(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6513541号
(P6513541)
(45)発行日　令和1年5月15日(2019.5.15)　(24)登録日　平成31年4月19日(2019.4.19)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/02 (2006.01)　A61B 5/02 310B
A61B 5/02 310V
A61B 5/02 310F

請求項の数 8　(全 19 頁)

(21)出願番号　特願2015-190475(P2015-190475)
(22)出願日　平成27年9月28日(2015.9.28)
(65)公開番号　特開2017-63892(P2017-63892A)
(43)公開日　平成29年4月6日(2017.4.6)
審査請求日　平成30年3月16日(2018.3.16)

(73)特許権者　000006633
京セラ株式会社
京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地
(74)代理人　100147485
弁理士　杉村　憲司
(74)代理人　100164471
弁理士　岡野　大和
(74)代理人　100202326
弁理士　橋本　大佑
(72)発明者　増田　雄治
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　高松　大

最終頁に続く

(54)【発明の名称】測定装置及び測定システム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検者に装着される装着部と、
前記装着部に支持され、発光部及び受光部をそれぞれ有する第１及び第２のセンサ部と、を備え、
前記第１のセンサ部と前記第２のセンサ部とは、前記被検者の生体情報を取得する際に、前記装着部が前記被検者に装着された状態において、前記被検者の所定の血管に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置され、
前記第１のセンサ部における前記発光部と前記第２のセンサ部における前記発光部との間隔は、前記第１のセンサ部における前記受光部と前記第２のセンサ部における前記受光部との間隔よりも短い、
測定装置。
【請求項２】
前記第１のセンサ部における前記発光部の発光素子と前記第２のセンサ部における前記発光部の発光素子とが、前記被検者の所定の血管に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置される、
請求項１に記載の測定装置。
【請求項３】
前記発光部は、前記被検者の所定の血管に垂直な方向に沿って、前記受光部の両側に配置される、

請求項１又は２に記載の測定装置。
【請求項４】
前記受光部は所定の径を有する開口部を備える、
請求項１乃至３のいずれか一項に記載の測定装置。
【請求項５】
前記装着部は、前記被検者の手首に装着されるバンドである、
請求項１乃至４のいずれか一項に記載の測定装置。
【請求項６】
前記生体情報は脈波である、
請求項１乃至５のいずれか一項に記載の測定装置。
【請求項７】
前記取得された脈波に基づいて脈波伝搬速度を算出する制御部を備える、
請求項６に記載の測定装置。
【請求項８】
請求項１乃至７のいずれか一項に記載の測定装置と、
前記測定装置で取得された生体情報に基づく情報を表示する表示部と、を備える、
測定システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、生体情報を測定するための測定装置及び測定システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、被検者の手首等の被検部位から生体情報を測定するための測定装置が知られている。例えば、特許文献１には、被検者の上腕部と膝部に脈波センサを取り付けてそれぞれの脈波を検出することで、脈波伝搬速度（Ｐｕｌｓｅ　Ｗａｖｅ　Ｖｅｌｏｃｉｔｙ（ＰＷＶ））を測定する脈波伝搬速度測定装置が開示されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】
【特許文献１】特開２００５－３２９１２２号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかしながら、特許文献１に記載のような測定装置は、比較的大がかりな構成を要する。
【０００５】
かかる観点に鑑みてなされた本発明の目的は、小規模な構成で精度良く生体情報を測定できる測定装置及び測定システムを提供することにある。
【課題を解決するための手段】
【０００６】
上記課題を解決するために、本発明に係る測定装置は、
被検者に装着される装着部と、
前記装着部に支持され、発光部及び受光部をそれぞれ有する第１及び第２のセンサ部と、を備え、
前記第１のセンサ部と前記第２のセンサ部とは、前記被検者の生体情報を取得する際に、前記装着部が前記被検者に装着された状態において、前記被検者の所定の血管に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置され、
前記第１のセンサ部における前記発光部と前記第２のセンサ部における前記発光部との間隔は、前記第１のセンサ部における前記受光部と前記第２のセンサ部における前記受光

部との間隔よりも短い。

【０００７】

また、前記第１のセンサ部における前記発光部の発光素子と前記第２のセンサ部における前記発光部の発光素子とが、前記被検者の所定の血管に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置されてもよい。

【０００９】

また、前記発光部は、前記被検者の所定の血管に垂直な方向に沿って、前記受光部の両側に配置されてもよい。

【００１０】

また、前記受光部は所定の径を有する開口部を備えてもよい。

【００１１】

また、前記装着部は、前記被検者の手首に装着されるバンドであってもよい。

【００１２】

また、前記生体情報は脈波であってもよい。

【００１３】

また、前記取得された脈波に基づいて脈波伝搬速度を算出する制御部を備えてもよい。

【００１４】

上記課題を解決するために、本発明に係る測定システムは、

上述した測定装置と、

前記測定装置で取得された生体情報に基づく情報を表示する表示部と、を備える。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、小規模な構成で精度良く生体情報を測定できる測定装置及び測定システムを提供可能である。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】本発明の一実施形態に係る測定装置の外観を示す斜視図である。

【図２】本発明の一実施形態に係る測定装置の一部とその配置を示す模式図である。

【図３】動脈が理想的な状態で、２つの受光素子から出力される出力電圧の時間変化を示した模式図である。

【図４】被検者の手首付近の典型的な血流を示す模式図である。

【図５】動脈が典型的な状態で、２つの受光素子から出力される出力電圧の時間変化を示した模式図である。

【図６】本発明の第１の実施形態に係る測定装置の発光部の配置を示した模式図である。

【図７】本発明の第２の実施形態に係る測定装置の発光部の配置を示した模式図である。

【図８】本発明の第３及び第１の実施形態に係る測定装置のセンサ部の配置を示す模式図である。

【図９】本発明の第４の実施形態に係る測定装置の受光素子のパッケージとその配置を示した模式図である。

【図１０】本発明の第５の実施形態に係る測定装置の受発光素子の構成を示した模式図である。

【図１１】本発明の第５の実施形態に係る測定装置の各受発光素子の被検部位における配置の様子を示した模式図である。

【図１２】本発明の第６の実施形態に係る測定装置のセンサ部の配置を示す模式図である。

【図１３】本発明の実施形態に係る測定装置を含む測定システムを示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

【００１８】

図１は、本発明の一実施形態に係る測定装置１００の概略構成を示す模式的な斜視図である。図１に示すように、測定装置１００は、装着部１１０と、センサ部１２０ａ、１２０ｂとを備える。図１に示すように、装着部１１０は、図に示すＺ軸負方向を向く裏面１１１及びＺ軸正方向を向く表面１１２を有する。測定装置１００は、装着部１１０の裏面１１１側が被検者の生体の被検部位に向いた状態で装着して使用される。このため、被検者が測定装置１００の装着部１１０を装着した状態では、被検者は、装着部１１０の表面１１２を見ることができる。

【００１９】

測定装置１００の装着部１１０は、その裏面１１１側に開口部１１３ａ、１１３ｂを有する。測定装置１００は、開口部１１３ａからはセンサ部１２０ａが突出し、開口部１１３ｂからはセンサ部１２０ｂが突出する構造を有する。

【００２０】

装着部１１０は、被検者に装着された状態で使用されるため、例えばバンド部１１４、１１５のような部材を有するのが好適である。図１においては、一例として、被検者の腕などに巻きつけて使用するバンド部１１４、１１５を破線により途中まで図示してある。バンド部１１４、１１５は、図１に示したような構成に限定されず、被検者に装着可能な任意の構成とすることができる。本実施形態において、装着部１１０は、バンド部１１４、１１５を含めて、被検者の手首に装着されるバンドとすることができる。

【００２１】

測定装置１００は、被検者が測定装置１００を装着した状態で、被検者の生体情報を測定する。測定装置１００が測定する生体情報は、センサ部１２０ａ、１２０ｂが測定可能な任意の生体情報とすることができる。以下、一例として、測定装置１００は、被検者の２か所の脈波を取得してＰＷＶを測定するものとして説明を行う。

【００２２】

また、本実施形態において、装着部１１０は、バンド部１１４、１１５を含め、細長い帯状のバンドとすることができる。生体情報の測定は、例えば被検者が測定装置１００の装着部１１０を手首に巻きつけた状態で行われる。具体的には、被検者は、センサ部１２０ａ、１２０ｂが被検部位に接触するように装着部１１０を手首に巻きつけて、生体情報の測定を行う。測定装置１００は、被検者の手首において、尺骨動脈又は橈骨動脈を流れる血液のＰＷＶを測定する。

