

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6847788号
(P6847788)

(45) 発行日 令和3年3月24日(2021.3.24)

(24) 登録日 令和3年3月5日(2021.3.5)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/026 (2006.01) A 6 1 B 5/026 1 2 0
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/1455

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2017-161530 (P2017-161530)	(73) 特許権者	000006633
(22) 出願日	平成29年8月24日 (2017.8.24)		京セラ株式会社
(65) 公開番号	特開2018-143746 (P2018-143746A)		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
(43) 公開日	平成30年9月20日 (2018.9.20)	(74) 代理人	100147485
審査請求日	令和2年1月24日 (2020.1.24)		弁理士 杉村 憲司
(31) 優先権主張番号	特願2017-44072 (P2017-44072)	(74) 代理人	100153017
(32) 優先日	平成29年3月8日 (2017.3.8)		弁理士 大倉 昭人
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	(74) 代理人	100188307
			弁理士 太田 昌宏
		(72) 発明者	平野 朝士
			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
		(72) 発明者	東ヶ▲崎▼ 智之
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定装置及び測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【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、

1つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する、
 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】

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、
1 つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づ
いて、被検者が高山病になる可能性を推定する、
 測定装置。

10

【請求項 5】

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 L E D 光源又はレー
 ザ光源である、請求項 4に記載の測定装置。

【請求項 6】

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 4に記載の測定装置。

【請求項 7】

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 4に記載の測定装置。

20

【請求項 8】

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、
1 つの前記測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に
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と、
 を含む測定方法。

30

【請求項 9】

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、
1 つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づ
いて、被検者が高山病になる可能性を推定する、
 測定装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、測定装置及び測定方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

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）。また、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】

【0003】

【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

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

1つの装置で動脈血酸素飽和度と血流量とを測定できれば、有用性が高まる。また、装置が小型であるほど、有用性が高まる。

【0005】

本開示の目的は、有用性を向上可能な測定装置及び測定方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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。測定装置は、1つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する。

20

【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。測定装置は、1つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する。

30

【0009】

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。測定装置は、1つの測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定する。

40

【0010】

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

50

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、1 つの前記測定装置により前記測定した、酸素飽和度及び血流量に重みづけをした値に基づいて、被検者が高山病になる可能性を推定するステップと、をさらに含む。

【発明の効果】

【0012】

本開示によれば、有用性を向上可能な測定装置及び測定方法を提供できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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。

20

【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】

【0014】

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。

【0015】

(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。

30

【0016】

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。なお、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。

40

【0017】

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。なお、被検部位は指に代え、又は指とともに、手首、

50

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。なお、本実施形態で利用されるレーザ光源として、垂直共振器型面発光レーザ (VCSEL: vertical cavity surface emitting laser) を用いるが、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。

【0021】

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 600 nm から 700 nm 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 660 nm 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 800 nm から 1000 nm 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 850 nm であるとして以下説明する。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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

10

20

30

40

50

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。また、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。

【0025】

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。

【0026】

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。

10

【0027】

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。

【0028】

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。

20

【0029】

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。

【0030】

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。

30

【0031】

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。

【0032】

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。

40

【0033】

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。

【0034】

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、

50

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。

【0035】

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。

【0036】

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。また、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。

【0037】

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 SpO_2 を算出する。ここで、制御部140による、 SpO_2 の測定原理について説明する。

【0038】

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。また、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。

【0039】

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、 SpO_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 HbO_2 とし、還元ヘモグロビンの量を Hb とした場合、 SpO_2 は、 $\{HbO_2 / (Hb + HbO_2)\} \times 100$ 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、 SpO_2 を算出する。

【0040】

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、

10

20

30

40

50

S p O₂ 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、S p O₂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。

【0041】

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(OELD: 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S p O₂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。

