

(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2017-153875
(P2017-153875A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

| | | |
|---------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 5/02 (2006.01) | A 6 1 B 5/02 A | 4 C 0 1 7 |
| A 6 1 B 5/0285 (2006.01) | A 6 1 B 5/02 3 1 0 V | |
| | A 6 1 B 5/02 8 4 0 H | |

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2016-42292 (P2016-42292)
(22) 出願日 平成28年3月4日 (2016.3.4)

(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(74) 代理人 100125689
弁理士 大林 章
(74) 代理人 100128598
弁理士 高田 聖一
(74) 代理人 100121108
弁理士 高橋 太朗
(72) 発明者 町田 雄太
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
(72) 発明者 沢渡 彩映
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

最終頁に続く

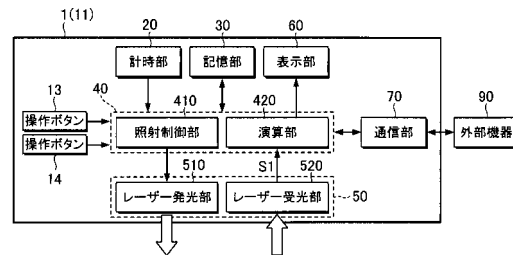
(54) 【発明の名称】 生体情報測定装置および生体情報測定方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】非侵襲かつ非加圧で血管の硬化度を精度よく求めることのできる生体情報測定装置を提供する。

【解決手段】生体情報測定装置1は、測定波として光または音波を生体に照射する照射部と、生体内を通過した測定波を検出する検出部と、検出部の検出結果に基づいて、血流量の時間変化と血管断面積の時間変化とを求め、血流量の時間変化および血管断面積の時間変化を用いて、血流量または血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、進行波成分の波形および反射波成分の波形から血管の硬化度を求める演算部420とを備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

測定波として光または音波を生体に照射する照射部と、
前記生体内を通過した前記測定波を検出する検出部と、
前記検出部の検出結果に基づいて、血流量の時間変化と血管断面積の時間変化とを求め、
前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化を用いて、前記血流量または前記血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、
前記進行波成分の波形および前記反射波成分の波形から血管の硬化度を求める演算部と、
を備えることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記進行波成分の波形のピーク値および前記反射波成分の波形のピーク値を用いて血管の硬化度を求める、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 3】

前記演算部は、前記進行波成分の波形の時間積分値および前記反射波成分の波形の時間積分値を用いて血管の硬化度を求める、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 4】

前記演算部は、前記進行波成分の波形と前記反射波成分の波形との時間差を用いて血管の硬化度を求める、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 5】

前記演算部は、前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化から脈波伝搬速度を求める、
ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

【請求項 6】

前記演算部は、前記脈波伝搬速度を用いて血圧を求める、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 7】

前記測定波は、レーザー光であり、
前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す光ビート信号を生成し、
前記演算部は、前記検出部が生成した前記光ビート信号から、前記血流量の時間変化と前記血管断面積の時間変化とを求め、
ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

【請求項 8】

前記演算部は、前記光ビート信号の全パワーの時間変化を求める、
ことを特徴とする請求項 7 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 9】

前記測定波は、非レーザー光であり、
前記検出部は、前記生体内を通過した前記非レーザー光の受光強度の時間変化を示す受光信号を生成し、
前記演算部は、前記検出部が生成した前記受光信号から、前記血流量の時間変化と前記血管断面積の時間変化とを求め、
ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

【請求項 10】

前記照射部は、生体にレーザー光を照射する第 1 照射部と、前記生体に非レーザー光を照射する第 2 照射部とを備え、
前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光を検出する第 1 検出部と、前記生体内を通過した前記非レーザー光を検出する第 2 検出部とを備え、

10

20

30

40

50

前記演算部は、前記第 1 検出部の検出結果に基づいて血流量の時間変化を求め、前記第 2 検出部の検出結果に基づいて血管断面積の時間変化を求め、
ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

【請求項 1 1】

前記照射部は、生体にレーザー光を照射する第 1 照射部と、前記生体に非レーザー光を照射する第 2 照射部とを備え、

前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光および前記非レーザー光を検出し

、
前記演算部は、前記検出部による前記レーザー光の検出結果に基づいて血流量の時間変化を求め、前記検出部による前記非レーザー光の検出結果に基づいて血管断面積の時間変化を求め、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

【請求項 1 2】

前記生体のうち、前記レーザー光を照射して血流量の時間変化を求めると、前記非レーザー光を照射して血管断面積の時間変化を求めるとが同じである、

ことを特徴とする請求項 1 0 または 1 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 1 3】

生体情報測定装置が、

測定波として光または音波を生体に照射し、

前記生体内を通過した前記測定波を検出し、

検出結果に基づいて、血流量の時間変化と血管断面積の時間変化とを求め、

前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化を用いて、前記血流量または前記血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、

前記進行波成分の波形および前記反射波成分の波形から血管の硬化度を求める、

ことを特徴とする生体情報測定方法。

【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技術に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば特許文献 1 には、測定部位を圧迫した状態で検出した脈波波形を、複数の擬似血流波形を組み合わせて推定した血流波形を用いて駆出波と反射波とに分離し、駆出波と反射波との関係から動脈硬化度を算出することが記載されている。また、特許文献 2 には、生体から検出した脈波波形をフィット関数を用いて入射波と反射波とに分離し、入射波と反射波との振幅強度の差や比から、動脈硬化度を評価することが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 5 5 7 3 5 5 0 号公報

【特許文献 2】特許第 5 0 1 6 7 1 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1, 2 では、脈波波形を進行波と反射波とに分離する際に、複数の擬似血流波形を組み合わせて推定した血流波形（特許文献 1）や、フィット関数（特許文献 2）を用いているが、これらは被験者から直接測定して得られた物理量ではないので、動脈硬化度を精度よく求めることができない。

【0005】

10

20

30

40

50

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、非侵襲かつ非加圧で血管の硬化度を精度よく求めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の態様に係る生体情報測定装置は、測定波として光または音波を生体に照射する照射部と、前記生体内を通過した前記測定波を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に基づいて、血流量の時間変化と血管断面積の時間変化とを求め、前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化を用いて、前記血流量または前記血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、前記進行波成分の波形および前記反射波成分の波形から血管の硬化度を求める演算部と、を備えることを特徴とする。

10

【0007】

以上の構成によれば、生体情報測定装置は、検出部の検出結果から求めた血流量の時間変化および血管断面積の時間変化を用いて、血流量または血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、分離した2つの波形から血管の硬化度を求める。ここで、血流量の時間変化および血管断面積の時間変化は、どちらも検出部の検出結果から求めたものであり、被験者から直接測定して得られた物理量であるから、特許文献1, 2の場合に比べ、血管の硬化度を精度よく求めることができる。また、生体情報測定装置は、測定波として光または音波を用いているので、血管の硬化度を非侵襲に求めることができることに加え、カフ等を用いて測定部位を加圧することもない。よって、本発明によれば、非侵襲かつ非加圧で血管の硬化度を精度よく求めることができる。

20

【0008】

また、本発明の第1の態様に係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記進行波成分の波形のピーク値および前記反射波成分の波形のピーク値を用いて血管の硬化度を求めてもよい(第2の態様)。例えば、脈波は、心臓から送り出されて末梢へと向かう順行性の進行波と、進行波の一部が末梢等で反射して生じる逆行性の反射波との合成波であるが、これと同様に、血流量または血管断面積の時間変化を示す波形も、進行波成分の波形と反射波成分の波形との合成波である。また、反射波成分の波形の振幅は、末梢血管の抵抗によって大きさが変化し、血管壁が硬いほど大きくなる。したがって、例えば、進行波成分の波形のピーク値と反射波成分の波形のピーク値との比や差等、分離した2つの波形のピーク値を用いて血管の硬化度を求めることができる。

30

【0009】

また、本発明の第1の態様に係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記進行波成分の波形の時間積分値および前記反射波成分の波形の時間積分値を用いて血管の硬化度を求めてもよい(第3の態様)。上述したように反射波成分の波形の振幅は、血管壁が硬いほど大きくなる。したがって、例えば、進行波成分の波形の時間積分値と反射波成分の波形の時間積分値との比や差等、分離した2つの波形の時間積分値を用いて血管の硬化度を求めることができる。

