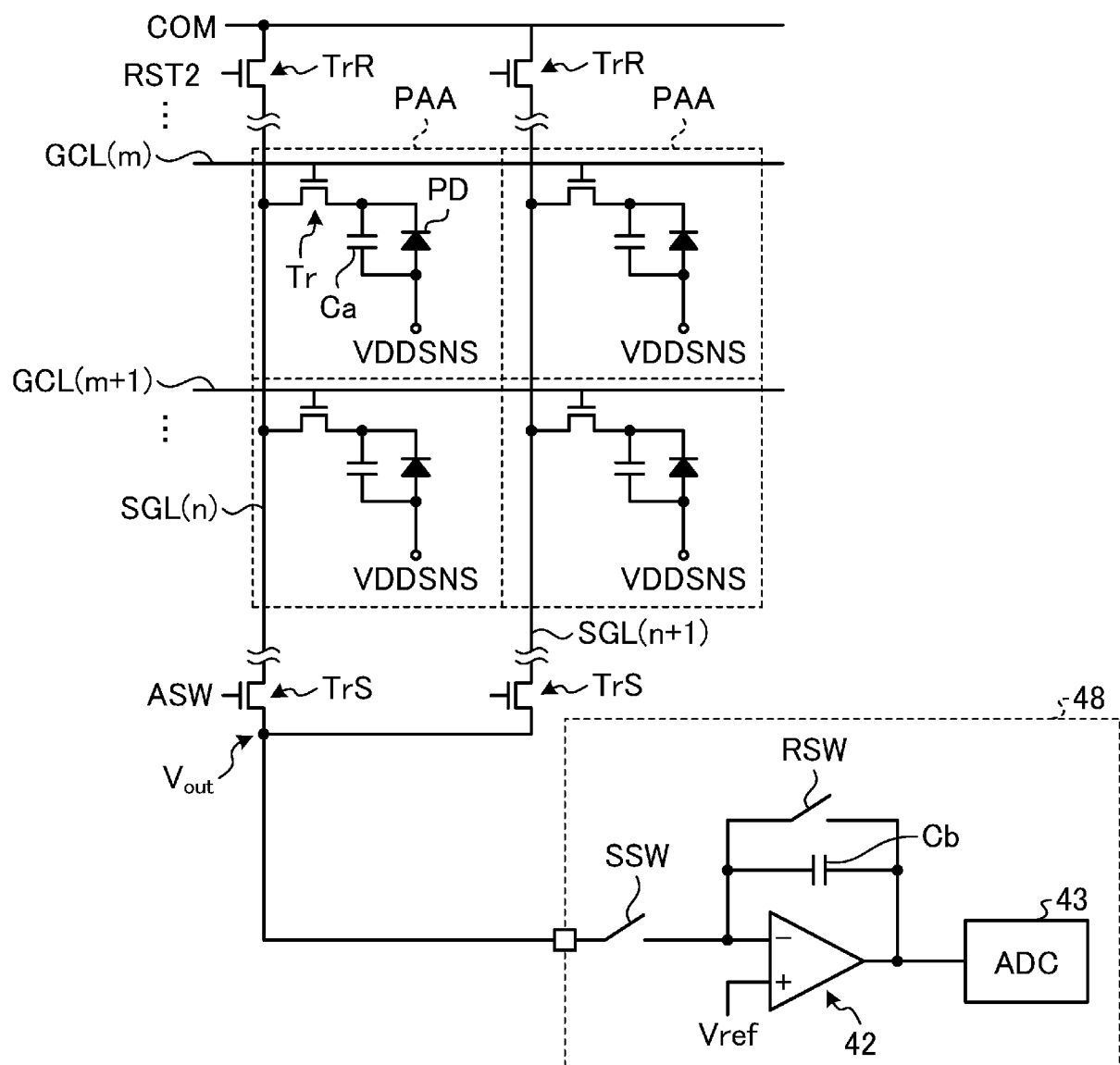
[図2]



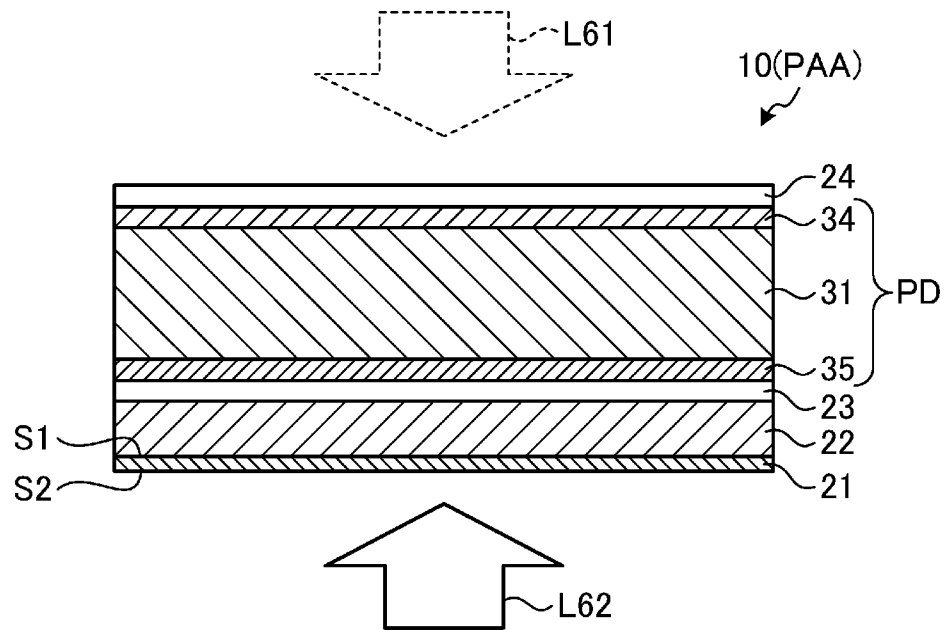
[図3]