10

【0042】

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S p O₂及び血流量を、履歴情報として記憶してよい。

【0043】

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。

20

【0044】

制御部140は、第1光源121からLED光を射出する(ステップS101)。

【0045】

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)。

【0046】

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。

30

【0047】

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)。

【0048】

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)。

40

【0049】

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 p O₂を算出する(ステップS105)。

【0050】

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 p O₂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)。

【0051】

制御部140は、算出した血流量及びS p O₂、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)。

【0052】

50

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ー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ー光の透過光に基づいてSpO₂を測定する。測定装置100によれば、1つの装置で血流量とSpO₂とを測定できるため、血流量とSpO₂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。

【0053】

また、第2光源122から射出されるレーザー光は、血流量及びSpO₂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、SpO₂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。

10

【0054】

(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。

【0055】

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。

20

【0056】

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ー光を射出する。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ー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からのレーザー光とが、例えば所定の時間ごとに、交互に被検部位に射出される。

30

【0057】

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が射出したレーザー光の、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)及びレーザー光(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からのレーザー光が被検部位に射出されているときは、レーザー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。

40

【0058】

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

50

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。

【0059】

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。

【0060】

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。また、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。

【0061】

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SpO₂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SpO₂を算出する。

【0062】

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SpO₂とを測定できるため、血流量とSpO₂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。また、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。

【0063】

（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。また、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。また、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、インターネットや無線LAN等であってもよい。

【0064】

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

10

20

30

40

50

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。

【0065】

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SpO₂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SpO₂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SpO₂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。

10

【0066】

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SpO₂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。

【0067】

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、レーザ光を射出する第2光源422とを備える。また、受光部430は、第2光源422が射出したレーザ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。

20

【0068】

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。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。

30

【0069】

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る。記憶部460は、各種情報や測定装置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。

40

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

50

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。

10

【0073】

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、記憶部 560 は、各種情報や情報処理装置 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。

【0074】

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。また、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。

20

【0075】

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。

【0076】

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。

30

【0077】

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。

40

【0078】

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、各種情報や端末装置 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。

【0079】

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

50

する情報を受信する。

【0080】

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。

【0081】

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。

10

【0082】

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）。

【0083】

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）。

【0084】

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）。

【0085】

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）。

20

【0086】

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）。

【0087】

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）。

【0088】

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S206で算出した SpO_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S207）。

30

【0089】

情報処理装置500は、血流量及び SpO_2 、並びに高山病になる可能性等の情報を、通信部570を介して端末装置600に送信する（ステップS208）。

【0090】

端末装置600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等の情報を取得すると、取得した、血流量及び SpO_2 、並びに高山病になる可能性等の情報を、報知部650から報知する（ステップS209）。

40

【0091】

本実施形態では、測定装置400の生体センサ410が第1実施形態の生体センサ110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410は、第2実施形態の生体センサ210と同じ構成を有していてもよい。

【0092】

本実施形態では、情報処理装置500が、血流量及び SpO_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200が、血流量及び SpO_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400は、血流量及び SpO_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500に送信してよい。また、測定システム300は、情報処理装置500を備えてい

50

なくてもよい。この場合、測定装置400が、血流量及びSpO₂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600に送信してもよい。

【0093】

このように、本実施形態に係る測定システム300において、1つの測定装置400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SpO₂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300によれば、血流量とSpO₂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。

【0094】

また、測定システム300の測定装置400における第2光源422から射出されるレーザー光は、血流量及びSpO₂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、SpO₂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。

【0095】

(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。

【0096】

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LDにより、レーザー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ー光を射出する。第1光源721及び第2光源722が射出するレーザー光の波長は、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の波長のレーザー光を射出し、第2光源722は、例えば850nmの波長のレーザー光を射出してよい。

【0097】

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ー光(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722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。

【0098】

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。

【0099】

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。また、例えば、第1光源721及

10

20

30

40

50

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。

【0100】

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。

【0101】

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。

【0102】

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。

【0103】

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。なお、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。

【0104】

なお、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 を算出してよい。

【0105】

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。また、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。

【0106】

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。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 7 】