【0010】

また、本発明の第1の態様に係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記進行波成分の波形と前記反射波成分の波形との時間差を用いて血管の硬化度を求めてもよい(第4の態様)。反射波成分の波形は、血管壁が硬いほど速く伝達する。したがって、例えば、進行波成分の波形のピークと反射波成分の波形のピークとの時間差等、分離した2つの波形の時間差を用いて血管の硬化度を求めることができる。

40

【0011】

また、本発明の第1~第4の態様のいずれかに係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化から脈波伝搬速度を求めてもよい(第5の態様)。この場合、生体情報測定装置は、血管の硬化度の他に脈波伝搬速度を求めることができる。

【0012】

50

また、本発明の第5の態様に係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記脈波伝搬速度を用いて血圧を求めてもよい(第6の態様)。この場合、生体情報測定装置は、血管の硬化度と脈波伝搬速度の他に血圧を求めることができる。

【0013】

また、本発明の第1～第6の態様のいずれかに係る生体情報測定装置において、前記測定波は、レーザー光であり、前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す光ビート信号を生成し、前記演算部は、前記検出部が生成した前記光ビート信号から、前記血流量の時間変化と前記血管断面積の時間変化とを求めてもよい(第7の態様)。この場合、生体情報測定装置は、レーザー光を用いたレーザードップラーフローメトリー法(以下、LDF法)による測定によって、血流量または血管断面積の時間変化を示す波形を分離するために用いる血流量の時間変化と血管断面積の時間変化の両方を求めることができる。

10

【0014】

また、本発明の第7の態様に係る生体情報測定装置において、前記演算部は、前記光ビート信号の全パワーの時間変化を求めてもよい(第8の態様)。光ビート信号の全パワーの時間変化は、容積脈波に相当する。したがって、第8の態様に係る生体情報測定装置によれば、レーザー光を用いたLDF法による測定によって、血管の硬化度の他に容積脈波を求めることができる。

【0015】

また、本発明の第1～第6の態様のいずれかに係る生体情報測定装置において、前記測定波は、非レーザー光であり、前記検出部は、前記生体内を通過した前記非レーザー光の受光強度の時間変化を示す受光信号を生成し、前記演算部は、前記検出部が生成した前記受光信号から、前記血流量の時間変化と前記血管断面積の時間変化とを求めてもよい(第9の態様)。この場合、生体情報測定装置は、非レーザー光を用いた測定によって、血流量または血管断面積の時間変化を示す波形を分離するために用いる血流量の時間変化と血管断面積の時間変化の両方を求めることができる。

20

【0016】

また、本発明の第1～第6の態様のいずれかに係る生体情報測定装置において、前記照射部は、生体にレーザー光を照射する第1照射部と、前記生体に非レーザー光を照射する第2照射部とを備え、前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光を検出する第1検出部と、前記生体内を通過した前記非レーザー光を検出する第2検出部とを備え、前記演算部は、前記第1検出部の検出結果に基づいて血流量の時間変化を求め、前記第2検出部の検出結果に基づいて血管断面積の時間変化を求めてもよい(第10の態様)。この場合、生体情報測定装置は、レーザー光を用いた測定によって血流量の時間変化を求める一方、非レーザー光を用いた測定によって血管断面積の時間変化を求める。したがって、血流量の時間変化および血管断面積の時間変化を正確に求めることができるので、血管の硬化度の算出精度を高めることができる。

30

【0017】

また、本発明の第1～第6の態様のいずれかに係る生体情報測定装置において、前記照射部は、生体にレーザー光を照射する第1照射部と、前記生体に非レーザー光を照射する第2照射部とを備え、前記検出部は、前記生体内を通過した前記レーザー光および前記非レーザー光を検出し、前記演算部は、前記検出部による前記レーザー光の検出結果に基づいて血流量の時間変化を求め、前記検出部による前記非レーザー光の検出結果に基づいて血管断面積の時間変化を求めてもよい(第11の態様)。この場合、検出部は1つでよく、レーザー光用の検出部と非レーザー光用の検出部とを別々に備える必要がない。したがって、本発明の第10の態様に係る生体情報測定装置と比較した場合に、生体情報測定装置の構成を簡素化し、より小型にすることができる。

40

【0018】

また、本発明の第10の態様または第11の態様に係る生体情報測定装置において、前記生体のうち、前記レーザー光を照射して血流量の時間変化を求める部位と、前記非レー

50

レーザー光を照射して血管断面積の時間変化を求める部位とが同じであってもよい（第12の態様）。この場合、同じ部位から求めた血流量の時間変化および血管断面積の時間変化を用いて血流量または血管断面積の時間変化を示す波形を分離し、血管の硬化度を求めるので、局部（測定部位）の血管の硬化度を正確に求めることができる。また、レーザー光を照射して血流量の時間変化を求める部位と、非レーザー光を照射して血管断面積の時間変化を求める部位とを同じにすることで、同じでない場合に比べ、生体情報測定装置を小型化することができる。

【0019】

また、本発明の第13の態様に係る生体情報測定方法は、生体情報測定装置が、測定波として光または音波を生体に照射し、前記生体内を通過した前記測定波を検出し、検出結果に基づいて、血流量の時間変化と血管断面積の時間変化とを求め、前記血流量の時間変化および前記血管断面積の時間変化を用いて、前記血流量または前記血管断面積の時間変化を示す波形を進行波成分の波形と反射波成分の波形とに分離し、前記進行波成分の波形および前記反射波成分の波形から血管の硬化度を求める、ことを特徴とする。この発明によれば、本発明の第1の態様に係る生体情報測定装置と同様の作用効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】第1実施形態に係る生体情報測定装置1を被験者100の手首に装着した状態を示す図である。

【図2】生体情報測定装置1の正面図である。

【図3】生体情報測定装置1の背面図である。

【図4】生体情報測定装置1のブロック図である。

【図5】LDF法による生体情報の測定原理を説明するための模式図である。

【図6】第1実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。

【図7】血流波形 $Q(t)$ 、血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ 、血流進行波 $Q_f(t)$ および血流反射波 $Q_b(t)$ を示すグラフである。

【図8】血流進行波 $Q_f(t)$ および血流反射波 $Q_b(t)$ を示すグラフである。

【図9】第2実施形態に係る生体情報測定装置2のブロック図である。

【図10】第2実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。

【図11】容積脈波 $PG(t)$ および血流波形 $Q(t)$ を示すグラフである。

【図12】血圧 $P(t)$ を示すグラフである。

【図13】第3実施形態に係る生体情報測定装置3のブロック図である。

【図14】第3実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。

【図15】第4実施形態に係る生体情報測定装置4のブロック図である。

【図16】光学センサー50, 52の配置を示す図である。

【図17】第4実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。

【図18】変形例に係り、生体情報測定モジュール9の構成を示す図である。

【図19】変形例に係り、超音波センサー54を用いた生体情報の測定原理を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】

【0021】

以下、図面を参照して本発明に係る実施の形態を説明する。

<第1実施形態>

図1は、本発明の第1実施形態に係る生体情報測定装置1を被験者100の手首に装着した状態を示す図である。また、図2は生体情報測定装置1の正面図であり、図3は生体情報測定装置1の背面図である。生体情報測定装置1は、被験者100（生体）の生体情報を非侵襲に測定する測定機器である。生体情報測定装置1は、例えば図1に示すように、被験者100の手首に装着される腕時計型のウェアラブル機器である。例えば、生体情報測定装置1は、光学式の血圧計であり、生体情報として、動脈硬化度（血管の硬化度）の他に脈波伝播速度や血圧を測定することができる。

【 0 0 2 2 】

図 2 および図 3 に示すように、生体情報測定装置 1 は、本体部 1 1 と、ベルト 1 2 とを備える。ベルト 1 2 は、被験者 1 0 0 の手首に巻回される。図 2 に示すように、本体部 1 1 の正面（被験者 1 0 0 の手首の表皮と接触する面とは反対側の面）には、表示部 6 0 が設けられている。表示部 6 0 には、例えば図 2 に示すように、生体情報測定装置 1 によって測定された被験者 1 0 0 の生体情報（血圧，脈波伝播速度，動脈硬化度等）が表示される。本体部 1 1 の側面には、2 つの操作ボタン 1 3 ， 1 4 が設けられている。被験者 1 0 0 は、操作ボタン 1 3 ， 1 4 を操作することで、例えば、生体情報の測定開始を指示したり、生体情報の測定に関する各種の設定等を行うことができる。また、図 3 に示すように、本体部 1 1 の背面（被験者 1 0 0 の手首の表皮と接触する面）には、照射部の一例であるレーザー発光部 5 1 0 と、検出部の一例であるレーザー受光部 5 2 0 とが設けられている。