【００２３】

図２（Ａ）は、本発明の一実施形態に係る測定装置１００の一部を模式的に示した側面図である。図２（Ａ）では、図１に示したＸ軸の正の方向に向いて見た場合の測定装置１００の側面を示している。図２（Ｂ）は、本発明の一実施形態に係る測定装置１００のセンサ部１２０ａ、１２０ｂの配置を示す模式図である。図２（Ｂ）では、図１に示したＺ軸の負の方向に向いて見た場合の測定装置１００のセンサ部１２０ａ、１２０ｂのみを示している。なお、図２（Ａ）及び（Ｂ）に示したＸＹＺ座標系は、図１と同じものであり、以後の図においても同様とする。

【００２４】

図２（Ａ）に示すとおり、センサ部１２０ａ、１２０ｂは、装着部１１０によって支持される。測定装置１００は、装着部１１０の裏面１１１側からＺ軸負方向にセンサ部１２０ａ、１２０ｂが突出する構造を有する。

【００２５】

センサ部１２０ａ、１２０ｂは、被検者の生体情報を取得する生体センサを備える。センサ部１２０ａ、１２０ｂは、被検者の被検部位に接触した状態で、被検者の生体情報を測定する。

【００２６】

後述するように、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとは、被検者の生体情報を取得する際に、装着部１１０が被検者に装着された状態において、被検者の所定の血管に沿って配置される。その際、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_1は３５ｍｍ

以下となるように配置される。また、各センサ部は、図２（Ｂ）に示すとおり、血液がＹ軸正方向へと流れる動脈に対して垂直（Ｘ軸方向）に配置される。センサ部１２０ａ及び１２０ｂはそれぞれ、異なる被検部位における脈波を光学的手法により取得する。ここで脈波とは、血液の流入によって生じる血管の容積時間変化を体表面から波形としてとらえたものであり、生体情報の一部である。本発明の一実施形態では、センサ部１２０ａ、１２０ｂは、生体情報である脈波を光学的に取得する。また、取得された脈波に基づいて、測定装置１００の制御部はＰＷＶを算出する。なお、図２（Ｂ）では、動脈の上流側にセンサ部１２０ａが配置され、下流側にセンサ部１２０ｂが配置される構成となっているが、これに限るものではなく、それぞれを入れ替えた配置としてもよい。

【００２７】

図２（Ｂ）に示すように、センサ部１２０ａは、２つの発光部１２１ａ、１２２ａと受光部１２３ａとを有する。同様に、センサ部１２０ｂは、２つの発光部１２１ｂ、１２２ｂと受光部１２３ｂとを有する。図２（Ｂ）に示すように、センサ部１２０ａ及び１２０ｂは、Ｘ軸に沿って所定間隔で配置される。センサ部１２０ａにおいて、各受発光部は、動脈と交差してＸ軸正方向に向かうように、発光部１２１ａ、受光部１２３ａ、発光部１２２ａの順に配置される。同様に、センサ部１２０ｂにおいて、各受発光部は、動脈と交差してＸ軸正方向に向かうように、発光部１２１ｂ、受光部１２３ｂ、発光部１２２ｂの順に配置される。すなわち、各発光部は、被検者の所定の血管に垂直な方向（Ｘ軸方向）に沿って、対応する受光部の両側に所定間隔離間して配置される。

【００２８】

また、図２（Ａ）及び（Ｂ）に示したとおり、発光部１２１ａ、１２２ａ及び１２１ｂ、１２２ｂは発光素子１２４ａ、１２５ａ及び１２４ｂ、１２５ｂをそれぞれ含み、受光部１２３ａ及び１２３ｂは受光素子１２６ａ及び１２６ｂをそれぞれ含む。各発光素子から出射する光は、発光部の外部に伝搬し、被検部位から生体内部を通過する。その際、生体内部で散乱された光は、各受光素子によって検出される。脈波は、検出された散乱光強度に従って取得される。発光素子は、例えば、ＬＥＤ（発光ダイオード：Light Emitting Diode）、ＬＤ（レーザダイオード：Laser Diode）、又はＳＬＤ（スーパールミネッセントダイオード：Superluminescent Diode）などの素子を適用できる。また、受光素子は、例えば、ＰＤ（フォトダイオード：Photodiode）又はＰＴ（フォトトランジスタ：Phototransistor）などの素子を適用できる。なお、図２（Ｂ）において、各受発光部にそれぞれ１つの受発光素子を示しているが、これに限定するものではなく、各受発光部に含まれる受発光素子の数は、複数でもよい。

【００２９】

なお、上述の構成においては、各センサ部において、２つの発光部及び１つの受光部を有する場合について説明したが、本発明の一実施形態では、各センサ部において、１つの発光部及び２つの受光部を有する構成によっても測定を行うことができる。また、各センサ部において、発光部及び受光部をそれぞれ１つずつ有する構成によっても測定を行うことができる。以下、２つの発光部及び１つの受光部を有する構成について説明する。

【００３０】

発光部１２１ａ、１２２ａ及び１２１ｂ、１２２ｂは、例えば、緑色（波長：５００～５５０ｎｍ）、赤色（波長：６３０～７８０ｎｍ）、近赤外（波長：８００～１６００ｎｍ）のいずれかの光を発光する。長波長の光は短波長の光と比べて、体のより深い位置まで光は減衰しないので、近赤外光の発光素子を用いて生体情報の測定を行うと、測定精度は向上する。

【００３１】

取得された２つの脈波に基づいて、手首における至近距離間でＰＷＶを測定する原理について、図３（Ａ）及び（Ｂ）を用いて説明する。図３（Ａ）は、２つのセンサ部１２０ａと１２０ｂとの間で動脈が一直線状となり、生体内部Ａ２において皮膚Ａ１からの距離も変化しないような理想的な状態を示した模式図である。図３（Ｂ）は、図３（Ａ）のような状態で、センサ部１２０ａ、１２０ｂにおける受光部１２３ａ、１２３ｂに含まれる

受光素子１２６ａ、１２６ｂから出力される出力電圧の時間変化を示した模式図である。図３（Ａ）では、センサ部１２０ａ、１２０ｂにおける各受発光部の内、特に、センサ部１２０ａの発光部１２１ａとセンサ部１２０ｂの発光部１２１ｂのみを示している。発光部１２１ａ及び１２１ｂは、その内部に発光素子１２４ａ及び１２４ｂをそれぞれ含む。なお、本発明の一実施形態では、各発光素子はＬＥＤであり、各受光素子はＰＤであるものとして説明する。

【００３２】

図３（Ａ）に示すとおり、発光部１２１ａ及び１２１ｂは、生体情報を測定する際、実線で表わされた手首表面の皮膚Ａ１と接触する。発光素子１２４ａ及び１２４ｂから出射した光は等方的に大きく広がりながら、皮膚Ａ１から生体内部Ａ２へと入射し、脈波を測定する対象となる動脈に到達する。動脈では、左から右方向（Ｙ軸正方向）に血液は流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。この時、動脈に到達した発光素子１２４ａ及び１２４ｂからの出射光は散乱され、血管の容積時間変化に応じてその散乱光強度は変化する。この散乱光を、受光部１２３ａ及び１２３ｂに含まれる受光素子１２６ａ及び１２６ｂが検出して、電圧を出力することで、脈波は取得される。受光部１２３ａ及び１２３ｂは、図３（Ａ）においては、発光部１２１ａ及び１２１ｂとＹ、Ｚ軸方向の位置が同じであり、Ｘ軸方向の位置のみが異なる。

【００３３】

図３（Ｂ）は、図３（Ａ）のような理想的な状態で得られる脈波の波形を示している。脈波ａは、発光部１２１ａを有するセンサ部１２０ａ側の受光素子１２６ａから出力された電圧の時間変化を示す。脈波ｂは、発光部１２１ｂを有するセンサ部１２０ｂ側の受光素子１２６ｂから出力された電圧の時間変化を示す。図３（Ｂ）では、それぞれの波形を上下に並べて比較している。

【００３４】

センサ部１２０ａは動脈の上流側に配置され、センサ部１２０ｂは動脈の下流側に配置されているので、脈波ａのピークの立ち上がりは、脈波ｂのピークの立ち上がりに比べてΔt_1だけ早くなる。ＰＷＶ（ｍ／秒）は、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_1をΔt_1で除算することにより求められる。このように、動脈が一直線状という理想的な状態を仮定すると、脈波ａ及び脈波ｂは同一波形となり、任意の点における位相差も一定である。

