

(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
2015 年 11 月 5 日(05.11.2015)



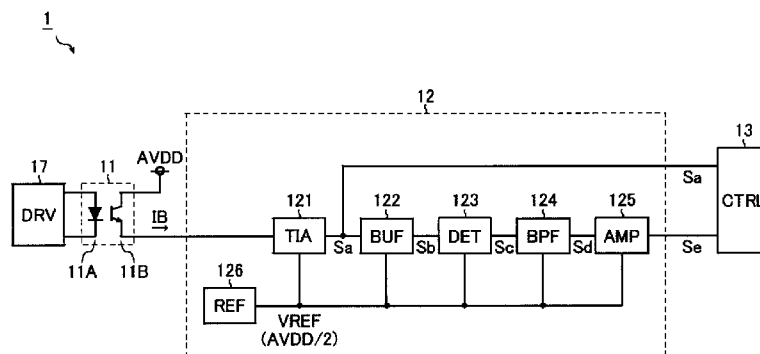
(10) 国際公開番号

WO 2015/166990 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/062993
- (22) 国際出願日: 2015 年 4 月 30 日(30.04.2015)
- (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 2014-095367 2014 年 5 月 2 日(02.05.2014) JP
特願 2014-211684 2014 年 10 月 16 日(16.10.2014) JP
- (71) 出願人: ローム株式会社(ROHM CO., LTD.) [JP/JP];
〒6158585 京都府京都市右京区西院溝崎町 2 1
番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 照元 幸次(TERUMOTO Koji); 〒6158585
京都府京都市右京区西院溝崎町 2 1 番地 ロ
ーム株式会社内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 佐野特許事務所(SANO
PATENT OFFICE); 〒5400032 大阪府大阪市中央
区天満橋京町 2 - 6 天満橋八千代ビル別館 5 F
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, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN,
IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, 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:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: PULSE WAVE SENSOR AND PULSE WAVE MEASUREMENT MODULE

(54) 発明の名称: 脈波センサ、及び脈波計測モジュール



(57) Abstract: A pulse wave sensor having: a light sensor unit for radiating light to a living body from a light-emitting unit and detecting reflected light or transmitted light from the living body through use of a light-receiving unit, and thereby generating an electric current signal corresponding to the intensity of received light; a pulse drive unit for turning the light-emitting unit on and off at a predetermined frame frequency and duty; a transimpedance amplifier for converting the electric current signal to a voltage signal; and a mounting determination unit for determining a mounting status by comparing an off voltage signal obtained by the transimpedance amplifier and a predetermined first threshold voltage in a period in which the light-emitting unit is off.

(57) 要約: 発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光または透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、前記電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプと、前記発光部の消灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオフ電圧信号と所定の第1 閾値電圧とを比較することにより装着判定を行う装着判定部と、を有する脈波センサとしている。



WO 2015/166990 A1

明 細 書

発明の名称：脈波センサ、及び脈波計測モジュール

技術分野

[0001] 本発明は、脈波センサに関する。

背景技術

[0002] 従来より、発光部から生体（被験者の腕や指など）に光を照射し、生体を透過した光の受光強度に基づいて被験者の脈波を検出する脈波センサ（いわゆる光電型の脈波センサ）が知られている。この種の脈波センサでは、受光強度が被験者の拍動に伴って変動するので、受光強度に応じた脈波信号の特徴（脈波信号の変動周期など）に基づいて、種々の脈波情報（被験者の脈拍数など）を取得することができる。

[0003] なお、上記に関連する背景技術の一例としては、特許文献1を挙げることができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平05-161615号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、被験者の脈拍数などを正しく取得するためには、脈波センサを被験者の腕や指などに正しく装着する必要がある。しかし、従来の脈波センサは、これが生体に装着されているか否かを判定せずに計測を行い、その結果をパラメータ値として出力していた。

[0006] そのため、例えば、生体に装着する前に電源が投入された脈波センサは、無意味なパラメータ値を出力してしまう不自然な動作状態に陥る場合があった。また、例えば、生体への装着が不完全な脈波センサは、誤ったパラメータ値を出力してしまう不都合な動作状態に陥る場合があった。

[0007] なお、脈波センサの装着判定手法としては、例えば、脈波の振幅強度を検

出する手法が考えられる。この手法では、所定の発光強度で発光部を発光させて脈波信号の振幅（＝最大信号値と最小信号値との差）を直接読み取り、読み取った振幅が所定の閾値を超えているか否かにより、生体への装着／未装着を判定する。

[0008] しかしながら、安静時における脈波の周期が1 Hzであるとした場合、脈波信号の振幅を直接読み取るためには、最低でも1秒程度の時間を要し、通常は2～3秒程度の時間を要する。また、装着判定の精度を高めるべく、上記の振幅読み取りを n 回（ただし、 $n \geq 2$ ）に亘って繰り返すことも考えられる。この場合には、装着判定に要する時間が上記の n 倍（＝ $2n \sim 3n$ 秒）になる（通常10秒前後）。

[0009] また、例えば、脈波センサを生体に装着せずに放置した状態で周囲光が変化しないような状況では、脈波信号は基準電圧で固定され、周囲光が変化する状況では振幅変化が生じる。また、生体に未装着で脈波センサが動かされる場合（手に持って歩くなど）、やはり振幅変化が生じる。従って、脈波信号の振幅に基づく未装着判定は困難となる。

[0010] 一方、生体と脈波センサとの装着を判定するための装着センサ（近接センサなど）を別途追加することも考えられる。しかしながら、この場合には、装着センサの追加に伴い、制御の複雑化、部品点数の増加、コストの上昇、ないしは、サイズの大型化が招かれる。

[0011] 本発明は、本願の発明者により見出された上記の問題点に鑑み、生体への装着／未装着を迅速かつ正確に判定することのできる脈波センサ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

[0012] 上記目的を達成するために本発明の一態様に係る脈波センサは、発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光または透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、

前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、

前記電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプと、
前記発光部の消灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオフ電圧信号と所定の第1閾値電圧とを比較することにより装着判定を行う装着判定部と、を有する構成としている（第1の構成）。

[0013] また、上記第1の構成において、前記第1閾値電圧は、前記トランスインピーダンスアンプの基準電圧よりも低い電圧値に設定されていることとしてもよい（第2の構成）。

[0014] また、上記第1又は第2の構成において、前記装着判定部は、前記発光部の点灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオン電圧信号を、所定の第2閾値電圧及び前記第2閾値電圧よりも低い所定の第3閾値電圧と比較することにより装着判定を行うこととしてもよい（第3の構成）。

[0015] また、上記第3の構成において、前記パルス駆動部に前記発光部を点消灯させて得られる前記オン電圧信号に基づく電圧値と所定の調整用閾値電圧との比較により、前記発光部の輝度を調整する輝度調整制御部を更に備え、
前記第2閾値電圧は前記調整用閾値電圧よりも高く、前記第3閾値電圧は前記調整用閾値電圧よりも低いこととしてもよい（第4の構成）。

[0016] また、上記第3又は第4の構成において、前記装着判定部は、前記オフ電圧信号と前記オン電圧信号共に装着判定条件を満足しているかに応じて第1カウント数又は第2カウント数を変化させ、前記第1カウント数、前記第2カウント数のいずれが所定値に達したかに応じて装着／未装着判定を行うこととしてもよい（第5の構成）。

[0017] また、上記第3又は第4の構成において、前記装着判定部は、前記オフ電圧信号と前記オン電圧信号の少なくともいずれかが装着判定条件を満足していない場合はカウント数を変化させ、そうでない場合は前記カウント数をリセットしつつ装着判定を行い、前記カウント数が所定値に達すると未装着判定を行うこととしてもよい（第6の構成）。

[0018] また、上記第1～第6のいずれかの構成において、前記トランスインピーダンスアンプの出力信号に基づいて包絡線を抽出する処理を行うことにより

脈波信号を出力する信号出力部を更に備え、

前記装着判定部は、前記脈波信号を所定の第4 閾値電圧と比較することにより装着判定を行うこととしてもよい（第7 の構成）。

[0019] また、上記第1 ～第7 のいずれかの構成において、前記装着判定部は、前記オフ電圧信号を所定のサンプリングレートで複数回モニタリングすることとしてもよい（第8 の構成）。

[0020] また、上記第8 の構成において、前記サンプリングレートは、1 ～8 Hz であることとしてもよい（第9 の構成）。

[0021] また、上記第8 又は第9 の構成において、前記装着判定部は、所定の判定期間に亘って複数回モニタリングされた前記オフ電圧信号についてそれぞれ前記第1 閾値電圧との比較処理を行い、全ての比較結果に基づいて前記装着判定を行うこととしてもよい（第10 の構成）。

[0022] また、上記第10 の構成において、前記判定期間は、1 ～5 秒であることとしてもよい（第11 の構成）。

[0023] また、上記第1 ～第11 のいずれかの構成において、前記フレーム周波数は、50 ～1000 Hz であることとしてもよい（第12 の構成）。

[0024] また、上記第1 ～第12 のいずれかの構成において、前記デューティは、 $1/8 \sim 1/200$ であることとしてもよい（第13 の構成）。

[0025] また、上記第1 ～第13 のいずれかの構成において、前記装着判定部は、汎用入出力ポート又はシリアル通信ポートを介して、前記装着判定の結果を出力することとしてもよい（第14 の構成）。

[0026] また、上記第1 ～第14 のいずれかの構成において、前記発光部の出力波長は、600 nm 以下の可視光領域に属することとしてもよい（第15 の構成）。

[0027] また、本発明の他の態様に係る脈波計測モジュールは、発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光又は透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、

前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス

駆動部と、

前記電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプと、

前記トランスインピーダンスアンプの出力信号に基づいて包絡線を抽出する処理を行うことにより脈波信号を出力する信号出力部と、

前記信号出力部から出力された前記脈波信号に基づいて脈波情報を生成する生成部と、

前記発光部の消灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオフ電圧信号と所定の閾値電圧とを比較することにより装着判定を行う装着判定部と、

前記生成部により生成された前記脈波情報を外部へ送信する第1送信部と

、

前記装着判定部による判定結果を外部へ送信する第2送信部と、

を備える構成としている（第16の構成）。

[0028] また、上記第16の構成において、前記第1送信部はシリアルデータ通信ポートであり、前記第2送信部はシリアルデータ通信ポート又は汎用入出力ポートであることとしてもよい。

発明の効果

[0029] 本発明によると、生体への装着／未装着を迅速かつ正確に判定することのできる脈波センサを提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0030] [図1]手首での脈波測定の原理を説明するための模式図である。

[図2]生体内における光の減衰量（吸光度）が時間的に変化する様子を示す波形図である。

[図3]脈波センサの一構成例を示すブロック図である。

[図4]光センサ部及びパルス駆動部の一構成例を示す回路図である。

[図5]フィルタ部の一構成例を示すブロック図である。

[図6]トランスインピーダンスアンプの一構成例を示す回路図である。

[図7]制御部の一構成例を示すブロック図である。

[図8]脈波計測モジュールの一構成例を示すブロック図である。

[図9]変形例に係る脈波計測モジュールの構成を示すブロック図である。

[図10]電圧信号 S a の波形を模式的に示す図である。

[図11]装着判定処理の一例を示すフローチャートである。

[図12]信号 S a 及び S e の第 1 挙動（ベルト固定）を示すタイムチャートである。

[図13]信号 S a 及び S e の第 2 挙動（ベルト未固定）を示すタイムチャートである。

[図14]信号 S a 及び S e の第 3 挙動（5 mm 浮き）を示すタイムチャートである。

[図15]信号 S a 及び S e の第 4 挙動（机上放置）を示すタイムチャートである。

[図16]信号 S a 及び S e の第 5 挙動（センサ下向き）を示すタイムチャートである。

[図17]信号 S a 及び S e の第 6 挙動（センサ上向き）を示すタイムチャートである。

[図18]電圧信号 S a の実際の波形例を示す図である。

[図19]出力信号 S e の実際の波形例を示す図である。

[図20]装着判定処理の第 1 変形実施例に係るフローチャートである。

[図21]図 20 におけるステップ S 2 での処理を具体的に示したフローチャートである。

[図22]装着判定処理の第 2 変形実施例に係るフローチャートである。

[図23]各周囲環境における信号実測例を示した一覧表である。

[図24]室内環境における信号実測波形例を示す図である。

[図25]屋外環境における信号実測波形例を示す図である。

[図26]暗室環境における信号実測波形例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0031] <脈波測定の実理>

図1は、手首での脈波測定の原理を説明するための模式図であり、図2は、生体内における光の減衰量（吸光度）が時間的に変化する様子を示す波形図である。

[0032] 容積脈波法による脈波測定では、例えば、図1に示したように、測定窓に押し当てられた生体の一部（図1では手首）に向けて発光部（LED [Light Emitting Diode] など）から光が照射され、体内を透過して体外に出てくる光の強度が受光部（フォトダイオードやフォトトランジスタなど）で検出される。ここで、図2に示したように、生体組織や静脈血（脱酸素化ヘモグロビンHb）による光の減衰量（吸光度）は一定であるが、動脈血（酸素化ヘモグロビンHbO₂）による光の減衰量（吸光度）は拍動によって時間的に変動する。従って、可視領域から近赤外領域にある「生体の窓」（光が生体を透過しやすい波長領域）を利用して、末梢動脈の吸光度変化を測定することにより、非侵襲で容積脈波を測定することができる。

[0033] なお、図1では、図示の便宜上、脈波センサ（発光部と受光部）を手首の背側（外側）に装着した様子が描写されているが、脈波センサの装着位置についてはこれに限定されるものではなく、手首の腹側（内側）であってもよいし、他の部位（指先、指の第3関節、額、眉間、鼻先、頬、眼下、こめかみ、耳たぶなど）であってもよい。

[0034] <脈波から分かること>

なお、心臓及び自立神経の支配を受けている脈波は、常に一定の挙動を示すものではなく、被験者の状態によって様々な変化（揺らぎ）を生じるものである。従って、脈波の変化（揺らぎ）を解析することにより、被験者の様々な身体情報を得ることができる。例えば、心拍数からは、被験者の運動能力や緊張度などを知ることができ、心拍変動からは、被験者の疲労度、快眠度、及び、ストレスの大きさなどを知ることができる。また、脈波を時間軸で2回微分することにより得られる加速度脈波からは、被験者の血管年齢や動脈硬化度などを知ることができる。

[0035] <脈波センサ>

図3は、脈波センサの一構成例を示すブロック図である。本構成例の脈波センサ1は、本体ユニット10と、本体ユニット10の両端部に取り付けられて生体2（具体的には手首）に巻き回されるベルト20とを備えた腕輪構造（腕時計型構造）とされている。ベルト20の素材としては、皮革、金属、樹脂などを用いることができる。

[0036] 本体ユニット10は、光センサ部11と、フィルタ部12と、制御部13と、表示部14と、通信部15と、電源部16と、パルス駆動部17と、を含む。

[0037] 光センサ部11は、本体ユニット10の裏面（生体2と対向する側の面）に設けられており、発光部11Aから生体2に光を照射して生体2からの反射光（又は透過光でも可）を受光部11Bで検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する。本構成例の脈波センサ1において、光センサ部11は、発光部11Aと受光部11Bが生体2を挟んで互いに反対側に設けられた構成（いわゆる透過型、図1の破線矢印を参照）ではなく、発光部11Aと受光部11Bが生体2に対していずれも同じ側に設けられた構成（いわゆる反射型、図1の実線矢印を参照）とされている。なお、本願の発明者らは、手首での脈波測定について、十分に脈波の測定が可能であることを実際に実験で確認済みである。