10

【 0 0 2 3 】

図 4 は、生体情報測定装置 1 の内部構成を示すブロック図である。生体情報測定装置 1 は、例えば、操作ボタン 1 3 ， 1 4 と、計時部 2 0 と、記憶部 3 0 と、制御部 4 0 と、光学センサー 5 0 と、表示部 6 0 と、通信部 7 0 とを備える。操作ボタン 1 3 ， 1 4 は、操作信号を制御部 4 0 に出力する。計時部 2 0 は、発振回路や分周回路を備え、例えば、年，月，日，時，分，秒からなる時刻を計時する。記憶部 3 0 は、例えば不揮発性の半導体メモリーを備え、制御部 4 0 が実行するプログラムや、制御部 4 0 が使用する各種のデータ等を記憶する。

20

【 0 0 2 4 】

制御部 4 0 は、C P U (Central Processing Unit) や F P G A (Field-Programmable Gate Array) 等の演算処理装置であり、生体情報測定装置 1 の全体を制御する。制御部 4 0 は、記憶部 3 0 に記憶されたプログラムを実行することで、生体情報の測定等に関する各種の処理を実行する。制御部 4 0 は、照射制御部 4 1 0 と、演算部 4 2 0 とを備える。照射制御部 4 1 0 は、レーザー発光部 5 1 0 によるレーザー光の照射を制御する。演算部 4 2 0 は、レーザー受光部 5 2 0 から出力される受光信号 S 1 を演算処理することで、被験者 1 0 0 の生体情報を求める。演算部 4 2 0 が求める生体情報には、例えば、動脈硬化度，脈波伝播速度，血圧が含まれる。

30

【 0 0 2 5 】

なお、制御部 4 0 の機能を複数の集積回路に分散した構成や、制御部 4 0 の一部または全部の機能を専用の電子回路で実現した構成も採用され得る。また、図 4 では制御部 4 0 と記憶部 3 0 とを別体の要素として図示したが、記憶部 3 0 を内包する制御部 4 0 を A S I C (Application Specific Integrated Circuit) 等により実現することも可能である。

【 0 0 2 6 】

光学センサー 5 0 は、レーザー発光部 5 1 0 と、レーザー受光部 5 2 0 とを備える。レーザー発光部 5 1 0 は、例えば半導体レーザーやレーザー駆動回路等を備え、照射制御部 4 1 0 の制御の下、測定波の一例であるレーザー光を被験者 1 0 0 の手首に照射する。レーザー発光部 5 1 0 が照射するレーザー光は、共振器による共振を経て射出される狭帯域でコヒーレントな直進光である。例えば、レーザー発光部 5 1 0 が照射するレーザー光の波長は 8 5 0 n m である。

40

【 0 0 2 7 】

レーザー受光部 5 2 0 は、例えば、フォトダイオード等の受光素子，増幅器，A / D 変換器等を備える。受光素子は、レーザー発光部 5 1 0 が照射するレーザー光の波長に対応する狭帯域のバンドパス特性を有し、該当する波長域の光のみを選択的に透過させ、それ以外の波長域の光（例えば太陽光や白色光等）をブロックする。レーザー受光部 5 2 0 は、被験者 1 0 0 の生体内を通過してきたレーザー光を受光素子によって受光し、レーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す受光信号 S 1 を生成して演算部 4 2 0 に出力する。

50

【0028】

表示部60は、例えば液晶ディスプレイや有機EL(ElectroLuminescence)ディスプレイである。表示部60には、演算部420から出力された被験者100の生体情報等が表示される(図2)。通信部70は、例えばパーソナルコンピュータやスマートフォン等の外部機器90との通信を制御する。例えば、通信部70は、Bluetooth(登録商標)、Wi-Fi、赤外線通信等の無線通信により外部機器90と通信を行う。また、通信部70は、通信ケーブルを介した有線通信により外部機器90と通信を行うことも可能である。

【0029】

図5は、LDF法による生体情報の測定原理を説明するための模式図である。本体部11の背面(レーザー発光部510の発光面およびレーザー受光部520の受光面)は、被験者100の手首の表皮に密着している。レーザー発光部510が照射したレーザー光は、表皮を透過して被験者100の手首の内部(生体内)に入射する。生体内に入射したレーザー光は、散乱・反射を繰り返しながら生体組織内に広がっていき、そのうちの一部がレーザー受光部520に到達し、受光素子によって受光される。

10

【0030】

レーザー発光部510が照射したレーザー光の周波数を f としたとき、表皮、真皮、皮下組織等の静止組織によって散乱されたレーザー光は、周波数が変化しない。これに対し、血管110内を流れる赤血球等の血液細胞によって散乱されたレーザー光は、血液細胞の流速に応じた微量の波長シフト Δf を受けることに加え、流れている血液細胞の量に応じて光の強さが変化する。したがって、静止組織による周波数 f の散乱光(レーザー光)と、血液細胞によりドップラーシフトが生じた周波数 $f + \Delta f$ の散乱光(レーザー光)とが干渉する。

20

【0031】

このためレーザー受光部520が生成する受光信号 S_1 は、差周波 Δf の光ビート(うなり)が生じ、DC信号に光ビート周波数 Δf の強度変調信号が重畳されたような波形になる。このように受光信号 S_1 は、光強度の揺らぎの速さ(周波数)と大きさ(振幅)が血液細胞の流速とその量に応じた波形になるので、受光信号 S_1 を演算処理することで血流量や血液量等を求めることができる。また、以上の説明から明らかとなるように、受光信号 S_1 は、被験者100の生体内を通過してきたレーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す光ビート信号である。

30

【0032】

また、レーザー受光部520に到達したレーザー光の伝播経路について、分布頻度の高い部分を模式的に示すと、図5に一点鎖線で示すバナナ形状の部分(2つの弧で挟まれた部分)になる。この通過領域OPの深さ方向の幅 W は、中央付近が最も広くなる。また、測定深度 D (レーザー発光部510が照射したレーザー光が到達可能な表皮からの深さ)は、レーザー発光部510とレーザー受光部520との離間距離 L が小さいほど浅く、大きいほど深い。したがって、測定対象となる血管110(例えば動脈)が通過領域OPのうち深さ方向の幅 W が最も広くなる部分に収まるように、レーザー発光部510とレーザー受光部520との離間距離 L や本体部11における両者の位置が決定される。

40

【0033】

なお、図5に示した通過領域OPは、あくまで便宜上のイメージに過ぎない。レーザー受光部520に到達したレーザー光の実際の伝播経路は、同図に示した通過領域OP内に限らず、様々な経路をとり得る。また、同図には、便宜上、1本の血管110しか図示していないが、実際には、レーザー受光部520に到達したレーザー光の伝播経路上に存在する全ての血管が測定対象になる。したがって、受光信号 S_1 を演算処理することで求められる血流量や血液量は、レーザー受光部520が受光したレーザー光が到達している範囲内の生体組織における組織血流量や組織血液量になる。

【0034】

図6は、第1実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。同図に示す処理は、例えば5分毎等、所定の時間が経過する都度、制御部40によって実行される。な

50

お、同図に示す処理は、例えば、被験者100が操作ボタン13, 14を操作して測定の開始を指示した場合や、計時部20による計時時刻が予め設定された測定開始時刻になった場合等に実行される態様であってもよい。

【0035】

図6の処理を開始すると、まず、制御部40内の照射制御部410が、レーザー発光部510を制御してレーザー光の照射を開始する(ステップS1)。これにより被験者100の手首にレーザー光が照射され、レーザー受光部520は、被験者100の生体内を通過してきたレーザー光を受光し、受光したレーザー光に応じた受光信号S1を出力する。次に、制御部40内の演算部420が、レーザー受光部520から出力される受光信号S1を取得する(ステップS2)。また、演算部420は、取得した受光信号S1(光ビート信号)に対して高速フーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)による周波数解析処理を行って、パワースペクトルP(f)を算出する(ステップS3)。