【００３５】

ところで、実際の血管は、図３（Ａ）に示したような理想的な状態にはならない。以下、実際の血管から生体情報を測定することを想定して説明する。初めに、図４を用いて、実際の血管の様子を説明する。図４は、一般的な被検者の右手首付近にある代表的な骨及び血管を手のひらの上から透視した状態を概略的に示す図である。一般的な被検者の右手首には、尺骨及び橈骨の２つの骨が存在する。さらに、尺骨及び橈骨にそれぞれ沿うように、尺骨動脈Ｖ１及び橈骨動脈Ｖ２の２つの動脈が生体内部を通っている。それぞれの動脈では、図４に示す矢印の方向に血液は流れている。

【００３６】

ここで、図４に示すとおり、尺骨の終端が存在する領域Ｒ１においては、尺骨動脈Ｖ１は尺骨の終端部に沿うように配置される。また、尺骨動脈Ｖ１が尺骨上に配置されなくなる領域Ｒ２においては、尺骨動脈Ｖ１は生体内部に入り込む。このため、尺骨動脈Ｖ１は、図４に示す領域Ｒ１、Ｒ２において、手首付近で皮膚表面から生体内部へとより深く潜る。すなわち、領域Ｒ１から見た尺骨動脈Ｖ１の下流側及び領域Ｒ２から見た尺骨動脈Ｖ１の上流側では、皮膚から尺骨動脈Ｖ１までの距離はより長くなっている。逆に、領域Ｒ１及びＲ２に挟まれた領域では、尺骨動脈Ｖ１は尺骨上に配置されており、尺骨動脈Ｖ１は尺骨と皮膚との間を通るため、尺骨動脈Ｖ１の生体内部での深さは浅くなる。領域Ｒ１及びＲ２に挟まれた領域では、皮膚から尺骨動脈Ｖ１までの距離はより短くなり、さらにほぼ一定となる。

【００３７】

同様に、図４に示すとおり、橈骨の終端が存在する領域Ｒ３においては、橈骨動脈Ｖ２は橈骨の終端部に沿うように配置される。また、橈骨動脈Ｖ２が橈骨上に配置されなくなる領域Ｒ４においては、橈骨動脈Ｖ２は生体内部に入り込む。このため、橈骨動脈Ｖ２は、図４に示す領域Ｒ３、Ｒ４において、手首付近で皮膚表面から生体内部へとより深く潜る。すなわち、領域Ｒ３から見た橈骨動脈Ｖ２の下流側及び領域Ｒ４から見た橈骨動脈Ｖ２の上流側では、皮膚から橈骨動脈Ｖ２までの距離はより長くなっている。逆に、領域Ｒ３及びＲ４に挟まれた領域では、橈骨動脈Ｖ２は橈骨上に配置されており、橈骨動脈Ｖ２は橈骨と皮膚との間を通るため、橈骨動脈Ｖ２の生体内部での深さは浅くなる。領域Ｒ３及びＲ４に挟まれた領域では、皮膚から橈骨動脈Ｖ２までの距離はより短くなり、さらにほぼ一定となる。

【００３８】

血管から生体情報を測定する際には、皮膚から血管までの距離が短い、すなわち皮膚表面から生体内部への血管の深さが浅くなる部位を被検部位とするのが好適である。また、図３（Ａ）のように、生体内部において皮膚から血管までの距離が変化しないような状態が理想的である。このような条件を満たすことで、より精度良く脈波の測定を行うことができる。従って、本実施形態では、被検部位は、図４に示す領域Ｒ１及びＲ２に挟まれた領域にある尺骨動脈Ｖ１又は領域Ｒ３及びＲ４に挟まれた領域にある橈骨動脈Ｖ２の直上となるようにする。

【００３９】

手首の被検部位を種々変更しながら出力された脈波の波形を観測した結果、上述した最適な被検部位直下の尺骨動脈Ｖ１及び橈骨動脈Ｖ２の長さＬ１及びＬ２は、それぞれ３５ｍｍであった。観測の結果、血管の配置については多少の個人差はあるものの、上記長さＬ１及びＬ２は平均的に３５ｍｍであることが判明した。尺骨の終端が存在する領域Ｒ１は、手首の突起部（尺骨突起部）として外部から確認できる。橈骨の終端が存在する領域Ｒ３は、手首の突起部（橈骨突起部）として外部から確認できる。脈波の測定に最適な範囲は、尺骨突起部から尺骨動脈の上流側に３５ｍｍの範囲である。脈波の測定に最適な範囲は、橈骨突起部から橈骨動脈の上流側に３５ｍｍの範囲である。脈波の測定に最適な範囲は、それぞれ橈骨の皮膚側又は尺骨の皮膚側に血管が存在する範囲である。

【００４０】

図５（Ａ）は、２つのセンサ部１２０ａと１２０ｂ付近で動脈が湾曲し、皮膚Ａ１からの距離が長く（生体内部Ａ２において深く）なる様子を示した模式図である。図５（Ａ）は、図４のＹ軸方向に沿った生体内部の一部及び２つのセンサ部１２０ａ、１２０ｂの断面を示している。上述のとおり、被検者をヒトとする場合、多くの被検者において手首付近の尺骨動脈又は橈骨動脈は、図５（Ａ）に示すような断面形状であるのが典型的である。図５（Ｂ）は、図５（Ａ）のような状態で、２つの受光部１２３ａ、１２３ｂに含まれる受光素子１２６ａ、１２６ｂから出力される出力電圧の時間変化を示した模式図である。図５（Ａ）は、図３（Ａ）と同様に、各受発光部の内、特に、センサ部１２０ａの発光部１２１ａとセンサ部１２０ｂの発光部１２１ｂのみを示している。発光部１２１ａ及び発光部１２１ｂは、その内部に発光素子１２４ａ及び１２４ｂをそれぞれ含む。

【００４１】

図３（Ａ）の場合と同様に、動脈では、血液はＹ軸正方向に流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。この時、動脈に到達した発光素子１２４ａ及び１２４ｂからの出射光は散乱され、血管の容積時間変化に応じてその散乱光強度は変化する。この散乱光を、受光部１２３ａ、１２３ｂに含まれる受光素子１２６ａ、１２６ｂが検出して、電圧を出力することで、脈波は測定される。受光部１２３ａ及び１２３ｂは、図５（Ａ）においては、発光部１２１ａ及び１２１ｂとＹ、Ｚ軸方向の位置が同じであり、Ｘ軸方向の位置のみが異なる。

【００４２】

図５（Ｂ）は、図５（Ａ）のような典型的な状態で得られる脈波の波形を実線で示している。脈波ａ、ｂは、図３（Ｂ）に示した理想的な状態で得られる脈波の波形を、比較の

ために点線により示したものである。脈波ａ’は、発光部１２１ａを有するセンサ部１２０ａ側の受光素子１２６ａから出力された電圧の時間変化を示す。脈波ｂ’は、発光部１２１ｂを有するセンサ部１２０ｂ側の受光素子１２６ｂから出力された電圧の時間変化を示す。図５（Ｂ）では、それぞれの波形を、上下に並べて比較している。

【００４３】

発光素子１２４ａ及び１２４ｂからの出射光は等方的に広がりながら皮膚Ａ１から生体内部Ａ２を通過するので、各受光素子から出力される波形は、センサ部１２０ａ及び１２０ｂが配置された被検部位直下の血管情報のみならず、その上流や下流の血管情報も含むことになる。すなわち、図５（Ａ）に示すような状況では、各受光素子からの出力電圧は、動脈の直線部分から得られる脈波の情報のみならず、その上流及び下流側において動脈が湾曲している部分から得られる脈波の情報も含む。

【００４４】

このような状況で、まず、脈波ａ’と脈波ａとを比較する。発光素子１２４ａから見た上流側で動脈は湾曲し、皮膚Ａ１からの距離は長くなっているので、当該湾曲部分と受光素子１２６ａまでの距離もまた長くなる。受光素子１２６ａまでの距離が長いほど、検出される散乱光の強度は弱くなる。従って、散乱光の強度が弱まった分、脈波ａ’のピークの立ち上がりは、脈波ａのピークの立ち上がりに比べて遅くなる。一方で、発光素子１２４ａから見た下流側の動脈は理想的な状態と同様に直線状となっているので、脈波ａ’のピークの立ち下がりは、脈波ａのピークの立ち下がりと同じになる。このように、ピークの立ち上がりが遅くなる分、脈波ａ’の位相は脈波ａの位相に比べて、時間的に遅れる方向にシフトすることになる。