[0038] フィルタ部12は、光センサ部11から入力される電流信号に各種の信号処理（電流／電圧変換処理、検波処理、フィルタ処理、及び、増幅処理）を施して制御部13に出力する。なお、フィルタ部12の具体的な構成については後ほど詳細に説明する。

[0039] 制御部13は、脈波センサ1全体の動作を統括的に制御するほか、フィルタ部12の出力信号に各種の信号処理を施すことにより、脈波に関する種々の情報（脈波の揺らぎ、心拍数、心拍変動、及び、加速度脈波など）を取得する。

[0040] 表示部14は、本体ユニット10の表面（生体2と対向しない側の面）に設けられており、表示情報（日付や時間に関する情報のほか、脈波の測定結

果なども含まれる)を出力する。すなわち、表示部14は、腕時計の文字盤面に相当する。なお、表示部14としては、液晶表示パネルなどを好適に用いることができる。

[0041] 通信部15は、脈波センサ1の測定データを外部機器(パーソナルコンピュータや携帯電話機など)に無線または有線で送信する。特に、脈波センサ1の測定データを外部機器に無線で送信する構成であれば、脈波センサ1と外部機器とを有線で接続する必要がなくなるので、例えば、被験者の行動を制約せずに測定データのリアルタイム送信を行うことが可能となる。また、脈波センサ1を防水構造とする際には、外部端子を完全に排除するという観点から、測定データの外部送信方式として無線送信方式を採用することが望ましい。なお、無線送信方式を採用する場合、通信部15としては、Bluetooth(登録商標)無線通信モジュールICなどを好適に用いることができる。

[0042] 電源部16は、バッテリーとDC/DCコンバータを含み、バッテリーからの入力電圧を所望の出力電圧に変換して脈波センサ1の各部に供給する。このように、バッテリー駆動方式の脈波センサ1であれば、脈波の測定時に外部からの給電ケーブルを接続する必要がないので、被験者の行動を制約せずに脈波の測定を行うことが可能となる。なお、上記のバッテリーとしては、繰り返して充電を行うことが可能な二次電池(リチウムイオン二次電池や電気二重層キャパシタなど)を用いることが望ましい。このように、バッテリーとして二次電池を用いる構成であれば、煩わしい電池交換作業が不要となるので、脈波センサ1の利便性を高めることができる。また、バッテリー充電時における外部からの電力供給方式としては、USB[universal serial bus]ケーブルなどを用いる接触給電方式であってもよいし、電磁誘導方式、電界結合方式、及び、磁界共鳴方式などの非接触給電方式であってもよい。ただし、脈波センサ1を防水構造とする際には、外部端子を完全に排除するという観点から、外部からの電力供給方式として非接触給電方式を採用することが望ましい。

- [0043] パルス駆動部 17 は、光センサ部 11 の発光部 11A を所定のフレーム周波数 f （例えば $50 \sim 1000 \text{ Hz}$ ）、及び、デューティ D （ $1/8 \sim 1/200$ ）で点消灯させる。
- [0044] 上記のように、腕輪構造を有する脈波センサ 1 であれば、被験者が意図的に脈波センサ 1 を手首から外さない限り、脈波の測定中に脈波センサ 1 が手首から脱落してしまうおそれは殆どないので、被験者の行動を制約せずに脈波の測定を行うことが可能となる。
- [0045] また、腕輪構造を有する脈波センサ 1 であれば、被験者に対して脈波センサ 1 を装着していることをあまり意識させずに済むので、長期間（数日～数ヶ月）に亘る継続的な脈波測定を行う場合であっても、被験者に過度のストレスを与えずに済む。
- [0046] 特に、脈波の測定結果だけでなく、日時情報なども表示することのできる表示部 14 を備えた脈波センサ 1（すなわち、腕時計構造の脈波センサ 1）であれば、被験者は脈波センサ 1 を腕時計として日常的に装着することができるので、脈波センサ 1 の装着に対する抵抗感をさらに払拭することが可能となり、延いては、新規ユーザ層の開拓に寄与することが可能となる。
- [0047] また、脈波センサ 1 は、防水構造としておくことが望ましい。このような構成とすることにより、水（雨）や汗などに濡れても故障せずに脈波を測定することが可能となる。また、脈波センサ 1 を多人数で共用する場合（例えばスポーツジムでの貸し出し用として使用する場合）には、脈波センサ 1 を丸ごと水洗いすることにより、脈波センサ 1 を清潔に保つことが可能となる。
- [0048] <光センサ部及びパルス駆動部>
- 図 4 は、光センサ部 11 及びパルス駆動部 17 の一構成例を示す回路図である。本構成例の光センサ部 11 は、発光ダイオード（発光部に相当）11A と、フォトランジスタ（受光部に相当）11B とを含む。また、本構成例のパルス駆動部 17 は、スイッチ 171 と電流源 172 とを含む。
- [0049] 発光ダイオード 11A のアノードは、スイッチ 171 を介して電源電圧 A

VDDの印加端に接続されている。発光ダイオード11Aのカソードは、電流源172を介して接地端に接続されている。スイッチ171は、パルス駆動信号S171に応じてオン／オフされる。電流源172は、輝度制御信号S172に応じた定電流I_Aを生成する。なお、運動時や屋外での脈波測定を精度良く実施するためには、発光ダイオード11Aを外来光よりも高い輝度でパルス駆動することが望ましい。

[0050] スイッチ171がオンされているときには、定電流I_Aの流れる電流経路が導通されるので、発光ダイオード11Aが点灯して生体2に光が照射される。このとき、フォトランジスタ11Bのコレクタとエミッタとの間には、生体2から戻ってくる反射光の受光強度に応じた電流信号I_Bが流れる。一方、スイッチ171がオフされているときには、定電流I_Aの流れる電流経路が遮断されるので、発光ダイオード11Aが消灯する。

[0051] <フィルタ部>

図5はフィルタ部12の一構成例を示すブロック図である。本構成例のフィルタ部12は、トランスインピーダンスアンプ121（以下、TIA [transimpedance amplifier] 121と略称する）と、バッファ回路122と、検波回路123と、バンドパスフィルタ回路124と、増幅回路125と、基準電圧生成回路126と、を含む。なお、TIA 121より後段側のバッファ回路122から増幅回路125までの構成によって、後述する出力信号S_e（脈波信号に相当）を出力する信号出力部が形成される。

[0052] TIA 121は、電流信号I_Bを電圧信号S_aに変換して後段のバッファ回路122と制御部13に各々出力する電流／電圧変換回路の一種である。

[0053] バッファ回路122は、電圧信号S_aをバッファ信号S_bとして後段に伝達するボルテージフォロワである。

[0054] 検波回路123は、パルス駆動される電圧信号S_bからその包絡線のみを抽出することにより検波信号S_cを生成し、これを後段に出力する。検波回路123としては、半波整流検波回路や全波整流検波回路などを用いることができる。

- [0055] バンドパスフィルタ回路 124 は、検波信号 S_c に重畳した低周波成分と高周波成分をいずれも除去することによりフィルタ信号 S_d を生成し、これを後段に出力する。なお、バンドパスフィルタ回路 124 の通過周波数帯域は、 $0.6 \sim 4.0 \text{ Hz}$ 程度に設定しておくことが望ましい。
- [0056] 増幅回路 125 は、フィルタ信号 S_d を所定のゲインで増幅することにより出力信号 S_e を生成し、これを後段の制御部 13 に出力する。
- [0057] 基準電圧生成回路 126 は、電源電圧 $AVDD$ を $1/2$ に分圧することにより基準電圧 V_{REF} ($= AVDD / 2$) を生成し、これをフィルタ部 12 の各部に供給する。
- [0058] 本構成例のフィルタ部 12 であれば、被験者の体動ノイズを適切に除去することができるので、被験者の安静時における脈波はもちろん、被験者の運動時（歩行時、ジョギング時、ないしは、ランニング時など）における脈波についても、高精度に検出することが可能となる。
- [0059] また、本構成例のフィルタ部 12 において、 $T1A121$ 、バッファ回路 122、検波回路 123、バンドパスフィルタ回路 124、及び、増幅回路 125 は、いずれも基準電圧 V_{REF} ($= AVDD / 2$) をセンターとして動作するので、フィルタ部 12 の出力信号 S_e は、基準電圧 V_{REF} に対して上下に振幅変動する波形となる。従って、本構成例のフィルタ部 12 であれば、出力信号 S_e の飽和（電源電圧 $AVDD$ や接地電圧 GND への張り付き）を防止して、脈波データを正しく検出することが可能となる。

[0060] <T1A>

図 6 は、 $T1A121$ の一構成例を示す回路図である。本構成例の $T1A121$ は、オペアンプ $AMP1$ と、抵抗 $R1$ と、キャパシタ $C1$ と、を含む。オペアンプ $AMP1$ の非反転入力端（+）は、基準電圧 V_{REF} ($= AVDD / 2$) の印加端に接続されている。オペアンプ $AMP1$ の反転入力端（-）は、フォトダイオード 11B のエミッタに接続されている。フォトダイオード 11B のコレクタは、電源電圧 $AVDD$ の印加端に接続されている。オペアンプ $AMP1$ の出力端は、電圧信号 S_a の出力端に相当する。抵抗 R

1 及びキャパシタ C 1 は、それぞれ、オペアンプ AMP 1 の反転入力端（－）と出力端との間に並列接続されている。

[0061] 本構成例の T I A 1 2 1 では、オペアンプ AMP 1 の反転入力端（－）から抵抗 R 1 を介して電圧信号 S a の出力端に至る電流経路を電流信号 I B が流れる。従って、オペアンプ AMP 1 の反転入力端（－）には、電圧信号 S a に抵抗 R 1 の両端間電圧を足し合わせた電圧（ $= S a + I B \times R 1$ ）が印加される。一方、オペアンプ AMP 1 は、非反転入力端（＋）と反転入力端（－）がイマジナリショートするように出力信号 S a を生成する。従って、T I A 1 2 1 で生成される電圧信号 S a は、基準電圧 V R E F から抵抗 R 1 の両端間電圧を差し引いた電圧値（ $V R E F - I B \times R 1$ ）となる。

[0062] すなわち、抵抗 R 1 に流れる電流信号 I B（フォトトランジスタ 1 1 B での受光量に相当）が大きいほど電圧信号 S a が低くなり、逆に、電流信号 I B が小さいほど電圧信号 S a が高くなる。なお、T I A 1 2 1 のゲインは、抵抗 R 1 の抵抗値を変えることによって任意に調整することが可能である。

[0063] <制御部に関して>

図 7 は、制御部 1 3 の一構成例を示すブロック図である。本構成例の制御部 1 3 は、主制御回路 1 3 1 と副制御回路 1 3 2 を含む。

[0064] 主制御回路 1 3 1 は、主として、表示部 1 4 を用いた表示動作や通信部 1 5 を用いた通信動作を司る主体である。

[0065] 副制御回路 1 3 2 は、主として、光センサ部 1 1 を用いた脈波測定動作を司る主体であり、A/D変換器 1 3 2 a と、デジタル信号処理部 1 3 2 b と、シリアルデータ通信ポート 1 3 2 c と、を含む。なお、上記の脈波測定動作には、例えば、発光部 1 1 A のパルス駆動制御及び輝度設定制御（キャリアブレーション）、出力信号 S e のデジタル信号処理、並びに、電圧信号 S a 及び出力信号 S e に基づく装着判定処理が含まれる。

[0066] A/D変換器 1 3 2 a は、アナログ形式の出力信号 S e 及び電圧信号 S a を時分割で受け取り、各々をデジタル形式に変換してデジタル信号処理部 1 3 2 b に順次出力する。なお、マルチ入力型の A/D変換器 1 3 2 a に代え

て、出力信号 S_e 及び電圧信号 S_a の各個入力を受け付けるシングル入力型の A/D 変換器を複数並列に設けても構わない。

[0067] デジタル信号処理部 132b は、A/D 変換器 132a の出力に各種のデジタル信号処理を施す。ここでのデジタル信号処理には、出力信号 S_e に基づく脈波データの波形整形処理や解析処理のほか、電圧信号 S_a 及び出力信号 S_e に基づく装着判定処理が含まれる。すなわち、デジタル信号処理部 132b は、脈波センサ 1 の装着／未装着を判定する装着判定部としての機能を備えている。装着判定処理の詳細については後述する。また、上記解析処理には、脈波に関する種々の情報（心拍数、心拍変動、加速度脈波など）を算出等によって生成する処理が含まれる。

[0068] シリアルデータ通信ポート 132c は、主制御回路 131 と副制御回路 132 との相互間で、シリアルデータ通信を行うためのポートである。例えば、デジタル信号処理部 132b は、脈波測定動作によって得られた脈波に関する種々の情報（脈波情報）をシリアルデータ通信ポート 132c 経由で主制御回路 131 に送信する。主制御回路 131 は、副制御回路 132 から送信された脈波情報を表示部 14 に表示させたり、通信部 15 から外部機器に転送させたりする。

[0069] また、デジタル信号処理部 132b は、脈波センサ 1 の装着判定結果をシリアルデータ通信ポート 132c から主制御回路 131 に送信することも可能である。例えば、主制御回路 131 からシリアルデータ通信ポート 132c 経由でリクエスト信号を定期的を送信し、当該リクエスト信号を受けたデジタル信号処理部 132b からシリアルデータ通信ポート 132c 経由で脈波センサ 1 の装着判定結果を返信する。

[0070] なお、シリアルデータ通信ポート 132c としては、I²C ポートなどを好適に利用することが可能である。

[0071] <脈波計測モジュールに関して>

ここで、本実施形態に係る脈波センサ 1 においては、図 8 に示すように、光センサ部 11、フィルタ部 12、パルス駆動部 17、及び副制御回路 13

2が脈波計測モジュールM1としてモジュール化されている。

[0072] 脈波計測モジュールM1における副制御回路132に含まれるデジタル信号処理部132bによって脈波情報の生成処理や装着判定処理を行い、その結果をシリアルデータ通信ポート132c経由で主制御回路131に送信するので、主制御回路131では上記処理を行う必要が無くなるので、その分の負荷を他の制御に当てることが可能となる。なお、デジタル信号処理部132bの処理能力は、主制御回路131よりも低いものでよい。

[0073] また、変形例に係る脈波センサ1'の構成を図9に示す。図9では、図8との相違点として副制御回路132'がシリアルデータ通信ポート132cに加えて汎用入出力ポート132dを備えている。そして、光センサ部11、フィルタ部12、パルス駆動部17、及び副制御回路132'が脈波計測モジュールM1'としてモジュール化されている。

[0074] 汎用入出力ポート132dは、1ビット信号（2値信号）の入出力を行うためのポートである。例えば、デジタル信号処理部132bは、装着判定フラグ（装着判定の結果に相当）を汎用入出力ポート132dに出力する。具体的に述べると、デジタル信号処理部132bは、脈波センサ1が正しく装着されていると判定したときに汎用入出力ポート132dをハイレベルとし、脈波センサ1が正しく装着されていないと判定したときに汎用入出力ポート132dをローレベルとする。主制御回路131は、汎用入出力ポート132dの出力論理レベルを監視しており、その監視結果を表示部14に表示させたり、通信部15から外部機器に転送させたりする。なお、汎用入出力ポート132dとしては、GPIO [general purpose input/output] ポートなどを好適に利用することが可能である。

