

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2015-39542
(P2015-39542A)

(43) 公開日 平成27年3月2日(2015.3.2)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

F I
A 6 1 B 5/02 3 1 0 B
A 6 1 B 5/02 3 1 0 C

テーマコード (参考)
4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2013-172398 (P2013-172398) 平成25年8月22日 (2013.8.22)	(71) 出願人 000002369 セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号 (74) 代理人 110000752 特許業務法人朝日特許事務所 (72) 発明者 成澤 敦 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 Fターム(参考) 4C017 AA09 AA20 AB02 AC28 EE01 FF15
-----------------------	--	---

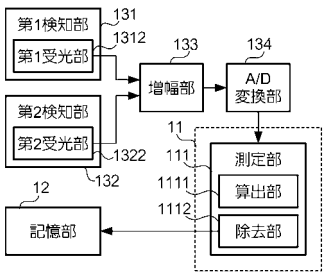
(54) 【発明の名称】 脈波測定装置

(57) 【要約】

【課題】照射する光の波長の違いによらずに、脈波を含む複数の信号からノイズを除去する。

【解決手段】第1受光部1312は、生体に接触してその生体の内部に向けて決められた波長の光を照射する発光部から、その生体の接触面に沿って第1距離だけ離れて配置され、生体の第1部位を決められた圧力で圧迫し、その生体内で反射した光を第1部位から受ける。第2受光部1322は、生体に接触してその生体の内部に向けて波長の光を照射する発光部から、その生体の接触面に沿って第1距離よりも長い第2距離だけ離れて配置され、生体において第1部位と異なる第2部位を決められた圧力で圧迫し、その生体内で反射した光を第2部位から受ける。測定部111は、第1受光部1312が受けた光、および第2受光部1322が受けた光をそれぞれ示す各信号に基づいて、生体の脈波を測定する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に接触して当該生体の内部に向けて決められた波長の光を照射する発光部から、当該生体の接触面に沿って第 1 距離だけ離れて配置され、当該生体の第 1 部位を決められた圧力で圧迫し、当該生体内で反射した前記光を当該第 1 部位から受ける第 1 受光部と、

前記生体に接触して当該生体の内部に向けて前記波長の光を照射する発光部から、当該生体の接触面に沿って前記第 1 距離よりも長い第 2 距離だけ離れて配置され、前記生体において前記第 1 部位と異なる第 2 部位を前記圧力で圧迫し、当該生体内で反射した前記光を当該第 2 部位から受ける第 2 受光部と、

前記第 1 受光部が受けた光、および前記第 2 受光部が受けた光をそれぞれ示す各信号に基づいて、当該生体の脈波を測定する測定部と
を有する脈波測定装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 距離は、2 ミリメートル以上 4 ミリメートル以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】

前記第 2 距離は、4 ミリメートル以上 10 ミリメートル以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】

前記決められた圧力は、1 キロパスカル以上 6 キロパスカル以下であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

20

【請求項 5】

前記決められた圧力は、2 キロパスカル以上 3 キロパスカル以下であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 6】

前記決められた圧力は、5 キロパスカル以上 6 キロパスカル以下であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 7】

前記決められた波長は、470 ナノメートル以上 610 ナノメートル以下であることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

30

【請求項 8】

前記生体の接触面における前記発光部から前記第 1 受光部までの第 1 領域は、当該接触面における前記発光部から前記第 2 受光部までの第 2 領域と重なる部分を有することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 9】

前記第 1 領域と前記第 2 領域とは前記接触面上において交差していることを特徴とする請求項 8 に記載の脈波測定装置。

【請求項 10】

前記測定部は、前記第 1 受光部が受けた光を示す信号、および前記第 2 受光部が受けた光を示す信号の周波数の差に基づいて、当該各信号のいずれか一方から前記生体の体動によるノイズを除去して、前記脈波を測定する

40

ことを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 11】

前記第 1 受光部が受ける光は、前記第 2 受光部が受ける光を照射した発光部によって照射される

ことを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体の脈波を測定する装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