【００４５】

続いて、脈波ｂと脈波ｂ’とを比較する。発光素子１２４ｂから見た下流側で動脈は湾曲し、皮膚Ａ１からの距離は長くなっているので、当該湾曲部分と受光素子１２６ｂまでの距離もまた長くなる。受光素子１２６ｂまでの距離が長いほど、検出される散乱光の強度は弱くなる。従って、散乱光の強度が弱まった分、脈波ｂ’のピークの立ち下がりは、脈波ｂのピークの立ち下がりに比べて早くなる。一方で、発光素子１２４ｂから見た上流側の動脈は理想的な状態と同様に直線状となっているので、脈波ｂ’のピークの立ち上がりは、脈波ｂのピークの立ち上がりとほぼ同じになる。このように、ピークの立ち下がりが早くなる分、脈波ｂ’の位相は脈波ｂの位相に比べて、時間的に進む方向にシフトすることになる。

【００４６】

ここで、脈波ａ’と脈波ｂ’とを比較する。脈波ａ’と脈波ｂ’は、理想的な状態で得られるそれぞれの脈波の波形（脈波ａ、脈波ｂ）と比べると、互いに逆の方向に位相がシフトしている。脈波ａ’の位相は時間的に遅れる方向にシフトし、脈波ｂ’の位相は時間的に進む方向にシフトする。また、２つの脈波ａ’、ｂ’の波形の相似性も失われ易くなる。これにより、理想的な状態では、上流側の脈波ａのピークの立ち上がりは、下流側の脈波ｂのピークの立ち上がりに比べてΔt_1だけ早かったが、典型的な状態では、上流側の脈波ａ’のピークの立ち上がりは、下流側の脈波ｂ’のピークの立ち上がりに比べてΔt_2だけ遅くなるような場合も想定される。このように、実際の測定では、２つのセンサ部同士の間隔ΔD_1が最適に調整されていない場合、動脈に対する脈波の測定位置によっては、脈波ｂ’のピークは時間的に早く検出される。このため、見かけ上、脈波が右から左方向（Ｙ軸負方向）へ逆流しているかのような波形が得られてしまう。

【００４７】

そこで、本発明では、このようなセンサ部１２０ａ、１２０ｂ間の位相差の逆転現象を解消する。以下、いくつかの解決策を、本発明のいくつかの実施形態に基づいて説明する。各実施形態において、上述した構成と異なる構成について重点的に説明する。また、説明の便宜上、上述した構成要素と同じ機能を有する構成部については、同じ符号を付記し、その説明を適宜簡略化又は省略する。なお、本発明を実施する際には、以下の実施形態のうち１つの実施形態のみを適用してもよいし、異なる複数の実施形態を適宜組み合わせ

て適用してもよい。

【００４８】

（第１の実施形態）

図６は、本発明の第１の実施形態に係る測定装置１００のセンサ部１２０ａ、１２０ｂの配置を示した模式図である。なお、図６は、センサ部１２０ａ、１２０ｂの各構成部のうち、発光部１２１ａ、１２１ｂ及び発光素子１２４ａ、１２４ｂのみを代表的に示している。

【００４９】

センサ部１２０ａ、１２０ｂ間の位相差の逆転現象を解消するために、本発明の第１の実施形態に係る測定装置１００では、図６に示すように、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔は最適に調整される。すなわち、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔をΔD_2として新たに規定し、図５（Ａ）で示した間隔ΔD_1よりも小さくする（$\Delta D_2 < \Delta D_1$）。発光素子１２４ａ、１２４ｂから出射した光は、動脈の湾曲部分に到達しにくくなる位置に、センサ部１２０ａ、１２０ｂは配置される。これにより、図５（Ｂ）で説明したような、脈波ａ’及び脈波ｂ’の位相シフトは発生せず、図３（Ｂ）で説明した理想的な脈波の取得が可能となる。センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_2を大きくすると、脈波ａ’と脈波ｂ’との位相差が十分に大きくなり、測定装置１００はより精度良く脈波の測定を行うことができる。しかしながら、ΔD_2を大きくしすぎると、動脈が湾曲し皮膚Ａ１からの距離がより長くなる領域（図５（Ａ）に示す領域Ｂ１、Ｂ２）の直上にセンサ部１２０ａ及びセンサ部１２０ｂは配置されることになる。これにより、受光素子１２６ａ、１２６ｂが検出する散乱光の強度は微弱となり、脈波の波形は出力されにくくなる。

【００５０】

脈波の波形を検出できるという条件下では、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_2は、上限値を有する。手首の被検部位を種々変更しながら出力された脈波の波形を観測した結果、センサ部１２０ａ、１２０ｂの間隔の上限値は３５ｍｍと判明した。この値は、すなわち、図４の最適な被検部位直下の尺骨動脈Ｖ１及び橈骨動脈Ｖ２の長さＬ１及びＬ２と同等であるととらえることができる。従って、好適には、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとは、被検者の生体情報を取得する際に、装着部１１０が被検者に装着された状態において、被検者の所定の血管（例えば被検者の手首付近の尺骨動脈又は橈骨動脈）に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置されるようにする。より具体的には、センサ部１２０ａにおける発光部１２１ａの発光素子１２４ａとセンサ部１２０ｂにおける発光部１２１ｂの発光素子１２４ｂとは、被検者の所定の血管に沿って３５ｍｍ以下の間隔で配置されるように構成する。

【００５１】

一方で、各センサ部１２０ａ、１２０ｂの大きさは各幅５ｍｍ程度とすることができるため、本実施形態ではΔD_2の下限値は５ｍｍ程度（発光部１２１ａ、１２１ｂのそれぞれの発光素子の間隔）とすることもできる。しかしながら、ΔD_2を５ｍｍにすると、それぞれの出力波形の位相差は小さくなり、各出力波形は重なってしまう。従って、適切にＰＷＶを測定できるという条件下では、ΔD_2の下限値としては、１０～１５ｍｍが妥当である。

【００５２】

このように、ΔD_2を上記の下限値と上限値の間でより最適に調整することで、上述した位相差の逆転現象は解消する。これにより、測定装置１００は構成を小規模としつつ、ＰＷＶを含む生体情報を精度良く測定できる。

【００５３】

（第２の実施形態）

本発明の第２の実施形態では、図７に示すように、発光部の発光素子にレンズ部を設け、各発光素子から出射する光の広がりを抑える。図７は、センサ部１２０ａの１つの発光部１２１ａ及びセンサ部１２０ｂの１つの発光部１２１ｂのみを代表的に示しており、そ

の内部には発光素子１２４ａ及び１２４ｂがそれぞれ含まれる。本実施形態では、発光素子１２４ａから出射した光の広がりを抑えるためにレンズ部１３４ａを設け、発光素子１２４ｂから出射した光の広がりを抑えるためにレンズ部１３４ｂを設ける。なお、センサ部１２０ａの他の発光部１２２ａ及びセンサ部１２０ｂの他の発光部１２２ｂの内部に含まれるそれぞれの発光素子についても、同様にレンズ部を設けるのが好適である。

【００５４】

図７に示すとおり、本実施形態では、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_3を規定する。本発明の第１の実施形態と同様に、ΔD_3は３５ｍｍ以下に設定する。すなわち、２つのセンサ部１２０ａ、１２０ｂは、動脈の直線部分の直上に配置される。動脈では図に示すＹ軸正方向に血液は流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。

【００５５】

この時、発光素子１２４ａ、１２４ｂから出射した光は、レンズ部１３４ａ、１３４ｂによって集光されるため、生体内部Ａ２での出射光の広がりが抑えられる。生体内部Ａ２に入射した光が散乱される領域は、レンズ部１３４ａ、１３４ｂを設けずに光が広範囲に出射する場合と比べて狭くなる。言い換えると、生体内部Ａ２に入射した光は動脈の直線部分にのみ到達し、直線部分によってのみ散乱される。すなわち、本実施形態では、各受光素子からの出力電圧は、動脈の直線部分から得られる脈波の情報のみを含み、その上流及び下流側に位置する湾曲部分から得られる脈波の情報を含まない。