[0075] <装着判定処理>

図10では、脈波センサ1を正常に装着した状態での、電圧信号Saの信号波形とその部分拡大図が描写されている。先にも述べたように、TIA121で生成される電圧信号Saは、基準電圧VREFから抵抗R1の両端間電圧を差し引いた電圧値（ $V_{REF} - I_B \times R_1$ ）となる。ここで、発光部

11Aの点灯期間 T_{on} における受光部11Bの受光強度（延いては、電流信号 I_B の電流値）は、被験者の拍動に伴って変動する。従って、図中のB点で示すように、発光部11Aの点灯期間 T_{on} にT1A121で得られる電圧信号 S_a （オン電圧信号 $S_a@B$ ）を包絡線検波することにより、被験者の脈波データ（図中の細破線を参照）を取得することができる。

[0076] 一方、受光部11Bに全く光が入射されず、抵抗 R_1 に電流信号 I_B が一切流れない場合、理想的には電圧信号 S_a が基準電圧 V_{REF} と一致する。例えば、光センサ1が生体2に正しく装着されている状態（受光部11Bに対する外来光の入射が適切に遮断されている状態）では、発光部11Aの消灯期間 T_{off} における受光部11Bでの受光強度がほぼゼロとなるので、抵抗 R_1 には電流信号 I_B が殆ど流れなくなる。従って、図中のA点で示すように、発光部11Aの消灯期間 T_{off} にT1A121で得られる電圧信号 S_a （オフ電圧信号 $S_a@A$ ）は、基準電圧 V_{REF} とほぼ一致するはずである。

[0077] 上記の知見に鑑み、制御部13（特にデジタル信号処理部132b）は、オフ電圧信号 $S_a@A$ と所定の閾値電圧 V_{th} とを比較することにより、脈波センサ1の装着判定処理を行う構成とされている。

[0078] なお、以下で説明する脈波センサ1の装着判定処理を実施する際、発光部11Aのパルス駆動時におけるフレーム周波数 f は、50～1000Hzの範囲内で設定することが望ましい（例えば $f=128\text{Hz}$ ）。また、発光部11Aのパルス駆動時におけるデューティ D （フレーム周期に占めるオン期間 T_{on} の割合）は、 $1/8 \sim 1/200$ の範囲内で設定することが望ましい（例えば $D=1/16$ ）。

[0079] 図11は、装着判定処理の一例を示すフローチャートである。装着判定処理が開始されると、まずステップS1では、所定の判定期間 T_j （例えば $T_j=1 \sim 5$ 秒）に亘って、所定のサンプリングレート f_s （例えば $f_s=1 \sim 8\text{Hz}$ ）でオフ電圧信号 $S_a@A$ の測定（複数回モニタリング）が行われる。例えば、判定期間 T_j が3秒であってサンプリングレート f_s が4Hz

である場合、ステップS 1では、合計12（＝3秒×4Hz）回の測定が行われる。

[0080] 続くステップS 2では、判定期間T_jに亘って複数回モニタリングされたオフ電圧信号S_{a@A}についてそれぞれ所定の閾値電圧V_{th}との比較処理が行われ、全ての比較結果に基づいて所定の装着判定条件を満足しているか否かの判定処理が行われる。ここで、イエス判定が下された場合にはフローがステップS 3に進められ、ノー判定が下された場合にはフローがステップS 5に進められる。

[0081] なお、上記の閾値電圧V_{th}は、T_{IA121}の基準電圧V_{REF}よりも低い電圧値に設定されている。例えば、基準電圧V_{REF}が1.50Vである場合には、閾値電圧V_{th}を1.40～1.49Vの範囲内で設定することが望ましい（例えばV_{th}=1.49V）。先にも述べたように、光センサ1が生体2に正しく装着されている状態では、発光部11Aの消灯期間T_{off}における受光部11Bでの受光強度がほぼゼロとなるので、オフ電圧信号S_{a@A}が閾値電圧V_{th}を上回るはずである。

[0082] 従って、複数モニタリングされたオフ電圧S_{a@A}と閾値電圧V_{th}とを逐一比較し、その比較結果を所定の装着判定条件と照らし合わせれば、脈波センサ1が生体2に正しく装着されているか否かを判定することができる。

[0083] なお、上記の装着判定条件としては、複数モニタリングされたオフ電圧S_{a@A}について、（1）その全てが閾値電圧V_{th}を上回っている、（2）ほぼ全て（80～90%）が閾値電圧V_{th}を上回っている、（3）過半数が閾値電圧V_{th}を上回っている、などが挙げられる。これらの例示について言えば、当然のことながら、（1）が最も厳しい条件となり（3）が最も甘い条件となる。

[0084] ステップS 2でイエス判定が下された場合、ステップS 3では、脈波センサ1が生体2に正しく装着されていると判定される。そして、続くステップS 4では、通常動作に移行されて、一連の装着判定フローが終了する。

[0085] 一方、ステップS 2でノー判定が下された場合、ステップS 5では、脈波

センサ 1 が生体 2 に正しく装着されていないと判定される。そして、続くステップ S 5 では、表示部 1 4 などを用いたエラー出力（被験者へのエラー通知）が行われて、一連の装着判定フローが終了する。

[0086] このように、脈波信号の振幅強度を読み取る構成ではなく、パルス駆動される発光部 1 1 A の消灯時における受光部 1 1 B の受光強度から脈波センサ 1 の装着判定を行う構成であれば、生体 2 への装着／未装着を迅速かつ正確に判定することが可能となる。

[0087] また、脈波センサ 1 が生体 2 に正しく装着されていない状態では、表示部 1 4 などを用いてエラー出力を行うことができるので、被験者に正しい装着を促すことが可能となる。

[0088] なお、脈波計測の安定性とパラメータ算出の精度向上を図るためには、上記一連の装着判定処理は、脈波の計測中においても定期的に繰り返すことが望ましいと言える。

[0089] また、発光部 1 1 A の輝度調整処理（キャリブレーション処理）を行う場合には、まず上記の装着判定処理を行い、脈波センサ 1 が生体 2 に正しく装着されていることが確認された後に、上記の輝度調整処理を開始することが望ましい。

[0090] <装着判定例>

図 1 2 は、電圧信号 S a 及び出力信号 S e の第 1 挙動（脈波センサ 1 が生体 2 にベルト 2 0 で固定されている状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。なお、電圧信号 S a については、基準電圧 V R E F 付近（1.5 V 付近）の部分拡大図も併せて描写されている。本図の第 1 挙動では、オフ電圧信号 S a @ A がほぼ基準電圧 V R E F と一致しており、閾値電圧 V t h を上回っている。従って、脈波センサ 1 は、生体 2 に正しく装着されていると判定される。

[0091] 図 1 3 は、電圧信号 S a 及び出力信号 S e の第 2 挙動（脈波センサ 1 が生体 2 上に置かれているだけであり、ベルト 2 0 で固定されていない状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。なお、電圧信号 S a につ

いては、基準電圧 V_{REF} 付近（1.5 V付近）の部分拡大図も併せて描写されている。本図の第2挙動では、先の第1挙動（図10）と同じく、オフ電圧信号 $S_{a@A}$ がほぼ基準電圧 V_{REF} と一致しており、閾値電圧 V_{th} を上回っている。従って、脈波センサ1は、生体2に正しく装着されていると判定される。

[0092] 図14は、電圧信号 S_a 及び出力信号 S_e の第3挙動（脈波センサ1の受光面が生体2から5 mm浮いている状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。なお、電圧信号 S_a については、基準電圧 V_{REF} 付近（1.5 V付近）の部分拡大図も併せて描写されている。本図の第3挙動では、受光部11Bに外来光が漏れ入っているため、オフ電圧信号 $S_{a@A}$ が閾値電圧 V_{th} （1.49 V）を下回っている。従って、脈波センサ1は、生体2に正しく装着されていないと判定される。

[0093] 図15は、電圧信号 S_a 及び出力信号 S_e の第4挙動（脈波センサ1の受光面を下向きにして机の上に放置した状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。本図の第4挙動では、発光部11Aの点消灯に伴う電圧信号 S_a のパルスが判別不能となっている。また、基準電圧 V_{REF} 付近（1.5 V付近）の部分拡大図を示すまでもなく、オフ電圧信号 $S_{a@A}$ が閾値電圧 V_{th} を下回っている様子が見てとれる。従って、脈波センサ1は、生体2に正しく装着されていないと判定される。

[0094] 図16は、電圧信号 S_a 及び出力信号 S_e の第5挙動（脈波センサ1の受光面を下向きにして800 lxの光環境に放置した状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。本図の第5挙動では、電圧信号 S_a が常に閾値電圧 V_{th} を下回っている様子が見てとれる。従って、脈波センサ1は、生体2に正しく装着されていないと判定される。

[0095] 図17は、電圧信号 S_a 及び出力信号 S_e の第6挙動（脈波センサ1の受光面を上向きにして800 lxの光環境に放置した状態下で得られた信号波形）を示すタイムチャートである。本図の第6挙動では、電圧信号 S_a がほぼ0 Vに張り付いている様子が見てとれる。従って、脈波センサ1は、生体

2に正しく装着されていないと判定される。

[0096] <装着判定処理の変形実施例>

ここで、図18に、脈波センサ1を正常に装着した状態での、電圧信号 S_a の実際の波形例を示す（発光部11Aの駆動条件としては、フレーム周波数 $f = 200\text{Hz}$ 、デューティ $D = 1/16$ ）。上述したように、オフ電圧信号 $S_a@A$ は、ほぼ基準電圧 $V_{REF} = 1.5\text{V}$ で一定となっている。従って、オフ電圧信号 $S_a@A$ を基準電圧 V_{REF} よりも低い電圧値である第1閾値電圧 V_{th1} （例えば 1.4V ）と比較することで装着判定を行うことが可能である。

[0097] また、脈波センサ1においては、脈波計測開始前に発光部11Aの輝度設定制御（キャリブレーション）が行われる。輝度設定制御は、デジタル信号処理部132bが主体となって行われる（すなわち、デジタル信号処理部132bは輝度調整制御部に相当）。例えば、輝度制御信号 S_{172} （図4）によって電流源172の電流値を設定した状態で、パルス駆動信号 S_{171} によってスイッチ171を数フレーム分オンオフさせ、オン電圧信号 $S_a@B$ の統計値（例えば平均値）を算出し、統計値と所定の閾値電圧（調整用閾値電圧）を比較する。統計値が上記閾値電圧より高い値であれば、上記電流値を増加するよう設定し、更にスイッチ171をスイッチングする。上記電流値を増加すれば、発光部11Aの輝度が増加し、電流信号IBの電流値が増加するので、オン電圧信号 $S_a@B$ は低下する。そして、統計値が上記閾値電圧以下となれば、そのときの電流値を使用電流値として設定する（すなわち、発光部11Aの輝度が設定される）。その後、使用電流値を用いて発光部11Aがパルス駆動開始され、出力信号 S_e の出力が開始される（すなわち、脈波計測が開始される）。

[0098] 図18では、上記輝度設定制御で用いる上記閾値電圧を 1.3V とした場合のオン電圧信号 $S_a@B$ を示している。図18に示すように、脈波センサ1が正常に装着されていれば、オン電圧信号 $S_a@B$ は上記閾値電圧を基準値として、基準値より高い第2閾値電圧 V_{th2} （例えば 1.4V ）と基準

値より低い第3閾値電圧 V_{th3} （例えば1.2V）の間で規定される範囲内に収まるはずである。従って、オン電圧信号 $S_{a@B}$ を第2閾値電圧 V_{th2} 及び第3閾値電圧 V_{th3} で規定される範囲と比較することで装着判定を行うことが可能である。

[0099] また、図19に、脈波センサ1を正常に装着した状態での、出力信号 S_e の実際の波形例を示す。このように正常に装着していれば、脈波信号としての出力信号 S_e は、基準電圧 V_{REF} （=1.5V）を基準としてプラス側とマイナス側に振れて振動する波形となる。この場合、図19に示すように、基準電圧 V_{REF} よりも高い電圧値を第4閾値電圧 V_{th4} （例えば1.6V）とすれば、出力信号 S_e が第4閾値電圧 V_{th4} 以上となるタイミングが存在する。従って、出力信号 S_e を第4閾値電圧 V_{th4} と比較することで装着判定を行うことが可能である。

[0100] 以上のような電圧信号 S_a 、及び出力信号 S_e に基づく装着判定の原理に基づいた具体的な装着判定処理について以下述べる。図20は、装着判定処理の第1変形実施例に係るフローチャートである。

[0101] 脈波センサ1を正常に生体2に装着した状態で操作部（図3で不図示）において脈波計測開始操作（例えばキー押し操作）がなされると、主制御回路131は当該操作を検知し、副制御回路132に脈波計測動作を開始させる。副制御回路132は、先述した発光部11Aの輝度設定制御を行った上で発光部11Aをパルス駆動開始させ、出力信号 S_e が出力開始される（すなわち、脈波計測が開始される）。

[0102] このとき、図20に示す装着判定処理のフローも開始される。フローは、デジタル信号処理部132bが主体となって行われる。また、フロー開始時には、エラーフラグ（error flag）はゼロに初期化される。

[0103] まず、ステップS1で、オフ電圧信号 $S_{a@A}$ 、オン電圧信号 $S_{a@B}$ 、及び出力信号 S_e のデータがそれぞれ所定のサンプリング周波数 f_s で所定の個数だけ取得される。例えば、サンプリング周波数 $f_s = 8\text{Hz}$ として、8個のデータが取得される（この場合、1秒間分のデータ取得となる）。

- [0104] そして、ステップS 2で、取得されたオフ電圧信号S a @ A、オン電圧信号S a @ B、及び出力信号S eが共に装着判定条件を満足しているか否かが判定される。ステップS 2のより具体的な処理を、図2 1のフローチャートに示す。
- [0105] 図2 1に示すように、まずステップS 2 1で、取得した全てのオフ電圧信号S a @ Aが第1 閾値電圧V t h 1以上であるかが判定され、もしそうである場合は（ステップS 2 1のY）、ステップS 2 2に進む。ステップS 2 2では、取得したすべてのオン電圧信号S a @ Bが第3 閾値電圧V t h 3以上第2 閾値電圧V t h 2以下で規定される範囲に属するかが判定され、もしそうである場合は（ステップS 2 2のY）、ステップS 2 3に進む。
- [0106] ステップS 2 3では、取得した出力信号S eの最大値が第4 閾値電圧V t h 4以上であるかが判定され、もしそうである場合は、ステップS 2（図2 0）において装着判定条件を満足しているとして（ステップS 2のY）、ステップS 7に進む。一方、ステップS 2 1、S 2 2、S 2 3のいずれかにおいて条件を満たさなかった場合は（ステップS 2 1、S 2 2、S 2 3のN）、ステップS 2（図2 0）において装着判定条件を満足していないとして（ステップS 2のN）、ステップS 3に進む。
- [0107] なお、ステップS 2 1、S 2 2における条件を満足しているかの判定は、例えば取得したデータの大多数（8 0 %以上など）や過半数が満たしているかで行うこととしてもよい。
- [0108] ステップ3に進んだ場合は、N oカウント数（初期値はゼロ）が1 だけ増加され、ステップS 4に進む。ステップS 4で、N oカウント数が所定値（例えば3）以上であるかが判定され、もしそうでない場合は（ステップS 4のN）、ステップS 9に進み、エラーフラグは保持される。また、ステップ7に進んだ場合は、Y e sカウント数（初期値はゼロ）が1 だけ増加され、ステップS 8に進む。ステップS 8で、Y e sカウント数が所定値（例えば3）以上であるかが判定され、もしそうでない場合は（ステップS 8のN）、ステップS 9に進み、エラーフラグの値は保持される。ステップS 9の後