脈波は血液の容積の変化として現れるため、光電脈波センサーは、測定対象となる部位の血量の変化を捉えることによって脈波を測定することができる。しかし、血液の容積は、心臓の拍動（すなわち、脈波）のほか、人体の動き（以下、体動という）によっても変化する。そのため、光電脈波センサーにより脈波を測定する際には、心臓から検知部位まで伝搬する過程で、体動によるノイズが波動に含まれる場合がある。つまり、血液は流体であり、血管には弾性があるため、体動によって生じた血液の流れが血液量の変化を生み、偽脈動として測定されてしまう場合がある。

【0003】

このような体動によるノイズ成分を除去するための演算処理を行う脈波測定装置が開発されている。例えば、特許文献1は、異なる波長の光をそれぞれ照射して、それらの反射光を同時に測定し、測定値から脈動成分を抽出する方法が記載されている。この方法は、動脈血で支配的な酸化ヘモグロビンと静脈血で支配的な還元ヘモグロビンとで、異なる吸光特性があることを利用している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開昭55-120858号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、反射光を検知して脈波を測定するセンサーにおいて用いられる波長の異なる照射光は、生体内部への光の浸透深度も異なる。そのため、特許文献1に開示された技術では、複数のセンサー間で生じる吸光度の差が、波長が異なる光の浸透深度の差による影響をも含むこととなり、体動によるノイズを除去することが困難である。

【0006】

本発明は、照射する光の波長の違いによらずに、脈波を含む複数の信号からノイズを除去する技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述した課題を解決するため、本発明に係る脈波測定装置は、生体に接触して当該生体の内部に向けて決められた波長の光を照射する発光部から、当該生体の接触面に沿って第1距離だけ離れて配置され、当該生体の第1部位を決められた圧力で圧迫し、当該生体内で反射した前記光を当該第1部位から受ける第1受光部と、前記生体に接触して当該生体の内部に向けて前記波長の光を照射する発光部から、当該生体の接触面に沿って前記第1距離よりも長い第2距離だけ離れて配置され、前記生体において前記第1部位と異なる第2部位を前記圧力で圧迫し、当該生体内で反射した前記光を当該第2部位から受ける第2受光部と、前記第1受光部が受けた光、および前記第2受光部が受けた光をそれぞれ示す各信号に基づいて、当該生体の脈波を測定する測定部とを有する。

この構成によれば、照射する光の波長の違いによらずに、脈波を含む複数の信号からノイズを除去することができる。

【0008】

上述の態様において、前記第1距離は、2ミリメートル以上4ミリメートル以下であることが望ましい。

また、上述の態様において、前記第2距離は、4ミリメートル以上10ミリメートル以下であることが望ましい。

この構成によれば、脈波を示す信号であって、体動によるノイズに対する感度が異なる2種類の信号を他の構成に比べて測定し易い。

【0009】

また、上述の態様において、前記決められた圧力は、１キロパスカル以上６キロパスカル以下であることが望ましい。

この構成によれば、例えば人体の脈波を測定する場合にも他の構成に比べて人に苦痛を与え難い。

また、上述の態様において、前記決められた圧力は、２キロパスカル以上３キロパスカル以下であることが望ましい。

この構成によれば、例えば数日間というように比較的長期間にわたって連続して測定しても他の構成に比べて生体に苦痛を与え難い。

また、上述の態様において、前記決められた圧力は、５キロパスカル以上６キロパスカル以下であることが望ましい。

この構成によれば、生体組織内において比較的浅い位置に存在する毛細血管に対して体動によるノイズの影響が生じることを他の構成に比べて抑え易くなる。

また、上述の態様において、前記決められた波長は、４７０ナノメートル以上６１０ナノメートル以下であることが望ましい。

この構成によれば、照射される光が他の構成に比べて、血管中のヘモグロビンに反射され易い。

また、好ましくは、前記生体の接触面における前記発光部から前記第１受光部までの第１領域は、当該接触面における前記発光部から前記第２受光部までの第２領域と重なる部分を有するとよい。

この構成によれば、第１領域が第２領域と重ならない場合に比べて誤差の生じる要因が少ない。

また、好ましくは、前記第１領域と前記第２領域とは前記接触面上において交差しているとよい。

この構成によれば、第１受光部および第２受光部がそれぞれ受ける光の反射する位置を他の構成に比べて近くにすることができる。

また、好ましくは、前記測定部は、前記第１受光部が受けた光を示す信号、および前記第２受光部が受けた光を示す信号の周波数の差に基づいて、当該各信号のいずれか一方から前記生体の体動によるノイズを除去して、前記脈波を測定するとよい。