【００５６】

このように、本発明の第２の実施形態では、上述したような位相の逆転現象の原因となる、動脈の湾曲部分からの脈波の情報は含まれない。このため、本実施形態では、測定装置１００は脈波の測定の精度を高めることができる。また、本実施形態では、発光素子１２４ａ、１２４ｂ上にレンズ部１３４ａ、１３４ｂを設けることで、発光素子１２４ａ、１２４ｂから出射した光は有効に利用される。すなわち、本実施形態では、測定装置１００は、動脈方向とは関係のない方向へ光が入射することを防ぎ、効率良く測定を行うことができる。

【００５７】

（第３の実施形態）

図８（Ａ）は、本発明の第３の実施形態に係る測定装置１００のセンサ部１２０ａ、１２０ｂの配置を示した模式図である。図８（Ｂ）は、本発明の第１の実施形態に係る測定装置１００のセンサ部１２０ａ、１２０ｂの配置を、図８（Ａ）との比較のために再度、模式的に示した図である。図８（Ａ）及び（Ｂ）では、センサ部１２０ａとセンサ部１２０ｂとの間隔ΔD_4を規定する。上述のとおり、ΔD_4は３５ｍｍ以下に設定する。すなわち、２つのセンサ部１２０ａ、１２０ｂは、動脈の直線部分の直上に配置される。図８（Ａ）及び（Ｂ）に示すとおり、動脈では、Ｙ軸正方向に血液は流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。

【００５８】

本発明の第３の実施形態では、図８（Ａ）に示すように、センサ部１２０ａにおける発光部１２１ａ、１２２ａとセンサ部１２０ｂにおける発光部１２１ｂ、１２２ｂとの間隔は、センサ部１２０ａにおける受光部１２３ａとセンサ部１２０ｂにおける受光部１２３ｂとの間隔よりも短い。また、第２の実施形態同様に、各発光素子にはレンズ部を設け、各発光素子から出射する光の広がりを抑えるようにする。図８（Ａ）においては、各受発光部における受発光素子の図示は省略してある。上述した第１の実施形態では、図８（Ｂ）に示すように、各発光素子から出射する光は等方的に広がる。一方、第３の実施形態では、図８（Ａ）に示すように、各発光素子から出射する光に指向性を持たせる。この指向性を実現するために、第３の実施形態では、センサ部１２０ａにおける発光部１２１ａ及び１２２ａの各発光素子から出射する光の光軸は、レンズ部を介して受光部１２３ａ側に傾いている。同様に、センサ部１２０ｂにおける発光部１２１ｂ及び１２２ｂの各発光素子から出射する光の光軸は、レンズ部を介して受光部１２３ｂ側に傾いている。すなわち、第３の実施形態では、各発光素子から出射する光の方向は、レンズ部を通過した前後で

変化する。同様に、各受光素子にはレンズ部が設けられてもよい。この場合、各受光素子に入射する光の方向は、レンズ部を通過した前後で変化する。

【００５９】

第３の実施形態では、センサ部１２０ａから見た上流側の血管情報及びセンサ部１２０ｂから見た下流側の血管情報は、受光部１２３ａ及び１２３ｂの受光素子によって検出される散乱光には含まれない。すなわち、第３の実施形態では、動脈の湾曲部分から得られる脈波の情報は測定結果に含まれないので、センサ部１２０ａ、１２０ｂの各受光素子から出力される脈波の波形の相似性は向上し、位相差の逆転は回避される。また、第３の実施形態では、各発光部から出射する光の光軸がレンズ部を介して対応する受光部１２３ａ、１２３ｂ側に傾くことにより、各受光素子で受光される光出力は大きくなる。さらに、第３の実施形態では、各発光素子から出射する光の光軸は、同一センサ部内の受光素子側に傾くので、一方のセンサ部における発光素子から出射した光が、他方のセンサ部における受光素子に入射することを防ぐ。これにより、測定装置１００は精度良く脈波の測定を行うことができる。

【００６０】

（第４の実施形態）

図９（Ａ）は、本発明の第４の実施形態に係る測定装置１００の受光素子１２６ａのパッケージを示した模式図である。図９（Ｂ）は、本実施形態に係る測定装置１００の受光部１２３ａ、１２３ｂを動脈に沿って配置した際の様子を示した模式図である。なお、図９（Ｂ）では、各センサ部の２つの発光部については図示を省略してある。

【００６１】

図９（Ａ）に示すとおり、受光部１２３ａは、受光素子１２６ａを含む。本実施形態では、図９（Ａ）に示すように、受光素子１２６ａは、所定の径を有する開口部１４０ａを備える遮光板１５０ａによって囲まれるようにする。開口部１４０ａは、動脈によって散乱された光の一部を、受光素子１２６ａが検出できるように、受光素子１２６ａの直上に設ける。なお、受光部１２３ｂについても、上述と同様の構成を適用することができる。

【００６２】

図９（Ｂ）に示すように、動脈では、血液はＹ軸正方向に流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。本実施形態では、遮光板１５０ａ、１５０ｂを設けて、望まない脈波の情報を含む散乱光を排除する。すなわち、受光部１２３ａから見た上流側及び受光部１２３ｂから見た下流側の動脈の湾曲部分によって散乱された光は、遮光板１５０ａ、１５０ｂによって受光素子１２６ａ、１２６ｂに入射しないように遮られる。よって、開口部１４０ａ、１４０ｂから入射して受光素子１２６ａ、１２６ｂによって検出される光は、動脈の直線部分によって散乱された光に限定される。

【００６３】

このように、第４の実施形態では、動脈の湾曲部分から得られる脈波の情報は遮光板１５０ａ、１５０ｂによって排除されるので、センサ部１２０ａ、１２０ｂの受光素子１２６ａ、１２６ｂが出力する脈波の波形の相似性は向上し、位相差の逆転は回避される。また、受光部１２３ａ、１２３ｂを動脈に対して垂直方向（Ｘ軸方向）に伸長して配置することで受光部面積は拡大する。これにより、受光素子１２６ａ、１２６ｂから出力される出力電圧が向上するだけでなく、被検部位に対するその設置位置のトレランスも向上する。

【００６４】

（第５の実施形態）

図１０（Ａ）は、本発明の第５の実施形態に係る測定装置１００の発光素子１２４ａを示した模式図である。図１０（Ｂ）は、本発明の第５の実施形態に係る測定装置１００の受光素子１２６ａを示した模式図である。

【００６５】

本発明の第５の実施形態では、センサ部１２０ａ、１２０ｂの各発光素子及び各受光素子の少なくとも１つの素子は、他方のセンサ部側に傾斜する。好適には３つのパターンが

考えられる。すなわち、第１のパターンでは、測定装置１００は、センサ部１２０ａの２つの発光素子と１つの受光素子及びセンサ部１２０ｂの２つの発光素子と１つの受光素子の全てが、それぞれ他方のセンサ部側に傾斜するように構成される。第２のパターンでは、測定装置１００は、センサ部１２０ａの２つの発光素子及びセンサ部１２０ｂの２つの発光素子のみが、それぞれ他方のセンサ部側に傾斜するように構成される。第３のパターンでは、測定装置１００は、センサ部１２０ａの１つの受光素子及びセンサ部１２０ｂの１つの受光素子のみが、それぞれ他方のセンサ部側に傾斜するように構成される。

【００６６】

図１０（Ａ）は、一例として、センサ部１２０ａの発光部１２１ａに含まれる発光素子１２４ａがセンサ部１２０ｂ側に傾斜する様子を示している。図１０（Ａ）において、発光部１２１ａの右方には、他方のセンサ部１２０ｂが配置されているものとして説明する。発光素子１２４ａを傾斜させることで、発光素子１２４ａから出射する光の光軸はセンサ部１２０ｂ側に傾斜する。ここで、光軸は、発光素子１２４ａの出射面に対して垂直である。同様に、図１０（Ｂ）は、一例として、センサ部１２０ａの受光部１２３ａに含まれる受光素子１２６ａがセンサ部１２０ｂ側に傾斜する様子を示している。図１０（Ｂ）においても、受光部１２３ａの右方には、他方のセンサ部１２０ｂが配置されているものとして説明する。受光素子１２６ａを傾斜させることで、受光素子１２６ａに入射する光の光軸はセンサ部１２０ｂ側に傾斜する。ここで、光軸は、受光素子１２６ａの入射面に対して垂直である。なお、第４の実施形態同様、本実施形態においても、受光素子１２６ａは、所定の径を有する開口部１４０ａを備える遮光板１５０ａによって囲まれるようにするのが好適である。しかしながら、本実施形態では、第４の実施形態と異なり、受光素子１２６ａは、開口部１４０ａの直下には配置されず、遮光板１５０ａ側に若干寄るように配置される。