は、ステップS 1に戻る。

[0109] そして、ステップS 4においてN oカウント数が所定値以上となれば（ステップS 4のY）、ステップS 5に進み、未装着（異常に装着している場合も含む）であるとしてエラーフラグが1に設定される。そして、ステップS 6に進み、Y e sカウント数、及びN oカウント数がゼロにリセットされ、ステップS 1に戻る。

[0110] また、ステップS 8においてY e sカウント数が所定値以上となれば（ステップS 8のY）、ステップS 10に進み、正常に装着されているとしてエラーフラグが0に設定される。そして、ステップS 11に進み、Y e sカウント数、及びN oカウント数がゼロにリセットされ、ステップS 1に戻る。

[0111] 例えば、ステップS 1でのデータのサンプリング周波数 f_s を8 Hzとし、データの取得個数を8個とし、ステップS 4、S 8での判定閾値である所定値を3とした場合は、最短で3秒間（ $= 1 / 8 \times 8 \times 3$ ）で装着有無の判定を行うことができる。また、図20に示す処理であれば、実際は未装着であるにも関わらず、途中何らかの理由でステップS 2の判定にて装着判定条件を満足しているとされた場合でも、最終的にはN oカウント数のほうが先に所定値に達して未装着であると判定できる。

[0112] なお、未装着判定がされてエラーフラグが1に設定され、主制御回路131からのリクエスト信号によってデジタル信号処理部132bから主制御回路131にエラーフラグが送信された場合、主制御回路131は例えば副制御回路132に対して脈波計測を停止するよう指令する。これにより、未装着でありながら脈波情報（心拍数など）が表示されるといった不自然な状況を回避できる。

[0113] また、このとき主制御回路131は、例えば表示部14に警告表示を行わせてもよい。警告表示は、例えばユーザに対して正常な装着を促すものでもよい。これにより、装着しているが脈波センサ1が外れかけなどの場合にユーザに気付かせることができる。または、表示部14以外でも例えば、LEDやスピーカなどを用いて報知するようにしてもよい。

[0114] 図22には、装着判定処理の第2変形実施例に係るフローチャートを示す。本図に示すフローにおけるステップS31、S32は、それぞれ先述した第1変形実施例（図20）のステップS1、S2に相当し、相違点はステップS33以降の処理となる。

[0115] ステップS32において装着判定条件を満足していないと判定された場合（ステップS32のN）、ステップS33に進み、N○カウント数を1だけ増加させる。そして、ステップS34で、N○カウント数が所定値（例えば3）以上であるかが判定され、もしそうでない場合は（ステップS34のN）、ステップS35に進み、エラーフラグは保持される。ステップS35の後、ステップS31へ戻る。

[0116] ステップS34でもしN○カウント数が所定値になっていた場合は（ステップS34のY）、ステップS36に進み、未装着であると判定されてエラーフラグが1に設定される。そして、ステップS37に進み、N○カウント数がゼロにリセットされ、ステップS31へ戻る。

[0117] また、ステップS32において装着判定条件を満足していると判定された場合は（ステップS32のY）、ステップS38に進み、装着されていると判定されてエラーフラグは0に設定される。そして、ステップS37でN○カウント数がゼロにリセットされた後、ステップS31に戻る。

[0118] 図22で示す第2変形実施例の処理では、実際には未装着の場合にN○カウント数が増加する途中にて、何らかの理由でステップS32において装着判定条件を満足していると判定された場合、ステップS38で装着されていると判定され、ステップS37でN○カウント数がゼロにリセットされるので、未装着であると判定される条件としては第1変形実施例に比べて厳しいものとなる。

[0119] <各周囲環境における信号実測例>

ここで、装着有無判定の有効性を検証するために、室内、屋外、暗室といった各周囲環境において信号を実測した例を図23の一覧表に示す。また、図23に対応する、室内での各装着状態における信号実測波形例を図24に

、同様に屋外、暗室での波形例を図 2 5、図 2 6 にそれぞれ示す。

[0120] 図 2 3 において、「装着／未装着状態」の欄は上段から、正常に装着した状態、装着しているが外れかけの状態、光センサ部 1 1 の受光面を上にして机の上に放置した状態、光センサ部 1 1 の受光面を下にして机の上に放置した状態、光センサ部 1 1 の受光面を下にして机の上から浮いた位置で放置した状態、脈波センサ 1 を手に持って揺らした状態を示す。

[0121] また、図 2 3 において、「A 点」はオフ電圧信号 $S_a @ A$ 、「B 点」はオン電圧信号 $S_a @ B$ 、「C 点」は出力信号 S_e の各実測電圧値を示す。なお、電圧値が変化する場合はその変動範囲を示し、「←」はオフ電圧信号 $S_a @ A$ と同じ値であることを示す。

[0122] そして、図 2 3 において、「判定」の欄は、左から順にオフ電圧信号 $S_a @ A$ 、オン電圧信号 $S_a @ B$ 、出力信号 S_e のそれぞれについての装着判定結果を示す。「○」は装着判定、「×」は未装着判定、「－」は信号が飽和した状態（接地電圧から電源電圧まで変動する状態）を示す。なお、装着判定条件としては、オフ電圧信号 $S_a @ A$ は第 1 閾値電圧 1.4 V 以上であるか、オン電圧信号 $S_a @ B$ は第 3 閾値電圧 1.2 V 以上且つ第 2 閾値電圧 1.4 V 以下であるか、出力信号 S_e は第 4 閾値電圧 1.6 V 以上となるタイミングがあるか、としている。

[0123] 図 2 3 に示すように、室内、屋外、及び暗室のいずれの周囲環境においても、正常に装着した状態では全ての信号について装着判定がなされ、それ以外の状態（未装着又は異常に装着）では少なくともいずれかの信号について未装着判定がなされており、装着有無の検出が適切に行えることが分かる。

[0124] 特に周囲環境が暗室の場合は、未装着又は異常に装着した全ての状態で、オフ電圧信号 $S_a @ A$ だけでは装着判定がなされてしまうので、オン電圧信号 $S_a @ B$ も判定に加えることで正確に判定が行える。従って、例えば暗室対応といった目的では、出力信号 S_e は用いずに判定を行ってもよい（なお、図 2 3 から分かるように室内においてもこの方法にて判定可能である）。但し、図 2 3 に示すように、周囲環境が屋外の場合に、光センサ部 1 を下に

して机上に放置した状態では、オフ電圧信号 $S_{a@A}$ 、及びオン電圧信号 $S_{a@B}$ についていずれも装着判定がなされており、出力信号 S_e による判定を加えることで正確に未装着検出を行うことができる。

[0125] <出力波長についての考察>

実験では、いわゆる反射型の脈波センサにおいて、発光部の出力波長を λ_1 （赤外：940nm）、 λ_2 （緑：630nm）、及び、 λ_3 （青：468nm）とし、発光部の出力強度（駆動電流値）を1mA、5mA、10mAに変化させたときの挙動を各々調査した。その結果、およそ波長600nm以下の可視光領域において、酸素化ヘモグロビン HbO_2 の吸収係数が大きくなり、測定される脈波のピーク強度が大きくなるため、脈波の波形を比較的取得しやすいことが分かった。

[0126] なお、動脈血の酸素飽和度を検出するパルスオキシメータでは、酸素化ヘモグロビン HbO_2 の吸収係数（実線）と脱酸素化ヘモグロビン Hb の吸収係数（破線）との差違が最大となる近赤外領域の波長（700nm前後）が発光部の出力波長として広く一般的に用いられているが、脈波センサ（特に、いわゆる反射型の脈波センサ）としての利用を考えた場合には、上記の実験結果で示したように、波長600nm以下の可視光領域を発光部の出力波長として用いることが望ましいと言える。

[0127] ただし、単一の光センサ部を用いて、脈波と血中酸素飽和度の両方を検出する場合には従前と同様、近赤外領域の波長を用いても構わない。

[0128] <その他の変形例>

なお、本明細書中に開示された種々の発明の構成は、上記実施形態のほか、発明の主旨を逸脱しない範囲で種々の変更を加えることが可能である。すなわち、上記実施形態は、全ての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきであり、本発明の技術的範囲は、上記実施形態の説明ではなく、特許請求の範囲によって示されるものであり、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内に属する全ての変更が含まれると理解されるべきである。

産業上の利用可能性

[0129] 本明細書中に開示されている種々の発明は、脈波センサや睡眠センサの利便性を高めるための技術として利用することが可能であり、ヘルスケアサポート機器、ゲーム機器、音楽機器、ペットコミュニケーションツール、車両の運転手の居眠り防止機器など、様々な分野への応用が可能であると考えられる。

符号の説明

- [0130]
- 1 脈波センサ
 - 2 生体（手首、耳など）
 - 1 0 本体ユニット
 - 1 1 光センサ部
 - 1 1 A 発光ダイオード
 - 1 1 B フォトトランジスタ
 - 1 2 フィルタ部
 - 1 2 1 トランスインピーダンスアンプ（電流／電圧変換回路）
 - 1 2 2 バッファ回路
 - 1 2 3 検波回路
 - 1 2 4 バンドパスフィルタ回路
 - 1 2 5 増幅回路
 - 1 2 6 基準電圧生成回路
 - 1 3 制御部
 - 1 3 1 主制御回路
 - 1 3 2 副制御回路
 - 1 3 2 a A／D変換器
 - 1 3 2 b デジタル信号処理部
 - 1 3 2 c シリアルデータ通信ポート（I²Cポート）
 - 1 3 2 d 汎用入出力ポート（GPIOポート）
 - 1 4 表示部
 - 1 5 通信部

- 1 6 電源部
- 1 7 パルス駆動部
 - 1 7 1 スイッチ
 - 1 7 2 電流源
- 2 0 ベルト
- A M P 1 オペアンプ
- R 1 抵抗
- C 1 キャパシタ
- M 1 脈波計測モジュール

請求の範囲

- [請求項1] 発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光または透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、
- 前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、
- 前記電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプと、
- 前記発光部の消灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオフ電圧信号と所定の第1 閾値電圧とを比較することにより装着判定を行う装着判定部と、
- を有することを特徴とする脈波センサ。
- [請求項2] 前記第1 閾値電圧は、前記トランスインピーダンスアンプの基準電圧よりも低い電圧値に設定されていることを特徴とする請求項1 に記載の脈波センサ。
- [請求項3] 前記装着判定部は、前記発光部の点灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオン電圧信号を、所定の第2 閾値電圧及び前記第2 閾値電圧よりも低い所定の第3 閾値電圧と比較することにより装着判定を行うことを特徴とする請求項1 又は請求項2 に記載の脈波センサ。
- [請求項4] 前記パルス駆動部に前記発光部を点消灯させて得られる前記オン電圧信号に基づく電圧値と所定の調整用閾値電圧との比較により、前記発光部の輝度を調整する輝度調整制御部を更に備え、
- 前記第2 閾値電圧は前記調整用閾値電圧よりも高く、前記第3 閾値電圧は前記調整用閾値電圧よりも低いことを特徴とする請求項3 に記載の脈波センサ。
- [請求項5] 前記装着判定部は、前記オフ電圧信号と前記オン電圧信号共に装着判定条件を満足しているかに応じて第1 カウント数又は第2 カウント

数を変化させ、前記第1カウント数、前記第2カウント数のいずれが所定値に達したかに応じて装着／未装着判定を行うことを特徴とする請求項3又は請求項4に記載の脈波センサ。

[請求項6] 前記装着判定部は、前記オフ電圧信号と前記オン電圧信号の少なくともいずれかが装着判定条件を満足していない場合はカウント数を変化させ、そうでない場合は前記カウント数をリセットしつつ装着判定を行い、前記カウント数が所定値に達すると未装着判定を行うことを特徴とする請求項3又は請求項4に記載の脈波センサ。

[請求項7] 前記トランスインピーダンスアンプの出力信号に基づいて包絡線を抽出する処理を行うことにより脈波信号を出力する信号出力部を更に備え、

前記装着判定部は、前記脈波信号を所定の第4閾値電圧と比較することにより装着判定を行うことを特徴とする請求項1～請求項6のいずれか1項に記載の脈波センサ。

[請求項8] 前記装着判定部は、前記オフ電圧信号を所定のサンプリングレートで複数回モニタリングすることを特徴とする請求項1～請求項7のいずれか1項に記載の脈波センサ。

[請求項9] 前記サンプリングレートは、1～8Hzであることを特徴とする請求項8に記載の脈波センサ。

[請求項10] 前記装着判定部は、所定の判定期間に亘って複数回モニタリングされた前記オフ電圧信号についてそれぞれ前記第1閾値電圧との比較処理を行い、全ての比較結果に基づいて前記装着判定を行うことを特徴とする請求項8又は請求項9に記載の脈波センサ。

[請求項11] 前記判定期間は、1～5秒であることを特徴とする請求項10に記載の脈波センサ。

[請求項12] 前記フレーム周波数は、50～1000Hzであることを特徴とする請求項1～請求項11のいずれか1項に記載の脈波センサ。

[請求項13] 前記デューティは、1/8～1/200であることを特徴とする請

求項 1 ～請求項 1 2 のいずれか 1 項に記載の脈波センサ。

[請求項14] 前記装着判定部は、汎用入出力ポート又はシリアル通信ポートを介して、前記装着判定の結果を出力することを特徴とする請求項 1 ～ 1 3 のいずれか 1 項に記載の脈波センサ。

[請求項15] 前記発光部の出力波長は、600nm以下の可視光領域に属することを特徴とする請求項 1 ～請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載の脈波センサ。

[請求項16] 発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光又は透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、

前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、

前記電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプと、

前記トランスインピーダンスアンプの出力信号に基づいて包絡線を抽出する処理を行うことにより脈波信号を出力する信号出力部と、

前記信号出力部から出力された前記脈波信号に基づいて脈波情報を生成する生成部と、

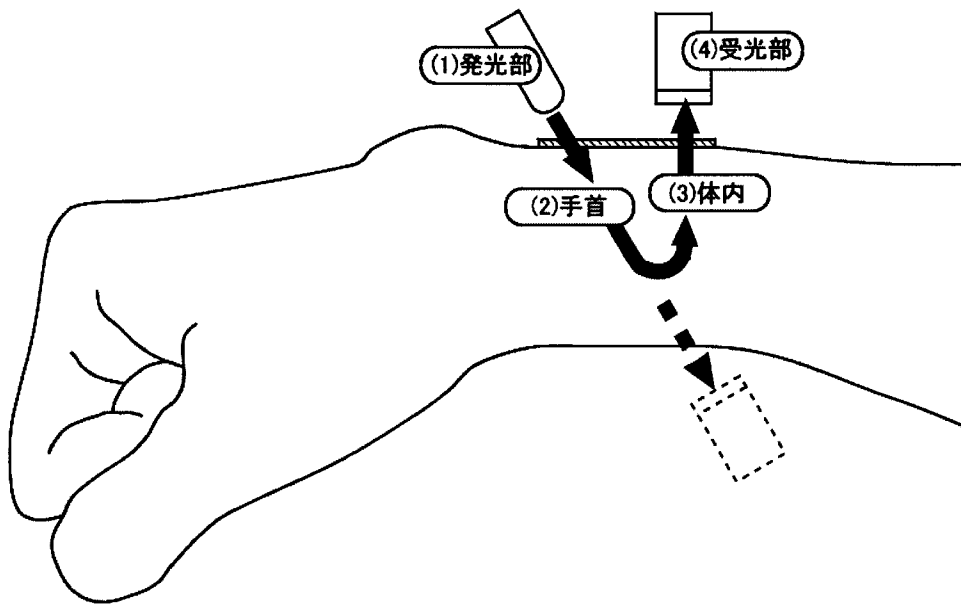
前記発光部の消灯期間に前記トランスインピーダンスアンプで得られるオフ電圧信号と所定の閾値電圧とを比較することにより装着判定を行う装着判定部と、