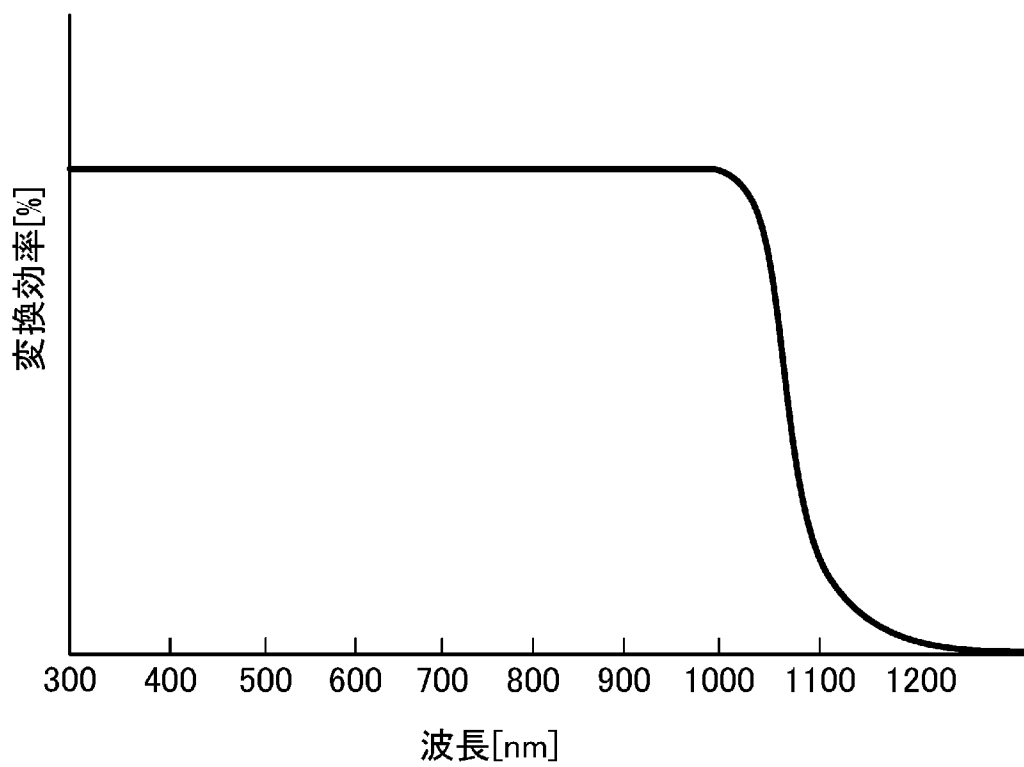
[図4]



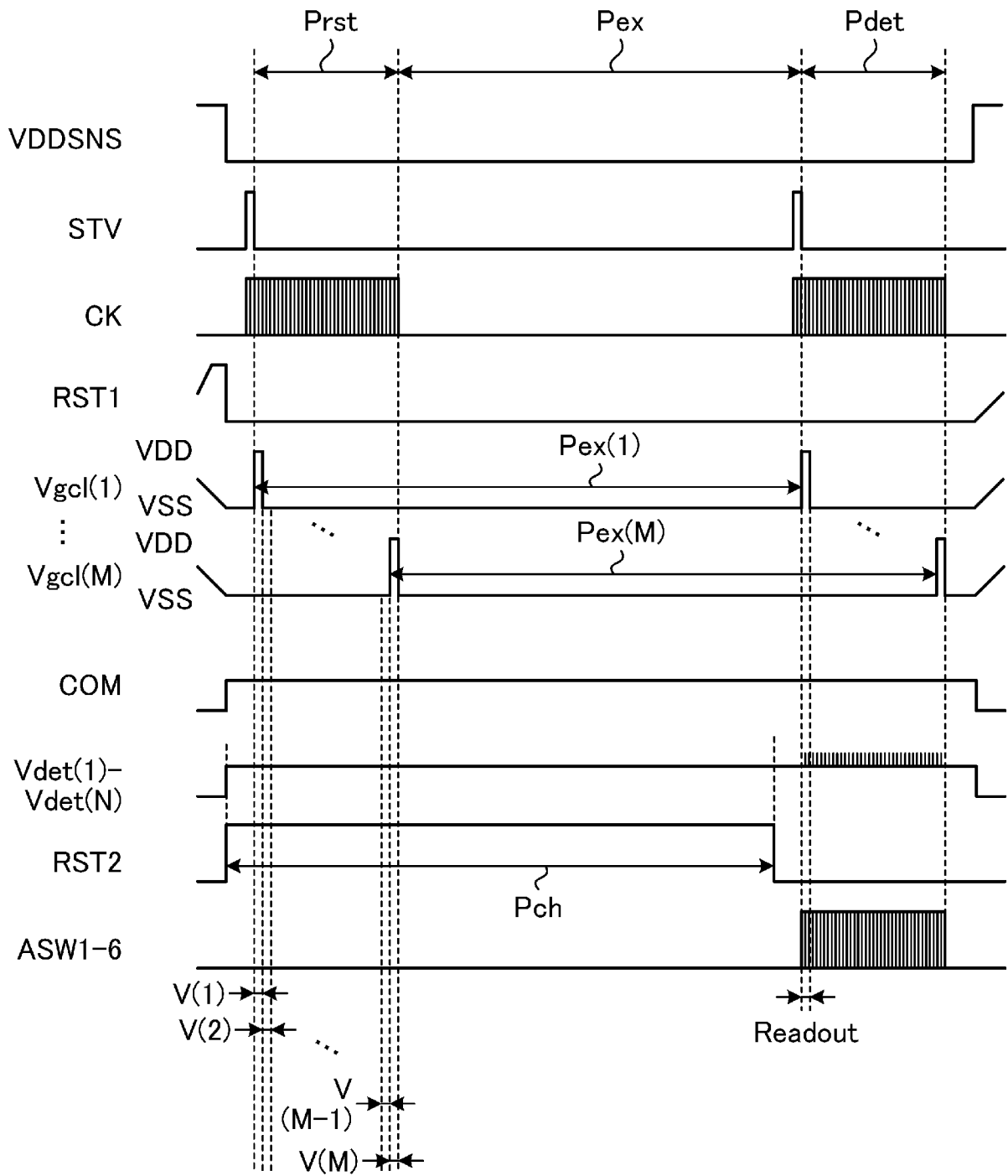
[図5]