【００６７】

なお、上述のように、傾斜させる部分は、あくまでも各受発光部内に含まれる各受発光素子とするのが好適であり、各受発光部は傾斜させないようにするのが好適である。各受発光部は、被検者の生体情報を取得する際に、装着部１１０が被検者に装着された状態において、被検者の所定の血管に沿って所定間隔で配置される。この時、各発光部の光が出射する出射面及び各受光部の光が入射する入射面全体が、被検者の被検部位である手首表面の皮膚に対して十分に接触している必要がある。従って、各受発光部自体は他方のセンサ部側に傾斜することなく、その内部に含まれる各受発光素子のみを他方のセンサ部側に傾斜させるのが好適である。

【００６８】

本実施形態に係る測定装置１００の各受発光素子の動脈に対する配置がより容易に理解できるように、図１１（Ａ）及び（Ｂ）に、各受発光素子の被検部位における配置の様子を模式的に示している。共に、動脈では、Ｙ軸正方向に血液は流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。なお、図１１（Ａ）では、各センサ部の２つの発光部の内、発光部１２１ａ及び発光部１２１ｂのみを一例として示している。また、図１１（Ｂ）では、各センサ部の受光部１２３ａ、１２３ｂのみを示し、各センサ部の２つの発光部の図示は省略している。

【００６９】

図１１（Ａ）を参照すると、発光部１２１ａ、１２１ｂに含まれる発光素子１２４ａ、１２４ｂは、互いに他方のセンサ部１２０ｂ、１２０ａ側に傾き、それぞれの光軸も他方のセンサ部１２０ｂ、１２０ａ側に傾斜する。このように配置することで、発光素子１２４ａから出射する光は、光軸がセンサ部１２０ｂ側に傾斜している分、センサ部１２０ａから見た上流側の動脈の湾曲部分には到達しにくい。同様に、発光素子１２４ｂから出射する光は、光軸がセンサ部１２０ａ側に傾斜している分、センサ部１２０ｂから見た下流側の動脈の湾曲部分には到達しにくい。すなわち、生体内部Ａ２に入射した光が散乱される領域は動脈の直線部分にある程度限定することができ、位相差の逆転現象の原因となる、動脈の湾曲部分からの脈波の情報は含まれにくくなる。これにより、測定装置１００は

精度良く脈波の測定を行うことができる。

【００７０】

図１１（Ｂ）を参照すると、受光部１２３ａ、１２３ｂに含まれる受光素子１２６ａ、１２６ｂは、互いに他方のセンサ部１２０ｂ、１２０ａ側に傾き、それぞれに入射する光の光軸も他方のセンサ部１２０ｂ、１２０ａ側に傾斜する。このように配置することで、センサ部１２０ａから見た上流側の動脈の湾曲部分によって散乱された光はほぼ排除され、それ以外の散乱光が、受光素子１２６ａに入射する。同様に、センサ部１２０ｂから見た下流側の動脈の湾曲部分によって散乱された光はほぼ排除され、それ以外の散乱光が、受光素子１２６ｂに入射する。すなわち、受光素子１２６ａ、１２６ｂが検出する散乱光は、動脈の直線部分によって散乱された光にある程度限定することができ、位相差の逆転現象の原因となる、動脈の湾曲部分からの脈波の情報はほぼ排除される。これにより、測定装置１００は精度良く脈波の測定を行うことができる。また、受光素子１２６ａ、１２６ｂの配置を遮光板１５０ａ、１５０ｂ側にずらすことで、センサ部１２０ａ、１２０ｂの上流・下流側の動脈の湾曲部分から散乱される光はより確実に排除され、遮光効果はさらに向上する。

【００７１】

（第６の実施形態）

図１２（Ａ）は、本発明の第６の実施形態に係る測定装置１００のセンサ部１２０ａの配置を示す模式図である。図１２（Ｂ）は、本発明の第６の実施形態に係る測定装置１００の発光素子１２４ａ、１２５ａ及び受光素子１２６ａが被検者の手首表面の皮膚Ａ１に配置される様子を模式的に示した、図１２（Ａ）のＡ－Ａ断面図である。図１２（Ａ）では、センサ部１２０ａのみを示しており、センサ部１２０ｂの図示は省略している。動脈中の血液は下から上方向（Ｙ軸正方向）へと流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。動脈に沿って垂直（Ｘ軸方向）にセンサ部１２０ａを配置した状態で、各受発光部は、Ｘ軸正方向に向かって、動脈と交差するように発光部１２１ａ、受光部１２３ａ、発光部１２２ａの順に配置される。図１２（Ａ）の断面図である図１２（Ｂ）では、動脈中の血液は紙面の表から裏方向（Ｙ軸正方向）へと流れており、従って、脈波も同じ方向に伝搬する。

【００７２】

本発明の第６の実施形態では、第５の実施形態で述べた各受発光素子の他方のセンサ部側への傾斜に加えて、各発光素子は動脈方向にも傾斜する。第６の実施形態でも、他の実施形態と同様に、図１２（Ａ）に示すセンサ部１２０ａから見てＹ軸正方向には、所定の間隔をおいて、他方のセンサ部１２０ｂが配置される。したがって、各受発光素子の他方のセンサ部への傾斜方向は、図１２（Ｂ）のＹ軸方向である。一方で、各発光素子の動脈への傾斜方向は、図１２（Ｂ）のＸ軸方向である。すなわち、受光素子１２６ａに入射する光の光軸は、Ｙ軸正の方向にのみ傾き、発光素子１２４ａ、１２５ａから出射する光の光軸は、Ｙ軸正の方向に加えて、図１２（Ｂ）に示すように、Ｘ軸方向にも傾く。発光部１２１ａ、１２２ａは、動脈を境に、Ｘ軸方向に対称に配置されるので、発光素子１２４ａ、１２５ａから出射する光の光軸のそれぞれの傾斜方向は、Ｘ軸に沿って正反対となる。すなわち、図１２（Ｂ）では一例として、発光素子１２４ａから出射する光の光軸は、Ｘ軸正の方向に傾く一方で、発光素子１２５ａから出射する光の光軸は、Ｘ軸負の方向に傾く。

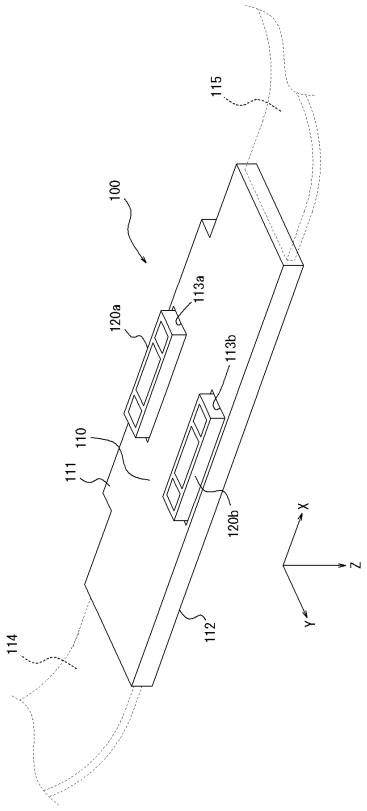
【００７３】

このように構成することで、本実施形態では、生体内部Ａ２を伝搬する発光素子１２４ａ、１２５ａからの出射光の空間的な強度分布のピークは、動脈方向へと傾く。すなわち、発光素子１２４ａ、１２５ａから出射する光のうち、その大部分は動脈に到達し、動脈によって散乱される光の散乱光強度は高まる。これにより、受光素子１２６ａに入射する散乱光の強度も高まり、受光素子１２６ａから出力される信号のＳＮ比は向上する。言い換えると、本実施形態では、測定装置１００は、動脈方向に各発光素子の光軸を傾けない場合と比べて、ノイズが信号強度に比べて相対的に少ない脈波の波形を取得可能である。