この構成によれば、照射する光の波長の違いによらずに、脈波を含む複数の信号からノイズを除去することができる。

また、好ましくは、前記第１受光部が受ける光は、前記第２受光部が受ける光を照射した発光部によって照射されるとよい。

この構成によれば、脈波測定装置をコンパクトにすることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】脈波測定装置の外観を示す図。

【図２】脈波測定装置の構成を示すブロック図。

【図３】検知部の各構成の配置を示した図である。

【図４】発光部と受光部との距離が光の浸透深度に与える影響を説明するための図。

【図５】光が反射する位置と信号強度比との関係を示す図。

【図６】押圧力に対する吸光度および体動ノイズ感度の変化を示す図。

【図７】制御部の機能的構成を示す図。

【図８】変形例における発光部および受光部の配置を示す図。

【発明を実施するための形態】

【００１１】

１．実施形態

１－１．全体構成

図１は、脈波測定装置１の外観を示す図である。脈波測定装置１は、リストバンド２によって使用者の手首に固定される腕時計のような構造を有している。脈波測定装置１のおもて面には液晶パネルなどからなる表示面１４１（後述）が設けられており、脈波測定装

10

20

30

40

50

置 1 の側面には使用者が押して操作をするボタンスイッチなどの操作子 1 5 1 (後述) が設けられている。脈波測定装置 1 のうら面は使用者の手首に接触する。

【 0 0 1 2 】

図 2 は、脈波測定装置 1 の構成を示すブロック図である。制御部 1 1 は、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を有し、C P U が R O M や記憶部 1 2 に記憶されているコンピュータプログラム (以下、単にプログラムという) を読み出して実行することにより脈波測定装置 1 の各部を制御する。

【 0 0 1 3 】

記憶部 1 2 は、ソリッドステートドライブ (S S D : Solid State Drive) などの大容量の記憶手段であり、C P U に読み込まれるプログラムを記憶する。表示部 1 4 は、液晶などを利用した表示面 1 4 1 を備え、制御部 1 1 からの指示に応じてこの表示面 1 4 1 に画像を表示させる。

【 0 0 1 4 】

操作部 1 5 は各種の指示をするためのボタンスイッチなどの操作子 1 5 1 を備えており、ユーザによる操作を受け付けてその操作内容に応じた信号を制御部 1 1 に供給する。なお、操作子 1 5 1 は、表示面 1 4 1 に重ねられた透明なタッチパネルを含んでいてもよい。

【 0 0 1 5 】

検知部 1 3 は、第 1 検知部 1 3 1、第 2 検知部 1 3 2、増幅部 1 3 3、および A / D 変換部 1 3 4 を有する。第 1 検知部 1 3 1 は、生体の脈波を測定してその脈波を示す第 1 信号を出力する構成である。具体的に第 1 検知部 1 3 1 は、第 1 発光部 1 3 1 1 と第 1 受光部 1 3 1 2 とを有しており、これらが生体 (この場合、手首の皮膚面) 側に接触するように配置される。第 1 発光部 1 3 1 1 は、生体に接触してその生体の内部に向けて決められた波長の光を照射する光源の一例である。

【 0 0 1 6 】

第 2 検知部 1 3 2 は、第 1 検知部 1 3 1 と異なる感度で生体の脈波を測定してその脈波を示す第 2 信号を出力する構成である。ここで「感度」とは、ノイズ感度であり、脈波成分 (脈波による信号の強度) に対するノイズ成分 (ノイズによる信号の強度) の割合を表したものである。具体的に第 2 検知部 1 3 2 は、第 2 発光部 1 3 2 1 と第 2 受光部 1 3 2 2 とを有しており、これらが生体側に接触するように配置される。第 2 発光部 1 3 2 1 は、生体に接触してその生体の内部に向けて決められた波長の光を照射する光源の一例である。上述した第 1 検知部 1 3 1 と第 2 検知部 1 3 2 との感度の差は、第 1 発光部 1 3 1 1 と第 1 受光部 1 3 1 2 との距離、および、第 2 発光部 1 3 2 1 と第 2 受光部 1 3 2 2 との距離の差に由来する。

