

(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  
2018年9月13日(13.09.2018)



(10) 国際公開番号  
**WO 2018/163785 A1**

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/1455 (2006.01) A61B 5/026 (2006.01) 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町 6 番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/005811
- (22) 国際出願日: 2018年2月19日(19.02.2018)
- (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 2017-044072 2017年3月8日(08.03.2017) JP  
特願 2017-161530 2017年8月24日(24.08.2017) JP
- (71) 出願人: 京セラ株式会社 (KYOCERA CORPORATION) [JP/JP]; 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町 6 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 平野 朝士 (HIRANO Asao); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町 6 番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 東ヶ▲崎▼智之 (TOUGASAKI Tomoyuki); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町 6 番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 樋口 剛司 (HIGUCHI Takeshi);
- (74) 代理人: 杉村 憲司 (SUGIMURA Kenji); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 1 号 霞が関コモンゲート西館 3 6 階 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, 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, 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,

(54) Title: MEASUREMENT DEVICE AND MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称: 測定装置及び測定方法

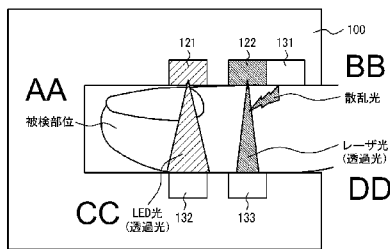


FIG. 2:  
 AA Site to be examined  
 BB Scattered light  
 CC LED light (transmitted light)  
 DD Laser light (transmitted light)

(57) **Abstract:** A measurement device is provided with: a first light source that emits light of a first wavelength; a second light source that emits light of a second wavelength differing from the first wavelength; a first light-receiving unit that receives scattered laser light of the second wavelength from a site to be examined; a second light-receiving unit that receives transmitted light of the first wavelength from the site to be examined; a third light-receiving unit that receives transmitted laser light of the second wavelength from the site to be examined; and a control unit that measures blood flow rate on the basis of the output of the first light-receiving unit and measures oxygen saturation on the basis of the output of the second light-receiving unit and the third light-receiving unit.

(57) 要約: 測定装置は、第1波長の光を射出する第1光源と、第1波長と異なる第2波長のレーザー光を射出する第2光源と、被検部位からの第2波長のレーザー光の散乱光を受光する第1受光部と、被検部位からの第1波長の光の透過光を受光する第2受光部と、被検部位からの第2波長のレーザー光の透過光を受光する第3受光部と、第1受光部の出力に基づいて血流量を測定し、第2受光部及び第3受光部の出力に基づいて酸素飽和度を測定する制御部と、を備える。

WO 2018/163785 A1

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)）

## 明 細 書

**発明の名称：測定装置及び測定方法**

### 関連出願の相互参照

[0001] 本出願は、日本国特許出願2017-044072号（2017年3月8日出願）、及び日本国特許出願2017-161530号（2017年8月24日出願）の優先権を主張するものであり、当該出願の開示全体を、ここに参照のために取り込む。

### 技術分野

[0002] 本開示は、測定装置及び測定方法に関する。

### 背景技術

[0003] 従来、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータが知られている（例えば、特許文献1参照）。従来、レーザ光を指先に照射し、指先の毛細血管の血流からの散乱光に基づいて血流を測定する血流測定装置が知られている（例えば、特許文献2参照）。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：実開平6-66633号公報

特許文献2：実公平3-21208号公報

### 発明の概要

#### 課題を解決するための手段

[0005] 測定装置の一態様は、第1光源と、第2光源と、第1受光部と、第2受光部と、第3受光部と制御部とを備える。前記第1光源は、第1波長の光を射出する。前記第2光源は、前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する。前記第1受光部は、被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光する。前記第2受光部は、前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光を受光する。前記第3受光部は、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光する。前記制御部は、前記第1受光部の出力に基づい

て血流量を測定し、前記第2受光部及び前記第3受光部の出力に基づいて酸素飽和度を測定する。

[0006] 測定装置の他の一態様は、第1光源と、第2光源と、第1受光部と、第2受光部と、制御部とを備える。前記第1光源は、第1波長の光を射出する。前記第2光源は、前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する。前記第1受光部は、被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光する。前記第2受光部は、前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光及び前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光する。前記制御部は、前記第1受光部の出力に基づいて血流量を測定し、前記第2受光部の出力に基づいて酸素飽和度を測定する。

[0007] 測定装置の他の一態様は、第1光源と、第2光源と、第1受光部と、第2受光部と、制御部とを備える。前記第1光源は、第1波長のレーザ光を射出する。前記第2光源は、前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する。前記第1受光部は、被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光を受光する。前記第2受光部は、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光及び前記第1波長のレーザ光の散乱光を受光する。前記制御部は、前記第1受光部及び前記第2受光部の出力に基づいて、血流量及び酸素飽和度を測定する。

[0008] 測定装置の他の一態様は、第1光源と、第2光源と、受光部と、制御部とを備える。前記第1光源は、第1波長のレーザ光を射出する。前記第2光源は、前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する。前記受光部は、被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光を受光し、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の反射光を受光する。前記制御部は、前記受光部の出力に基づいて、血流量及び酸素飽和度を測定する。

[0009] 測定方法の一態様は、測定装置による測定方法である。前記測定方法は、被検部位に第1波長の光を射出するステップと、前記被検部位に前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出するステップとを含む。前記測定方法は、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光するステッ

プと、前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光を受光するステップと、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光するステップとをさらに含む。前記測定方法は、前記第2波長のレーザ光の散乱光に基づいて血流量を測定するステップと、前記第1波長の光の透過光及び前記第2波長のレーザ光の透過光に基づいて酸素飽和度を測定するステップとをさらに含む。

[0010] 測定方法の他の一態様は、測定装置による測定方法である。前記測定方法は、被検部位に第1波長のレーザ光を射出するステップと、前記被検部位に前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出するステップとを含む。前記測定方法は、前記被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光又は散乱光を受光するステップと、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光又は散乱光を受光するステップとを含む。前記測定方法は、前記第1波長のレーザ光の透過光又は散乱光、及び前記第2波長のレーザ光の透過光又は散乱光に基づいて、酸素飽和度を測定するステップを含む。

### 図面の簡単な説明

[0011] [図1]第1実施形態に係る測定装置の概略構成を示す機能ブロック図である。  
[図2]図1の測定装置の使用状態の一例について説明するための模式図である。  
[図3]図1の制御部が実行する処理の一例を示すフローチャートである。  
[図4]第2実施形態に係る測定装置の概略構成を示す機能ブロック図である。  
[図5]図4の測定装置の使用状態の一例について説明するための模式図である。  
[図6]第3実施形態に係る測定システムの概略構成を示す機能ブロック図である。  
[図7]図6の測定システムによる制御手順の一例を示すシーケンス図である。  
[図8]第4実施形態に係る測定装置の概略構成を示す機能ブロック図である。  
[図9]図8の測定装置の使用状態の一例について説明するための模式図である。

[図10]図8の測定装置の使用状態の他の一例について説明するための模式図である。

[図11]第5実施形態に係る測定装置の概略構成を示す機能ブロック図である。

[図12]図11の測定装置の使用状態の一例について説明するための模式図である。

### 発明を実施するための形態

[0012] 以下、本開示の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

[0013] (第1実施形態)

図1は、第1実施形態に係る測定装置100の概略構成を示す機能ブロック図である。本実施形態に係る測定装置100は、生体センサ110と、制御部140と、報知部150と、記憶部160とを備える。

[0014] 測定装置100は、生体センサ110を使用して、測定装置100に接触する被検者（ユーザ）の生体測定出力を取得し、生体測定出力に基づいて生体情報を測定する。本実施形態に係る測定装置100は、生体センサ110を用いて、被検者の酸素飽和度及び血流量を測定できる。本実施形態に係る測定装置100は、被検者の酸素飽和度を示す値として、例えば経皮的動脈血酸素飽和度（ $S p O_2$ 、 $S$  : Saturation（サチュレーション・飽和度）、 $P$  : Percutaneous（経皮的）又はPulse Oximetry（パルスオキシメータ）、 $O_2$  : Oxygen（酸素））を測定できる。ただし、測定装置100が測定する生体情報は、必ずしも $S p O_2$ 及び血流量に限られない。測定装置100は、生体センサ110を使用して測定可能な任意の生体情報を測定してもよい。以下、本明細書では、経皮的動脈血酸素飽和度（ $S p O_2$ ）を単に酸素飽和度とも称する。酸素飽和度を示す値として、 $S a O_2$ （ $S$  : Saturation（飽和度）、 $a$  : artery（動脈）、 $O_2$  : Oxygen（酸素））があり、動脈血の酸素飽和度の実測値を示す。そして、 $S p O_2$ は間接的に $S a O_2$ を測定する方法であり、測定条件が整っていれば、両者は近時値を取る。

[0015] 生体センサ110は、測定装置100に接触する被検者の被検部位から、

生体測定出力を取得する。被検部位は、生体測定出力を取得可能な任意の部位であり、本実施形態では、指であるとして、以下説明する。被検部位は指に代え、又は指とともに、手首、腕、耳、足その他の部位又はこれらを任意に組み合わせた部位であってもよい。生体センサ110は、発光部120と受光部130とを備える。本実施形態において、生体センサ110は、発光部120として、第1光源121及び第2光源122を備える。本実施形態において、生体センサ110は、受光部130として、第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133を備える。

[0016] 第1光源121及び第2光源122は、血液中に含まれる所定の成分を検出可能な波長の光を、測定光として射出する。

[0017] 第1光源121は、例えばLED（発光ダイオード：Light Emitting Diode）により、LED光源として構成されてよい。第1光源121は、例えばLD（レーザダイオード：Laser Diode）により、レーザ光源として構成されてもよい。本実施形態では、第1光源121は、LED光源として構成されているとして、以下説明する。

[0018] 第2光源122は、例えばLDにより、レーザ光源として構成される。本実施形態ではレーザ光源として、垂直共振器型面発光レーザ（VCSEL：vertical cavity surface emitting laser）を用いるとして説明するが、レーザ光源としては、その他、分布帰還型レーザ（DFB：Distributed Feedback）、ファブリペロー型レーザ（FP：Fabry-Perot）を用いることができる。

[0019] 第1光源121及び第2光源122は、それぞれ異なる波長の光を射出する。本実施形態における第1光源121は、第1波長のLED光を射出する。第1光源121は、レーザ光源として構成されている場合には、第1波長のレーザ光を射出する。第1波長は、酸素と結合したヘモグロビン（以下「酸素化ヘモグロビン」とも称する）の吸光度と、酸素と結合していないヘモグロビン（以下「還元ヘモグロビン」とも称する）の吸光度との差分が大きい波長である。第1波長は、例えば600nmから700nmの波長であり、第1光源121が射出する光は、いわゆる赤色光である。本実施形態では