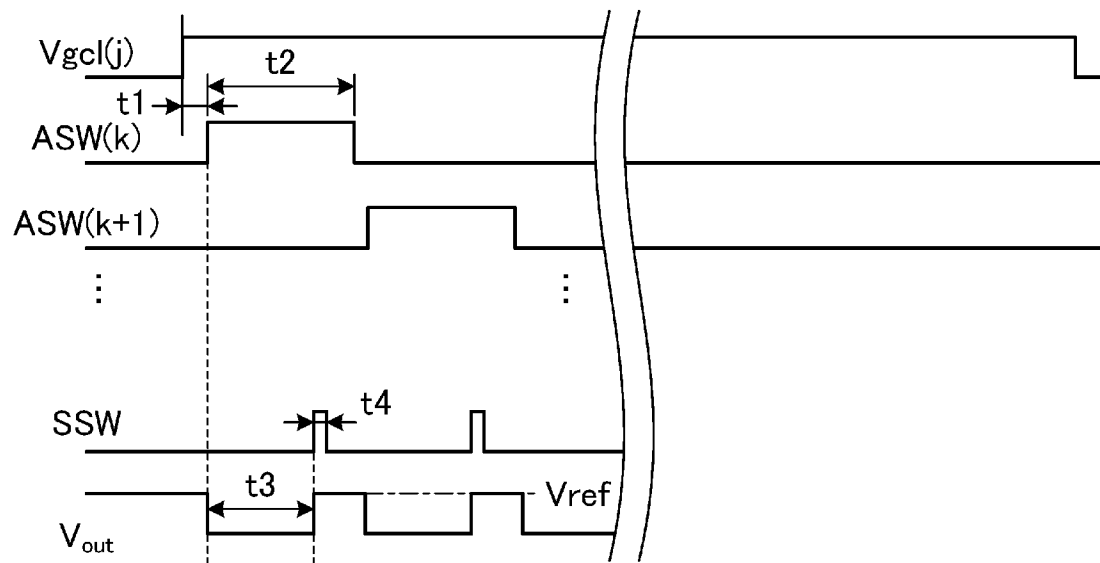
[図6]



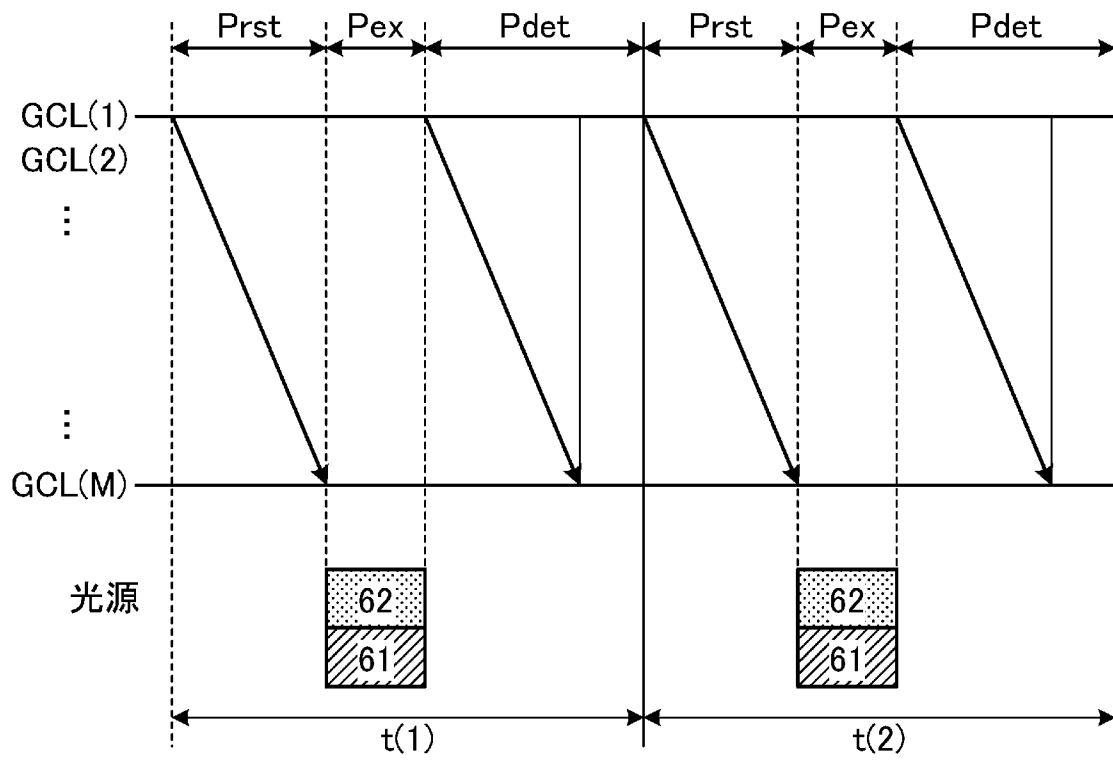
[図7]