10

【0036】

次に、演算部420は、算出したパワースペクトルP(f)等を用いて[式1]から血流量Qの時間変化を求める(ステップS4)。

【数1】

$$Q = \frac{K_1 \int_{f_1}^{f_2} f \cdot P(f) df}{\langle I^2 \rangle} \dots\dots[式1]$$

20

ここで、 K_1 は比例定数、 f_1 , f_2 は遮断周波数、 f はレーザー発光部510が照射したレーザー光の周波数、 $\langle I^2 \rangle$ は受光信号S1の全パワーである。

【0037】

すなわち、ステップS4において、演算部420は、算出したパワースペクトルP(f)に対して周波数fの重み付けを行い($f \cdot P(f)$)、遮断周波数 $f_1 \sim f_2$ の範囲で積分を行って1次モーメントを求めた後、この1次モーメントに比例定数 K_1 をかけ、レーザー光の受光強度の違いに依存しないよう受光信号S1の全パワー $\langle I^2 \rangle$ で規格化して血流量Qを算出する。また、演算部420は、例えば20ミリ秒等、所定の周期で血流量Qを算出する。例えば、20ミリ秒毎に算出した血流量Qの値を順次プロットしていくと、図7に示す血流波形Q(t)が生成される。この血流波形Q(t)は、血流量Qの時間変化を示す波形である。

30

【0038】

また、演算部420は、ステップS4の処理と並行して、ステップS3で算出したパワースペクトルP(f)等を用いて[式2]から血液量MASSの時間変化を求める(ステップS5)。

【数2】

$$MASS = \frac{K_2 \int_{f_1}^{f_2} P(f) df}{\langle I^2 \rangle} \dots\dots[式2]$$

40

ここで、 K_2 は比例定数である。

【0039】

すなわち、ステップS5において、演算部420は、算出したパワースペクトルP(f)に対して遮断周波数 $f_1 \sim f_2$ の範囲で積分を行って1次モーメントを求めた後、この1次モーメントに比例定数 K_2 をかけ、レーザー光の受光強度の違いに依存しないよう受光信号S1の全パワー $\langle I^2 \rangle$ で規格化して血液量MASSを算出する。また、演算部420は、例えば20ミリ秒等、所定の周期で血液量MASSを算出する。このようにして求めた血液量MASSの時間変化は、血管断面積Aの時間変化に相当する。例えば、20

50

ミリ秒毎に算出した血管断面積 A (血液量 $MASS$) の値を順次プロットしていくと、図 7 に示す波形 $A(t)$ が生成される。この波形 $A(t)$ は、血管断面積 A の時間変化を示す波形である。

【0040】

なお、血流量 Q や血管断面積 A (血液量 $MASS$) の算出周期は、脈波の一拍に対して十分に小さい周期であれば、任意の時間長に定めることができる。また、演算部 420 は、例えば 1 kHz 毎に血流量 Q や血管断面積 A を算出した後、これを例えば 50 Hz 程度の周期で平滑化してもよい。

【0041】

次に、演算部 420 は、ステップ S4 で求めた血流量 Q の時間変化と、ステップ S5 で求めた血管断面積 A の時間変化とを用いて、[式 3] から脈波伝播速度 PWV を求める (ステップ S6)。

10

【数 3】

$$PWV = \frac{dQ}{dA} \dots\dots[\text{式3}]$$

【0042】

ところで、心臓の拍動により送り出された血液は、血管壁を押し広げながら末梢に向かって進行する。例えば、図 1 に示したように生体情報測定装置 1 を被験者 100 の手首に装着した場合、生体情報測定装置 1 において観測される脈波は、心臓から送り出されて指先へと向かう途中で手首に到達した進行波と、手首を通過して指先で反射して戻ってきた反射波との合成波である。

20

【0043】

このように脈波は、心臓から送り出されて末梢へと向かう順行性の進行波と、進行波の一部が末梢等で反射して生じる逆行性の反射波との合成波であるが、これと同様に血流量 Q の時間変化を示す血流波形 $Q(t)$ も、進行波に起因する順行性の血流量 Q_f の時間変化を示す波形 (血流進行波 / 進行波成分の波形) と、反射波に起因する逆行性の血流量 Q_b の時間変化を示す波形 (血流反射波 / 反射波成分の波形) との合成波であり、血流進行波を $Q_f(t)$ 、血流反射波を $Q_b(t)$ としたとき、 $Q(t) = Q_f(t) - Q_b(t)$ となる。

30

【0044】

また、血流進行波 $Q_f(t)$ は [式 4] で表すことができ、血流反射波 $Q_b(t)$ は [式 5] で表すことができる。

【数 4】

$$Q_f(t) = \frac{1}{2} [q(t) + q(0) + PWV \cdot (a(t) - a(0))] \dots\dots[\text{式4}]$$

【数 5】

40

$$Q_b(t) = \frac{1}{2} [q(t) - q(0) - PWV \cdot (a(t) - a(0))] \dots\dots[\text{式5}]$$

ここで、 $q(t)$ は時刻 t における血流量 Q の測定値、 $q(0)$ は血流量 Q の最低値、 $a(t)$ は時刻 t における血管断面積 A の測定値、 $a(0)$ は血管断面積 A の最低値である。

【0045】

したがって、演算部 420 は、ステップ S4 で求めた血流量 Q の時間変化と、ステップ S5 で求めた血管断面積 A の時間変化と、ステップ S6 で求めた脈波伝播速度 PWV とを

50

用いて、上述した [式 4] および [式 5] から、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離する (ステップ S 7)。

【0046】

なお、[式 4] および [式 5] において、“PWV” は [式 3] より “ dQ/dA ” に置換可能である。したがって、演算部 420 は、ステップ S 6 でわざわざ脈波伝播速度 PWV を求めなくても、血流量 Q の時間変化と血管断面積 A の時間変化とを用いて、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離することができる。また、以上の [式 3] ~ [式 5] より明らかとなるように、測定部位が 1 箇所の場合、演算部 420 は、血流量 Q の時間変化と血管断面積 A の時間変化という 2 つの物理量を受信信号 S 1 から求めることで、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離することができる。

10

【0047】

例えば 20 ミリ秒毎に [式 4] を用いて血流進行波 Q_f の振幅値を求め、これを順次プロットしていくと図 7 に示す血流進行波 $Q_f(t)$ が生成される。同様に、例えば 20 ミリ秒毎に [式 5] を用いて血流反射波 Q_b の振幅値を求め、これを順次プロットしていくと図 7 に示す血流反射波 $Q_b(t)$ が生成される。なお、図 7 に示す血流波形 $Q(t)$ 、血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ 、血流進行波 $Q_f(t)$ および血流反射波 $Q_b(t)$ は、おおむね脈波の一拍分に相当する。

【0048】

次に、演算部 420 は、ステップ S 7 で分離した血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とを用いて動脈硬化度を求める (ステップ S 8)。例えば、分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ を用いて動脈硬化度を求める方法は、以下の通りである。

20

【0049】

(1) 分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ のピーク値を用いる。

血流反射波 $Q_b(t)$ の振幅は、末梢血管の抵抗によって大きさが変化し、血管壁が硬いほど大きくなる。したがって、例えば図 8 に示すように、血流進行波 $Q_f(t)$ のピーク値である Q_{fMAX} の絶対値と、血流反射波 $Q_b(t)$ のピーク値である Q_{bMAX} の絶対値との比 ($|Q_{bMAX}| / |Q_{fMAX}|$) から、動脈硬化度を求めることができる。この場合、比の値が 1 に近いほど、血管壁が硬く動脈硬化度が大きい。なお、比の代わりに、 Q_{fMAX} の絶対値と Q_{bMAX} の絶対値との差や和から動脈硬化度を求めてもよい。

30

【0050】

(2) 分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ の時間積分値を用いる。

上述したように血流反射波 $Q_b(t)$ の振幅は、血管壁が硬いほど大きくなる。したがって、血流進行波 $Q_f(t)$ の時間積分値 (面積) と、血流反射波 $Q_b(t)$ の時間積分値 (面積) との比や、両波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ の時間積分値の差や和から、動脈硬化度を求めることができる。