前記生成部により生成された前記脈波情報を外部へ送信する第 1 送信部と、

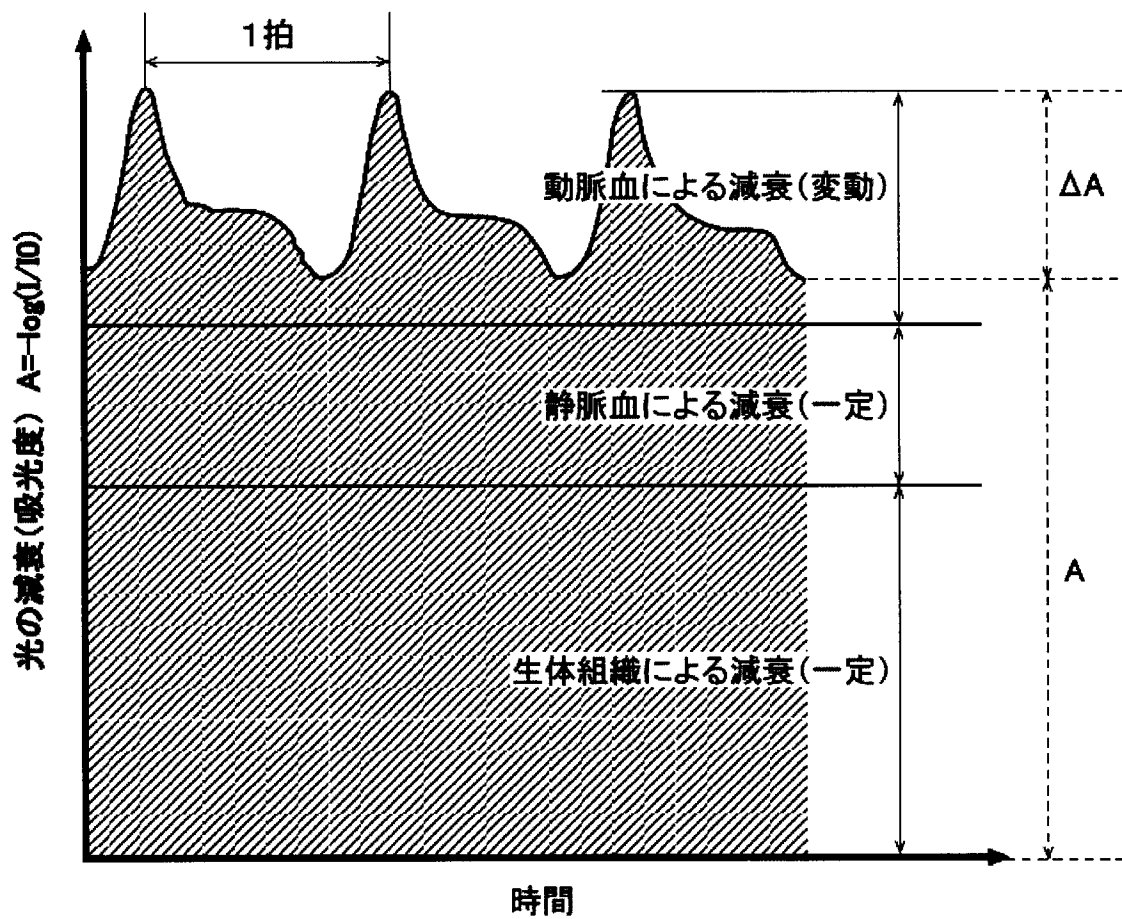
前記装着判定部による判定結果を外部へ送信する第 2 送信部と、
を備えることを特徴とする脈波計測モジュール。

[請求項17] 前記第 1 送信部はシリアルデータ通信ポートであり、前記第 2 送信部はシリアルデータ通信ポート又は汎用入出力ポートであることを特徴とする請求項 1 6 に記載の脈波計測モジュール。

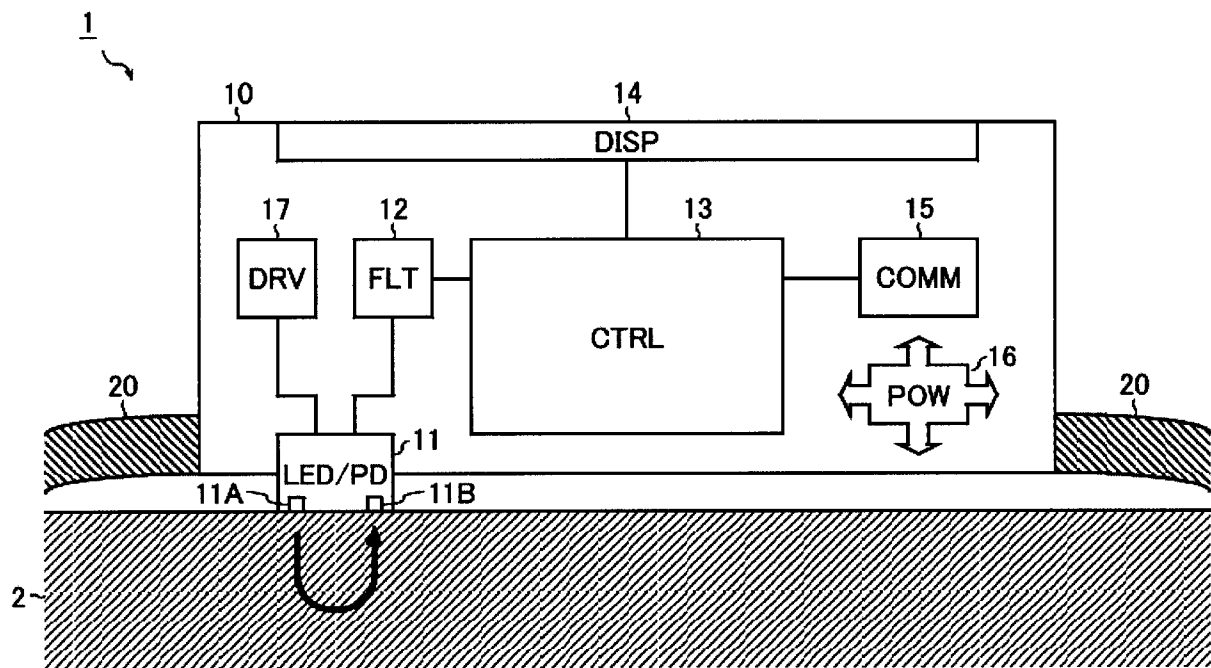
[図1]



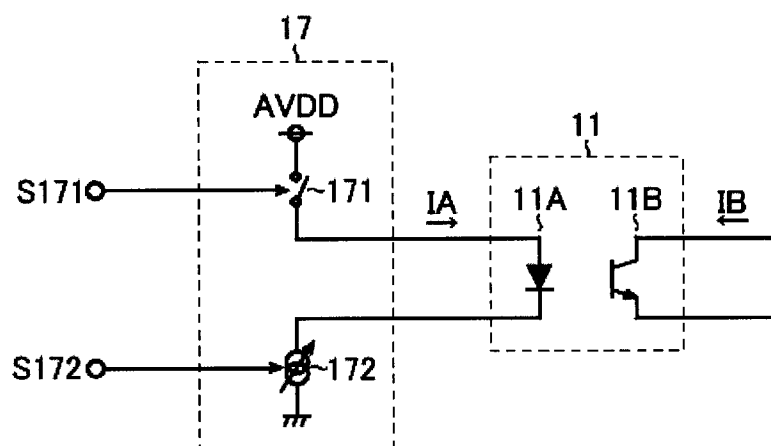
[図2]



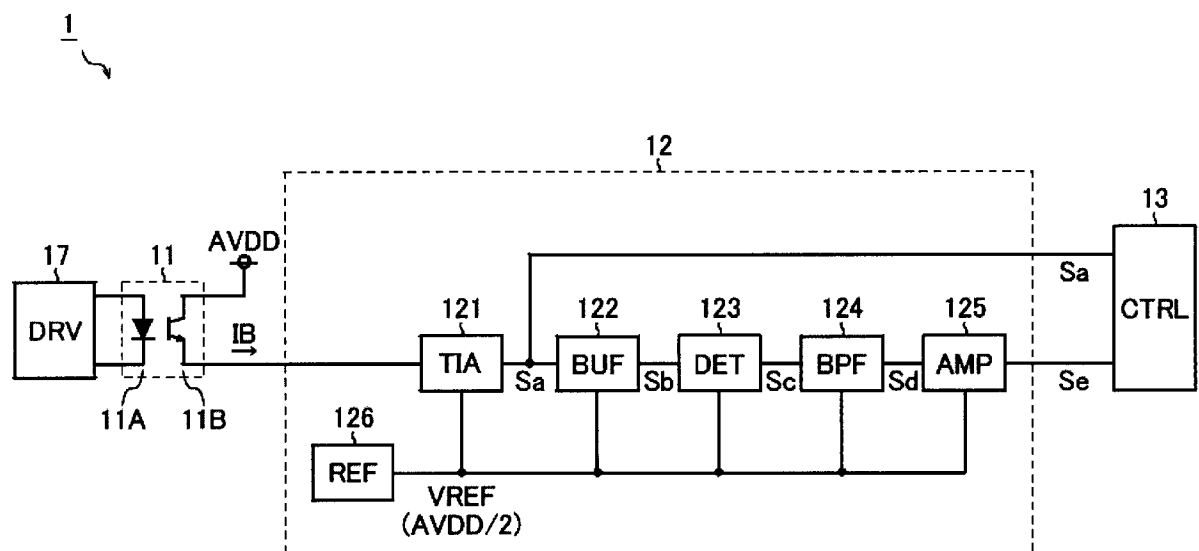
[図3]



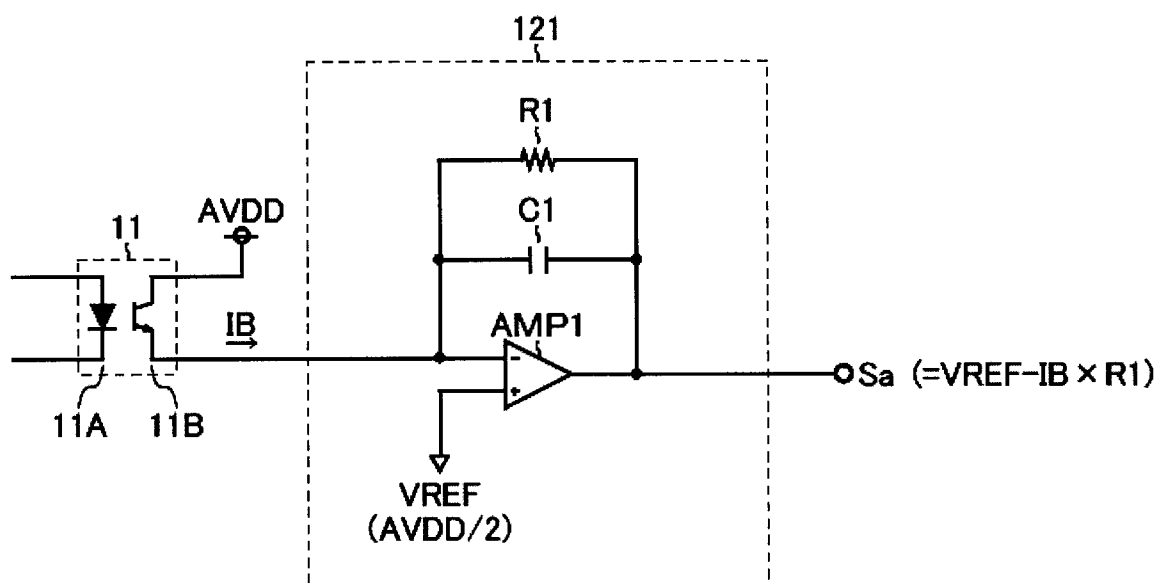
[図4]



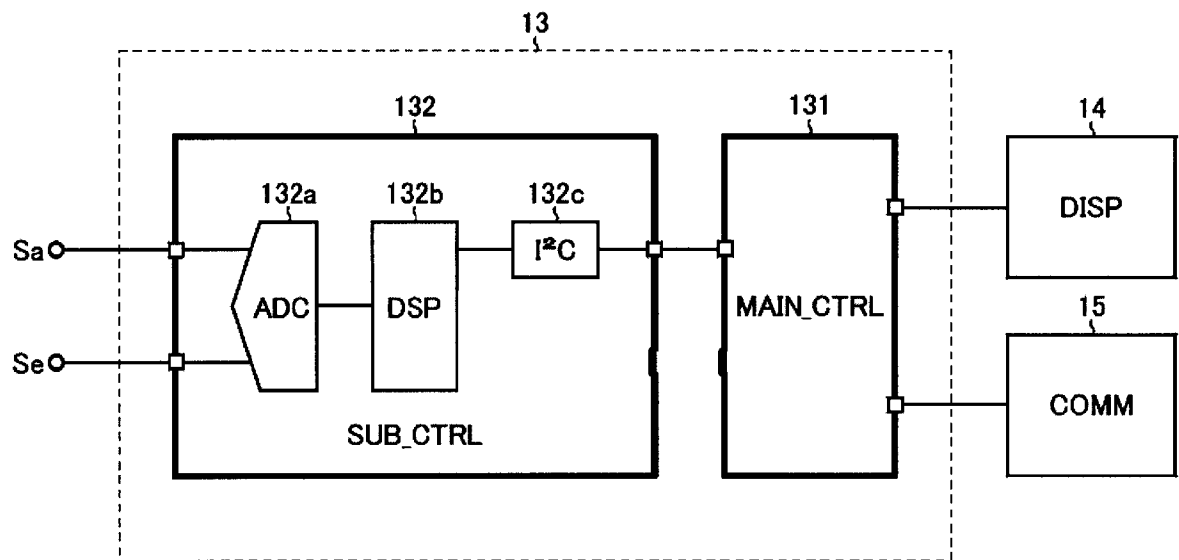
[図5]