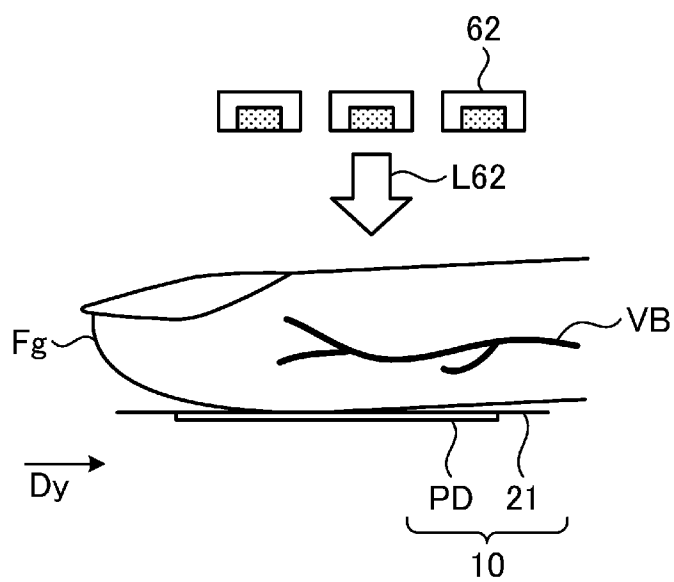
[図8]



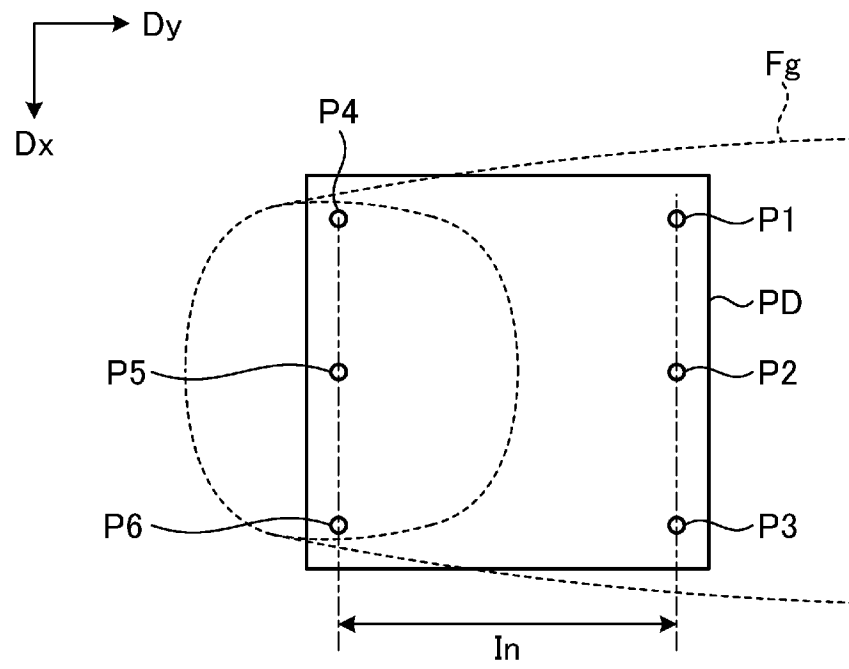
[図10]



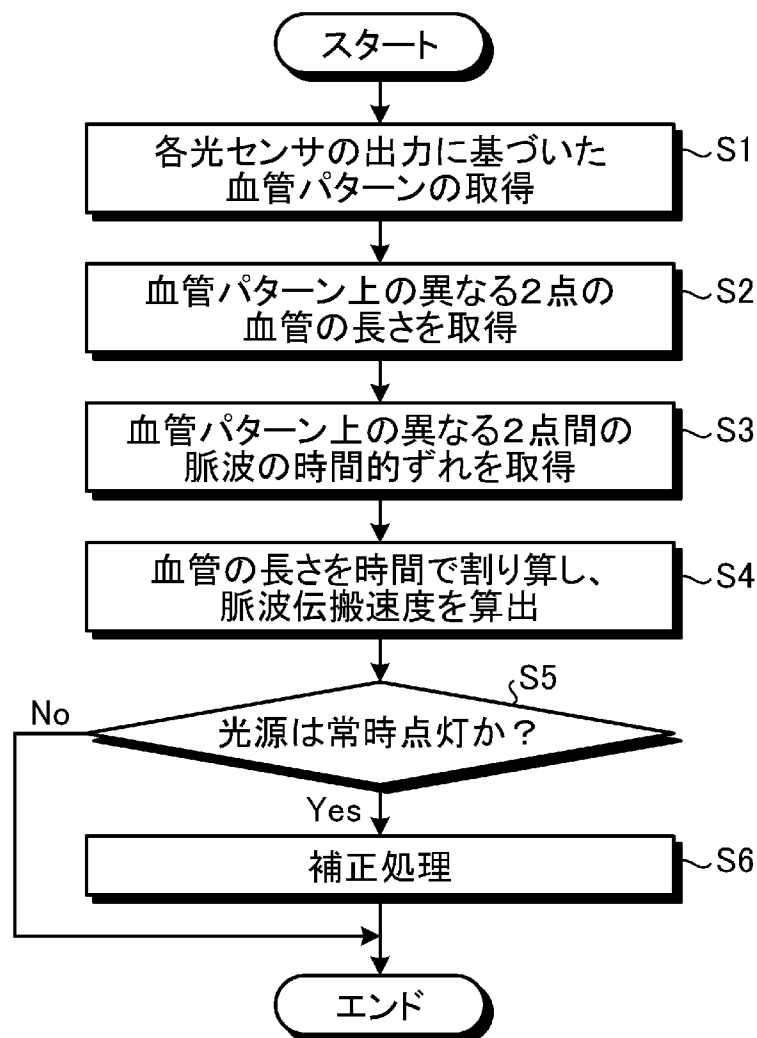
[図11]