、第1波長が660nmであるとして以下説明する。第2光源122は、第2波長のレーザ光（以下「第2レーザ光」とも称する）を射出する。第2波長は、第1波長と異なる波長である。第2波長は、第1の波長と比べて、酸素化ヘモグロビンの吸光度と還元ヘモグロビンの吸光度との差分が小さい波長である。第2波長は、例えば800nmから1000nmの波長であり、第2レーザ光は、いわゆる近赤外光である。本実施形態では、第2波長が850nmであるとして以下説明する。

[0020] 第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133は、例えばそれぞれPD（フォトダイオード：Photo Diode）により構成される。

[0021] 第1受光部131は、生体測定出力として、第2光源122から被検部位に射出された測定光（レーザ光）の、被検部位から散乱される散乱光（検出光）を受光する。第2受光部132は、生体測定出力として、第1光源121から被検部位に射出された測定光（LED光）の、被検部位を透過した透過光（検出光）を受光する。第3受光部133は、生体測定出力として、第2光源122から被検部位に射出された測定光（レーザ光）の、被検部位を透過した透過光（検出光）を受光する。生体センサ110は、第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133において受光した検出光の光電変換信号を制御部140に送信する。

[0022] 図2は、測定装置100の使用状態の一例について説明するための模式図である。図2は、測定装置100の断面の一例と、被検部位とを示す図である。図2では、測定装置100の機能部として、発光部120が有する各光源と、受光部130が有する各受光部とのみが示されている。測定装置100は、図2に模式的に示すように、被検者が測定装置100における特定の位置（測定部）に被検部位を接触させた状態で、生体情報を測定する。図2では被検部位が指である場合を図示しているが、被検部位は手首、腕、耳、足その他の部位であってもよい。測定装置100は、被検者が測定装置100における特定の位置（測定部）に被検部位を接触させていない状態で、生体情報を測定してもよい。

- [0023] 図2に模式的に示すように、第1光源121及び第2光源122は、測定装置100において、生体情報の測定時に指の爪側に位置するように、配置される。
- [0024] 第2受光部132及び第3受光部133は、測定装置100において、生体情報の測定時に、被検部位である指を挟んでそれぞれ第1光源121及び第2光源122に対向する位置（つまり図2の例では指の腹側）に、配置される。かかる配置により、第2受光部132及び第3受光部133は、それぞれ第1光源121及び第2光源122が射出する光の透過光を検出できる。
- [0025] 第1受光部131は、測定装置100において、第2光源122から被検部位に射出されたレーザ光の、被検部位から散乱される散乱光を受光可能な位置に配置される。図2に示す例では、第1受光部131は、第2光源122と同じ、指の爪側に配置されている。
- [0026] 図2に模式的に示すように、第1受光部131は、第2光源122が射出したレーザ光の、被検部位からの散乱光を受光する。第1受光部131は、レーザ光（近赤外光）の散乱光の波長の光を検出可能なPDにより構成されていてよい。
- [0027] 図2に模式的に示すように、第2受光部132は、第1光源121が射出したLED光の、被検部位の透過光を受光する。第2受光部132は、LED光（赤色光）の透過光の波長の光を検出可能なPDにより構成されていてよい。
- [0028] 図2に模式的に示すように、第3受光部133は、第2光源122が射出したレーザ光の、被検部位の透過光を受光する。第3受光部133は、レーザ光（近赤外光）の散乱光の波長の光を検出可能なPDにより構成されていてよい。
- [0029] 再び図1を参照すると、制御部140は、測定装置100の各機能ブロックをはじめとして、測定装置100の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ141を含む。制御部140は、制御手順を規定したプログ

ラムを実行するCPU (Central Processing Unit) 等の少なくとも1つのプロセッサ141を含んで構成され、その機能を実現する。このようなプログラムは、例えば記憶部160、又は測定装置100に接続された外部の記憶媒体等に格納される。

[0030] 種々の実施形態によれば、少なくとも1つのプロセッサ141は、単一の集積回路(IC)として、又は複数の通信可能に接続された集積回路IC及び/又はディスクリート回路(discrete circuits)として実行されてもよい。少なくとも1つのプロセッサ141は、種々の既知の技術に従って実行されることが可能である。

[0031] 一実施形態において、プロセッサ141は、例えば、関連するメモリに記憶された指示を実行することによって1以上のデータ計算手続又は処理を実行するように構成された1以上の回路又はユニットを含む。他の実施形態において、プロセッサ141は、1以上のデータ計算手続又は処理を実行するように構成されたファームウェア(例えば、ディスクリートロジックコンポーネント)であってもよい。

[0032] 種々の実施形態によれば、プロセッサ141は、1以上のプロセッサ、コントローラ、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、特定用途向け集積回路(ASIC)、デジタル信号処理装置、プログラマブルロジックデバイス、フィールドプログラマブルゲートアレイ、又はこれらのデバイス若しくは構成の任意の組み合わせ、又は他の既知のデバイス若しくは構成の組み合わせを含み、以下に説明される制御部140としての機能を実行してもよい。

[0033] 制御部140は、第1受光部131の出力(つまり散乱光の光電変換信号)に基づいて、被検部位における血流量を算出する。ここで、制御部140による、ドップラーシフトを利用した血流量測定技術について説明する。

[0034] 生体の組織内において、動いている血球から散乱された散乱光は、血液中の血球の移動速度に比例したドップラー効果による周波数シフト(ドップラーシフト)を受ける。制御部140は、静止した組織からの散乱光と、動い

ている血球からの散乱光との光の干渉によって生じるうなり信号（ビート信号ともいう）を検出する。このうなり信号は、強度を時間の関数として表したものである。そして、制御部140は、このうなり信号を、パワーを周波数の関数として表したパワースペクトルにする。このうなり信号のパワースペクトルでは、ドップラーシフト周波数は血球の速度に比例する。このうなり信号のパワースペクトルでは、パワーは血球の量に対応する。制御部140は、うなり信号のパワースペクトルに周波数をかけて積分することにより血流量を求める。

[0035] 制御部140は、第2受光部132及び第3受光部133の出力（つまり透過光の光電変換信号）に基づいて、被検部位における $S p O_2$ を算出する。ここで、制御部140による、 $S p O_2$ の測定原理について説明する。

[0036] 血液中において、還元ヘモグロビンは、赤色光である第1波長の光を吸収しやすく、近赤外光である第2波長の光を吸収しにくい。これに対し、酸素化ヘモグロビンは、赤色光である第1波長の光及び近赤外光である第2波長の光とも、吸収しにくい。つまり、赤色光である第1波長の光は、還元ヘモグロビンに吸収されやすく、酸素化ヘモグロビンに吸収されにくい。近赤外光である第2波長の光は、還元ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンに吸収されにくい。

[0037] 従って、第1光源121が射出する第1波長の光（本実施形態ではLED光）の光量に対する第2受光部132での受光強度と、第2光源122が射出する第2波長の光（本実施形態ではレーザー光）の光量に対する第3受光部133での受光強度との比較に基づき、血液中の酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの比率を算出することができる。制御部140は、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの比率に基づいて、 $S p O_2$ を算出することができる。具体的には、酸素化ヘモグロビンの量を $H b O_2$ とし、還元ヘモグロビンの量を $H b$ とした場合、 $S p O_2$ は、 $\{ H b O_2 / ( H b + H b O_2 ) \} \times 100$ という数式により算出される（例えば特許文献1参照）。制御部140は、例えば数式を用いて、 $S p O_2$ を算出する。

- [0038] 制御部140は、さらに、算出した被検者の血流量及び $SpO_2$ に基づき、被検者が高山病（高度障害ともいう）になる可能性を推定してもよい。高山病は、 $SpO_2$ が低下したり、脱水傾向になったりすることにより、発症しやすくなる。被検者が脱水傾向にある場合、血液中の水分が不足し、血流が悪くなる（血流量が少なくなる）。そのため、制御部140は、血流量と $SpO_2$ との変化に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定できる。制御部140は、所定のアルゴリズムを用いて、例えば血流量と $SpO_2$ との重みづけを行うことにより、高山病になる可能性を推定してもよい。例えば特許文献1に開示されたパルスオキシメータは、 $SpO_2$ を測定しえても、血流量については測定できない。本実施形態に係る測定装置100によれば、 $SpO_2$ と血流量とを測定できるため、 $SpO_2$ と血流量という2つの指標に基づいて、高山病になる可能性を推定できる。そのため、本実施形態に係る測定装置100によれば、 $SpO_2$ のみから高山病になる可能性を推定する場合と比較して、推定精度が高まる。
- [0039] 報知部150は、音、振動、及び画像等で情報を報知する。報知部150は、スピーカ、振動子、及び表示デバイスを備えていてもよい。表示デバイスは、例えば液晶ディスプレイ（LCD：Liquid Crystal Display）、有機ELディスプレイ（OLED：Organic Electro-Luminescence Display）、又は無機ELディスプレイ（IELD：Inorganic Electro-Luminescence Display）等とすることができる。報知部150は、例えば $SpO_2$ 及び／又は血流量の測定結果を報知できる。報知部150は、例えば高山病になる可能性に関する情報を報知してもよい。
- [0040] 記憶部160は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができる。記憶部160は、各種情報又は測定装置100を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部160は、ワークメモリとしても機能してもよい。記憶部160は、例えば、制御部140が算出した被検者の $SpO_2$ 及び血流量を、履歴情報として記憶してよい。
- [0041] 次に、測定装置100の制御部140が行う処理の一例について、図3に

示すフローチャートを参照して説明する。制御部140は、測定装置100が起動された場合又は測定処理を開始するための所定の操作入力が行われた場合、図3に示すフローを繰り返して実行してよい。制御部140は、被検部位が測定部に接触しているか否かを検出可能な機能を備える場合には、被検部位が測定部に接触していると判断した場合に、図3に示すフローを実行してもよい。

[0042] 制御部140は、第1光源121からLED光を射出する（ステップS101）。

[0043] 制御部140は、第2光源122からレーザ光を射出する（ステップS102）。

[0044] 第1光源121によるLED光の射出及び第2光源122によるレーザ光の射出が行われると、第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133は、被検部位から検出光を受光する。すなわち、第1受光部131はレーザ光の散乱光を受光し、第2受光部132はLED光の透過光を受光し、第3受光部133はレーザ光の透過光を受光する。第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133は、検出光の光電変換信号を制御部140に送信する。

[0045] 制御部140は、第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133からの出力を取得する（ステップS103）。

[0046] 制御部140は、第1受光部131から取得した出力に基づいて、血流量を算出する（ステップS104）。

[0047] 制御部140は、第2受光部132及び第3受光部133から取得した出力に基づいて、 $S_pO_2$ を算出する（ステップS105）。

[0048] 制御部140は、ステップS104で算出した血流量と、ステップS105で算出した $S_pO_2$ とに基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する（ステップS106）。