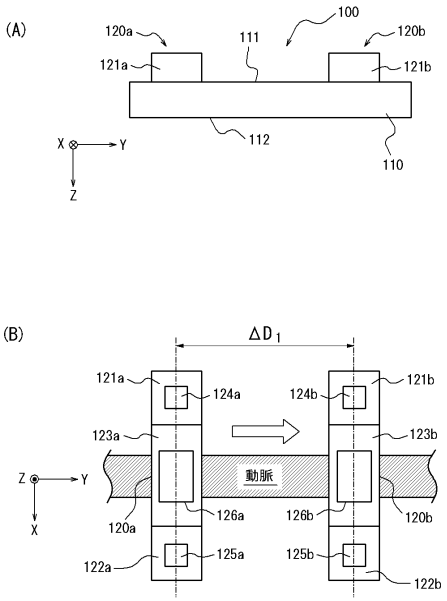
【００７４】
図１３は、上述した第１から第６までの実施形態のうち少なくとも１つの実施形態を具現化した測定装置１００を含む測定システム１の模式図を示す。測定システム１は、測定装置１００の他に、サーバ２００と表示部３００とを含む。サーバ２００は、測定装置１００によって取得された生体情報を集約し、種々の情報処理を行う。生体情報の集約は、有線又は無線通信ネットワークを介して、各被検者の測定装置１００がサーバ２００にデータを送信することで行われる。表示部３００は、測定装置１００で取得された生体情報に基づいて、サーバ２００によって情報処理された結果を表示する。すなわち、表示部３００は、測定装置１００で取得された生体情報に基づく情報を表示する。
【００７５】
より具体的には、測定装置１００で取得された生体情報は、測定装置１００の通信部によりサーバ２００に送信される。サーバ２００が測定装置１００から送信された生体情報を受信すると、サーバ２００の制御部は、受信した被検者の生体情報に基づいて、様々な情報処理を行う。例えば、サーバ２００は、測定装置１００で取得された生体情報を、生体情報の取得時間と共に時系列のデータとして、サーバ２００の記憶部に記憶することができる。サーバ２００の制御部は、例えば、これらの記憶されたデータと、サーバ２００の記憶部にすでに記憶されている同一被検者の過去のデータ又は他の被検者のデータとを比較し、比較した結果を基に被検者に最適なアドバイスを生成する。サーバ２００の通信部は、取得された被検者の時系列のデータ及び生成されたアドバイスを表示部３００に送信する。表示部３００は、受信されたデータ及びアドバイスを画面に表示する。また、サーバ２００の記憶部及び制御部と同様の機能を有する機能部を、測定装置１００又は表示部３００に備えてもよく、その場合、測定システム１は必ずしもサーバ２００を備えなくてもよい。
【００７６】
本発明は、その精神又はその本質的な特徴から離れることなく、上述した実施形態以外の他の所定の形態で実現できることは当業者にとって明白である。従って、先の記述は例示的なものであり、これに限定されるものではない。発明の範囲は、先の記述によってではなく、付加した請求項によって定義される。あらゆる変更のうちその均等の範囲内にあるいくつかの変更は、その中に包含されるものとする。
【符号の説明】
【００７７】
１００　測定装置
１１０　装着部
１１１　裏面
１１２　表面
１１３ａ、１１３ｂ、１４０ａ、１４０ｂ　開口部
１１４、１１５　バンド部
１２０ａ、１２０ｂ　センサ部
１２１ａ、１２１ｂ、１２２ａ、１２２ｂ　発光部
１２３ａ、１２３ｂ　受光部
１２４ａ、１２４ｂ、１２５ａ、１２５ｂ　発光素子
１２６ａ、１２６ｂ　受光素子
１３４ａ、１３４ｂ　レンズ部
１５０ａ、１５０ｂ　遮光板
２００　サーバ
３００　表示部
１　測定システム
Ａ１　皮膚
Ａ２　生体内部
Ｒ１、Ｒ２、Ｒ３、Ｒ４、Ｂ１、Ｂ２　領域

Ｖ１　尺骨動脈
Ｖ２　橈骨動脈
Ｌ１、Ｌ２　長さ

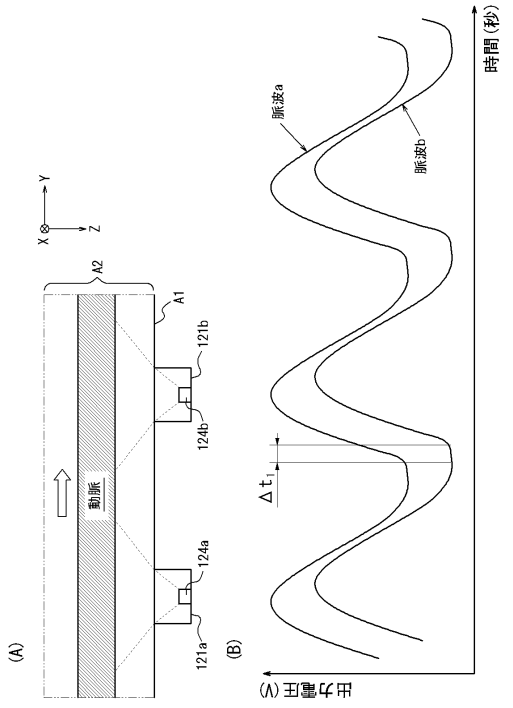
【図１】



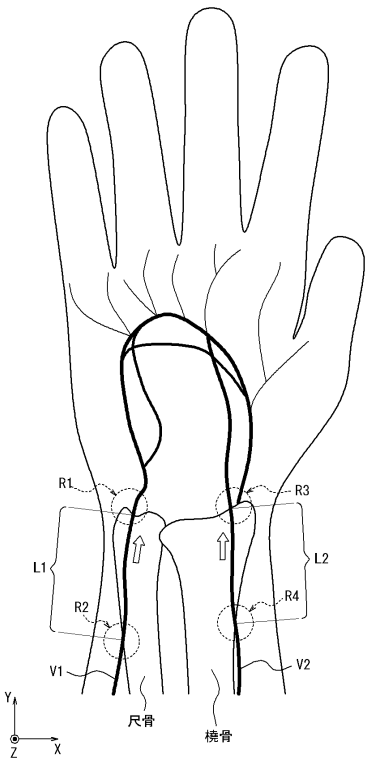
【図２】



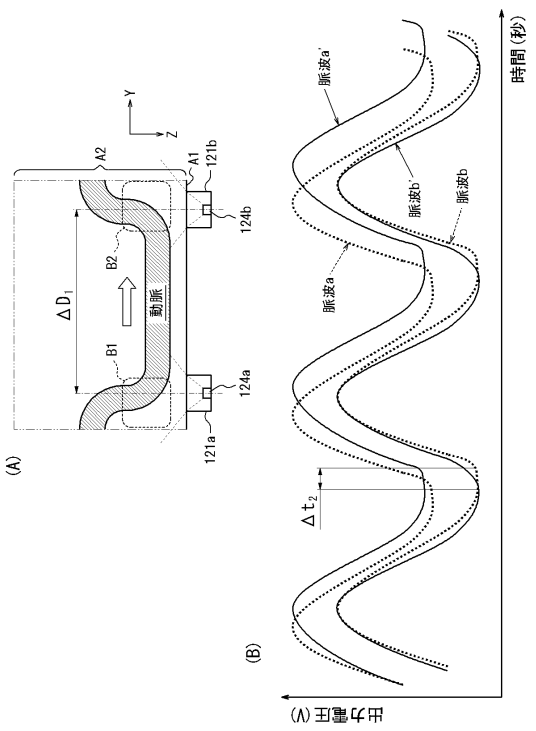
【図３】


(A)
(B)
A1
A2
121a
121b
124a
124b
動脈
脈波a
脈波b
Δt1
出力電圧(V)
時間(秒)

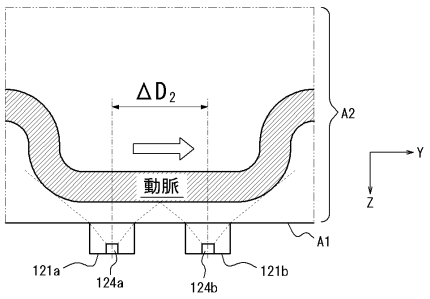
【図４】


R1
R2
R3
R4
L1
L2
V1
V2
尺骨
橈骨

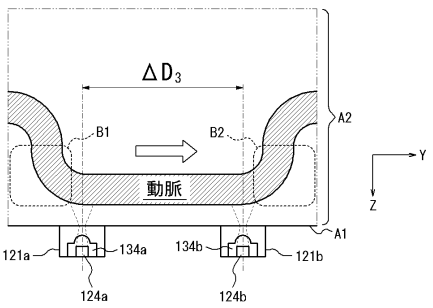
【図５】


(A)
(B)
A1
A2
121a
121b
124a
124b
B1
B2
ΔD1
動脈
脈波a
脈波a'
脈波b
脈波b'
Δt2
出力電圧(V)
時間(秒)