【0051】

(3) 分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ の時間差を用いる。

血流反射波 $Q_b(t)$ は、血管壁が硬いほど速く伝達する。したがって、例えば図 8 に示すように、血流進行波 $Q_f(t)$ のピーク値 Q_{fMAX} と、血流反射波 $Q_b(t)$ のピーク値 Q_{bMAX} との時間差 t_1 から、動脈硬化度を求めることができる。この場合、時間差 t_1 が小さいほど、血管壁が硬く動脈硬化度が大きい。また、例えば図 8 に示すように、血流進行波 $Q_f(t)$ が立ち上がるタイミングと、血流反射波 $Q_b(t)$ が立ち下がるタイミングとの時間差 t_2 から、動脈硬化度を求めてもよい。

40

【0052】

なお、分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ の時間差から動脈硬化度を求める場合、前述した [式 4] および [式 5] において、 $q(0)$ は、血流量 Q の最低値ではなく血流量 Q の平均値であってもよく、同様に $a(0)$ は、血管断面積 A の最低値ではなく血管断面積 A の平均値であってもよい。また、上述した (1) ~ (3) のいずれの場合も、

50

動脈硬化度を求める周期は、脈波の一拍分に相当する期間より大きければよい。

【 0 0 5 3 】

また、動脈硬化度は、例えば図 2 に示したように “ Good ” , “ Normal ” , “ Bad ” といった 3 段階の指標で表すことができる。この場合、例えば、 “ Good ” , “ Normal ” , “ Bad ” の各々に対し、上述した (1) ~ (3) の方法によって実際に算出される動脈硬化度の数値範囲を定めたデータテーブルを記憶部 3 0 に記憶しておき、このデータテーブルを参照して動脈硬化度の指標を決定すればよい。また、演算部 4 2 0 は、分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$, $Q_b(t)$ の他に、被験者 1 0 0 の性別や年齢等を考慮して動脈硬化度を求めてもよい。

【 0 0 5 4 】

次に、演算部 4 2 0 は、ステップ S 6 で求めた脈波伝播速度 PWV に加え、ステップ S 5 で求めた血管断面積 A の時間変化等を用いて、[式 6] から血圧を求める (ステップ S 9) 。なお、ステップ S 9 では、血圧として、 $P(t)$ で表される血圧の時間変化を求めてもよいし、最大血圧 (収縮期血圧) と最小血圧 (拡張期血圧) とを求めてもよい。

【 数 6 】

$$P(t) = p + \rho PWV^2 \frac{a(t) - a}{a} \dots\dots[式6]$$

ここで、 p は平均動脈圧、 ρ は血液の質量密度 (固定値) 、 a は血管断面積の時間平均である。

【 0 0 5 5 】

この後、制御部 4 0 は、ステップ S 8 で求めた動脈硬化度と、ステップ S 6 で求めた脈波伝播速度 PWV と、ステップ S 9 で求めた血圧 (例えば最大血圧および最小血圧) とを、表示を指示する指令と共に表示部 6 0 に出力し (ステップ S 1 0) 、生体情報測定処理を終える。これにより、例えば図 2 に示したように、動脈硬化度の他に脈波伝播速度 PWV や血圧が表示部 6 0 に表示される。

【 0 0 5 6 】

以上説明したように本実施形態によれば、生体情報測定装置 1 は、受光信号 S 1 から求めた血流量 Q の時間変化および血管断面積 A の時間変化を用いて、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離し、分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$, $Q_b(t)$ から動脈硬化度を求める。ここで、血流量 Q の時間変化および血管断面積 A の時間変化は、どちらもレーザー受光部 5 2 0 から出力される受光信号 S 1 から求めたものであり、被験者 1 0 0 から直接測定して得られた物理量である。したがって、特許文献 1 , 2 の場合に比べ、動脈硬化度を精度よく求めることができる。また、生体情報測定装置 1 は、測定波としてレーザー光を用いているので、動脈硬化度を非侵襲に求めることができることに加え、カフ等を用いて測定部位 (手首) を加圧することもない。よって、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 によれば、非侵襲かつ非加圧で動脈硬化度を精度よく求めることができる。

【 0 0 5 7 】

また、本実施形態によれば、生体情報測定装置 1 は、レーザー光を用いた LDF 法による測定によって、血流波形 $Q(t)$ を分離するために用いる血流量 Q の時間変化と血管断面積 A の時間変化の両方を求めることができる。また、生体情報測定装置 1 は、被験者 1 0 0 の生体情報として、動脈硬化度の他に脈波伝播速度や血圧を求めることができ、これらの生体情報を長時間にわたって連続して測定することが可能である。

【 0 0 5 8 】

< 第 2 実施形態 >

図 9 は、本発明の第 2 実施形態に係る生体情報測定装置 2 の内部構成を示すブロック図である。本実施形態において、第 1 実施形態と共通する要素には、第 1 実施形態で使用し

10

20

30

40

50

た符号を付して説明を適宜省略する。第2実施形態に係る生体情報測定装置2は、“血管断面積Aの時間変化”の求め方が第1実施形態で説明した手法とは異なる。また、第2実施形態に係る生体情報測定装置2は、被験者100の生体情報として容積脈波を測定することができる。以上の2点を除く他の部分については第1実施形態に係る生体情報測定装置1と同じであり、図9に示す生体情報測定装置2において、図4に示した生体情報測定装置1と異なるのは、演算部422のみである。

【0059】

したがって、本実施形態に係る生体情報測定装置2においても、レーザー発光部510は、被験者100の手首にレーザー光を照射する。また、レーザー受光部520は、被験者100の生体内を通過してきたレーザー光を受光し、光ビート信号である受光信号S1を生成して演算部422に出力する。

10

【0060】

図10は、第2実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。同図に示す処理が制御部40によって実行される契機は、第1実施形態で説明した図6の処理と同じである。図10の処理を開始すると、まず、制御部40内の照射制御部410が、レーザー発光部510を制御してレーザー光の照射を開始する(ステップS21)。また、制御部40内の演算部422が、レーザー受光部520から出力される受光信号S1を取得する(ステップS22)。

【0061】

次に、演算部422は、取得した受光信号S1(光ビート信号)に対して高速フーリエ変換による周波数解析処理を行ってパワースペクトル $P(f)$ を算出する(ステップS23)。また、演算部422は、算出したパワースペクトル $P(f)$ 等を用いて第1実施形態で説明した[式1]から血流量Qの時間変化を求める(ステップS24)。以上のステップS21~S24に示す処理は、第1実施形態で説明したステップS1~S4の処理と同じである。

20

【0062】

また、演算部422は、ステップS23, S24の処理と並行して、容積脈波を検出する処理(ステップS25)と、血管断面積Aの時間変化を求める処理(ステップS26)とを行う。まず、容積脈波を検出する処理について説明すると、第1実施形態でも述べたように、血管110内を流れる赤血球等の血液細胞によって散乱されたレーザー光は、血液細胞の流速に応じたドップラーシフトを受けるだけでなく、流れている血液細胞の量に応じて光の強さが変化する。

30

【0063】

つまり、生体内に照射されたレーザー光は、その一部が血管110内を流れる血液細胞(主にヘモグロビン)によって吸収される。また、血管110は、心拍と同等の周期で膨張および収縮を繰り返す。したがって、膨張時と収縮時とで血管110内の血液細胞の量が異なるので、レーザー受光部520が受光するレーザー光の強度は、血管110の脈動に応じて周期的に変動し、この変動成分が受光信号S1にも含まれる。

【0064】

また、ステップS23でパワースペクトル $P(f)$ を算出する場合、演算部422は、例えば20ミリ秒等、所定の時間長を有する複数の区間に受光信号S1を分割し、分割した区間毎に高速フーリエ変換を行う。演算部422は、例えば、高速フーリエ変換を行うために分割した区間毎に、この区間内における受光信号S1の全パワー $\langle I^2 \rangle$ を[式7]から算出する。これにより、例えば20ミリ秒毎に受光信号S1の全パワー $\langle I^2 \rangle$ が算出されるので、受光信号S1の全パワー $\langle I^2 \rangle$ の時間変化が求められる(ステップS25)。

40

【数 7】

$$\langle I^2 \rangle = \frac{1}{t} \int_0^t I^2(t) dt \quad \dots\dots[\text{式7}]$$