[0049] 制御部140は、算出した血流量及び $S_pO_2$ 、並びに高山病になる可能性等の情報を、報知部150から報知する（ステップS107）。

[0050] このように、本実施形態に係る測定装置100は、第2光源122から射出されるレーザ光の散乱光に基づいて血流量を測定するとともに、第1光源121から射出されるLED光及び第2光源122から射出されるレーザ光の透過光に基づいてSpO<sub>2</sub>を測定する。測定装置100によれば、1つの装置で血流量とSpO<sub>2</sub>とを測定できるため、血流量とSpO<sub>2</sub>とをそれぞれ独立した別の装置で測定する場合と比較して、被検者にとって有用性が高まる。

[0051] 第2光源122から射出されるレーザ光は、血流量及びSpO<sub>2</sub>の双方の測定のために使用される。そのため、本実施形態に係る測定装置100によれば、血流量を測定するための光源と、SpO<sub>2</sub>を測定するための光源とがそれぞれ設けられている場合と比較して、測定装置100を構成する素子の数が少なくなる。これにより、本実施形態に係る測定装置100によれば、装置の小型化を実現できる。装置が小型化することにより、被検者は、例えば装置を携帯しやすくなるため、有用性が向上する。

[0052] (第2実施形態)

図4は、第2実施形態に係る測定装置200の概略構成を示す機能ブロック図である。本実施形態に係る測定装置200は、生体センサ210と、制御部240と、報知部250と、記憶部260とを備える。

[0053] 第1実施形態に係る測定装置100では、受光部130が、第1受光部131、第2受光部132及び第3受光部133という3つの受光部を備えるのに対し、第2実施形態に係る測定装置200は、受光部230が第1受光部231及び第2受光部232という2つの受光部を備えるという点で、第1実施形態に係る測定装置100と異なる。第2実施形態における測定装置200の発光部220の構成は、第1実施形態における測定装置100の発光部120と同様であってよい。

[0054] すなわち、本実施形態において、生体センサ210は、第1光源221及び第2光源222という2つの発光部と、第1受光部231及び第2受光部232という2つの受光部とを備える。第1光源221及び第2光源222

の機能は、それぞれ第1実施形態における第1光源121及び第2光源122と同様である。すなわち、第1光源221は測定光としてLED光を射出し、第2光源222は測定光としてレーザ光を射出する。第1実施形態で述べたように、第1光源221は、測定光としてレーザ光を射出してもよい。第1光源221と第2光源222とは、それぞれ異なるタイミングで測定光を射出する。第1光源221と第2光源222とは、例えば交互に測定光を出力する。すなわち、測定装置200による測定処理において、第1光源221からのLED光と第2光源222からのレーザ光とが、例えば所定の時間ごとに、交互に被検部位に射出される。

[0055] 第1受光部231の機能は、第1実施形態における第1受光部131と同様である。すなわち、第1受光部231は、第2光源222が射出したレーザ光の、被検部位からの散乱光を受光する。第2受光部232は、例えば、LED光（赤色光）及びレーザ光（近赤外光）の双方の、被検部位からの透過光の波長の光を検出可能な、いわゆるマルチ周波数対応型のPDにより構成される。第2受光部232は、第1光源221からのLED光が被検部位に射出されているときは、LED光の透過光を検出し、第2光源222からのレーザ光が被検部位に射出されているときは、レーザ光の透過光を検出する。生体センサ210は、第1受光部231及び第2受光部232が受光した検出光の光電変換信号を制御部240に送信する。

[0056] 図5は、測定装置200の使用状態の一例について説明するための模式図である。図5は、測定装置200の断面の一例と、被検部位とを示す図である。図5では、測定装置200の機能部として、発光部220が有する各光源と、受光部230が有する各受光部とのみが示されている。図5に模式的に示すように、第1受光部231は、第2光源222が射出したレーザ光の、被検部位からの散乱光を受光する。第1受光部231は、測定装置200において、第2光源222から被検部位に射出されたレーザ光の、被検部位から散乱される散乱光を受光可能な位置に配置される。図5に示す例では、第1受光部231は、第2光源222と同じ、指の爪側に配置されている。

- [0057] 第2受光部232は、第1光源221が射出したLED光の、被検部位からの透過光と、第2光源222が射出したレーザ光の、被検部位からの透過光を受光する。LED光とレーザ光とは、上述のように交互に射出されるため、第2受光部232は、それらの透過光をそれぞれ交互に受光する。図5では、LED光及びレーザ光が図示されているが、実際には、ある時点において、LED光又はレーザ光のいずれかが被検部位に射出され、第2受光部232は、射出されている光の透過光を受光する。第2受光部232は、測定装置100において、生体情報の測定時に、被検部位である指を挟んでそれぞれ第1光源221及び第2光源222に対向する位置（つまり図5の例では指の腹側）に、配置される。かかる配置により、第2受光部232は、第1光源221及び第2光源222が射出する測定光の透過光を検出できる。
- [0058] 再び図4を参照すると、制御部240は、測定装置200の各機能ブロックをはじめとして、測定装置200の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ241を含む。制御部240及びプロセッサ241の機能は、それぞれ第1実施形態の制御部140及びプロセッサ141と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。報知部250及び記憶部260の機能も、それぞれ第1実施形態の報知部150及び記憶部160と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。
- [0059] 本実施形態に係る測定装置200は、制御部240により、図3で説明したものと同様のフローにより、血流量及びSpO<sub>2</sub>を測定し、被検者が高山病になる可能性を推定する。本実施形態においては、制御部240は、ステップS103において、第1受光部231及び第2受光部232からの出力を取得する。制御部240は、ステップS104において、第1受光部231からの出力に基づいて血流量を算出する。制御部240は、ステップS105において、第1受光部231及び第2受光部232からの出力に基づいてSpO<sub>2</sub>を算出する。
- [0060] このように、本実施形態に係る測定装置200も、1つの装置で血流量と

S p O<sub>2</sub>とを測定できるため、血流量とS p O<sub>2</sub>とをそれぞれ独立した別の装置で測定する場合と比較して、被検者にとって有用性が高まる。本実施形態に係る測定装置200は、マルチ周波数対応の第2受光部232でLED光及びレーザ光の透過光を受光できる。そのため、LED光及びレーザ光の透過光をそれぞれ異なる2つの受光部で受光する場合と比較して、生体センサ210及び測定装置200をさらに小型化できる。これにより、測定装置200によれば、有用性が向上する。

[0061] (第3実施形態)

図6は、第3実施形態に係る測定システム300の概略構成を示す機能ブロック図である。測定システム300は、測定装置400と、情報処理装置500と、端末装置600とを備える。情報処理装置500は、有線、無線、又は有線と無線との組合せにより、測定装置400及び端末装置600と通信可能に接続されている。測定装置400と端末装置600とが直接通信可能であってもよい。測定装置400と、情報処理装置500と、端末装置600とを相互に接続するネットワークは、インターネット又は無線LAN等であってよい。

[0062] 測定装置400は、測定光を被検部位に射出することにより生体測定出力を測定する装置である。測定装置400は、測定した生体測定出力に関する情報を、情報処理装置500に送信してよい。

[0063] 情報処理装置500は、例えばコンピュータ等のサーバ装置として構成されることができる。情報処理装置500は、測定装置400から取得した生体測定出力に関する情報に基づき、被検者の血流量及びS p O<sub>2</sub>を算出してよい。情報処理装置500は、被検者が高山病になる可能性を推定してもよい。情報処理装置500は、血流量及びS p O<sub>2</sub>の算出結果及び推定した高山病になる可能性に関する情報を、記憶してよい。情報処理装置500は、血流量及びS p O<sub>2</sub>の算出結果及び推定した高山病になる可能性に関する情報を、端末装置600に送信してよい。

[0064] 端末装置600は、例えばパーソナルコンピュータ、スマートフォン又は

タブレット等として構成されてよい。端末装置600は、例えば、被検者が所有するものであってよい。端末装置600は、情報処理装置500から取得した血流量及びSpO<sub>2</sub>の算出結果及び推定した高山病になる可能性に関する情報に基づき報知を行ってよい。

[0065] 測定装置400は、生体センサ410と、制御部440と、報知部450と、記憶部460とを備える。生体センサ410は、発光部420と受光部430とを備える。発光部420及び受光部430の各構成及び機能は、それぞれ第1実施形態における発光部120及び受光部130と同様である。すなわち、発光部420は、LED光を射出する第1光源421と、レーザー光を射出する第2光源422とを備える。受光部430は、第2光源422が射出したレーザー光の散乱光を受光する第1受光部431と、第1光源421が射出したLED光の透過光を受光する第2受光部432と、第2光源422が射出したレーザー光の透過光を受光する第3受光部433とを備える。本実施形態における測定装置400は、第1実施形態における測定装置100と同様にして、生体測定出力を取得できる。

[0066] 制御部440は、測定装置400の各機能ブロックをはじめとして、測定装置400の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ441を含む。制御部440は、制御手順を規定したプログラムを実行するCPU等の少なくとも1つのプロセッサ441を含んで構成され、その機能を実現する。このようなプログラムは、例えば記憶部460、又は測定装置400に接続された外部の記憶媒体等に格納される。プロセッサ441は、例えば第1実施形態で示したプロセッサ441と同様の構成であってよいため、ここでは詳細な説明を省略する。制御部440は、生体センサ410による生体測定出力の取得の制御を行い、取得した生体測定出力に関する情報を、通信部470を介して情報処理装置500に送信する。

[0067] 記憶部460は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができ、記憶部460は、各種情報及び／又は測定装置400を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部460は、ワークメモリとしても機能し

てもよい。記憶部460は、例えば、生体センサ410が取得した生体測定出力に関する情報（すなわち検出光の受光強度）等のデータを記憶してよい。

[0068] 通信部470は、情報処理装置500と有線通信若しくは無線通信、又は有線通信及び無線通信の組合せの通信を行うことにより、各種情報の送受信を行う。例えば、通信部570は、測定装置400が測定した生体測定出力に関する情報を情報処理装置500に送信する。

[0069] 情報処理装置500は、制御部540と、記憶部560と、通信部570とを備える。

[0070] 制御部540は、情報処理装置500の各機能ブロックをはじめとして、情報処理装置500の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ541を含む。制御部540は、制御手順を規定したプログラムを実行するCPU等の少なくとも1つのプロセッサ541を含んで構成され、その機能を実現する。このようなプログラムは、例えば記憶部560、又は情報処理装置500に接続された外部の記憶媒体等に格納される。プロセッサ541は、例えば第1実施形態で示したプロセッサ141と同様の構成であってよいため、ここでは詳細な説明を省略する。制御部540は、測定装置400から取得した、生体測定出力に関する情報に基づいて、被検者の血流量及び $SpO_2$ を算出してよい。制御部540は、被検者が高山病になる可能性を推定してもよい。制御部540による、血流量及び $SpO_2$ の算出方法の詳細、並びに高山病になる可能性の推定方法の詳細については、第1実施形態で説明したものと同様であるため、ここでは説明を省略する。