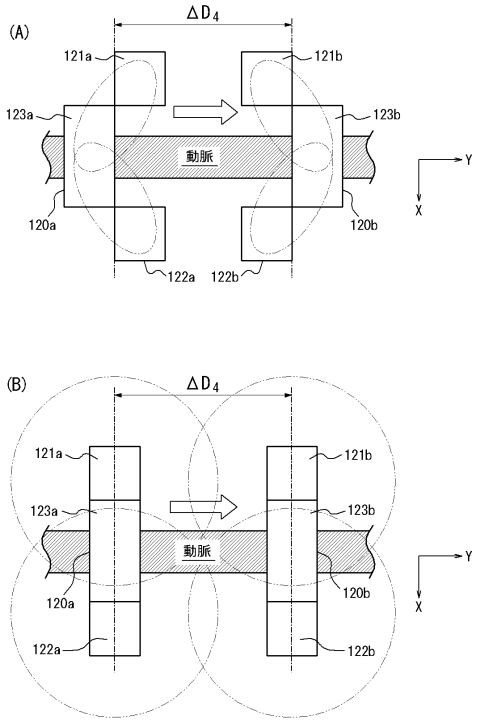
【図６】


ΔD2
A1
A2
動脈
121a
124a
124b
121b

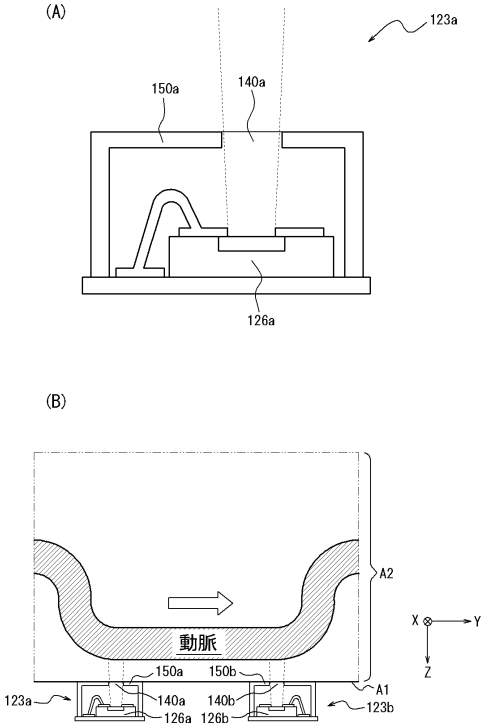
【図７】


ΔD3
B1
B2
A1
A2
動脈
121a
134a
134b
121b
124a
124b

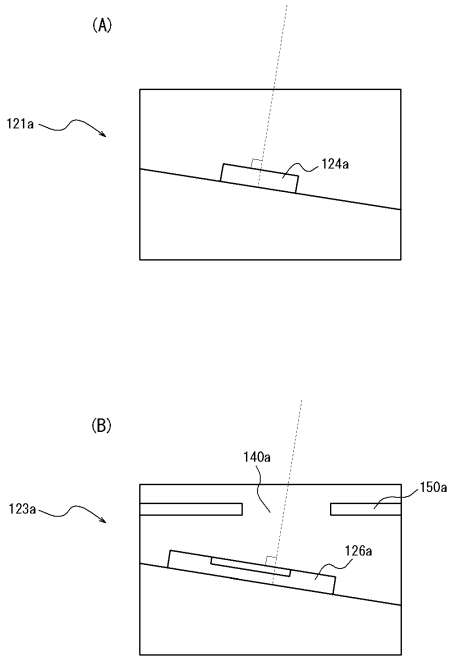
【図８】


(A)
ΔD4
121a
121b
123a
123b
動脈
120a
120b
122a
122b
Y
X
(B)
ΔD4
121a
121b
123a
123b
動脈
120a
120b
122a
122b
Y
X

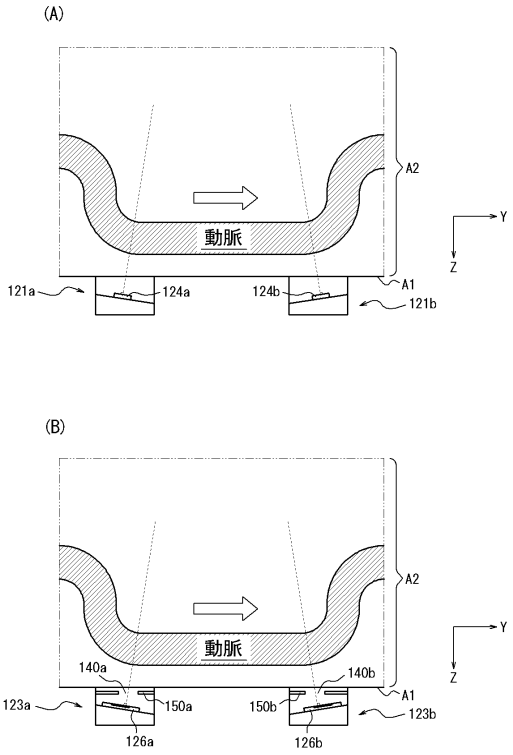
【図９】


(A)
123a
150a
140a
126a
(B)
A2
動脈
X
Y
Z
150a
150b
A1
123a
140a
140b
123b
126a
126b

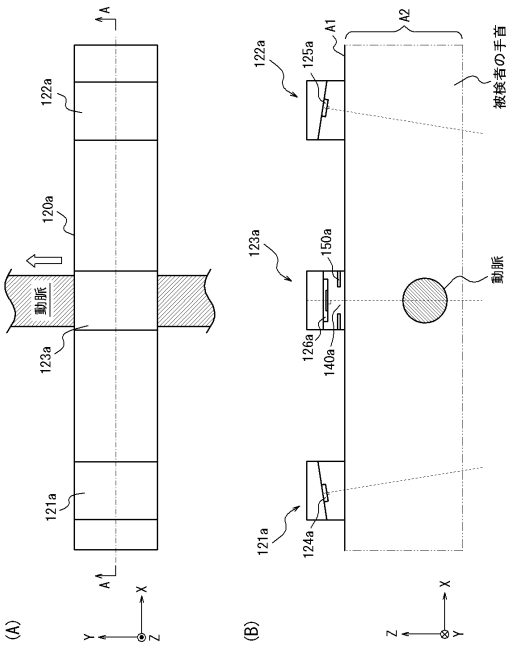
【図１０】


(A)
121a
124a
(B)
140a
150a
123a
126a

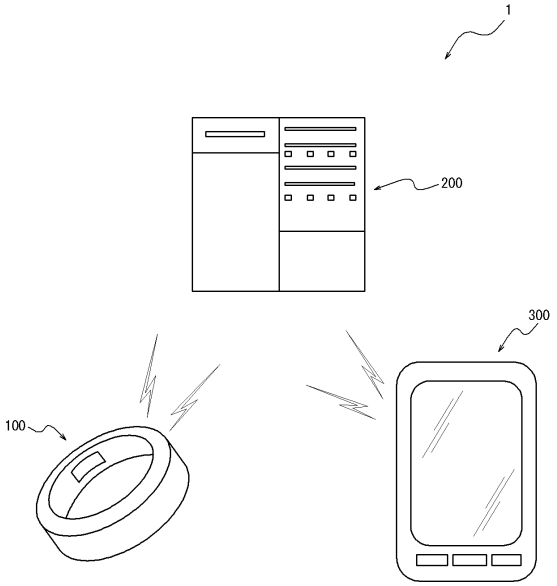
【図１１】


(A)
A2
動脈
Y
Z
121a
124a
124b
A1
121b
(B)
A2
動脈
Y
Z
140a
140b
123a
150a
150b
A1
123b
126a
126b

【図１２】


A
122a
120a
動脈
123a
121a
A
X
Y
Z
(A)
A1
A2
122a
125a
被検者の手首
123a
150a
動脈
126a
140a
121a
124a
X
Z
Y
(B)

【図１３】


1
200
300
100

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第２０１５／１２９８４３（WO，Ａ１）
特開平０４－２５０１３５（ＪＰ，Ａ）
特開２０１３－１２１４２０（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５３０９９１６（ＵＳ，Ａ）
欧州特許出願公開第００４６７８５３（ＥＰ，Ａ１）
国際公開第２０１０／１０６９９４（WO，Ａ１）
米国特許出願公開第２０１２／００７１７６８（ＵＳ，Ａ１）
米国特許出願公開第２０１４／０３４３３８３（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０２