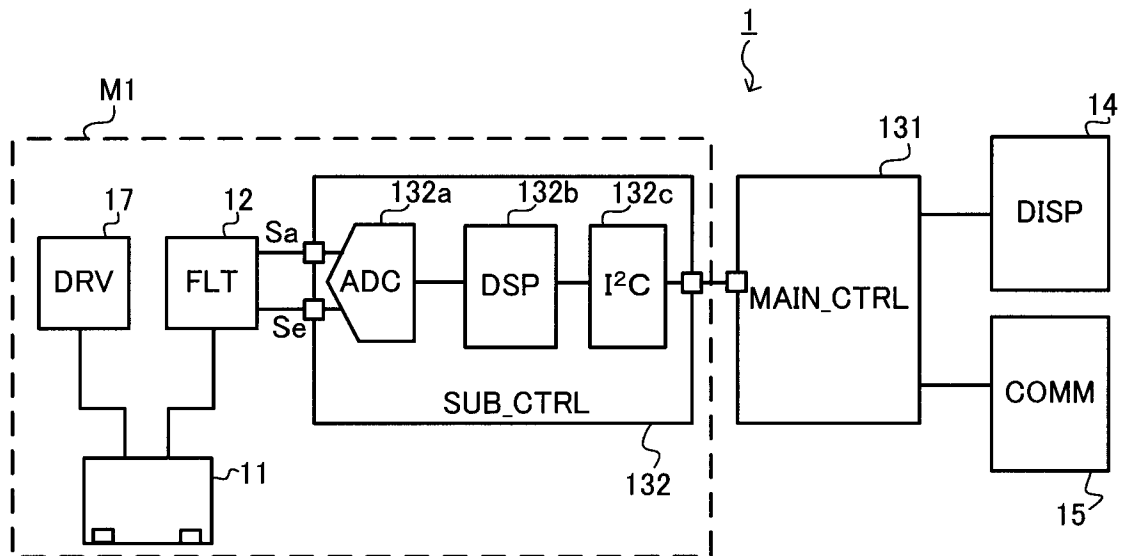
[図6]



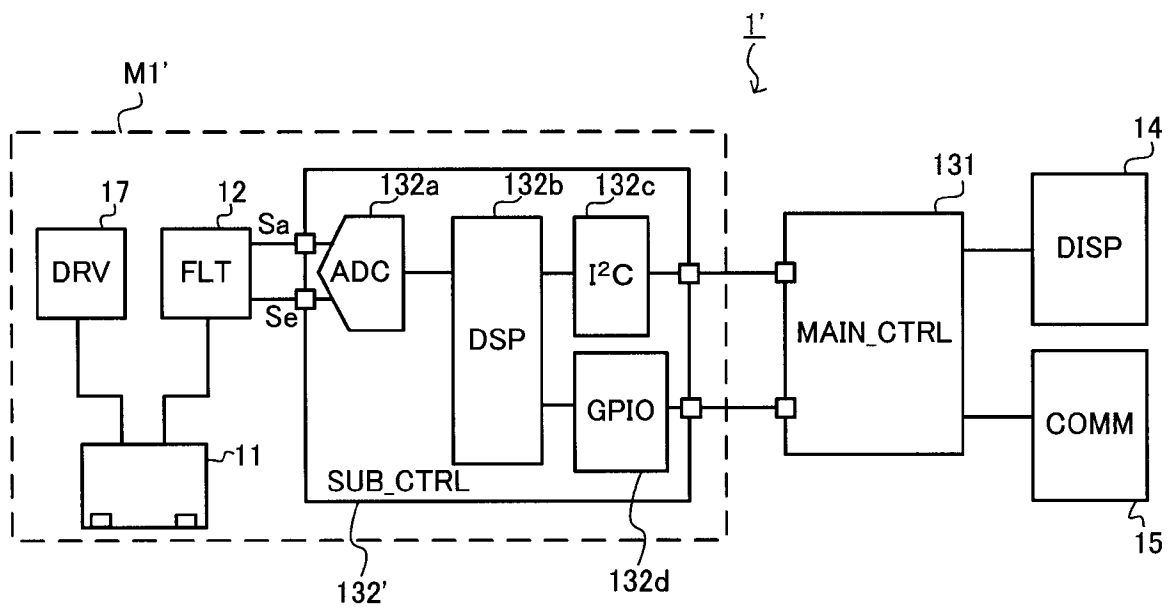
[図7]



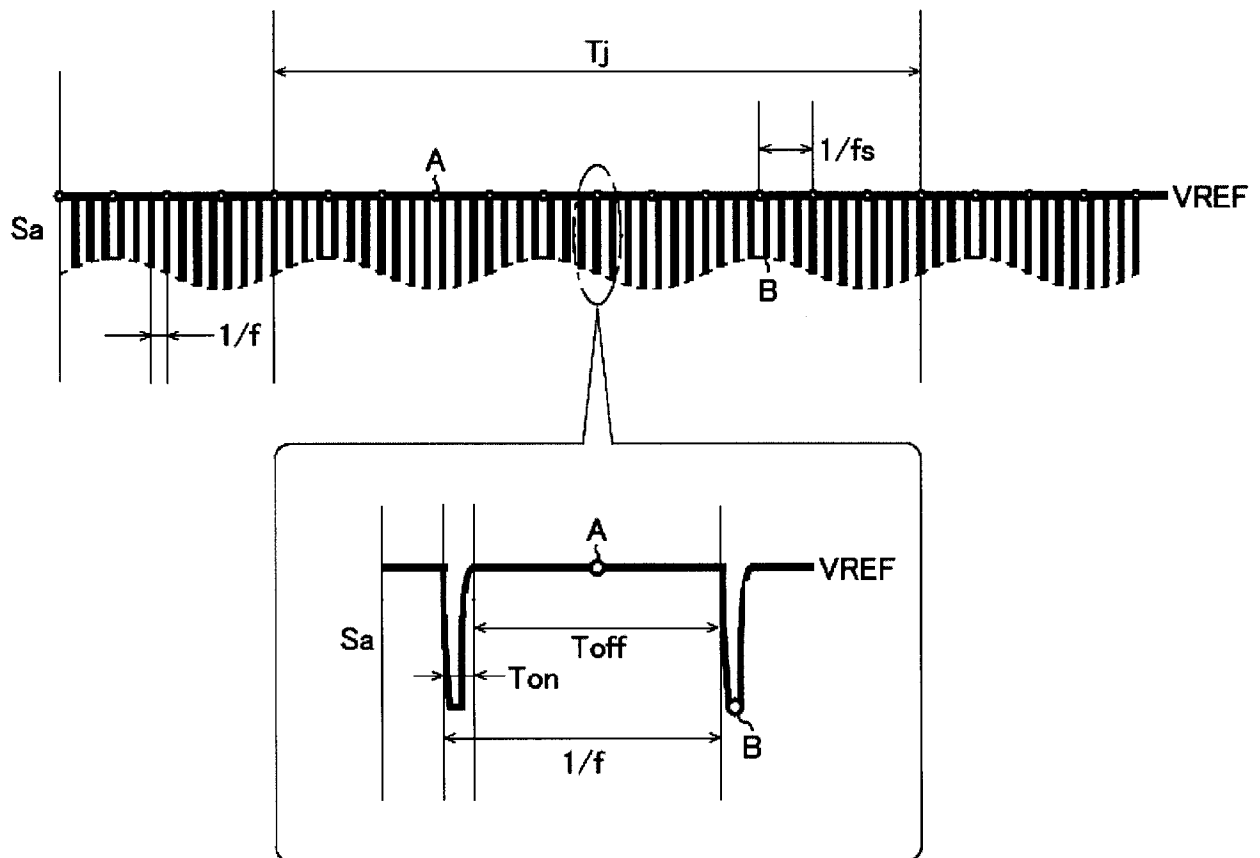
[図8]



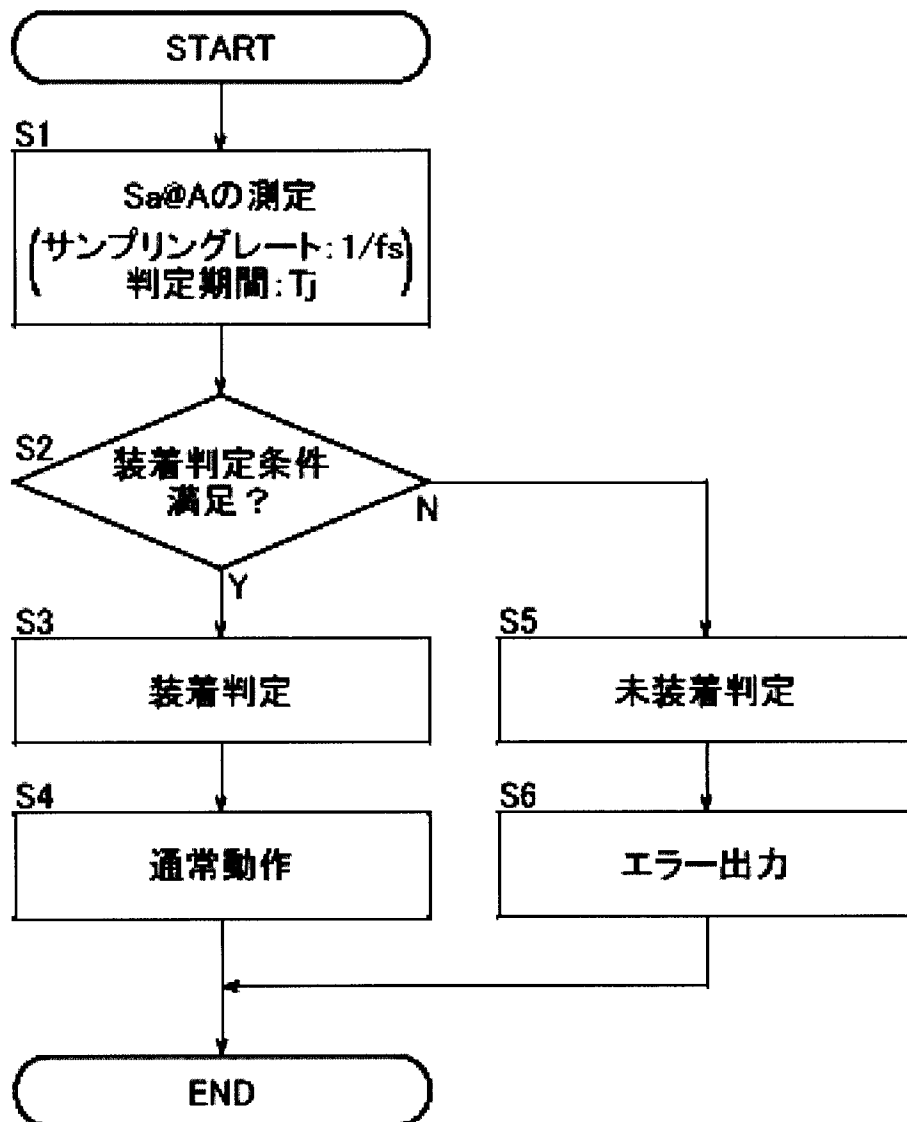
[図9]



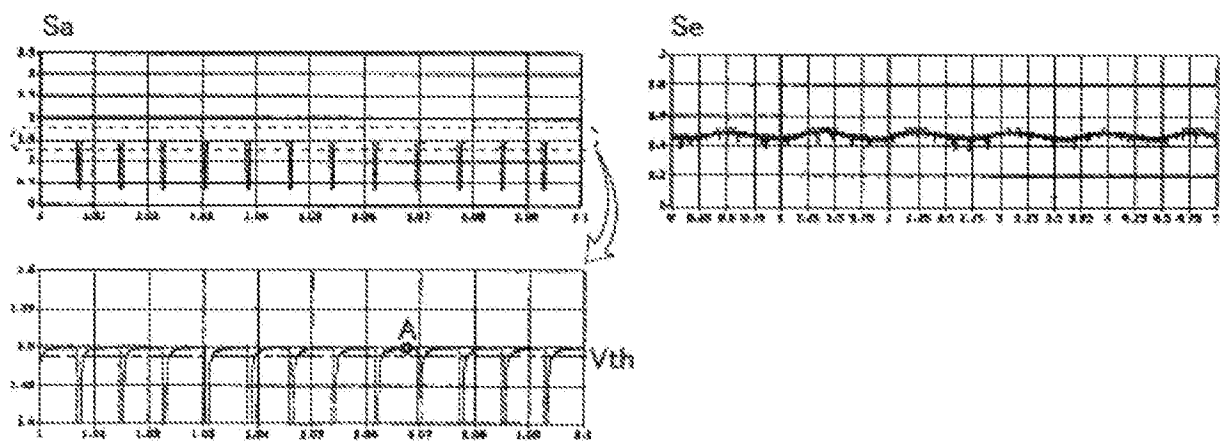
[図10]



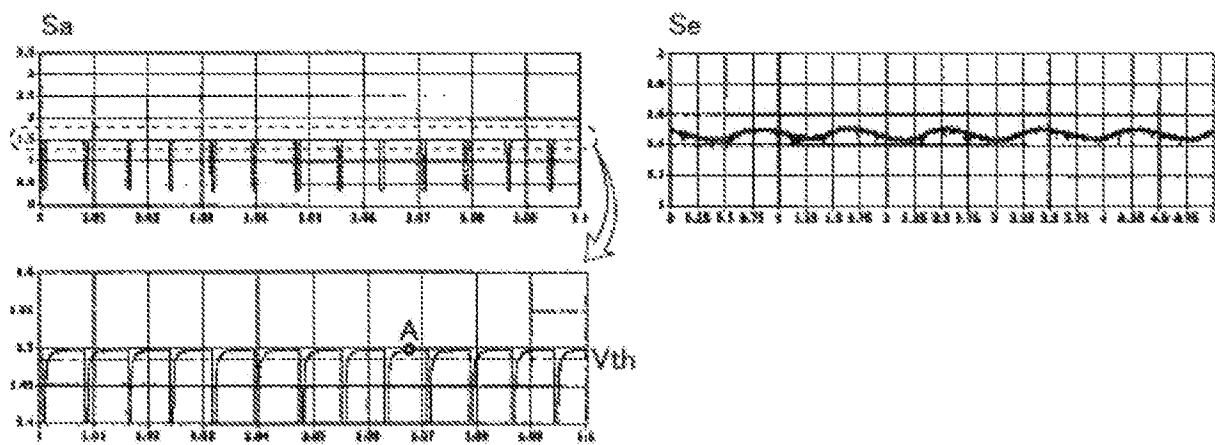
[図11]



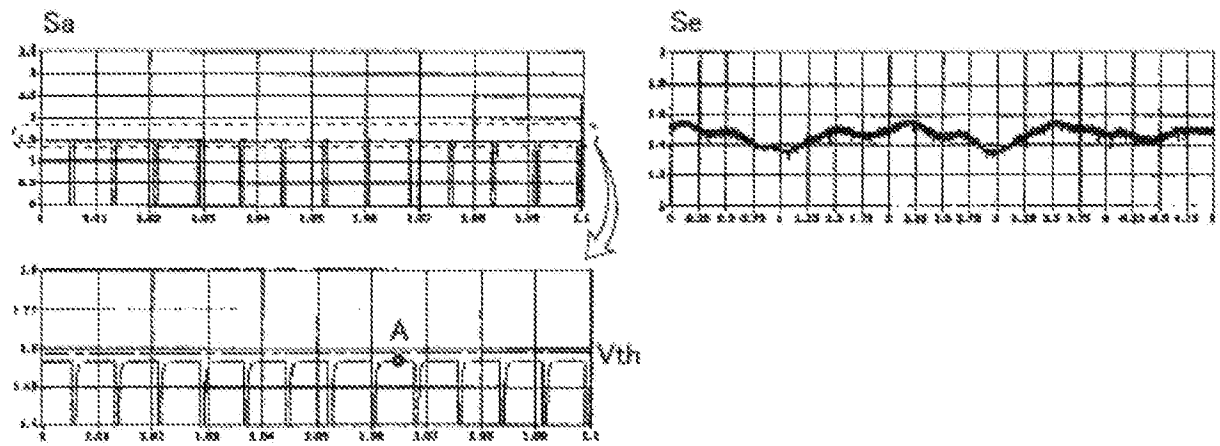
[図12]