ここで、I は受光素子が受光したレーザー光の強度（受光強度）である。

【0065】

このステップ S 2 5 で求めた受光信号 S 1 の全パワー $\langle I^2 \rangle$ の時間変化は、被験者 100 の手首の容積脈波に相当する。例えば、各区間毎に算出した受光信号 S 1 の全パワー $\langle I^2 \rangle$ の値を順次プロットしていくと、図 1 1 に示す容積脈波 P G (t) の波形が生成される。なお、同図に示す血流波形 Q (t) は、ステップ S 2 4 で求めた血流量 Q の時間変化をグラフ化したものである。この図 1 1 に示す容積脈波 P G (t) と血流波形 Q (t) は、おおむね脈波の一拍分に相当する。

【0066】

次に、血管断面積 A の時間変化を求める処理について説明すると、演算部 4 2 2 は、例えば、高速フーリエ変換を行うために分割した区間毎に、ランベルト・ベールの法則を利用して [式 8] から血管径 d を算出し、これを [式 9] に代入することで血管断面積 A を算出する。これにより、例えば 2 0 ミリ秒毎に血管断面積 A が算出されるので、血管断面積 A の時間変化が求められる（ステップ S 2 6 ）。

【数 8】

$$2d = \frac{1}{k} \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad \dots\dots[\text{式8}]$$

ここで、k は血液の吸光係数、 I_0 はレーザー発光部 5 1 0 が照射したレーザー光の強度（照射強度）である。

【数 9】

$$A = \frac{1}{2} d \times \frac{1}{2} d \times \pi \quad \dots\dots[\text{式9}]$$

【0067】

なお、本実施形態においても、血流量 Q や血管断面積 A の算出周期は、2 0 ミリ秒に限らず、脈波の一拍に対して十分に小さい周期であれば、任意の時間長に定めることができる。

【0068】

以降、ステップ S 2 7 ~ S 3 1 に示す処理は、第 1 実施形態で説明したステップ S 6 ~ S 1 0 の処理と同様である。すなわち、演算部 4 2 2 は、ステップ S 2 4 で求めた血流量 Q の時間変化と、ステップ S 2 6 で求めた血管断面積 A の時間変化とを用いて、第 1 実施形態で説明した [式 3] から脈波伝播速度 P W V を求める（ステップ S 2 7 ）。

【0069】

また、演算部 4 2 2 は、ステップ S 2 4 で求めた血流量 Q の時間変化と、ステップ S 2 6 で求めた血管断面積 A の時間変化と、ステップ S 2 7 で求めた脈波伝播速度 P W V とを用いて、第 1 実施形態で説明した [式 4] および [式 5] から、血流波形 Q (t) を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離する（ステップ S 2 8 ）。また、演算部 4 2 2 は、分離した 2 つの波形 $Q_f(t)$, $Q_b(t)$ を用いて動脈硬化度を求める（ステップ S 2 9 ）。

【0070】

また、演算部 4 2 2 は、第 1 実施形態で説明した [式 6] を用いて血圧を求める（ステ

ップ S 3 0)。血圧 $P(t)$ の波形の一例を図 1 2 に示す。同図に示す血圧 $P(t)$ の波形も、おおむね脈波の一拍分に相当する。この後、制御部 4 0 は、演算部 4 2 2 が求めた動脈硬化度、脈波伝播速度 PWV 、血圧を、表示を指示する指令と共に表示部 6 0 に出力し(ステップ S 3 1)、生体情報測定処理を終える。なお、容積脈波 $PG(t)$ 、血流波形 $Q(t)$ 、血圧 $P(t)$ 等の波形を表示部 6 0 に表示してもよい。

【0071】

以上説明したように本実施形態によれば、第 1 実施形態と同様の効果を奏することに加え、被験者 1 0 0 の生体情報として容積脈波を測定することができる。すなわち、第 2 実施形態に係る生体情報測定装置 2 は、レーザー光を用いた LDF 法による測定によって、動脈硬化度、脈波伝播速度、血圧の他に容積脈波を測定することができる。また、これらの生体情報を 1 種類の光学センサー 5 0 (レーザー発光部 5 1 0 およびレーザー受光部 5 2 0) で同時に測定することが可能である。

10

【0072】

< 第 3 実施形態 >

図 1 3 は、本発明の第 3 実施形態に係る生体情報測定装置 3 の内部構成を示すブロック図である。本実施形態においても第 1 実施形態と共通する要素には、第 1 実施形態で使用した符号を付して説明を適宜省略する。第 3 実施形態に係る生体情報測定装置 3 は、レーザー光の代わりに LED (Light Emitting Diode) 光を用いて被験者 1 0 0 の生体情報を測定する。図 1 3 に示す生体情報測定装置 3 において、図 4 に示した生体情報測定装置 1 と異なるのは、照射制御部 4 1 2 と、光学センサー 5 2 (LED 発光部 5 1 2 および LED 受光部 5 2 2) と、受光信号 S 2 と、演算部 4 2 4 である。

20

【0073】

照射制御部 4 1 2 は、LED 発光部 5 1 2 による LED 光の照射を制御する。LED 発光部 5 1 2 は、例えば LED を備え、照射制御部 4 1 2 の制御の下、測定波の一例である LED 光を被験者 1 0 0 の手首に照射する。LED 発光部 5 1 2 が照射する LED 光は、第 1 実施形態で説明したレーザー光と比較して広帯域でインコヒーレントな光であり、非レーザー光の一例である。例えば、LED 発光部 5 1 2 が照射する LED 光の波長は 5 3 5 nm である。

【0074】

LED 受光部 5 2 2 は、例えば、フォトダイオード等の受光素子、増幅器、A/D 変換器等を備える。受光素子は、LED 発光部 5 1 2 が照射する LED 光の波長に対応するバンドパス特性を有し、該当する波長域の光のみを選択的に透過させ、それ以外の波長域の光をブロックする。LED 受光部 5 2 2 は、被験者 1 0 0 の生体内を通過してきた LED 光を受光素子によって受光し、LED 光の受光強度の時間変化を示す受光信号 S 2 を生成して演算部 4 2 4 に出力する。演算部 4 2 4 は、LED 受光部 5 2 2 から出力される受光信号 S 2 を演算処理することで、被験者 1 0 0 の生体情報を求める。

30

【0075】

なお、LED 発光部 5 1 2 が照射した LED 光についても、表皮を透過して被験者 1 0 0 の生体内に入射した後、生体組織内において散乱・反射を繰り返しながら広がっていき、そのうちの一部が LED 受光部 5 2 2 に到達し、受光素子によって受光される。また、生体内に入射した LED 光は、その一部が血管 1 1 0 内を流れる血液細胞(主にヘモグロビン)によって吸収される。血管 1 1 0 内の血液細胞の量は、血管 1 1 0 の膨張時と収縮時とで異なるので、LED 受光部 5 2 2 が生成する受光信号 S 2 は、血管 1 1 0 の脈動に応じて振幅が周期的に変動する。

40

【0076】

図 1 4 は、第 3 実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。同図に示す処理が制御部 4 0 によって実行される契機は、第 1 実施形態で説明した図 6 の処理と同じである。図 1 4 の処理を開始すると、まず、制御部 4 0 内の照射制御部 4 1 2 が、LED 発光部 5 1 2 を制御して LED 光の照射を開始する(ステップ S 4 1)。これにより被験者 1 0 0 の手首に LED 光が照射され、LED 受光部 5 2 2 は、被験者 1 0 0 の生体内を

50

通過してきたLED光を受光し、受光したLED光に応じた受光信号S2を出力する。また、制御部40内の演算部424が、LED受光部522から出力される受光信号S2を取得する(ステップS42)。

【0077】

次に、演算部424は、取得した受光信号S2を、例えば20ミリ秒等、所定の時間長を有する複数の区間に分割する。また、演算部424は、分割した区間毎に、この区間内における受光信号S2の全パワー<I²>を第2実施形態で説明した[式7]を用いて算出する。これにより、例えば20ミリ秒毎に受光信号S2の全パワー<I²>が算出されるので、受光信号S2の全パワー<I²>の時間変化が求められる(ステップS43)。この受光信号S2の全パワー<I²>の時間変化は、容積脈波に相当する。例えば、各区間毎に算出した受光信号S2の全パワー<I²>の値を順次プロットしていくと、図11に示した容積脈波PG(t)の波形が生成される。

10

【0078】

また、ステップS43で求めた受光信号S2の全パワー<I²>の時間変化は、血液の体積Vの時間変化にも相当する。したがって、演算部424は、ステップS43で求めた受光信号S2の全パワー<I²>の時間変化(=血液の体積Vの時間変化(V(t)))を用いて、[式10]から血流量Qの時間変化を求める(ステップS44)。すなわち、演算部424は、例えば20ミリ秒毎に、血液の体積V[m³]を時間微分し、体積速度である血流量Q[m³/s]を算出する。