[0071] 記憶部560は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができる。記憶部560は、各種情報及び／又は情報処理装置500を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部560は、ワークメモリとしても機能してもよい。記憶部560は、例えば、測定装置400から取得した生体測定出力に関する情報を記憶してよい。記憶部560は、制御部540による血流量及び $SpO_2$ の算出、並びに高山病になる可能性の推定に用いられる

種々の情報を記憶してもよい。

- [0072] 通信部570は、測定装置400及び端末装置600と有線通信若しくは無線通信、又は有線通信及び無線通信の組合せの通信を行うことにより、各種情報の送受信を行う。例えば、通信部570は、測定装置400から、生体測定出力に関する情報を受信する。例えば、通信部570は、情報処理装置500が算出した血流量及び $SpO_2$ 、並びに高山病になる可能性に関する情報を端末装置600に送信する。
- [0073] 端末装置600は、制御部640と、報知部650と、記憶部660と、通信部670と、入力部680とを備える。
- [0074] 制御部640は、端末装置600の各機能ブロックをはじめとして、端末装置600の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ641を含む。制御部640は、制御手順を規定したプログラムを実行するCPU等の少なくとも1つのプロセッサ641を含んで構成され、その機能を実現する。このようなプログラムは、例えば記憶部660、又は端末装置600に接続された外部の記憶媒体等に格納される。プロセッサ641は、例えば第1実施形態で示したプロセッサ141と同様の構成であってよいため、ここでは詳細な説明を省略する。制御部640は、情報処理装置500から取得した血流量及び $SpO_2$ 、並びに高山病になる可能性に関する情報を、報知部650から報知してよい。
- [0075] 報知部650は、音、振動、及び画像等で情報を報知する。報知部650の機能及び構成は、第1実施形態で説明した報知部150と同様であってよいため、ここでは詳細な説明を省略する。
- [0076] 記憶部660は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができ、記憶部660は、各種情報及び／又は端末装置600を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部660は、ワークメモリとしても機能してもよい。記憶部660は、例えば、情報処理装置500から取得した血流量及び $SpO_2$ 、並びに高山病になる可能性に関する情報を記憶してよい。
- [0077] 通信部670は、情報処理装置500と有線通信若しくは無線通信、又は

有線通信及び無線通信の組合せの通信を行うことにより、各種情報の送受信を行う。例えば、通信部670は、情報処理装置500から、血流量及び $SpO_2$ 、並びに高山病になる可能性に関する情報を受信する。

[0078] 入力部680は、端末装置600のユーザ（例えば被検者）からの操作入力を受け付けるものであり、例えば、操作ボタン（操作キー）から構成される。入力部680をタッチパネルにより構成し、表示デバイスの一部にユーザからの操作入力を受け付ける操作キーを表示して、ユーザによるタッチ操作入力を受け付けてもよい。

[0079] 図7は、測定システム300による制御手順の一例を示すシーケンス図である。図7に示す処理は、例えば、測定装置400が起動された場合又は測定処理を開始するための所定の操作入力が行われた場合に実行される。測定装置400の制御部440が、被検部位が測定部に接触しているか否かを検出可能な機能を備える場合には、被検部位が測定部に接触していると判断した場合に、図7に示す処理が実行されてもよい。

[0080] 測定装置400は、第1光源421からLED光を射出する（ステップS201）。

[0081] 測定装置400は、第2光源422からレーザ光を射出する（ステップS202）。

[0082] 測定装置400は、第1受光部431、第2受光部432及び第3受光部433からの出力を取得する（ステップS203）。

[0083] 測定装置400は、通信部470を介して、生体測定出力に関する情報を、情報処理装置500に送信する（ステップS204）。

[0084] 情報処理装置500は、測定装置400から生体測定出力に関する情報を取得すると、生体測定出力のうち、第1受光部431の出力に基づいて、血流量を算出する（ステップS205）。

[0085] 情報処理装置500は、生体測定出力のうち、第2受光部432及び第3受光部433の出力に基づいて、 $SpO_2$ を算出する（ステップS206）。

[0086] 情報処理装置500は、ステップS205で算出した血流量と、ステップ

S 2 0 6 で算出した  $S p O_2$  とに基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する（ステップ S 2 0 7）。

[0087] 情報処理装置 5 0 0 は、血流量及び  $S p O_2$ 、並びに高山病になる可能性等の情報を、通信部 5 7 0 を介して端末装置 6 0 0 に送信する（ステップ S 2 0 8）。

[0088] 端末装置 6 0 0 は、情報処理装置 5 0 0 から血流量及び  $S p O_2$ 、並びに高山病になる可能性等の情報を取得すると、取得した、血流量及び  $S p O_2$ 、並びに高山病になる可能性等の情報を、報知部 6 5 0 から報知する（ステップ S 2 0 9）。

[0089] 本実施形態では、測定装置 4 0 0 の生体センサ 4 1 0 が第 1 実施形態の生体センサ 1 1 0 と同じ構成を有する場合について説明した。しかしながら、生体センサ 4 1 0 は、第 2 実施形態の生体センサ 2 1 0 と同じ構成を有していてもよい。

[0090] 本実施形態では、情報処理装置 5 0 0 が、血流量及び  $S p O_2$  を算出し、高山病になる可能性を推定すると説明したが、例えば測定装置 2 0 0 が、血流量及び  $S p O_2$  の算出処理、並びに高山病になる可能性の推定処理を実行してもよい。この場合、測定装置 4 0 0 は、血流量及び  $S p O_2$  の算出結果、並びに高山病になる可能性の推定結果を情報処理装置 5 0 0 に送信してよい。測定システム 3 0 0 は、情報処理装置 5 0 0 を備えていなくてもよい。この場合、測定装置 4 0 0 が、血流量及び  $S p O_2$  の算出結果、並びに高山病になる可能性の推定結果を端末装置 6 0 0 に送信してもよい。

[0091] このように、本実施形態に係る測定システム 3 0 0 において、1 つの測定装置 4 0 0 により生体測定出力を取得し、取得された生体測定出力に基づいて血流量と  $S p O_2$  とが算出される。そのため、本実施形態に係る測定システム 3 0 0 によれば、血流量と  $S p O_2$  とを測定するために、それぞれ別の装置を用いる必要がないため、被検者にとって有用性が高まる。

[0092] 測定システム 3 0 0 の測定装置 4 0 0 における第 2 光源 4 2 2 から射出されるレーザ光は、血流量及び  $S p O_2$  の双方の測定のために使用される。その

ため、測定装置400によれば、血流量を測定するための光源と、SpO<sub>2</sub>を測定するための光源とがそれぞれ設けられている場合と比較して、測定装置400を構成する素子の数が少なくなる。これにより、装置の小型化を実現でき、有用性が向上する。

[0093] (第4実施形態)

図8は、第4実施形態に係る測定装置700の概略構成を示す機能ブロック図である。本実施形態に係る測定装置700は、生体センサ710と、制御部740と、報知部750と、記憶部760とを備える。生体センサ710は、発光部720と、受光部730とを備える。

[0094] 発光部720は、第1光源721と、第2光源722とを備える。本実施形態において、第1光源721と第2光源722とは、いずれも、例えばLEDにより、レーザ光源として構成される。すなわち、本実施形態において、第1光源721と第2光源722とは、測定光としてレーザ光を射出する。第1光源721及び第2光源722が射出するレーザ光の波長は、それぞれ第1実施形態で説明した第1波長及び第2波長であってよい。すなわち、本実施形態において、第1光源721は、例えば660nmの波長のレーザ光を射出し、第2光源722は、例えば850nmの波長のレーザ光を射出してよい。

[0095] 受光部730は、第1受光部731と、第2受光部732とを備える。本実施形態において、第1受光部731は、例えば第1光源721から射出されたレーザ光(赤色光)の、被検部位からの透過光を受光する。本実施形態において、第2受光部732は、例えば第2光源から射出されたレーザ光(近赤外光)の、被検部位からの透過光を受光する。生体センサ710は、第1受光部731及び第2受光部732において受光した検出光の光電変換信号を制御部740に送信する。

[0096] 図9は、測定装置700の使用状態の一例について説明するための模式図である。図9は、測定装置700の断面の一例と、被検部位とを示す図である。図9では、測定装置700の機能部として、発光部720が有する各光

源と、受光部 730 が有する各受光部とのみが示されている。

[0097] 第1受光部 731 は、測定装置 700 において、生体情報の測定時に、被検部位である指を挟んで第1光源 721 に対向する位置に配置される。第2受光部 732 は、測定装置 700 において、生体情報の測定時に、被検部位である指を挟んで第2光源 722 に対向する位置に配置される。例えば、図9に示すように、第1光源 721 が指の爪側に配置されている場合、第1受光部 731 は、指の腹側に配置される。例えば、図9に示すように、第2光源 722 が指の腹側に配置されている場合、第2受光部 732 は、指の爪側に配置される。ただし、図9に示す配置は一例に過ぎない。例えば、第1光源 721 及び第2光源 722 は、いずれも指の爪側に配置されてもよい。この場合、第1受光部 731 及び第2受光部 732 は、いずれも指の腹側に配置される。例えば、第1光源 721 及び第2光源 722 は、いずれも指の腹側に配置されてもよい。この場合、第1受光部 731 及び第2受光部 732 は、いずれも指の爪側に配置される。かかる配置により、第1受光部 731 及び第2受光部 732 は、それぞれ第1光源 721 及び第2光源 722 が射出する測定光の透過光を検出できる。

[0098] 再び図8を参照すると、制御部 740 は、測定装置 700 の各機能ブロックをはじめとして、測定装置 700 の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ 741 を含む。制御部 740 及びプロセッサ 741 の機能は、それぞれ第1実施形態の制御部 140 及びプロセッサ 141 と同様であってよい。

[0099] 本実施形態において、制御部 740 は、第1受光部 731 及び第2受光部 732 の出力（つまり透過光の光電変換信号）に基づいて、被検部位における  $SpO_2$  を算出する。 $SpO_2$  の算出方法は、第1実施形態で説明した方法と同様であってよい。すなわち、制御部 740 は、第1光源 721 が射出する第1波長の光の光量に対する第1受光部 731 での受光強度と、第2光源 722 が射出する第2波長の光の光量に対する第2受光部 732 での受光強度との比較に基づき、血液中の酸素化ヘモグロビンと、還元ヘモグロビンと

の比率を算出する。そして、制御部740は、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの比率に基づいて、 $\{HbO_2 / (Hb + HbO_2)\} \times 100$  という数式を用いて、 $SpO_2$ を算出する。この数式において、例えば、 $HbO_2$ は、還元ヘモグロビンにより測定光の一部が吸収された後、第1受光部731によって受光された透過光の受光強度に基づいて算出されてよい。この数式において、例えば、 $Hb + HbO_2$ は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンのいずれにも吸収されず第2受光部732によって受光された透過光の受光強度に基づいて算出されてよい。