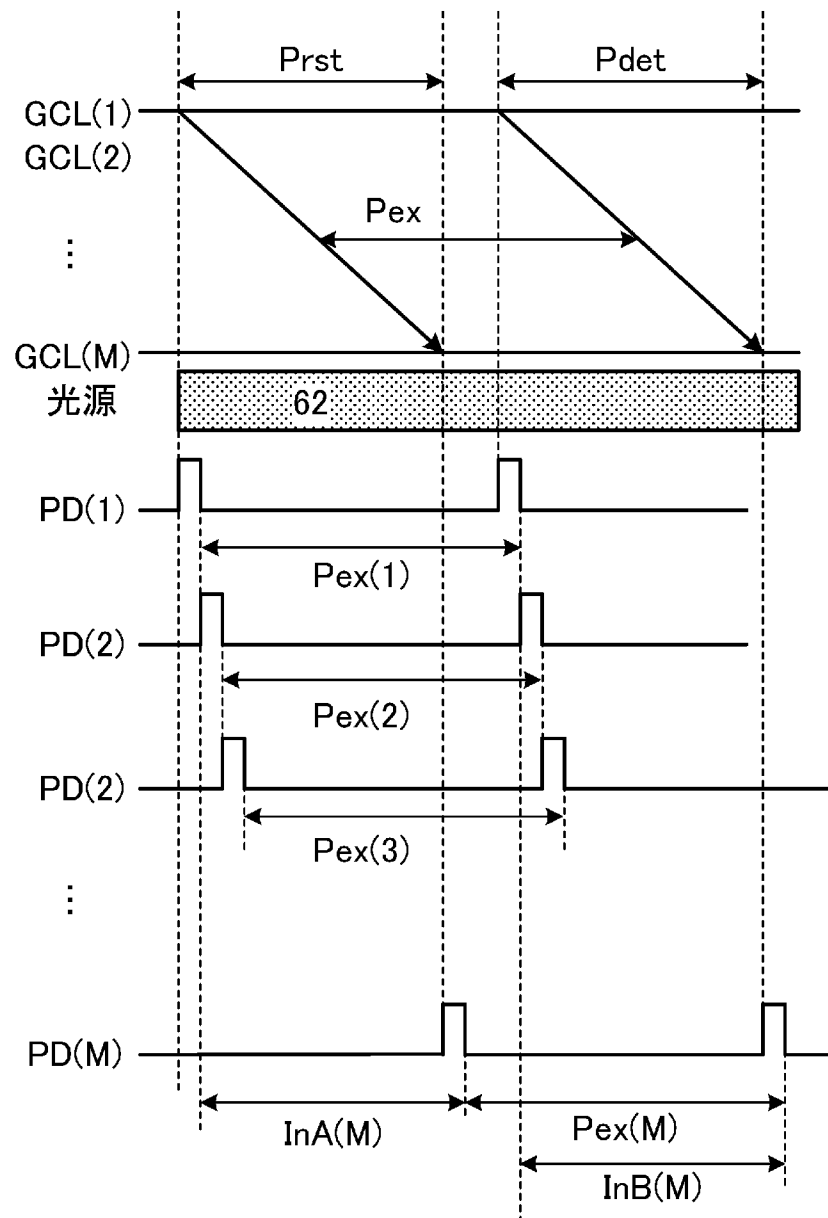
[図12]