【 0 0 1 7 】

増幅部 1 3 3 は、第 1 検知部 1 3 1 および第 2 検知部 1 3 2 によってそれぞれ出力された信号を増幅するアンプである。A / D 変換部 1 3 4 は、増幅部 1 3 3 によって増幅されたアナログ信号をデジタル信号に変換する。

【 0 0 1 8 】

図 3 は、検知部 1 3 の各構成の配置を示した図である。図 3 (a) に示すように、検知部 1 3 は、脈波測定装置 1 において、使用者の手首の皮膚面側に接触するようにうら面 (すなわち、表示部 1 4 の表示面 1 4 1 が設けられた面の反対側の面) に配置されている。

【 0 0 1 9 】

また、図 3 (b) に示すように、検知部 1 3 が使用者の手首の皮膚面側に接触する部位には、第 1 検知部 1 3 1 の第 1 発光部 1 3 1 1 および第 1 受光部 1 3 1 2、並びに第 2 検知部 1 3 2 の第 2 発光部 1 3 2 1 および第 2 受光部 1 3 2 2 が設けられている。第 1 発光部 1 3 1 1 と第 1 受光部 1 3 1 2 との距離が、第 2 発光部 1 3 2 1 と第 2 受光部 1 3 2 2 との距離よりも短くなるように各構成は配置されている。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

検知部 13 において、第 1 受光部 1312 は、第 1 発光部 1311 から生体の接触面（ここでは使用者の手首の皮膚面）に沿って第 1 距離 L_1 だけ離れて配置されている。第 1 受光部 1312 は、使用者の手首の対応する部位（以下、第 1 部位という）を決められた圧力で圧迫し、第 1 発光部 1311 から照射されて生体内で反射した光をその第 1 部位から受ける。

【0021】

また、第 2 受光部 1322 は、第 2 発光部 1321 から、生体の接触面に沿って第 1 距離 L_1 よりも長い第 2 距離 L_2 だけ離れて配置されている。第 2 受光部 1322 は、使用者の手首の対応する部位、つまり生体において第 1 部位と異なる第 2 部位を上述した圧力で圧迫し、その生体内で反射した光をその第 2 部位から受ける。

【0022】

生体の接触面における第 1 発光部 1311 から第 1 受光部 1312 までの第 1 領域 R_1 は、その接触面における第 2 発光部 1321 から第 2 受光部 1322 までの第 2 領域 R_2 と交差しており、これらが重なる部分として重複領域 R_d を有する。このように、第 1 検知部 131 と第 2 検知部 132 とのそれぞれの光路において重なる部分があるということは、各光路は生体のうち共通する部分を透過していることを意味する。したがって、第 1 検知部 131 と第 2 検知部 132 とは、いずれもその共通する部分における脈波を含む信号を検知するので、第 1 領域 R_1 が第 2 領域 R_2 と共通する部分を有しない場合に比べて誤差の生じる要因が少ない。また、特に、第 1 領域 R_1 が第 2 領域 R_2 と交差していることにより、第 1 受光部 1312 および第 2 受光部 1322 がそれぞれ受ける光の反射する位置は、より近くなる。

【0023】

第 1 発光部 1311 は、予め決められた波長の光であって、図示しない電源から供給された電流に応じた光量の光を生体組織に向けて照射する。この決められた波長とは、例えば、470 ナノメートル以上 610 ナノメートル以下であり、より好ましくは 520 ナノメートル以上 570 ナノメートル以下である。この波長は、他の波長に比べて血管中のヘモグロビンに反射され易いという特徴を有する。第 1 受光部 1312 は、第 1 発光部 1311 が照射した光のうち、生体組織によって反射した光を受光し、その受光強度に応じた信号を第 1 信号として出力する。この反射光には、様々なものが含まれ得るが、このうち、血管中のヘモグロビンによって反射した光は、脈波を示すものである。一方、例えば使用者の体の動き（体動）があると反射光は影響され、脈波に無関係なノイズを含む場合がある。