- [0100] 報知部750及び記憶部760の機能は、それぞれ第1実施形態の報知部150及び記憶部160と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。
- [0101] このように、第1光源721及び第2光源722がいずれもレーザ光を射出するという構成を有する測定装置700によっても、 $SpO_2$ を算出することができる。測定装置700のように、第1光源721及び第2光源722がいずれもレーザ光を射出する場合、図3で説明したフローにおいて、制御部740は、LED光を射出するステップS101を実行しない。制御部740は、例えば、ステップS102において、第1光源721及び第2光源722の双方からレーザ光を射出させてよい。
- [0102] 第4実施形態において、制御部740は、必ずしも受光部730が受光した透過光に基づいて $SpO_2$ を算出しなくてもよい。例えば、制御部740は、受光部730が受光した反射光に基づいて $SpO_2$ を算出してもよい。
- [0103] 図10は、測定装置700の使用状態の他の一例について説明するための模式図であり、反射光に基づいて $SpO_2$ を算出する場合の例について説明するための図である。この例において、第1受光部731は、第1光源721から射出されたレーザ光（赤色光）の、被検部位からの反射光を受光する。この例において、第2受光部732は、第2光源から射出されたレーザ光（近赤外光）の、被検部位からの反射光を受光する。
- [0104] 図10に示す例において、第1受光部731は、測定装置700において

、被検部位である指に対して同じ側に配置される。図10に示す例において、第2受光部732は、測定装置700において、被検部位である指に対して同じ側に配置される。例えば、図10に示すように、第1光源721及び第1受光部731は、いずれも指の爪側に配置される。例えば、図10に示すように、第2光源722及び第2受光部732は、いずれも指の腹側に配置される。

[0105] この場合、制御部740は、第1受光部731及び第2受光部732の出力（つまり反射光の光電変換信号）に基づいて、被検部位における $SpO_2$ を算出できる。例えば、制御部740は、第1光源721が射出する第1波長の光の光量に対する第1受光部731での受光強度と、第2光源722が射出する第2波長の光の光量に対する第2受光部732での受光強度との比較に基づき、血液中の酸素化ヘモグロビンと、還元ヘモグロビンとの比率を算出する。そして、制御部740は、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの比率に基づいて、 $\{HbO_2 / (Hb + HbO_2)\} \times 100$ という数式を用いて、 $SpO_2$ を算出できる。この数式において、例えば、 $HbO_2$ は、酸素化ヘモグロビンにより反射され、第1受光部731によって受光された反射光の受光強度に基づいて算出されてよい。この数式において、例えば、 $Hb + HbO_2$ は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンにより反射され、第2受光部732によって受光された反射光の受光強度に基づいて算出されてよい。

[0106] このように、透過光ではなく反射光を用いる場合も、制御部740は $SpO_2$ を算出できる。制御部740は、反射光を用いて $SpO_2$ を算出する場合、第1実施形態で説明したドップラーシフトを利用した血流量測定技術を用いて、第2受光部732の出力に基づいて、血流量も算出できる。

[0107] （第5実施形態）

図11は、第5実施形態に係る測定装置800の概略構成を示す機能ブロック図である。本実施形態に係る測定装置800は、生体センサ810と、制御部840と、報知部850と、記憶部860とを備える。生体センサ8

10は、発光部820と、受光部830とを備える。

[0108] 発光部820は、第1光源821と、第2光源822とを備える。発光部820の構成及び機能は、第4実施形態に係る測定装置700が備える発光部720と同様であってよい。ただし、本実施形態においては、第1光源821と第2光源822とは、それぞれ異なるタイミングで測定光を射出する。第1光源821と第2光源822とは、例えば所定の時間ごとに交互に測定光を射出する。

[0109] 本実施形態に係る測定装置800は、1つの受光部830のみを有する点で、2つの受光部を備える第4実施形態に係る測定装置700と異なる。受光部830は、例えば第1光源821から射出されたレーザ光（赤色光）の、被検部位からの透過光を受光する。受光部830は、例えば第2光源822から射出されたレーザ光（近赤外光）の、被検部位からの反射光を受光する。受光部830は、例えばマルチ周波数対応型のPDにより構成される。受光部830は、第1光源821からのレーザ光が被検部位に射出されているときは、被検部位からの透過光を検出し、第2光源822からのレーザ光が被検部位に射出されているときは、被検部位からの反射光を検出する。生体センサ810は、受光部830において受光した検出光の光電変換信号を制御部840に送信する。

[0110] 図12は、測定装置800の使用状態の一例について説明するための模式図である。図12は、測定装置800の断面の一例と、被検部位とを示す図である。図12では、測定装置800の機能部として、発光部720が有する各光源と、受光部830とのみが示されている。

[0111] 受光部830は、測定装置800において、生体情報の測定時に、被検部位である指を挟んで第1光源821に対向する位置に配置される。受光部830は、測定装置800において、被検部位である指に対して同じ側に配置される。例えば、図12に示すように、第1光源821が指の爪側に配置されている場合、受光部830は指の腹側に配置され、第2光源822も指の腹側に配置される。かかる配置により、受光部830は、第1光源821が

射出する測定光の透過光と、第2光源822が射出する測定光の反射光とを検出できる。

[0112] 再び図11を参照すると、制御部840は、測定装置800の各機能ブロックをはじめとして、測定装置800の全体を制御及び管理する少なくとも1つのプロセッサ841を含む。制御部840及びプロセッサ841の機能は、それぞれ第1実施形態の制御部140及びプロセッサ141と同様であってよい。

[0113] 本実施形態において、制御部840は、第1受光部831及び第2受光部832の出力（つまり、それぞれ透過光及び反射光の光電変換信号）に基づいて、被検部位における $SpO_2$ を算出する。制御部840は、第1実施形態で説明したのと同様の原理を用いて、 $SpO_2$ を算出できる。すなわち、制御部840は、第1光源821が射出する第1波長の光の光量に対する受光部830での透過光の受光強度と、第2光源822が射出する第2波長の光の光量に対する受光部830での反射光の受光強度との比較に基づき、血液中の酸素化ヘモグロビンと、還元ヘモグロビンとの比率を算出する。そして、制御部840は、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの比率に基づいて、 $\{HbO_2 / (Hb + HbO_2)\} \times 100$ という数式を用いて、 $SpO_2$ を算出する。この数式において、例えば、 $HbO_2$ は、還元ヘモグロビンにより測定光の一部が吸収された後、受光部830によって受光された透過光の受光強度に基づいて算出されてよい。この数式において、例えば、 $Hb + HbO_2$ は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンにより反射され、受光部830によって受光された反射光の受光強度に基づいて算出されてよい。

[0114] 報知部850及び記憶部860の機能は、それぞれ第1実施形態の報知部150及び記憶部160と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

[0115] 本実施形態に係る測定装置800によっても、 $SpO_2$ を算出することができる。測定装置800は、 $SpO_2$ の算出のために反射光を用いているため、ドップラーシフトを利用した血流量測定技術を用いて、第2光源822から

射出される測定光の反射光に基づく受光部 830 の出力に基づいて、血流量も算出できる。

[0116] 本実施形態において、受光部 830 は、第 1 光源 821 から射出されたレーザー光（赤色光）の被検部位からの透過光と、第 2 光源 822 から射出されたレーザー光（近赤外光）の被検部位からの反射光を受光すると説明した。しかしながら、受光部 830 は、第 1 光源 821 から射出されたレーザー光（赤色光）の被検部位からの反射光と、第 2 光源 822 から射出されたレーザー光（近赤外光）の被検部位からの透過光を受光してもよい。この場合、第 1 光源 821 は、被検部位である指に対して、受光部 830 と同じ側に配置され、第 2 光源 822 は、被検部位である指を挟んで受光部 830 に対向する位置に配置される。この場合も、制御部 840 は、第 1 実施形態で説明したのと同様の原理を用いて、 $S p O_2$  を算出できる。ただし、この場合、上記数式において、 $H b O_2$  は、酸素化ヘモグロビンにより反射され、受光部 830 によって受光された反射光の受光強度に基づいて算出され、 $H b + H b O_2$  は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンのいずれにも吸収されず受光部 830 によって受光された透過光の受光強度に基づいて算出されてよい。

[0117] 本実施形態に係る測定装置 800 は、1 つの受光部 830 のみを備えると説明したが、2 つの受光部を備えていてもよい。この場合、2 つの受光部のうち、一方は、第 1 光源 821 から射出されたレーザー光の被検部位からの透過光を受光し、他方は、第 2 光源 822 から射出されたレーザー光の被検部位からの反射光を受光してよい。

[0118] 本開示を完全かつ明瞭に開示するためにいくつかの実施形態に関し説明してきた。しかし、添付の請求項は、上記実施形態に限定されるべきものでなく、本明細書に示した基礎的事項の範囲内で当該技術分野の当業者が創作しうるすべての変形例及び代替可能な構成を具現化するように構成されるべきである。いくつかの実施形態に示した各要件は、自由に組み合わせが可能である。

[0119] 上記各実施形態で説明した測定装置（測定装置 100、200 及び 400

)は、種々の装置に搭載することができる。

[0120] 各実施形態の制御部は、血流量と $S p O_2$ とに基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定すると説明したが、各実施形態の制御部は、血流量と $S p O_2$ との少なくとも一方に基づいて、血圧、脱水症状、リラックス状態、自律神経の状態、心臓病などその他の症状を検出してもよい。

### 符号の説明

[0121]	100、200、400、700、800	測定装置
	110、210、410、710、810	生体センサ
	120、220、420、720、820	発光部
	121、221、421、721、821	第1光源
	122、222、422、722、822	第2光源
	130、230、430、730、830	受光部
	131、231、431、731	第1受光部
	132、232、432、732	第2受光部
	133、433	第3受光部
	140、240、440、540、640、740、840	制御部
	141、241、441、541、641、741、841	プロセッサ
	150、250、450、650、750、850	報知部
	160、260、460、560、660、760、860	記憶部
	300	測定システム
	470、570、670	通信部
	500	情報処理装置
	600	通信端末
	680	入力部

## 請求の範囲

- [請求項1] 第1波長の光を射出する第1光源と、  
前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する第2光源と、  
被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光する第1受光部と、  
前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光を受光する第2受光部と、  
前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光する第3受光部と、  
前記第1受光部の出力に基づいて血流量を測定し、前記第2受光部及び前記第3受光部の出力に基づいて酸素飽和度を測定する制御部と、  
を備える測定装置。
- [請求項2] 前記第1波長の光を射出する第1光源は、第1波長の光を射出するLED光源又はレーザ光源である、請求項1に記載の測定装置。
- [請求項3] 前記第1波長の光は、赤色光であり、  
前記第2波長のレーザ光は、近赤外光である、  
請求項1に記載の測定装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記測定した酸素飽和度及び血流量に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する、請求項1に記載の測定装置。
- [請求項5] 第1波長の光を射出する第1光源と、  
前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する第2光源と、  
被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光する第1受光部と、  
前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光及び前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光する第2受光部と、  
前記第1受光部の出力に基づいて血流量を測定し、前記第2受光部の出力に基づいて酸素飽和度を測定する制御部と、