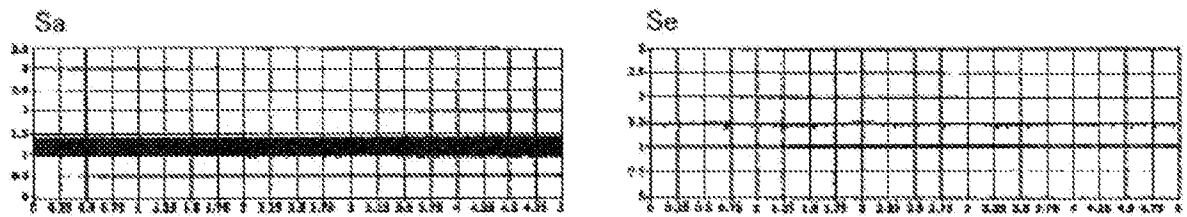
[図13]



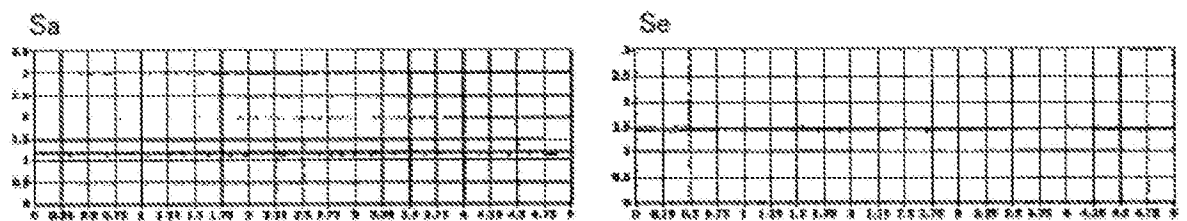
[図14]



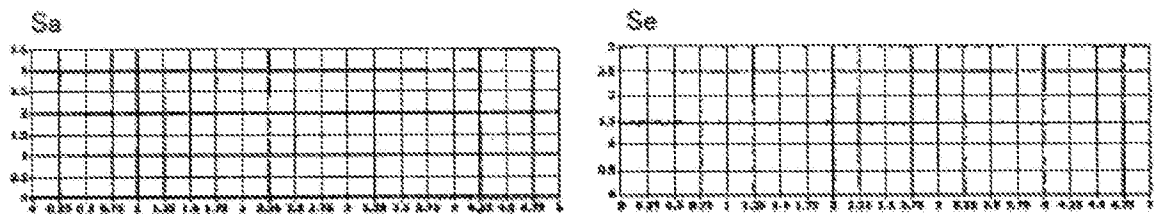
[図15]



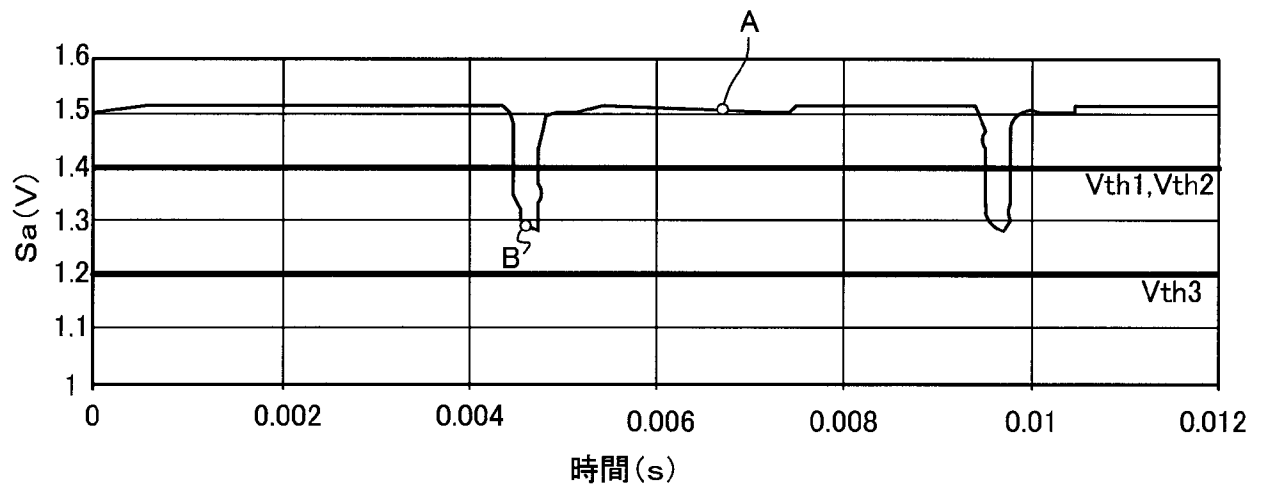
[図16]



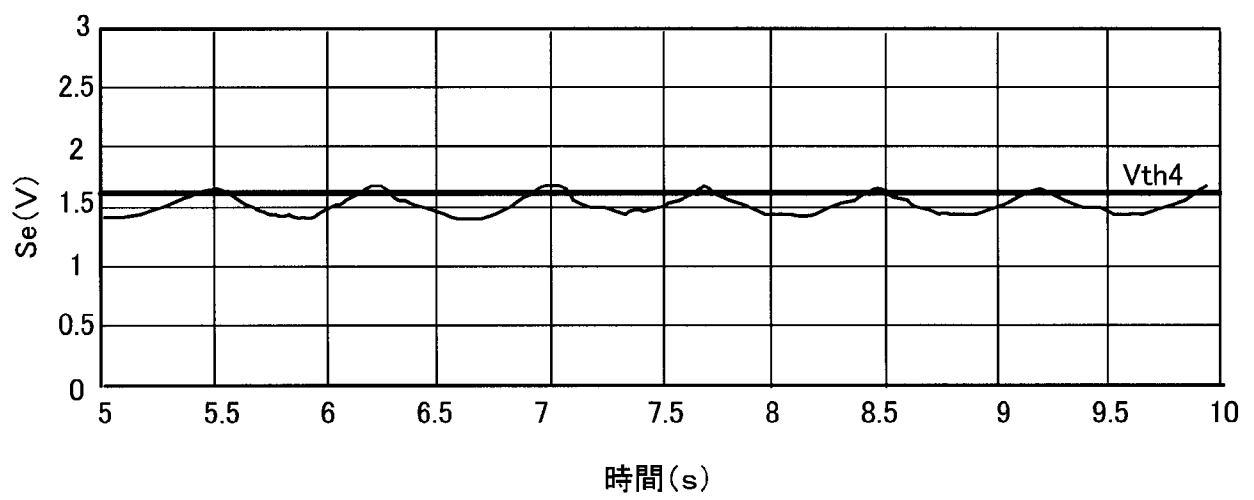
[図17]



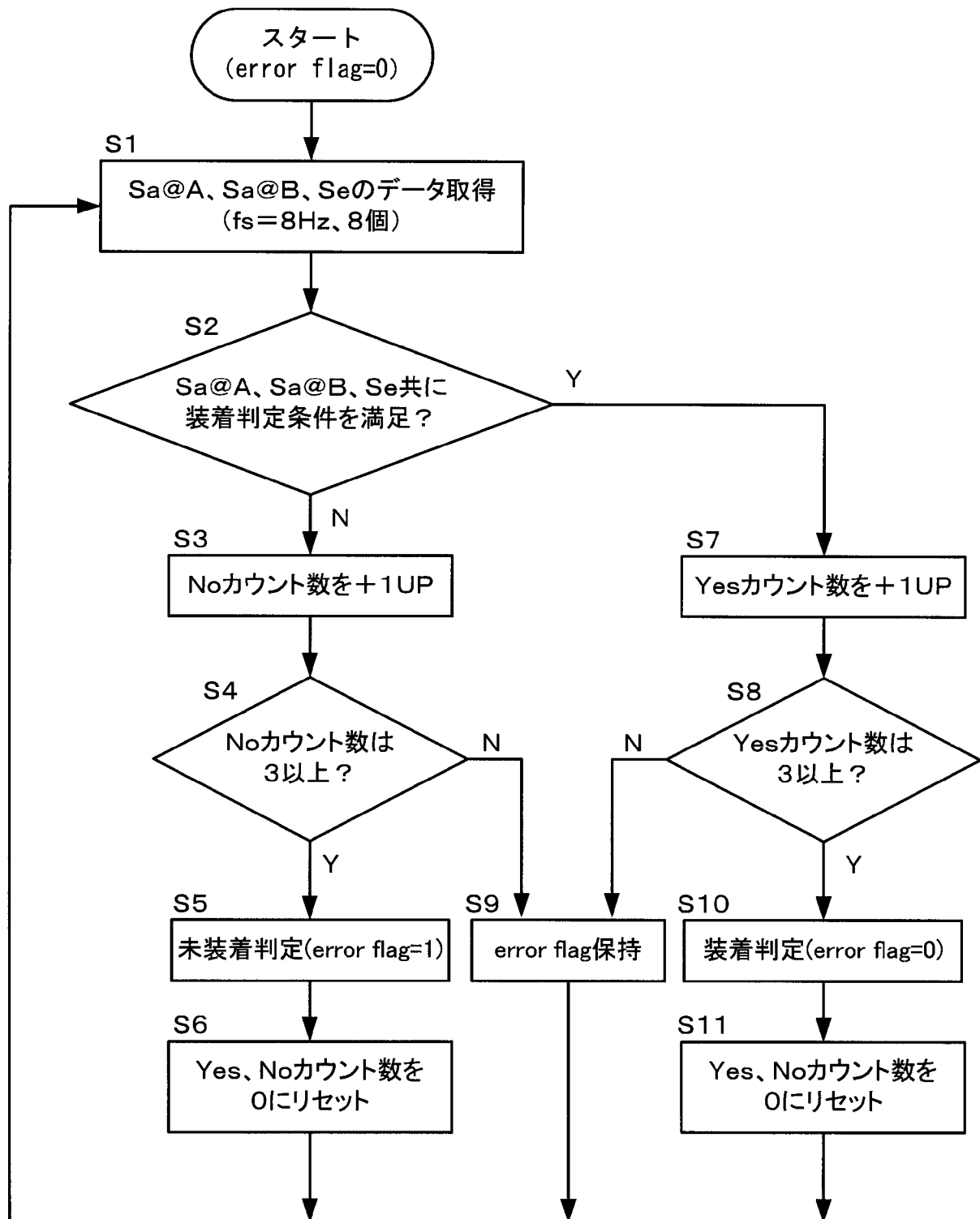
[図18]



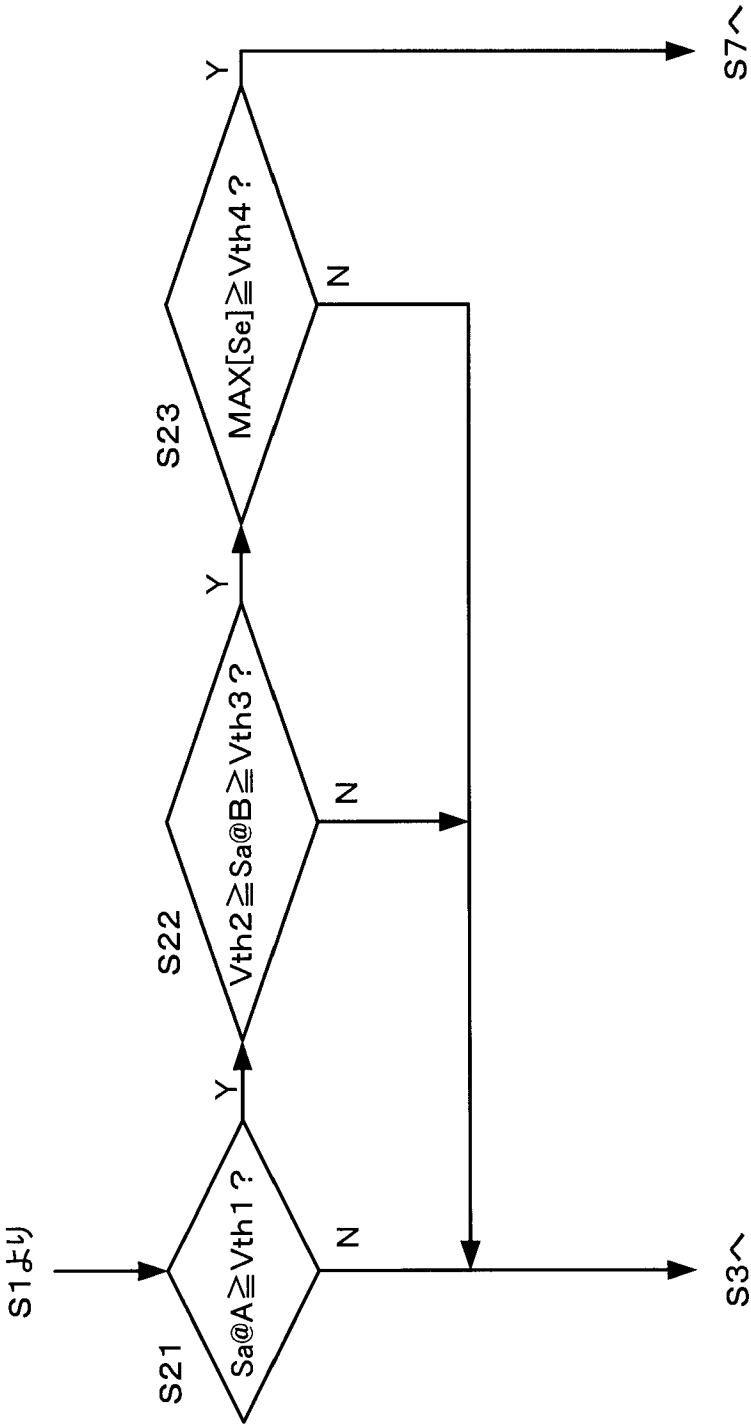
[図19]