【0024】

第 2 発光部 1321 は、第 1 発光部 1311 により照射された光と同じ波長の光であって、供給された電流に応じた光量の光を生体組織に向けて照射する。第 2 受光部 1322 は、第 2 発光部 1321 が照射した光のうち、生体組織によって反射した光を受光し、その受光強度に応じた信号を第 2 信号として出力する。

【0025】

図 4 は、発光部と受光部との距離が光の浸透深度に与える影響を説明するための図である。利用者の手首の皮膚面 S_f には、第 1 発光部 1311 および第 1 受光部 1312、並びに第 2 発光部 1321 および第 2 受光部 1322 が接触している。図 4 において、第 1 発光部 1311 は、第 2 発光部 1321 を兼ねるものとする。

【0026】

発光部と受光部との距離が短いほど、生体内の深い部分に対する感度が浅い部分に対する感度に比べて相対的に低下することが分かっている。すなわち、第 1 発光部 1311 から照射された光が、生体組織内の深度 D_1 の位置で反射して第 1 受光部 1312 に届く光の強度は、深度 D_1 よりも深い深度 D_2 の位置で反射して第 1 受光部 1312 に届く光の強度に比べて強い。一方、第 2 発光部 1321 から照射された光が、深度 D_1 の位置で反射して第 2 受光部 1322 に届く光の強度は、深度 D_2 の位置で反射して第 2 受光部 1322 に届く光の強度に比べて強いが、第 1 検知部 131 において生じるほどの違いはない

10

20

30

40

50

。そのため、第 1 検知部 131 は、第 2 検知部 132 よりも相対的に浅い部位で反射する光の検知に向く構成となる。

【0027】

図 5 は、光が反射する位置と信号強度比との関係を示す図である。図 5 には、真皮深さ 0.5 mm の位置で反射して受光部によって受けられる光の信号強度に対する、真皮深さ 1.0 mm、および真皮深さ 1.5 mm の位置でそれぞれ反射した光の信号強度の比が表されている。例えば、発光部から受光部までの距離 L が 2 mm の場合、真皮深さ 1.5 mm の位置で反射する光の信号強度は、真皮深さ 0.5 mm の位置で反射する光の信号強度の約 20 % 程度に低下するが、距離 L が 6 mm の場合には、約 55 % 程度を維持する。すなわち、距離 L が長いほど、検知部 13 は、相対的に深い位置における反射光を検知し易くなり、浅い位置と深い位置のそれぞれにおいて反射した各光に対する感度の差が減少する。

10

【0028】

図 6 は、押圧力に対する吸光度および体動ノイズ感度の変化を示す図である。検知部 13 による接触面への押圧力を変えると生体組織が押しつぶされる量や領域は変化する。特に真皮層は毛細血管が多く柔らかい組織であるため低い圧力で押しつぶされる。図 6 (a) に示す毛細血管開放圧力 p_1 [kPa] は、これを超えると毛細血管が閉鎖し始める臨界圧力であり、毛細血管閉鎖圧力 p_2 [kPa] は、これを超えると毛細血管が閉鎖する臨界圧力である。また、押圧力が、図 6 (a) に示す動脈開放圧力 p_3 [kPa] を超えると、動脈の閉鎖が始まり、動脈閉鎖圧力 p_4 [kPa] を超えると動脈が閉鎖する。

20

【0029】

脈波測定装置 1 の検知部 13 が利用者の人体など生体に接触する面を押す押圧力を、例えば、毛細血管開放圧力 p_1 から毛細血管閉鎖圧力 p_2 までの範囲に設定すれば、毛細血管は完全には閉鎖しない状態となる。したがってこの場合、毛細血管を流れる血液は、体動によって動き易いため、生体組織内において比較的浅い位置に存在する毛細血管で反射する光にはノイズが乗り易い。その結果、発光部から受光部までの距離 L が 2 mm の構成は、この距離 L が 2 mm よりも長い 6 mm の構成に比べて、浅い位置における反射光をよりよく検知するので、体動によるノイズに対する感度（すなわち、体動ノイズ感度）が高い。