を備える測定装置。

[請求項6] 前記第1波長の光を射出する第1光源は、第1波長の光を射出するLED光源又はレーザ光源である、請求項5に記載の測定装置。

[請求項7] 前記第1波長の光は、赤色光であり、  
前記第2波長のレーザ光は、近赤外光である、  
請求項5に記載の測定装置。

[請求項8] 前記制御部は、前記測定した酸素飽和度及び血流量に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する、請求項5に記載の測定装置。

[請求項9] 前記第1波長の光を射出する第1光源と前記第2波長のレーザ光を射出する第2光源とは、それぞれ異なるタイミングで射出される、請求項5に記載の測定装置。

[請求項10] 測定装置による測定方法であって、  
被検部位に第1波長の光を射出するステップと、  
前記被検部位に前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出するステップと、  
前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の散乱光を受光するステップと、  
前記被検部位からの前記第1波長の光の透過光を受光するステップと、  
前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光を受光するステップと、  
前記第2波長のレーザ光の散乱光に基づいて血流量を測定するステップと、  
前記第1波長の光の透過光及び前記第2波長のレーザ光の透過光に基づいて酸素飽和度を測定するステップと、  
を含む測定方法。

[請求項11] 第1波長のレーザ光を射出する第1光源と、  
前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する第2光源と、

被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光を受光する第1受光部と、

前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光及び前記第1波長のレーザ光の散乱光を受光する第2受光部と、

前記第1受光部及び前記第2受光部の出力に基づいて、血流量及び酸素飽和度を測定する制御部と、

を備える測定装置。

[請求項12]

第1波長のレーザ光を射出する第1光源と、

前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出する第2光源と、

被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光を受光し、前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の反射光を受光する受光部と、

前記受光部の出力に基づいて、血流量及び酸素飽和度を測定する制御部と、

を備える測定装置。

[請求項13]

測定装置による測定方法であって、

被検部位に第1波長のレーザ光を射出するステップと、

前記被検部位に前記第1波長と異なる第2波長のレーザ光を射出するステップと、

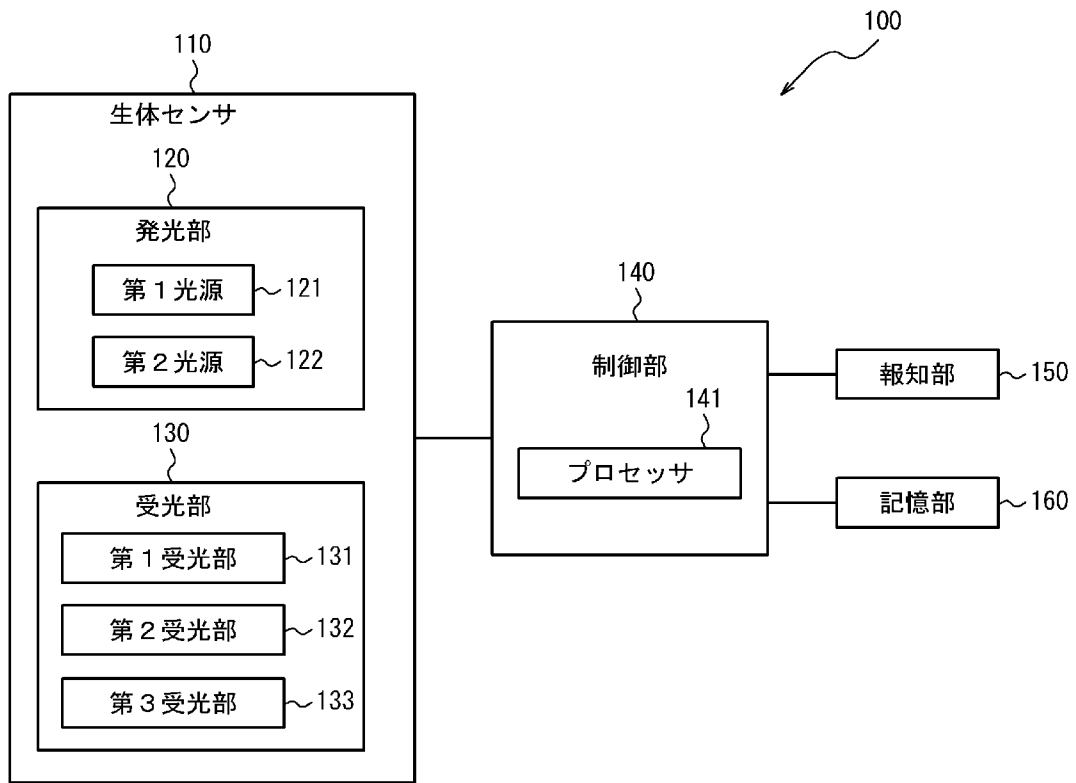
前記被検部位からの前記第1波長のレーザ光の透過光又は散乱光を受光するステップと、

前記被検部位からの前記第2波長のレーザ光の透過光又は散乱光を受光するステップと、

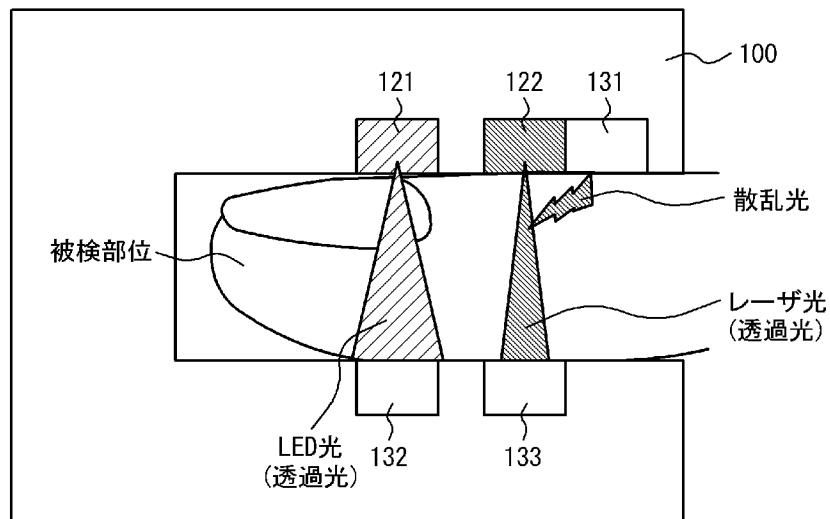
前記第1波長のレーザ光の透過光又は散乱光、及び前記第2波長のレーザ光の透過光又は散乱光に基づいて、酸素飽和度を測定するステップと、

を含む測定方法。

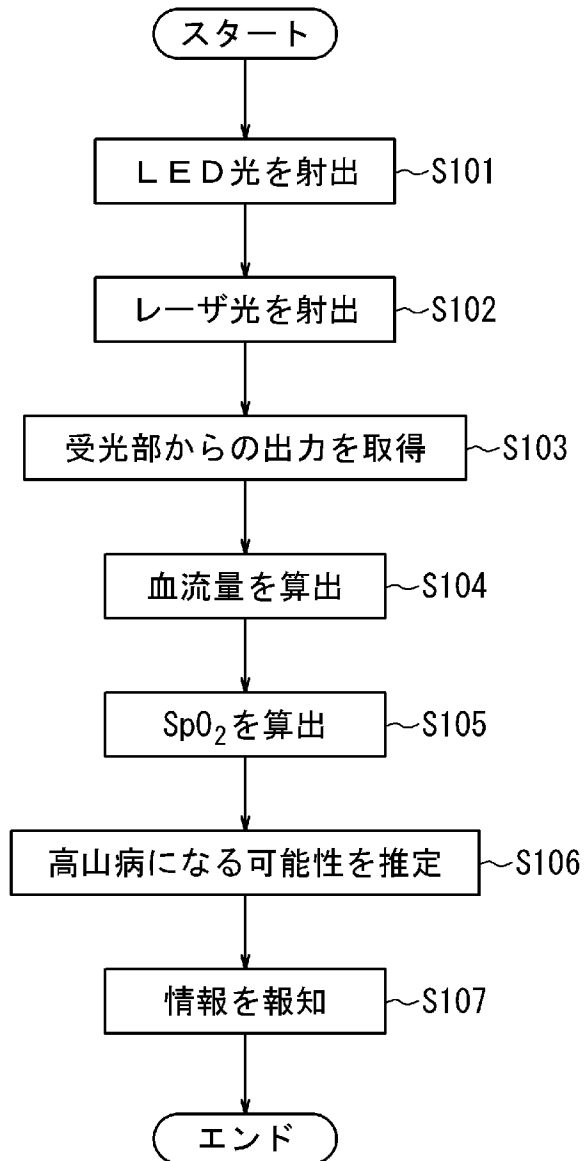
[図1]



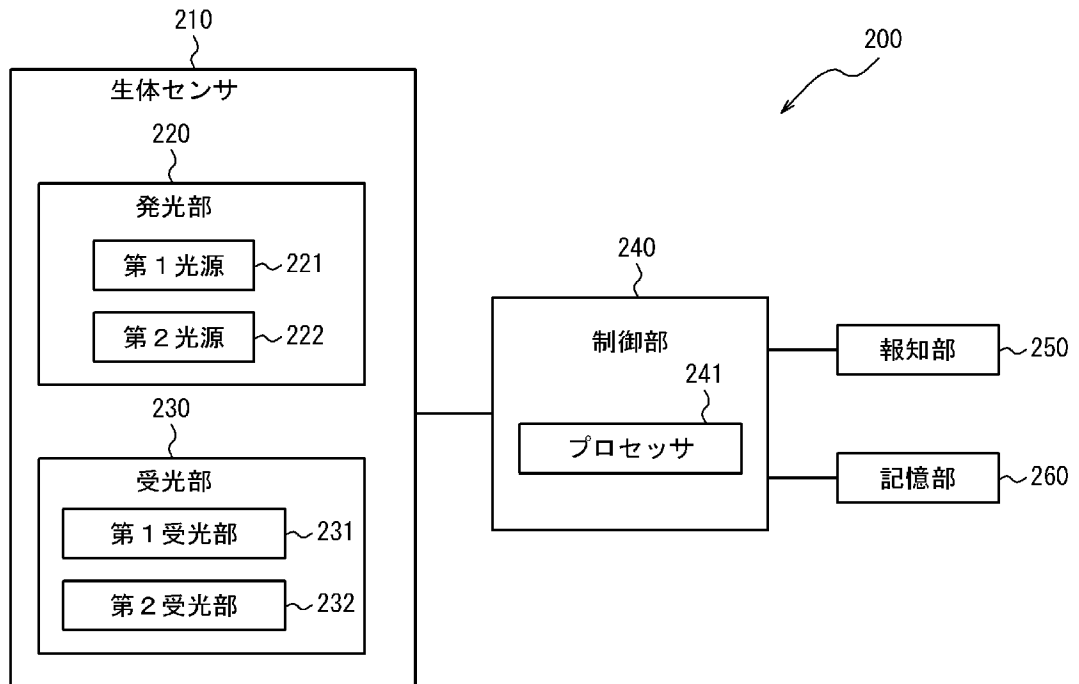
[図2]