20

【数10】

$$Q = \frac{dV(t)}{dt} \dots\dots[式10]$$

【0079】

また、演算部424は、ステップS44の処理と並行して、第2実施形態で説明した[式8]および[式9]を用いて血管断面積Aの時間変化を求める(ステップS45)。すなわち、演算部424は、例えば20ミリ秒毎に、ランベルト・ベールの法則を利用して[式8]から血管径dを算出し、これを[式9]に代入することで血管断面積Aを算出する。なお、本実施形態においても、血流量Qや血管断面積Aの算出周期は、20ミリ秒に限らず、脈波の一拍に対して十分に小さい周期であれば、任意の時間長に定めることができる。

30

【0080】

以降、ステップS46~S50に示す処理は、第1実施形態で説明したステップS6~S10の処理と同様である。すなわち、演算部424は、ステップS44で求めた血流量Qの時間変化と、ステップS45で求めた血管断面積Aの時間変化とを用いて、第1実施形態で説明した[式3]から脈波伝播速度PWVを求める(ステップS46)。

【0081】

また、演算部424は、ステップS44で求めた血流量Qの時間変化と、ステップS45で求めた血管断面積Aの時間変化と、ステップS46で求めた脈波伝播速度PWVとを用いて、第1実施形態で説明した[式4]および[式5]から、血流波形Q(t)を血流進行波Q_f(t)と血流反射波Q_b(t)とに分離する(ステップS47)。また、演算部424は、分離した2つの波形Q_f(t)、Q_b(t)を用いて動脈硬化度を求める(ステップS48)。

40

【0082】

また、演算部424は、第1実施形態で説明した[式6]を用いて血圧を求める(ステップS49)。この後、制御部40は、演算部424が求めた動脈硬化度、脈波伝播速度PWV、血圧を、表示を指示する指令と共に表示部60に出力し(ステップS50)、生体情報測定処理を終える。なお、第2実施形態の場合と同様に、容積脈波PG(t)、血流波形Q(t)、血圧P(t)等の波形を表示部60に表示してもよい。

50

【0083】

以上説明したように本実施形態に係る生体情報測定装置3においても、血流波形 $Q(t)$ を分離するために用いる血流量 Q の時間変化および血管断面積 A の時間変化は、どちらもLED受光部522から出力される受光信号 $S2$ から求めたものであり、被験者100から直接測定して得られた物理量である。したがって、特許文献1,2の場合に比べ、動脈硬化度を精度よく求めることができる。また、生体情報測定装置3は、測定波としてLED光を用いているので、動脈硬化度を非侵襲に求めることができることに加え、カフ等を用いて測定部位(手首)を加圧することもない。よって、非侵襲かつ非加圧で動脈硬化度を精度よく求めることができる。

【0084】

また、本実施形態によれば、生体情報測定装置3は、LED光を用いた測定によって、血流波形 $Q(t)$ を分離するために用いる血流量 Q の時間変化と血管断面積 A の時間変化の両方を求めることができる。また、生体情報測定装置3は、被験者100の生体情報として、動脈硬化度の他に脈波伝搬速度、血圧、容積脈波を求めることができ、これらの生体情報を1種類の光学センサー52(LED発光部512およびLED受光部522)で同時に測定することができる。また、これらの生体情報を長時間にわたって連続して測定することが可能である。

【0085】

<第4実施形態>

図15は、本発明の第4実施形態に係る生体情報測定装置4の内部構成を示すブロック図である。本実施形態において、第1実施形態や第3実施形態と共通する要素には、これらの実施形態で使用した符号を付して説明を適宜省略する。第4実施形態に係る生体情報測定装置4は、レーザー光とLED光の両方を用いて被験者100の生体情報を測定する。図15に示す生体情報測定装置4において、図4に示した生体情報測定装置1と異なるのは、照射制御部414と、光学センサー50,52(レーザー発光部510、LED発光部512、レーザー受光部520およびLED受光部522)と、受光信号 $S1$, $S2$ と、演算部426である。

【0086】

なお、図15において、レーザー発光部510およびレーザー受光部520が光学センサー50を構成し、LED発光部512およびLED受光部522が光学センサー52を構成する。また、本実施形態において、光学センサー50(レーザー発光部510およびレーザー受光部520)は、第1実施形態で説明した光学センサー50(レーザー発光部510およびレーザー受光部520)と同じであり、光学センサー52(LED発光部512およびLED受光部522)は、第3実施形態で説明した光学センサー52(LED発光部512およびLED受光部522)と同じである。

【0087】

レーザー発光部510は、第1照射部の一例であり、第1実施形態で説明したレーザー発光部510である。このレーザー発光部510は、照射制御部414の制御の下、レーザー光を被験者100の手首に照射する。レーザー受光部520は、第1検出部の一例であり、第1実施形態で説明したレーザー受光部520である。このレーザー受光部520は、被験者100の生体内を通過してきたレーザー光を受光し、レーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す受光信号 $S1$ (光ビート信号)を生成して演算部426に出力する。

【0088】

LED発光部512は、第2照射部の一例であり、第3実施形態で説明したLED発光部512である。このLED発光部512は、照射制御部414の制御の下、LED光を被験者100の手首に照射する。LED受光部522は、第2検出部の一例であり、第3実施形態で説明したLED受光部522である。このLED受光部522は、被験者100の生体内を通過してきたLED光を受光し、LED光の受光強度の時間変化を示す受光信号 $S2$ を生成して演算部426に出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 9 】

照射制御部 4 1 4 は、レーザー発光部 5 1 0 によるレーザー光の照射と、LED発光部 5 1 2 によるLED光の照射とを制御する。また、演算部 4 2 6 は、レーザー受光部 5 2 0 から出力される受光信号 S 1 と、LED受光部 5 2 2 から出力される受光信号 S 2 とを演算処理することで、被験者 1 0 0 の生体情報を求める。

【 0 0 9 0 】

図 1 6 は、光学センサー 5 0 , 5 2 の配置を示す図である。レーザー受光部 5 2 0 に到達したレーザー光の伝播経路について、分布頻度の高い部分を模式的に示すと、同図に一点鎖線で示すバナナ形状の部分 (OP 1) になる。同様に、LED受光部 5 2 2 に到達したLED光の伝播経路について、分布頻度の高い部分を模式的に示すと、同図に点線で示すバナナ形状の部分 (OP 2) になる。レーザー光の通過領域 OP 1 のうち深さ方向の幅が最も広くなる中央付近の部分と、LED光の通過領域 OP 2 のうち深さ方向の幅が最も広くなる中央付近の部分とが重なり、かつ両者の重なる部分に測定対象となる血管 1 1 0 が収まるように、レーザー発光部 5 1 0、レーザー受光部 5 2 0、LED発光部 5 1 2 およびLED受光部 5 2 2 の位置が決定される。

【 0 0 9 1 】

なお、図 1 6 に示した通過領域 OP 1 , OP 2 についても、あくまで便宜上のイメージに過ぎない。レーザー受光部 5 2 0 に到達したレーザー光の実際の伝播経路は、同図に示した通過領域 OP 1 内に限らず、様々な経路をとり得る。同様に、LED受光部 5 2 2 に到達したLED光の実際の伝播経路についても、同図に示した通過領域 OP 2 内に限らず、様々な経路をとり得る。また、同図には、便宜上、1本の血管 1 1 0 しか図示していないが、実際には、レーザー受光部 5 2 0 に到達したレーザー光の伝播経路上や、LED受光部 5 2 2 に到達したLED光の伝播経路上に存在する全ての血管が測定対象になる。