【0030】

30

一方、押圧力を、例えば、動脈開放圧力 p_3 から動脈閉鎖圧力 p_4 までの範囲に設定すると、動脈開放圧力 p_3 は毛細血管閉鎖圧力 p_2 よりも高い圧力であるため、毛細血管は完全に閉鎖し、動脈は完全には閉鎖しない状態になる。したがってこの場合、毛細血管は押しつぶされているからその内部の血液は動き難い。つまり、毛細血管が存在する比較的浅い位置の生体組織で反射する光にはノイズが乗り難い。ところが、動脈は完全には閉鎖していないため、動脈内部の血液は動き易い。つまり、動脈が存在する比較的深い位置の生体組織で反射する光にはノイズが乗り易い。その結果、距離 L が 6 mm の構成は、距離 L が 2 mm の構成に比べて、深い位置における反射光をよりよく検知するので、体動ノイズ感度が高い。

【0031】

40

このように、押圧力をどの範囲に設定するかによって、第 1 検知部 131 および第 2 検知部 132 の体動ノイズ感度は逆転する。例えば、図 6 に示した例において、接触面を押圧する押圧力を、2 キロパスカル以上 3 キロパスカル以下の圧力に設定すると、発光部から受光部までの距離が短い第 1 検知部 131 の方が、第 2 検知部 132 よりも体動ノイズ感度が高くなる。これは、2 キロパスカル以上 3 キロパスカル以下の圧力が動脈開放圧力 p_3 よりも低いため、動脈が開放されており、毛細血管の方が動脈よりも体動ノイズが乗り易いためと考えられる。なお、2 キロパスカル以上 3 キロパスカル以下の圧力は比較的低い力であるため、例えば数日間というように比較的長期間にわたって連続して測定しても他の構成に比べて生体に苦痛を与え難い。

【0032】

50

一方、接触面を押圧する押圧力を、5キロパスカル以上6キロパスカル以下の圧力に設定すると、発光部から受光部までの距離が長い第2検知部132の方が、第1検知部131よりも体動ノイズ感度が高くなる。記憶部12に記憶されたプログラムには、設定された圧力に応じて、第1検知部131および第2検知部132のどちらの体動ノイズ感度が高いのかを制御部11が特定するように記載されている。

【0033】

1-2. 制御部の機能的構成

図7は、制御部11の機能的構成を示す図である。第1検知部131の第1受光部1312により出力された第1信号、および第2検知部132の第2受光部1322により出力された第2信号は、それぞれ増幅部133を経て増幅され、A/D変換部134によってデジタル信号に変換されてから制御部11に供給される。つまり、制御部11は、生体の脈波を測定する第1検知部131から、その脈波を示す第1信号を取得する第1取得部として機能する。また、制御部11は、第1検知部131と異なる感度で生体の脈波を測定する第2検知部132から、その脈波を示す第2信号を取得する第2取得部として機能する。

10

【0034】

第1信号および第2信号を取得した制御部11は、これらの各信号に基づいて、生体の脈波を測定する測定部111として機能する。測定部111は、第1信号および第2信号の周波数の差を算出する算出部1111と、算出部1111によって算出された周波数の差に基づいて、第1信号および第2信号のいずれか一方から生体の体動によるノイズを除去する除去部1112とを有する。測定部111は、体動ノイズ感度が高い方の検知部によって出力された信号から体動ノイズを抽出し、体動ノイズ感度が低い方の検知部によって出力された信号から、この体動ノイズを除去することにより、生体の脈波を測定する。測定された脈波を示す数値などは記憶部12に記憶される。

20

【0035】

以上、説明した通り、脈波測定装置1は、同じ波長の光をそれぞれ照射する発光部を有する2つの検知部において、発光部から受光部までの距離が異なることを利用して、それぞれが出力する信号に含まれるノイズを除去するので、従来の技術に比べて脈波を高精度に測定することができる。

【0036】

30

2. 変形例

以上が実施形態の説明であるが、この実施形態の内容は以下のように変形し得る。また、以下の変形例を組み合わせてもよい。

【0037】

2-1. 変形例1

上述した実施形態において、第1領域R1は第2領域R2と交差していたが、各領域の配置はこれに限られない。また、第1発光部1311と第2発光部1321とは別体であったが、第1発光部1311が第2発光部1321を兼ねてもよい。図8は、この変形例における発光部および受光部の配置を示す図である。この例において第1発光部1311は、図8(a)に示すように、第2発光部1321を兼ねている。そして、第1発光部1311から第1受光部1312までの領域を延長した先に第2受光部1322が設けられている。すなわち、第1発光部1311から第1受光部1312までの第1領域R1は、第2発光部1321から第2受光部1322までの第2領域R2に含まれていてもよい。