この場合、制御部 7 4 0 は、第 1 受光部 7 3 1 及び第 2 受光部 7 3 2 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 $S p O_2$ を算出できる。例えば、制御部 7 4 0 は、第 1 光源 7 2 1 が射出する第 1 波長の光の光量に対する第 1 受光部 7 3 1 での受光強度と、第 2 光源 7 2 2 が射出する第 2 波長の光の光量に対する第 2 受光部 7 3 2 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。そして、制御部 7 4 0 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、 $\{ H b O_2 / (H b + H b O_2) \} \times 100$ という数式を用いて、 $S p O_2$ を算出できる。この数式において、例えば、 $H b O_2$ は、酸素化ヘモグロビンにより反射され、第 1 受光部 7 3 1 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、 $H b + H b O_2$ は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンにより反射され、第 2 受光部 7 3 2 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。

10

【 0 1 0 8 】

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 7 4 0 は $S p O_2$ を算出できる。制御部 7 4 0 は、反射光を用いて $S p O_2$ 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 7 3 2 の出力に基づいて、血流量も算出できる。

【 0 1 0 9 】

（第 5 実施形態）

図 1 1 は、第 5 実施形態に係る測定装置 8 0 0 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 8 0 0 は、生体センサ 8 1 0 と、制御部 8 4 0 と、報知部 8 5 0 と、記憶部 8 6 0 とを備える。生体センサ 8 1 0 は、発光部 8 2 0 と、受光部 8 3 0 とを備える。

20

【 0 1 1 0 】

発光部 8 2 0 は、第 1 光源 8 2 1 と、第 2 光源 8 2 2 とを備える。発光部 8 2 0 の構成及び機能は、第 4 実施形態に係る測定装置 7 0 0 が備える発光部 7 2 0 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 8 2 1 と第 2 光源 8 2 2 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 8 2 1 と第 2 光源 8 2 2 とは、例えば所定の時間ごとに交互に測定光を射出する。

30

【 0 1 1 1 】

本実施形態に係る測定装置 8 0 0 は、1 つの受光部 8 3 0 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 7 0 0 と異なる。受光部 8 3 0 は、例えば第 1 光源 8 2 1 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 8 3 0 は、例えば第 2 光源 8 2 2 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 8 3 0 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 8 3 0 は、第 1 光源 8 2 1 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 8 2 2 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 8 1 0 は、受光部 8 3 0 において受光した検出光の光電変換信号を制御部 8 4 0 に送信する。

40

【 0 1 1 2 】

図 1 2 は、測定装置 8 0 0 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 1 2 は、測定装置 8 0 0 の断面の一例と、被検部位とを示す図である。図 1 2 では、測定装置 8 0 0 の機能部として、発光部 7 2 0 が有する各光源と、受光部 8 3 0 とのみが示されている。

【 0 1 1 3 】

受光部 8 3 0 は、測定装置 8 0 0 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 8 2 1 に対向する位置に配置される。また、受光部 8 3 0 は、測定装置 8 0 0 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 1 2 に示すように、第 1 光源 8 2 1 が指の爪側に配置されている場合、受光部 8 3 0 は指の腹側に配置

50

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。

【0114】

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。

【0115】

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。

【0116】

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。

【0117】

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。また、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、ドップラースhift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。

【0118】

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、 SpO_2 を算出できる。ただし、この場合、上記数式において、 HbO_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、 $Hb + HbO_2$ 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。

【0119】

また、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光の被検部位からの反射光を受光してよい。

【0120】

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

10

20

30

40

50

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。また、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。

【0121】

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。

【0122】

また、各実施形態の制御部は、血流量とSpO₂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SpO₂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。