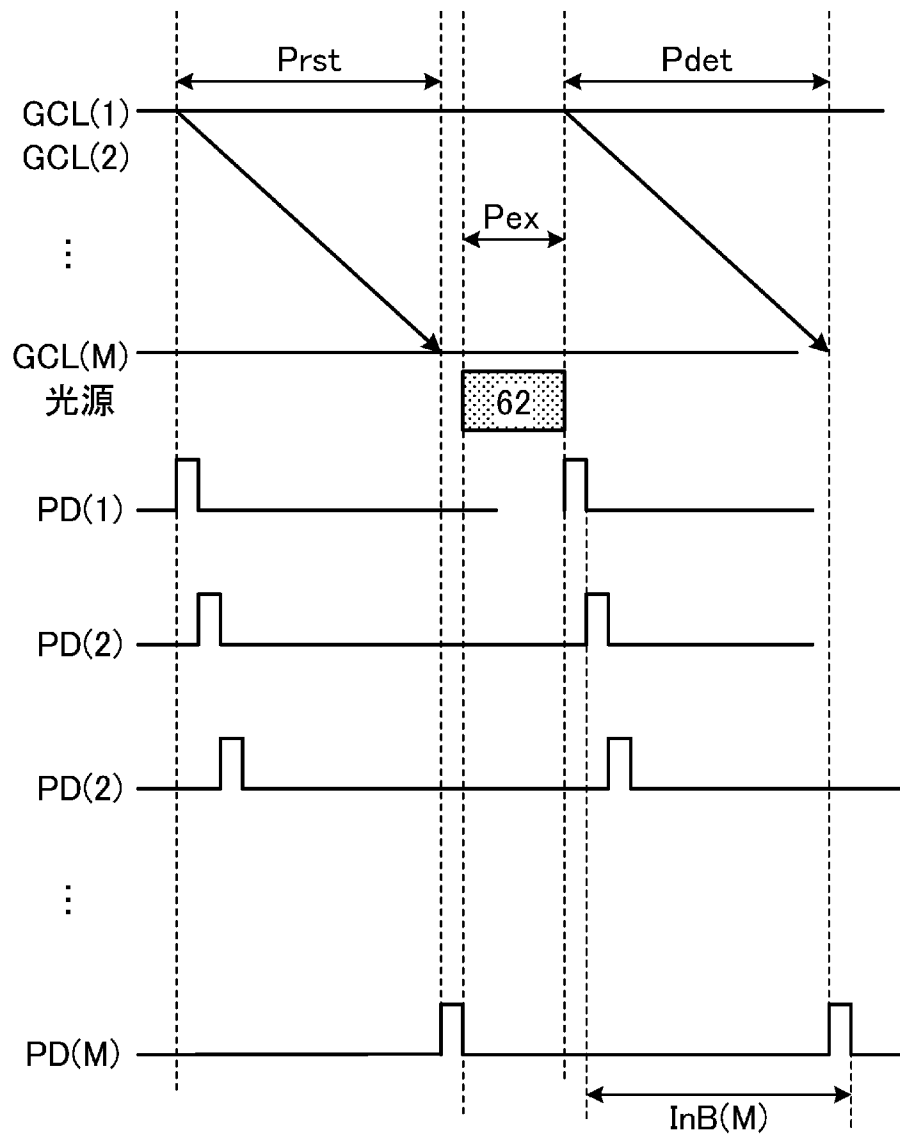
[図13]



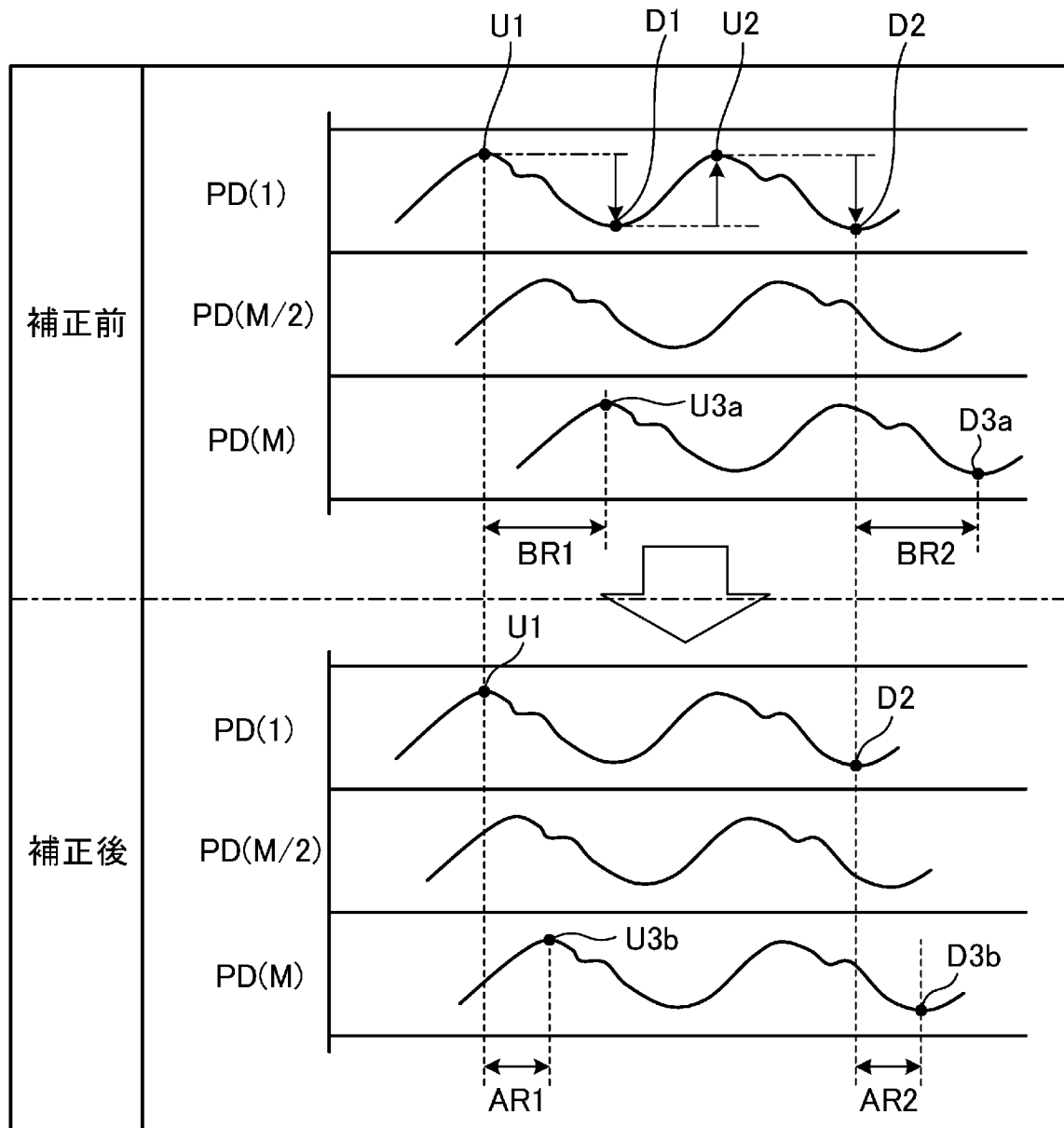
[図14]