40

【0038】

2-2. 変形例2

また、図8(b)に示すように、第1発光部1311が第2発光部1321を兼ねており、且つ、第1発光部1311から見て第1受光部1312が設けられた方向の反対側に第2受光部1322が設けられていてもよい。この場合、第1発光部1311の設けられた領域が重複領域Rdに相当する。

【0039】

50

2 - 3 . 変形例 3

上述した実施形態において、第 1 信号および第 2 信号を取得した制御部 11 は、これら各信号の周波数の差を算出し、その周波数の差に基づいて、第 1 信号および第 2 信号のいずれか一方から生体の体動によるノイズを除去することで、生体の脈波を測定していたが、体動によるノイズを除去する手段はこれに限られない。例えば、制御部 11 は、各信号の強度の差を算出して、体動によるノイズを除去してもよい。

【 0 0 4 0 】

2 - 4 . 変形例 4

上述した実施形態において、脈波測定装置 1 の検知部 13 が生体に接触する面を押す押圧力は、予め設定されていたが、変化させてもよい。この場合、脈波測定装置 1 は、この押圧力を計測する計測部を有していてもよく、脈波測定装置 1 の制御部 11 は、この計測部が計測した押圧力に応じて、第 1 検知部 131 および第 2 検知部 132 のどちらの体動ノイズ感度が高いのかを特定してもよい。

【 0 0 4 1 】

2 - 5 . 変形例 5

検知部の数は実施形態で説明したものに限定されない。実施形態では、脈波測定装置 1 が第 1 検知部 131 および第 2 検知部 132 の 2 つの検知部を有する例を説明したが、脈波測定装置 1 は、3 つ以上の検知部を有していてもよい。この場合において、脈波測定装置 1 は、これら 3 つ以上の検知部の中から選択された 2 つの検知部から出力される信号を用いて、脈波を示す信号を取得してもよい。

【 0 0 4 2 】

2 - 6 . 変形例 6

上述した実施形態において、第 1 距離 L1 の範囲について言及していないが、第 1 距離 L1 は、2 ミリメートル以上 4 ミリメートル以下であることが望ましい。また、第 2 距離 L2 は、第 1 距離 L1 よりも長く、且つ、4 ミリメートル以上 10 ミリメートル以下であることが望ましい。

【 0 0 4 3 】

2 - 7 . 変形例 7

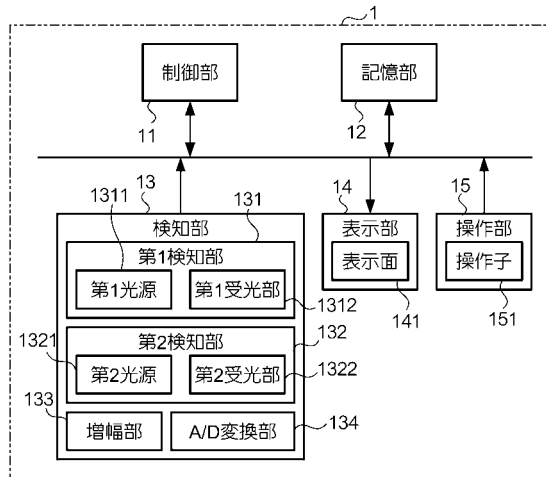
上述した実施形態において、図 6 に示す例で接触面を押圧する押圧力を 2 キロパスカル以上 3 キロパスカル以下の圧力に設定すると、第 1 検知部 131 の方が、第 2 検知部 132 よりも体動ノイズ感度が高くなり、5 キロパスカル以上 6 キロパスカル以下の圧力に設定すると、第 2 検知部 132 の方が、第 1 検知部 131 よりも体動ノイズ感度が高くなることを示したが、この押圧力の設定はこれらの範囲に限られない。接触面を押圧する押圧力は、押圧によって生体が受ける負担と検知精度との関係から、1 キロパスカル以上 6 キロパスカル以下であることが望ましい。