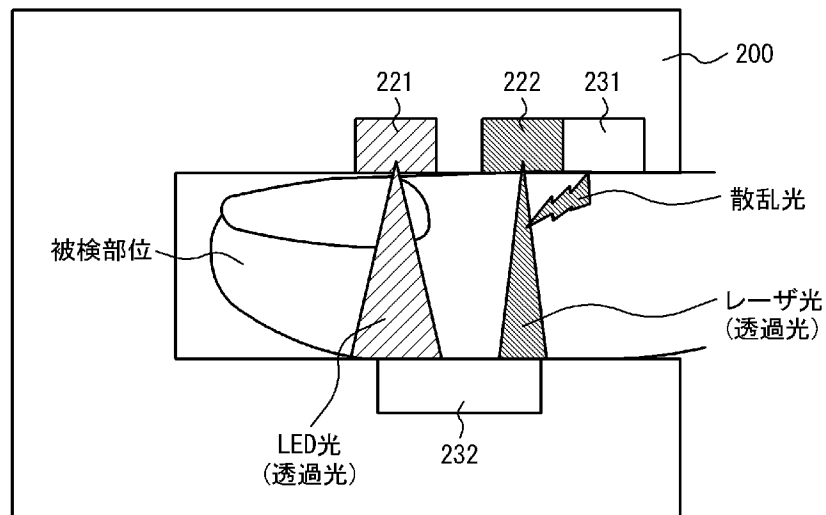
[図3]



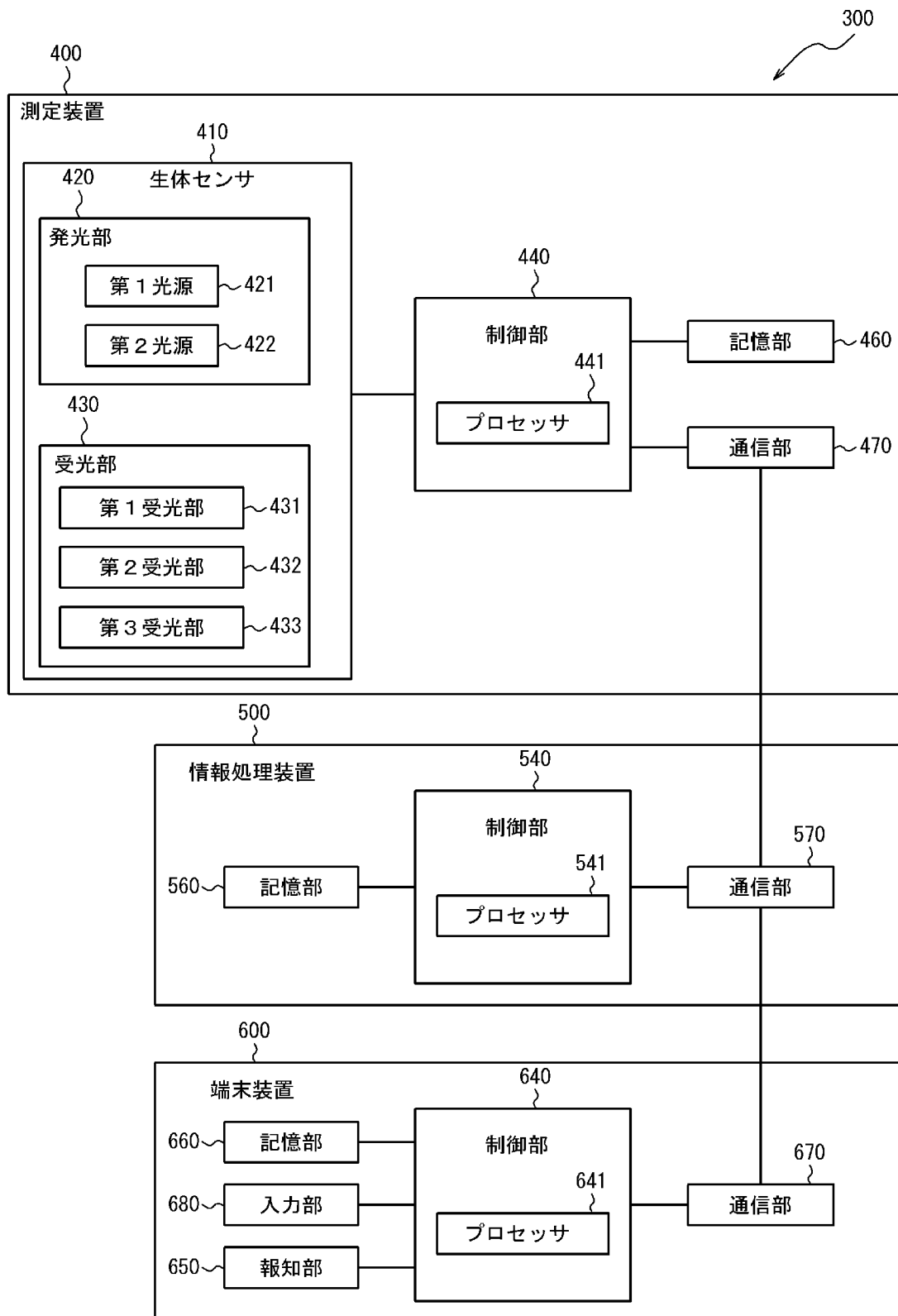
[図4]



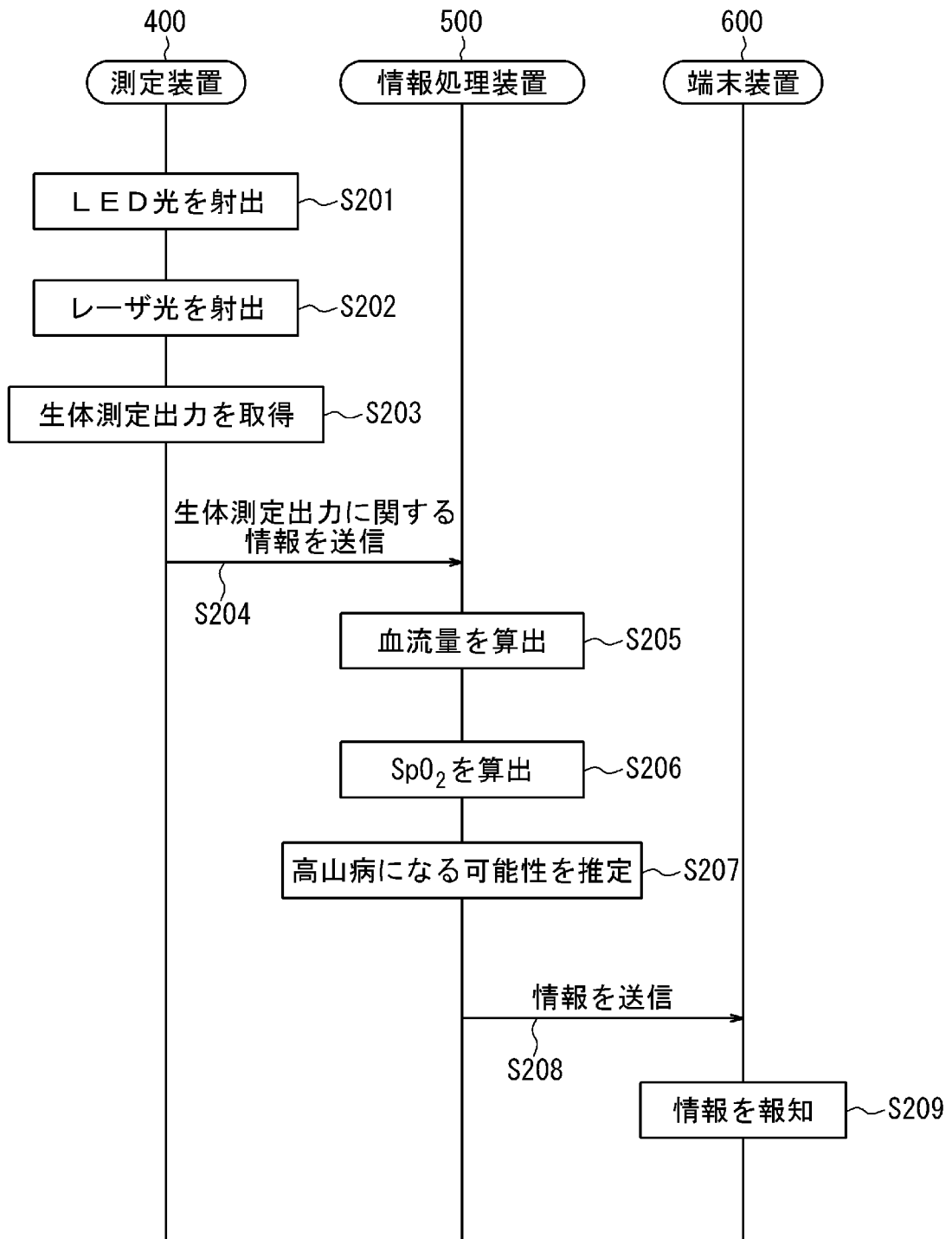
[図5]



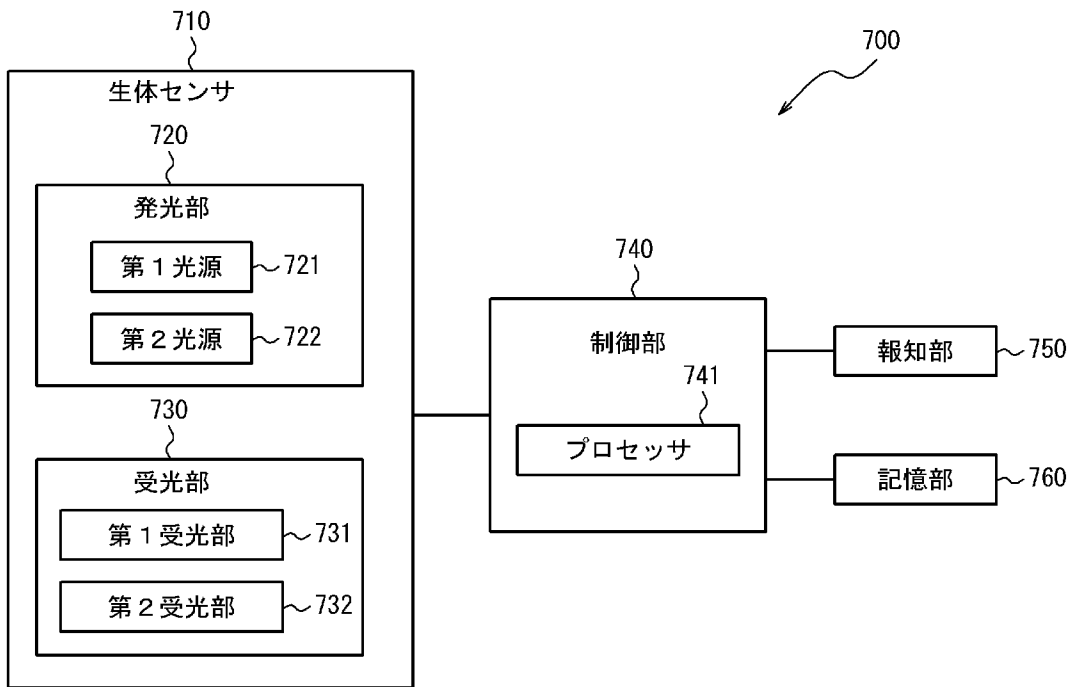
[図6]