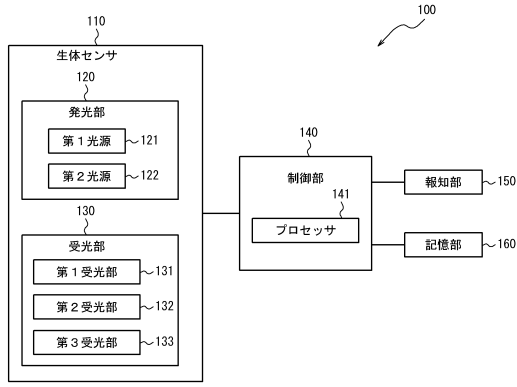
10

【符号の説明】

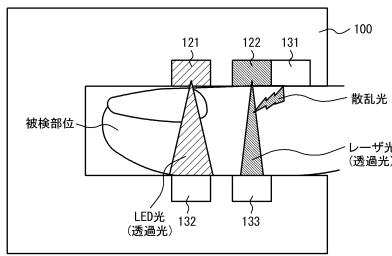
【0123】

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	20
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	30
600	通信端末	
680	入力部	

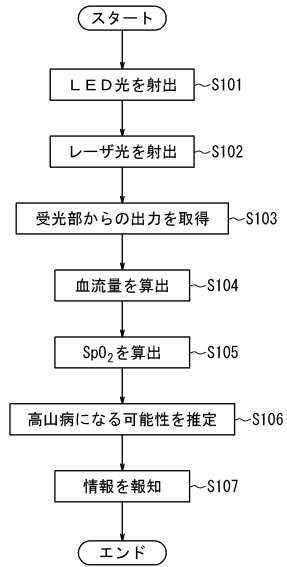
【図1】



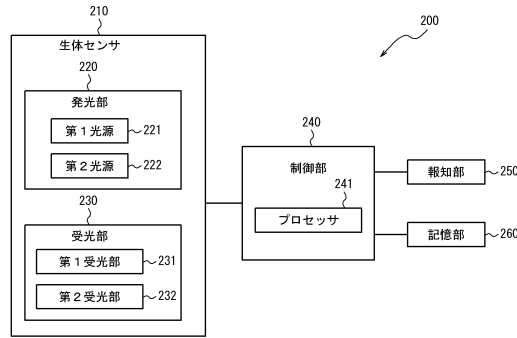
【図2】



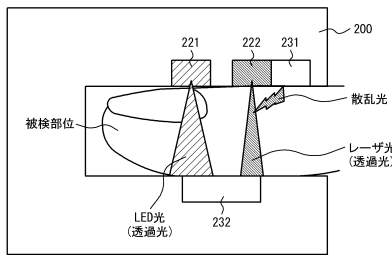
【図3】



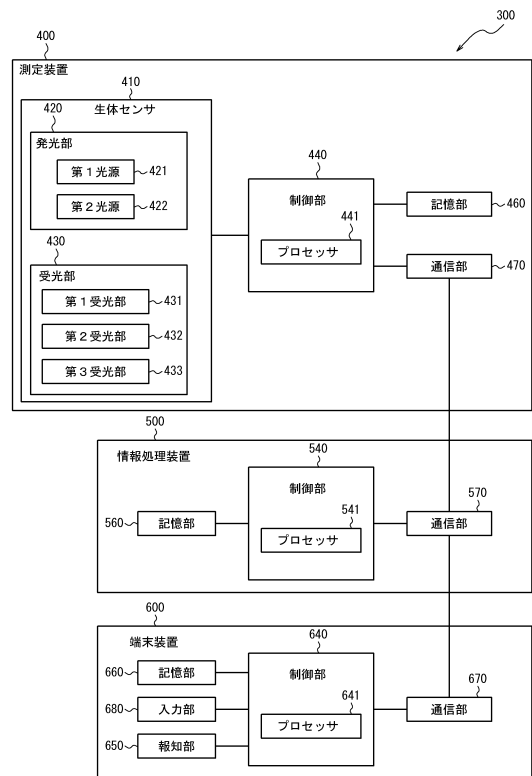
【図4】



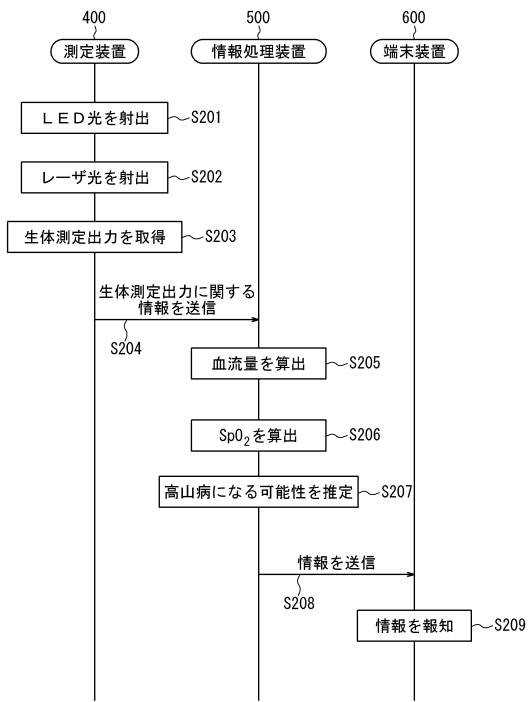
【図5】



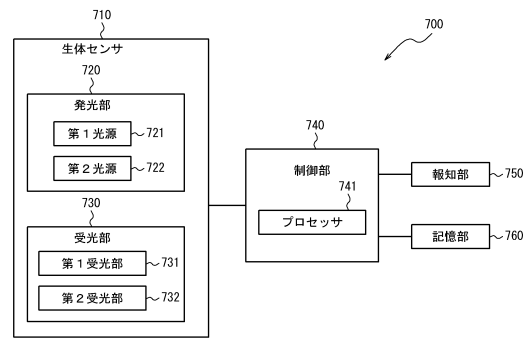
【図6】



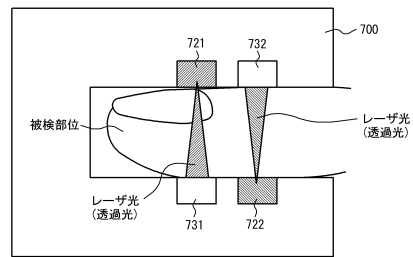
【図7】