【 符号の説明 】

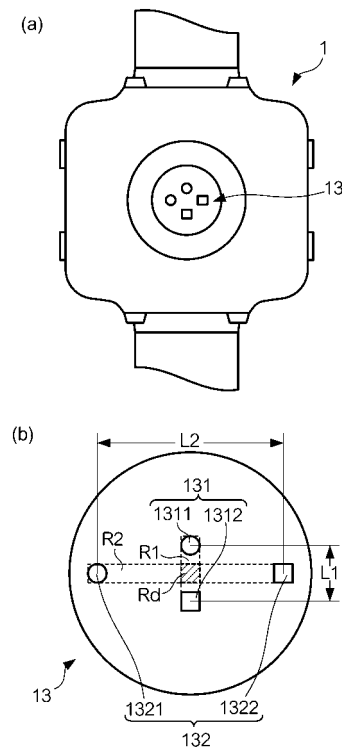
【 0 0 4 4 】

1 ... 脈波測定装置、 11 ... 制御部、 111 ... 測定部、 1111 ... 算出部、 1112 ... 除去部、 12 ... 記憶部、 13 ... 検知部、 131 ... 第 1 検知部、 1311 ... 第 1 発光部、 1312 ... 第 1 受光部、 132 ... 第 2 検知部、 1321 ... 第 2 発光部、 1322 ... 第 2 受光部、 133 ... 増幅部、 134 ... A/D 変換部、 14 ... 表示部、 141 ... 表示面、 15 ... 操作部、 151 ... 操作子、 2 ... リストバンド

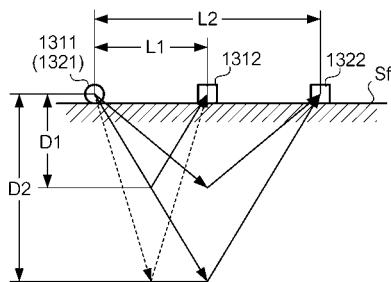
【図 2】



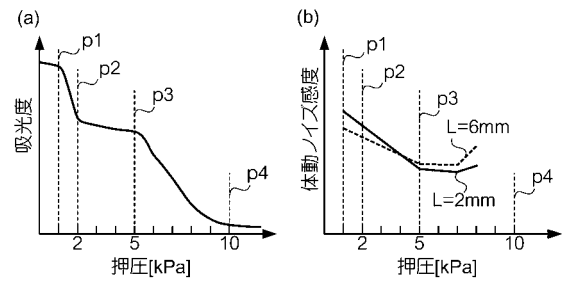
【図 3】



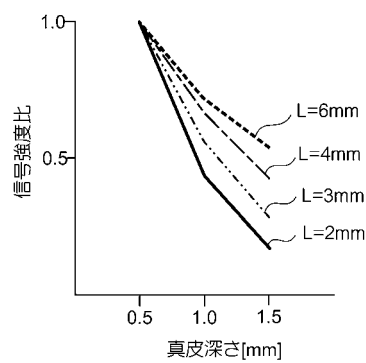
【図 4】



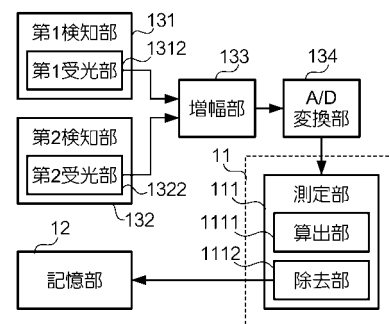
【図 6】



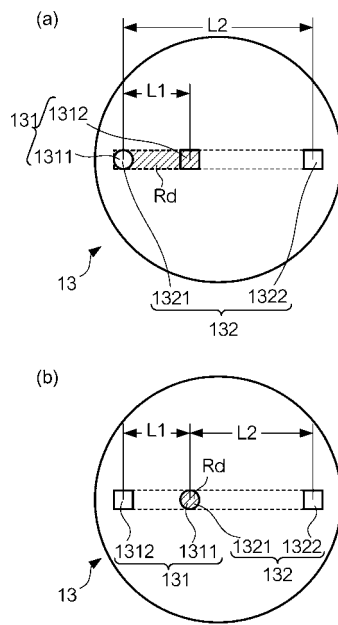
【図 5】



【図 7】



【 図 8 】



【 図 1 】