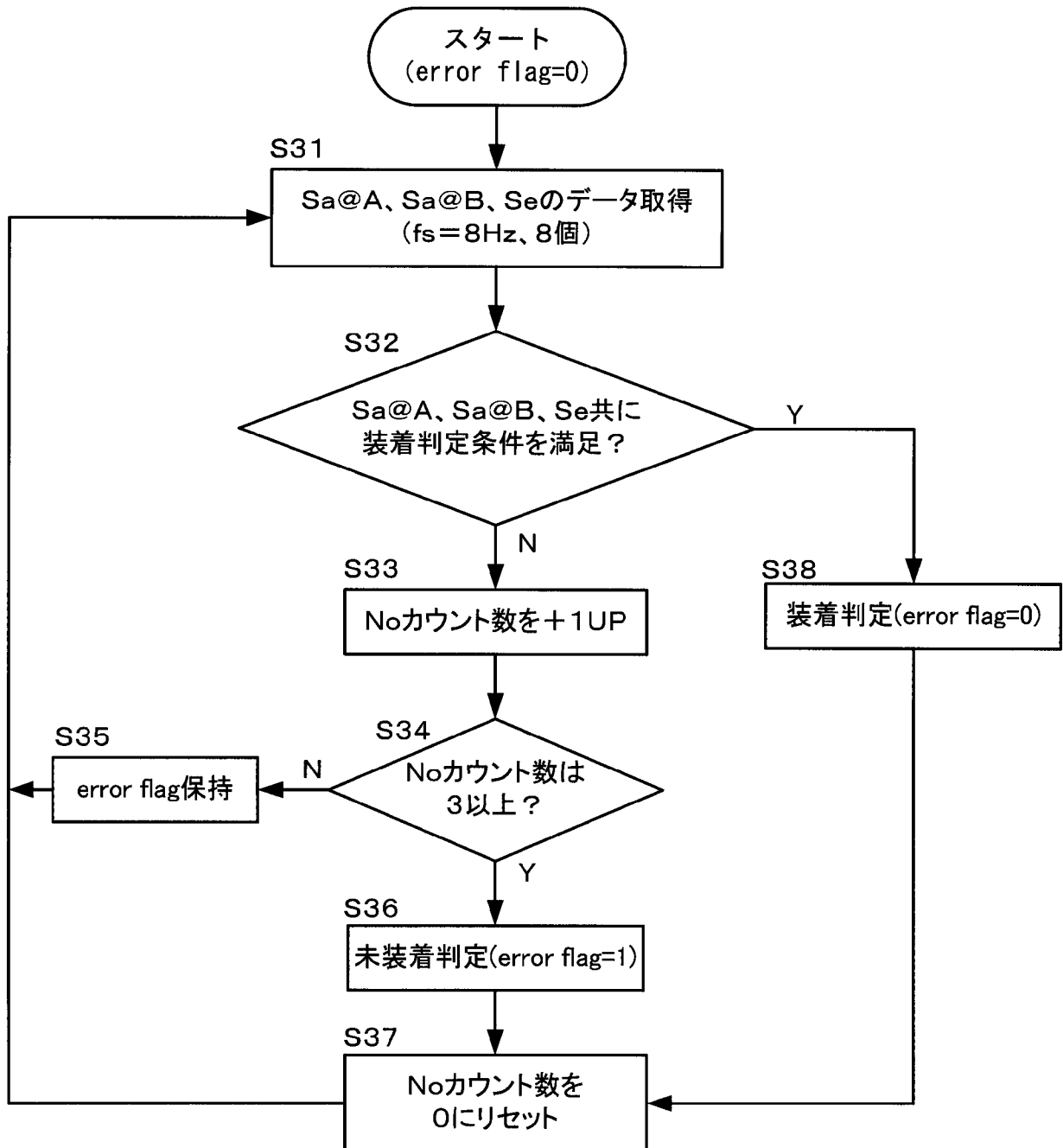
[図20]



[図21]



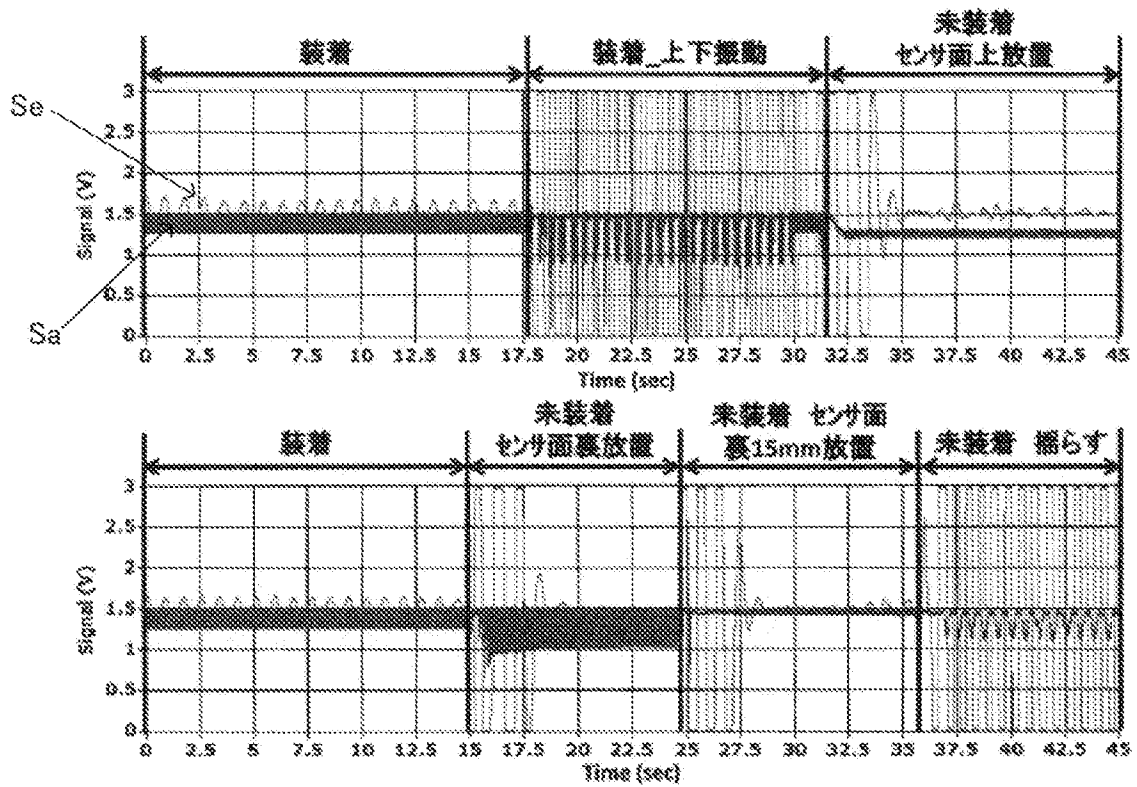
[図22]



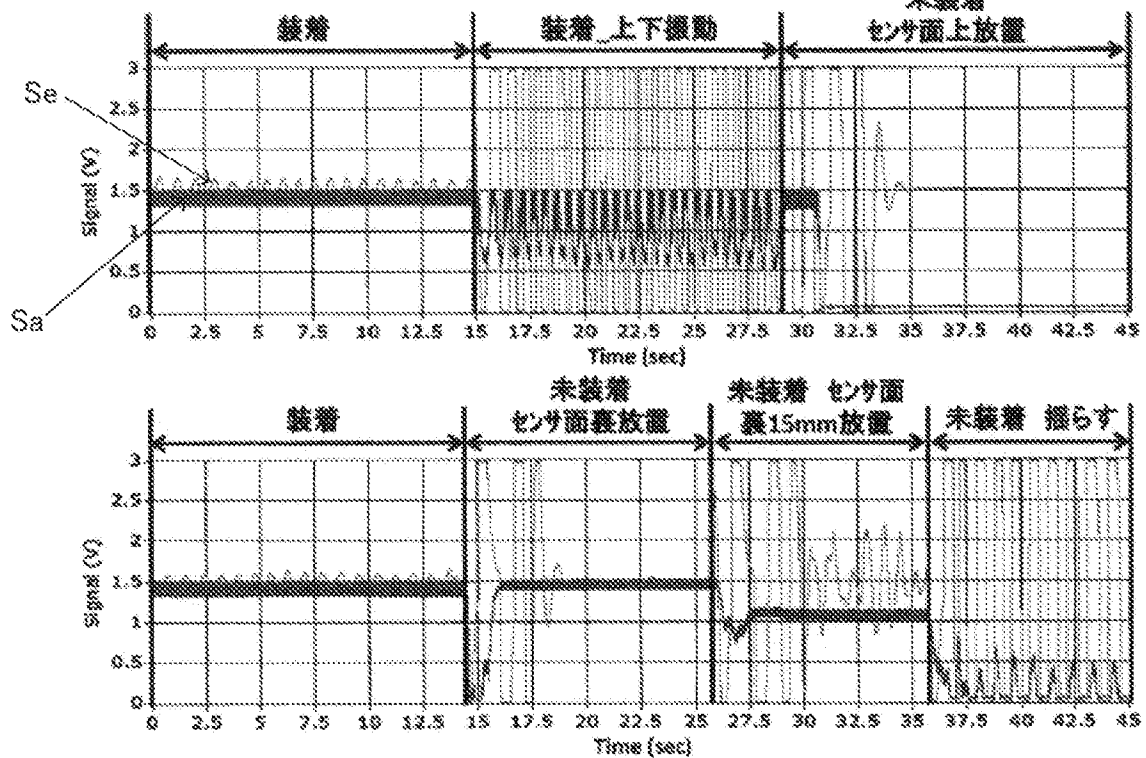
[図23]

周囲環境	装着／未装着状態	A点(V)	B点(V)	C点(V)	判定
室内	装着	1.51	1.27	1.4-1.7	○ ○ ○
	装着_上下振動(15mm)	1.49-1.51	0.9-1.51	0-3	○ × —
	センサ面上放置	1.2-1.32	←	1.4-1.6	× ○ ○
	センサ面裏放置浮無し	1.51	1.04	1.48-1.54	○ × ×
	センサ面裏放置浮き(15mm)	1.49	1.42	1.5-1.54	○ × ×
	未装着、ゆらす	1.1-1.5	1.1-1.5	0-3	× × —
屋外	装着	1.51	1.32	1.4-1.65	○ ○ ○
	装着_上下振動(15mm)	0.7-1.5	←	0-3	× × —
	センサ面上放置	0.1以下	←	1.49-1.51	× × ×
	センサ面裏放置浮無し	1.51	1.38	1.50-1.52	○ ○ ×
	センサ面裏放置浮き(15mm)	1.08	1.03	1.0-2.0	× × ○
	未装着、ゆらす	0-0.5	0-0.5	0-3	× × —
暗室	装着	1.51	1.32	1.4-1.7	○ ○ ○
	装着_上下振動(15mm)	1.51	0.5-1.4	0-3	○ × —
	センサ面上放置	1.51	1.49-1.50	1.49-1.51	○ × ×
	センサ面裏放置浮無し	1.51	1.49	1.49-1.51	○ × ×
	センサ面裏放置浮き(15mm)	1.51	1.49	1.49-1.51	○ × ×
	未装着、ゆらす	1.51	1.49-1.50	1.48-1.54	○ × ×

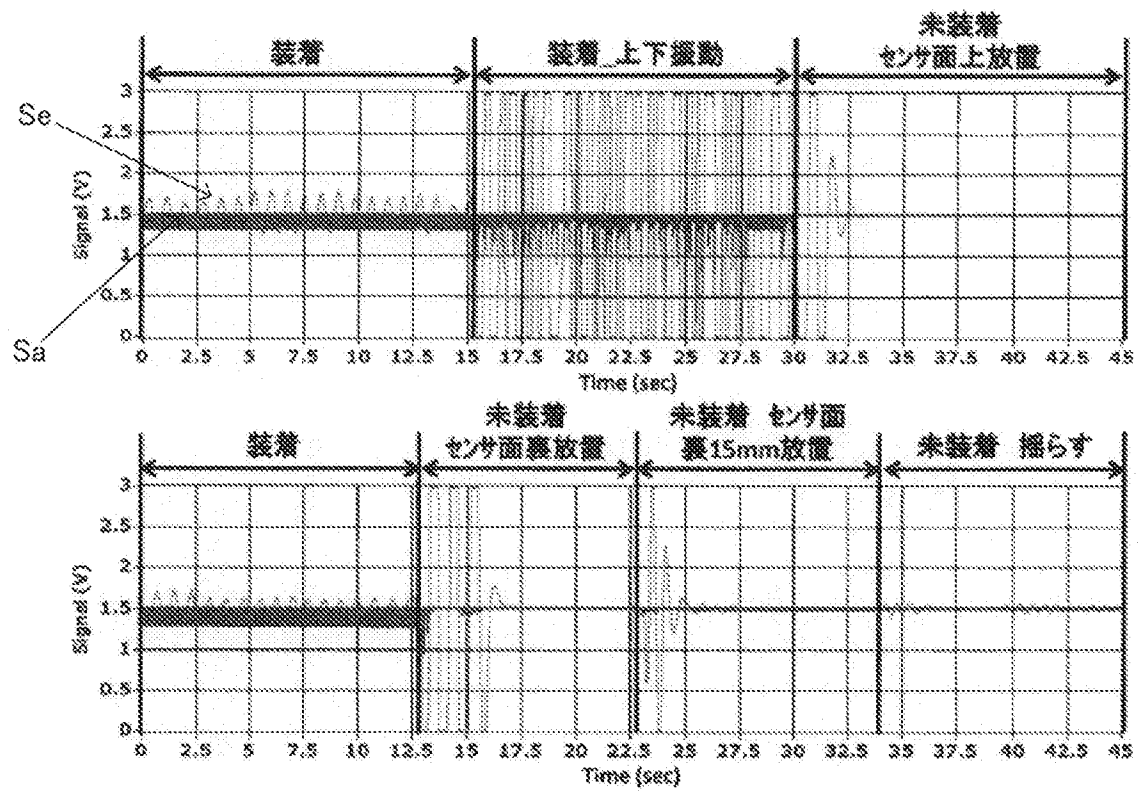
[図24]



[図25]



[図26]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062993

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0245

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

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2005-270544 A (Seiko Instruments Inc.), 06 October 2005 (06.10.2005), entire text; all drawings & WO 2005/092179 A1	1-3, 8-15 4-7, 16, 17
Y A	JP 2011-502592 A (Western Clinical Engineering Ltd.), 27 January 2011 (27.01.2011), paragraph [0049] & US 2009/0124912 A1 & WO 2009/059399 A1 & CA 2704848 A & US 2013/0226013 A1	4 1-3, 5-17
Y A	JP 2009-153832 A (Toshiba Corp.), 16 July 2009 (16.07.2009), paragraphs [0041] to [0053] & US 2009/0182239 A1 & US 2015/0065892 A1	5, 6 1-4, 7-17

☒ 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

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 July 2015 (22.07.15)

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

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/062993

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2006-136483 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp., NTT Advanced Technology Corp.), 01 June 2006 (01.06.2006), paragraph [0098] (Family: none)	7, 16, 17 1-6, 8-15
A	JP 2006-247386 A (Seiko Instruments Inc.), 21 September 2006 (21.09.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-17
A	JP 2004-358258 A (ETA SA Manufacture Horlogere Suisse), 24 December 2004 (24.12.2004), entire text; all drawings & US 2005/0020927 A1 & CN 1572252 A	1-17
A	JP 2003-169780 A (Japan Precision Instruments Inc.), 17 June 2003 (17.06.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-17
A	JP 2001-070266 A (Denso Corp.), 21 March 2001 (21.03.2001), entire text; all drawings & US 6608562 B1	1-17

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0245

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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 Y	JP 2005-270544 A（セイコーインスツル株式会社） 2005.10.06, 全文、全図 & WO 2005/092179 A1	1-3, 8-15 4-7, 16, 17
Y A	JP 2011-502592 A（ウェスタン クリニカル エンジニアリング リ ミテッド） 2011.01.27, 段落 [0049] & US 2009/0124912 A1 & WO 2009/059399 A1 & CA 2704848 A & US 2013/0226013 A1	4 1-3, 5-17

☒ 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

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

22.07.2015

国際調査報告の発送日

04.08.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

亀澤 智博

2 Q

4746

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y A	JP 2009-153832 A (株式会社東芝) 2009.07.16, 段落 [0041] - [0053] & US 2009/0182239 A1 & US 2015/0065892 A1	5, 6 1-4, 7-17
Y A	JP 2006-136483 A (日本電信電話株式会社、エヌ・ティ・ティ・アドバンステクノロジー株式会社) 2006.06.01, 段落 [0098] (ファミリーなし)	7, 16, 17 1-6, 8-15
A	JP 2006-247386 A (セイコーインスツル株式会社) 2006.09.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-17
A	JP 2004-358258 A (ウーテアー・エス・アー・マニファクチュール・オロロジェール・スイス) 2004.12.24, 全文、全図 & US 2005/0020927 A1 & CN 1572252 A	1-17
A	JP 2003-169780 A (日本精密測器株式会社) 2003.06.17, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-17
A	JP 2001-070266 A (株式会社デンソー) 2001.03.21, 全文、全図 & US 6608562 B1	1-17