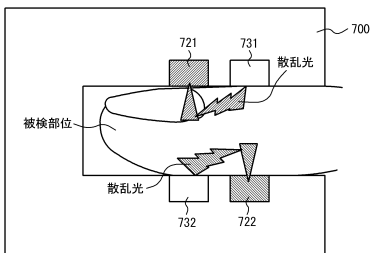
【図8】



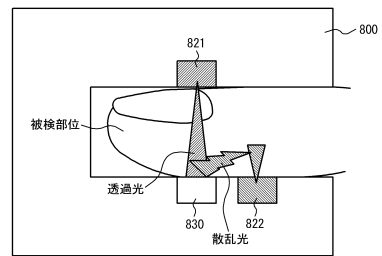
【図9】



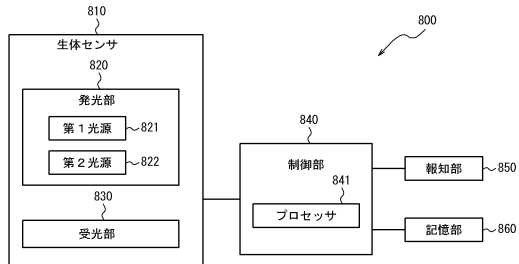
【図10】



【図12】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 樋口 剛司
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

審査官 山口 裕之

(56)参考文献 特表2003-508144(JP,A)
国際公開第2008/065699(WO,A1)
特開平07-171140(JP,A)
特開2006-247133(JP,A)
特表2008-532680(JP,A)
特開平07-092184(JP,A)
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,2008年 4月30日,Vol. 66、Suppl. 2, pp. 245-248
コカ・トピ!,子供の科学 1月号,2008年 1月 1日,第71巻、第1号,4~11頁

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/026

A61B 5/1455