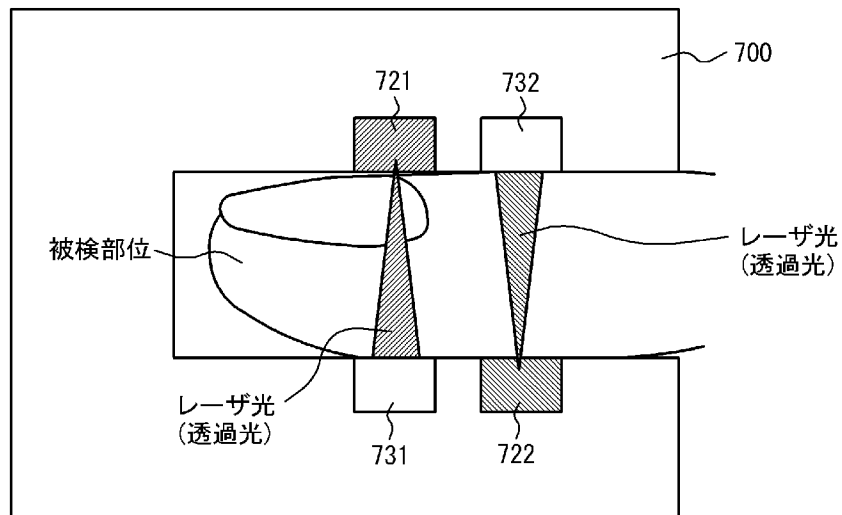
[図7]



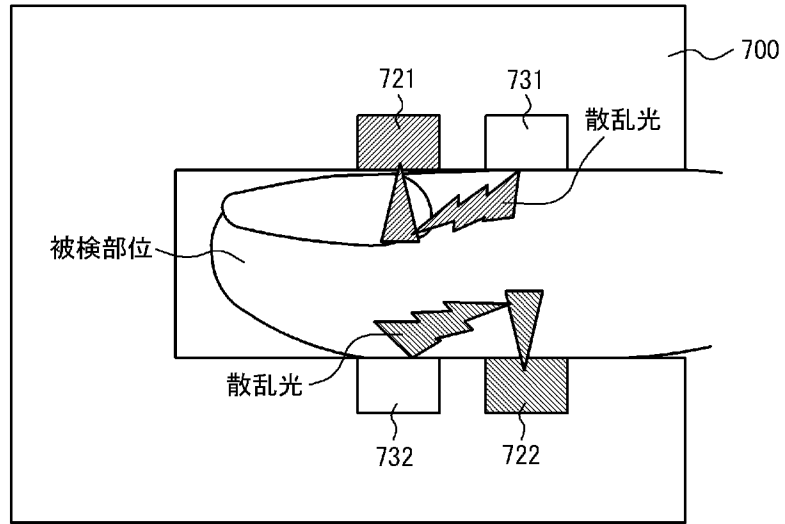
[図8]



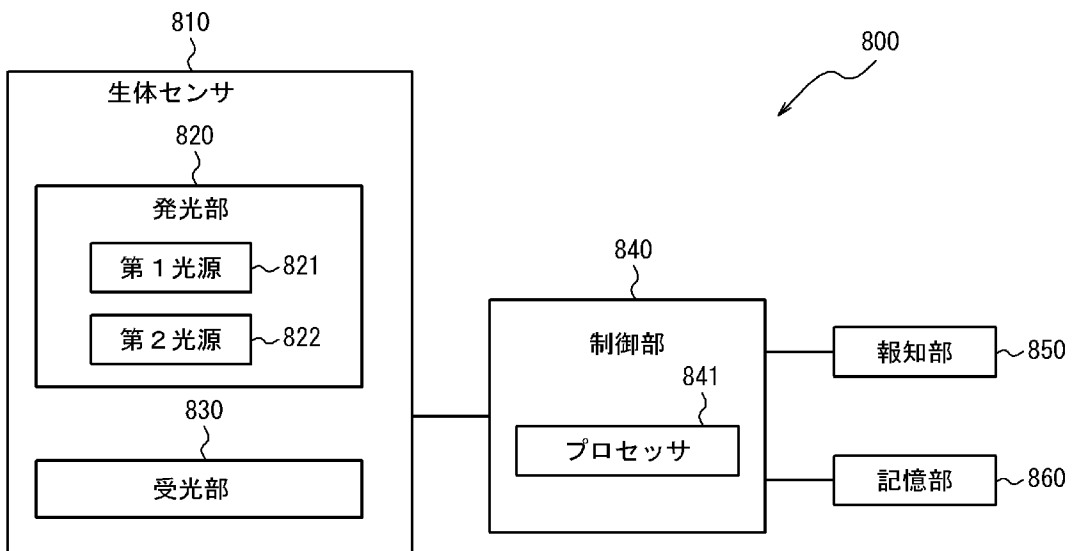
[図9]



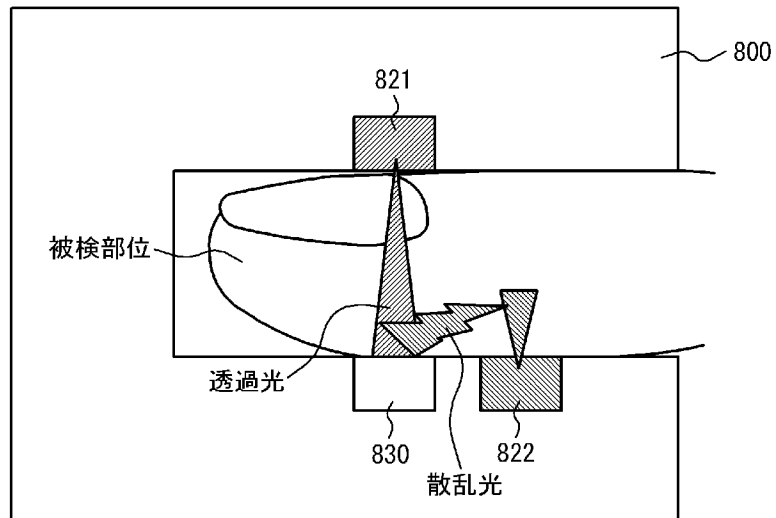
[図10]



[図11]



[図12]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2018/005811

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl. A61B5/1455 (2006.01) i, A61B5/026 (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)

Int.Cl. A61B5/1455, A61B5/026

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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	WO 01/17421 A1 (OPTOQ AB) 15 March 2001, claims 1-3, 28, specification, page 7, line 28 to page 8, line 5, specification, page 41, line 30 to page 42, line 21, fig. 12 & JP 2003-508144 A	1-3, 10, 13 4-9, 11-13

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

- |   |  |
|---|--|
| * Special categories of cited documents:  | "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  |
| "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance  | "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   |
| "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date   | "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 |
| "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) | "&" document member of the same patent family  |
| "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  |  |

Date of the actual completion of the international search  
01 May 2018 (01.05.2018)

Date of mailing of the international search report  
15 May 2018 (15.05.2018)

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/JP2018/005811

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2008/065699 A1 (PIONEER CORP.) 05 June 2008, paragraphs [0043]-[0077], fig. 1-10 & US 2010/0056887 A1 paragraphs [0069]-[0103], fig. 1-10 & EP 2087837 A1	13 1-12
X Y	JP 7-171140 A (KOWA CO., LTD.) 11 July 1995, paragraphs [0012]-[0038], fig. 1-3 & US 5575285 A column 2, line 55 to column 6, line 26, fig. 1-3	13 1-12
Y	JP 2006-247133 A (SHARP CORP.) 21 September 2006, paragraph [0004] & US 2008/0171915 A1 paragraph [0004] & WO 2006/095465 A1 & EP 1859735 A1	4, 8
Y	安間 文彦, 高地周期性呼吸による中枢性睡眠時無呼吸, 日本臨床, vol. 66, suppl. 2, 30 April 2008, pp. 245-248, (Nippon rinsho), non-official translation (YASUMA, Fumihiko, "Central sleep apnea due to periodic breathing at high altitude")	4, 8
Y	JP 2008-532680 A (BERNREUTER, Peter) 21 August 2008, paragraphs [0019], [0052], fig. 4 & US 2008/0015424 A1 paragraphs [0036], [0067], fig. 4 & WO 2007/012931 A2	11-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/1455(2006.01)i, A61B5/026(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. A61B5/1455, A61B5/026											
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 <table style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width:30%;">日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	WO 01/17421 A1 (OPTOQ AB) 2001.03.15, 請求項1~3、28 明細書第7頁第28行~第8頁第5行、 明細書第41頁第30行~第42頁第21行、図12 & JP 2003-508144 A	1-3, 10, 13 4-9, 11-13									
☑ 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 01.05.2018		国際調査報告の発送日 15.05.2018									
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) 山口 裕之	2Q 2913								
		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
X Y	WO 2008/065699 A1 (パイオニア株式会社) 2008.06.05, 【0043】～【0077】、図1～10 & US 2010/0056887 A1 [0069]-[0103], FIG. 1-10 & EP 2087837 A1	13 1-12
X Y	JP 7-171140 A (興和株式会社) 1995.07.11, 【0012】～【0046】、図1～3 & US 5575285 A 第2欄第55行～第6欄第26行、図1～3	13 1-12
Y	JP 2006-247133 A (シャープ株式会社) 2006.09.21, 【0004】 & US 2008/0171915 A1 [0004] & WO 2006/095465 A1 & EP 1859735 A1	4,8
Y	安間 文彦, 高地周期性呼吸による中枢性睡眠時無呼吸, 日本臨床, Vol. 66, Suppl. 2, 2008.04.30, pp. 245-248	4,8
Y	JP 2008-532680 A (ペーター・ベルンロイター) 2008.08.21, 【0019】、【0052】、図4 & US 2008/0015424 A1 [0036], [0067], Fig. 4 & WO 2007/012931 A2	11-13