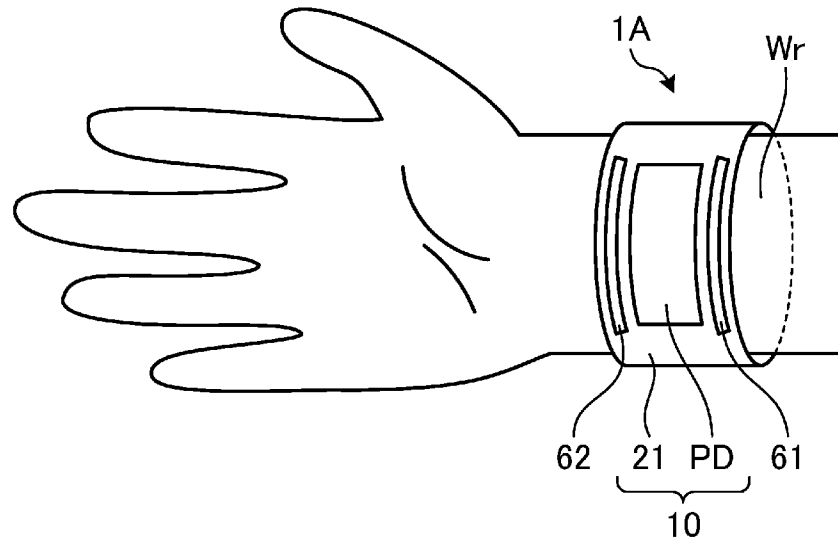
[図15]



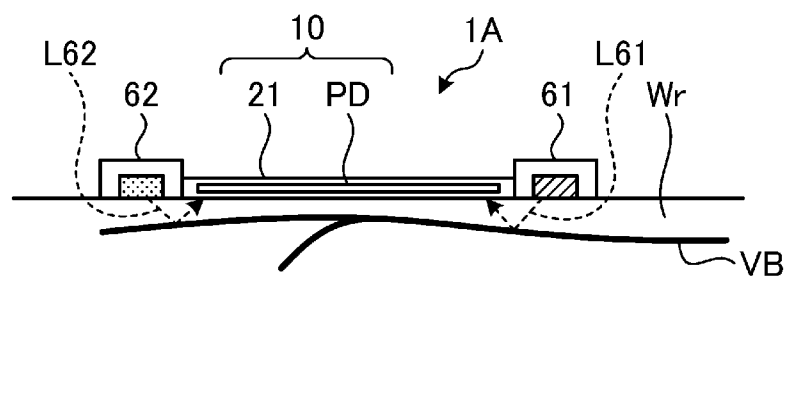
[図16]



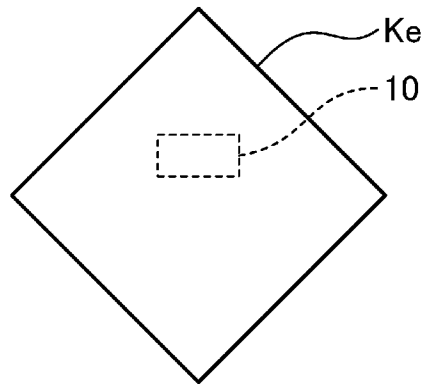
[図17]



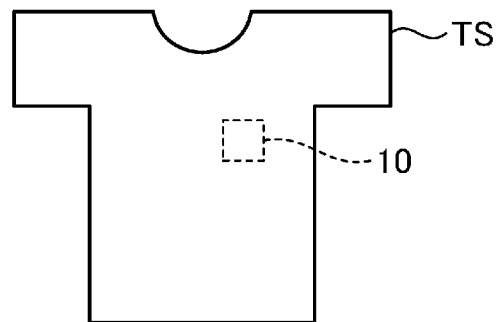
[図18]



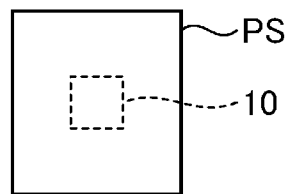
[図19]



[図20]



[図21]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/016503

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 1/00 (2006.01) i; A61B 5/02 (2006.01) i
FI: A61B5/02 310V; G06T1/00 400B

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)

G06T1/00; A61B5/02

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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 Y A	JP 2018-7907 A (SEIKO EPSON CORP.) 18.01.2018 (2018-01-18) claims, paragraphs [0017], [0031], fig. 2	1, 7 2-3, 6, 8-9 4-5
X Y A	US 2017/0238819 A1 (GARMIN SWITZERLAND GMBH) 24.08.2017 (2017-08-24) claims, paragraphs [0041]- [0045], [0060], fig. 5	1, 7 2-3, 6, 8-9 4-5
Y	US 2014/0100823 A1 (GAS MEDICAL SYSTEMS, INC.) 10.04.2014 (2014-04-10) fig. 13	2, 6, 8-9
Y	JP 2017-140202 A (OMRON AUTOMOTIVE ELECTRONICS CO., LTD.) 17.08.2017 (2017-08-17) fig. 8	2, 6, 8-9
Y	US 2017/0095168 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 06.04.2017 (2017-04-06) paragraph [0067], fig. 7	6, 8-9



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
16 June 2020 (16.06.2020)

Date of mailing of the international search report
30 June 2020 (30.06.2020)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/016503

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2016/067556 A1 (NEC CORP.) 06.05.2016 (2016-05-06) paragraphs [0019], [0026]	8-9
A	WO 2015/129843 A1 (KYOCERA CORP.) 03.09.2015 (2015-09-03) claims, paragraph [0080], drawings	1-9
A	WO 2017/160485 A1 (QUALCOMM INCORPORATED) 21.09.2017 (2017-09-21) claims, paragraphs [0055], [0065], [0075]-[0077], [0085]-[0087], [0094], figures	1-9
A	JP 2004-73722 A (NIPPON COLIN CO., LTD.) 11.03.2004 (2004-03-11) paragraphs [0025], [0040]	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/016503

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2018-7907 A	18 Jan. 2018	US 2018/0014758 A1 claims, paragraphs [0026], [0040], fig. 2	
US 2017/0238819 A1	24 Aug. 2017	WO 2017/143198 A1 EP 3416544 A1 CN 109069032 A	
US 2014/0100823 A1	10 Apr. 2014	EP 2712544 A1	
JP 2017-140202 A	17 Aug. 2017	(Family: none)	
US 2017/0095168 A1	06 Apr. 2017	EP 3153094 A1 CN 107019503 A KR 10-2017-0040034 A	
WO 2016/067556 A1	06 May 2016	US 2017/0337414 A1 paragraphs [0033], [0040]	
WO 2015/129843 A1	03 Sep. 2015	JP 2016-135261 A JP 2016-152918 A	
WO 2017/160485 A1	21 Sep. 2017	JP 2019-513035 A US 2017/0265753 A1 EP 3429464 A1 CN 109069011 A KR 10-2018-0120183 A	
JP 2004-73722 A	11 Mar. 2004	BR 112018068613 A2 (Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） G06T 1/00(2006.01)i; A61B 5/02(2006.01)i FI: A61B5/02 310V; G06T1/00 400B		
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）） G06T1/00; A61B5/02		
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 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020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 2018-7907 A (セイコーエプソン株式会社) 18.01.2018 (2018-01-18) [特許請求の範囲], 段落[0017], [0031], [図2]	1, 7
Y		2-3, 6, 8-9
A		4-5
X	US 2017/0238819 A1 (GARMIN SWITZERLAND GMBH) 24.08.2017 (2017-08-24) Claims, [0041]-[0045], [0060], FIG. 5	1, 7
Y		2-3, 6, 8-9
A		4-5
Y	US 2014/0100823 A1 (CAS MEDICAL SYSTEMS, INC.) 10.04.2014 (2014-04-10) FIG. 13	2, 6, 8-9
Y	JP 2017-140202 A (オムロンオートモーティブエレクトロニクス株式会社) 17.08.2017 (2017-08-17) [図8]	3, 6, 8-9
Y	US 2017/0095168 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 06.04.2017 (2017-04-06) [0067], FIG. 7	6, 8-9
☒ 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、一般的な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 16.06.2020		国際調査報告の発送日 30.06.2020
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） 清水 裕勝 2Q 5262 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*	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
Y	WO 2016/067556 A1 (日本電気株式会社) 06.05.2016 (2016 - 05 - 06) 段落[0019], [0026]	8-9
A	WO 2015/129843 A1 (京セラ株式会社) 03.09.2015 (2015 - 09 - 03) 請求の範囲, 段落[0080], 図面	1-9
A	WO 2017/160485 A1 (QUALCOMM INCORPORATED) 21.09.2017 (2017 - 09 - 21) Claims, [0055], [0065], [0075]-[0077], [0085]-[0087], [0094], Figures	1-9
A	JP 2004-73722 A (日本コーリン株式会社) 11.03.2004 (2004 - 03 - 11) 段落[0025], [0040]	1-9

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/JP2020/016503

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2018-7907	A	18.01.2018	US 2018/0014758 A1 Claims, [0026], [0040], FIG. 2	
US	2017/0238819	A1	24.08.2017	WO 2017/143198 A1 EP 3416544 A1 CN 109069032 A	
US	2014/0100823	A1	10.04.2014	EP 2712544 A1	
JP	2017-140202	A	17.08.2017	(ファミリーなし)	
US	2017/0095168	A1	06.04.2017	EP 3153094 A1 CN 107019503 A KR 10-2017-0040034 A	
WO	2016/067556	A1	06.05.2016	US 2017/0337414 A1 [0033], [0040]	
WO	2015/129843	A1	03.09.2015	JP 2016-135261 A JP 2016-152918 A	
WO	2017/160485	A1	21.09.2017	JP 2019-513035 A US 2017/0265753 A1 EP 3429464 A1 CN 109069011 A KR 10-2018-0120183 A BR 112018068613 A2	
JP	2004-73722	A	11.03.2004	(ファミリーなし)	