【 0 0 9 2 】

図 1 7 は、第 4 実施形態に係る生体情報測定処理のフローチャートである。同図に示す処理が制御部 4 0 によって実行される契機は、第 1 実施形態で説明した図 6 の処理と同じである。図 1 7 の処理を開始すると、まず、制御部 4 0 内の照射制御部 4 1 4 が、レーザー発光部 5 1 0 を制御してレーザー光の照射を開始すると共に、LED発光部 5 1 2 を制御してLED光の照射を開始する (ステップ S 6 1)。これにより被験者 1 0 0 の手首にレーザー光とLED光が照射される。レーザー受光部 5 2 0 は、被験者 1 0 0 の生体内を通過してきたレーザー光を受光し、受光したレーザー光に応じた受光信号 S 1 を出力する。また、LED受光部 5 2 2 は、被験者 1 0 0 の生体内を通過してきたLED光を受光し、受光したLED光に応じた受光信号 S 2 を出力する。また、制御部 4 0 内の演算部 4 2 6 が、レーザー受光部 5 2 0 から出力される受光信号 S 1 と、LED受光部 5 2 2 から出力される受光信号 S 2 とを取得する (ステップ S 6 2)。

【 0 0 9 3 】

次に、演算部 4 2 6 は、取得した受光信号 S 1 (光ビート信号) に対して高速フーリエ変換による周波数解析処理を行ってパワースペクトル $P(f)$ を算出する (ステップ S 6 3)。また、演算部 4 2 6 は、算出したパワースペクトル $P(f)$ 等を用いて第 1 実施形態で説明した [式 1] から血流量 Q の時間変化を求める (ステップ S 6 4)。このステップ S 6 3 , S 6 4 に示す処理は、第 1 実施形態で説明したステップ S 3 , S 4 の処理と同じである。

【 0 0 9 4 】

また、演算部 4 2 6 は、ステップ S 6 3 , S 6 4 の処理と並行して、例えば 20 ミリ秒等、所定の周期毎に、第 2 実施形態で説明した [式 7] を用いて受光信号 S 2 の全パワー $\langle I^2 \rangle$ を算出し、受光信号 S 2 の全パワー $\langle I^2 \rangle$ の時間変化を求める (ステップ S 6 5)。また、演算部 4 2 6 は、例えば 20 ミリ秒等、所定の周期毎に、第 2 実施形態で説明した [式 8] および [式 9] を用いて血管断面積 A を算出し、血管断面積 A の時間変化を求める (ステップ S 6 6)。このステップ S 6 5 , S 6 6 に示す処理は、第 3 実施形態で説明したステップ S 4 3 , S 4 5 の処理と同じである。

【0095】

このように本実施形態では、レーザー光を用いたLDF法による測定によって血流量Qの時間変化を求める一方、LED光を用いた容積脈波の測定から血管断面積Aの時間変化を求める。なお、本実施形態においても、血流量Qや血管断面積Aの算出周期は、20ミリ秒に限らず、脈波の一拍に対して十分に小さい周期であれば、任意の時間長に定めることができる。

【0096】

以降、ステップS67～S71に示す処理は、第1実施形態で説明したステップS6～S10の処理と同様である。すなわち、演算部426は、ステップS64で求めた血流量Qの時間変化と、ステップS66で求めた血管断面積Aの時間変化とを用いて、第1実施形態で説明した[式3]から脈波伝播速度PWVを求める(ステップS67)。

10

【0097】

また、演算部426は、ステップS64で求めた血流量Qの時間変化と、ステップS66で求めた血管断面積Aの時間変化と、ステップS67で求めた脈波伝播速度PWVとを用いて、第1実施形態で説明した[式4]および[式5]から、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離する(ステップS68)。また、演算部426は、分離した2つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ を用いて動脈硬化度を求める(ステップS69)。

【0098】

また、演算部426は、第1実施形態で説明した[式6]を用いて血圧を求める(ステップS70)。この後、制御部40は、演算部426が求めた動脈硬化度、脈波伝播速度PWV、血圧を、表示を指示する指令と共に表示部60に出力し(ステップS71)、生体情報測定処理を終える。なお、第2実施形態の場合と同様に、容積脈波PG(t)、血流波形 $Q(t)$ 、血圧P(t)等の波形を表示部60に表示してもよい。

20

【0099】

以上説明したように本実施形態によれば、生体情報測定装置4は、レーザー光を用いたLDF法による測定によって血流量Qの時間変化を求める一方、LED光を用いた容積脈波の測定から血管断面積Aの時間変化を求める。ここで、血流量Qの時間変化は、レーザー光を用いたLDF法による測定によって求めた方が、LED光を用いた容積脈波の測定から求める場合よりも正確に求めることができる。一方、血管断面積Aの時間変化は、レーザー光を用いたLDF法による測定によって求める場合よりも、LED光を用いた容積脈波の測定から求めた方が正確に求めることができる。

30

【0100】

したがって、本実施形態によれば、2種類の光学センサー50、52を備える必要があるものの、第1～第3実施形態に係る生体情報測定装置1～3と比較した場合に、血流波形 $Q(t)$ を分離するために用いる血流量Qの時間変化および血管断面積Aの時間変化をより正確に求めることができるので、動脈硬化度の算出精度を高めることができる。

【0101】

また、本実施形態によれば、同じ部位(手首)から求めた血流量Qの時間変化および血管断面積Aの時間変化を用いて血流波形 $Q(t)$ を分離し、動脈硬化度を求めるので、局部の動脈硬化度を正確に求めることができる。また、レーザー光を照射して血流量Qの時間変化を測定する部位と、LED光を照射して血管断面積Aの時間変化を測定する部位とを同じにすることで、同じでない場合に比べ、生体情報測定装置4を小型化することができる。

40

【0102】

<変形例>

以上に例示した各実施形態は多様に変形され得る。具体的な変形の態様を以下に例示する。なお、以下の例示から任意に選択された2以上の態様は、相互に矛盾しない範囲で適宜組み合わせることができる。

【0103】

50

(1) 上述した各実施形態では、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離して動脈硬化度を求めたが、血流波形 $Q(t)$ の代わりに血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ を分離して動脈硬化度を求めてもよい。血管断面積 A の時間変化(変動)は、進行波による変動と反射波による変動とを重ね合わせたものである。したがって、血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ も、進行波による変動を示す波形(進行波成分の波形 $A_f(t)$)と、反射波による変動を示す波形(反射波成分の波形 $A_b(t)$)との合成波であり、 $A(t) = A_f(t) + A_b(t)$ となる。

【0104】

また、進行波成分の波形 $A_f(t)$ は[式11]で表すことができ、反射波成分の波形 $A_b(t)$ は[式12]で表すことができる。

【数11】

$$A_f(t) = \frac{1}{2} \left[a(t) - a(0) + \frac{q(t) - q(0)}{PWV} \right] \dots\dots [式11]$$

【数12】

$$A_b(t) = \frac{1}{2} \left[a(t) - a(0) - \frac{q(t) - q(0)}{PWV} \right] \dots\dots [式12]$$

【0105】

この場合も、[式11]および[式12]において、“PWV”は[式3]より“ dQ/dA ”に置換可能であるから、血流量 Q の時間変化および血管断面積 A の時間変化を用いて、上述した[式11]および[式12]から、血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ を進行波成分の波形 $A_f(t)$ と反射波成分の波形 $A_b(t)$ とに分離することができる。例えば、第1実施形態の場合を例に説明すると、演算部420は、ステップS7で、[式4]および[式5]の代わりに[式11]および[式12]を用いて $A(t)$ を $A_f(t)$ と $A_b(t)$ とに分離する。また、演算部420は、ステップS8で、分離した2つの波形 $A_f(t)$ 、 $A_b(t)$ のピーク値、時間積分値、時間差等を用いて動脈硬化度を求める。

【0106】

(2) 第1実施形態の場合を例に説明すると、生体情報測定装置1は、図1に示したように本体部11が手のひら側に位置するように手首に装着されてもよいし、本体部11が手の甲側に位置するように手首に装着されてもよい。また、レーザー発光部510とレーザー受光部520の一方以上を本体部11ではなくベルト12の内周面に設けてもよい。さらに、生体情報測定装置1は、既存の腕時計のベルトに装着可能なウェアラブル機器であってもよい。これらの変形は、第2～第4実施形態で説明した生体情報測定装置2～4についても同様である。

【0107】

(3) 生体情報測定装置1～4は、メモリーカード等の小型の記録メディア用のリーダーライターを備え、記録メディアを介して外部機器90とデータを交換可能な構成であってもよい。

【0108】

(4) 第1実施形態の場合を例に説明すると、生体情報測定装置1(図4)において、操作ボタン13、14や計時部20や通信部70は必須の構成要素ではない。また、生体情報測定装置1は、動脈硬化度、脈波伝播速度、血圧等の測定結果を通信部70を介して外部機器90に出力する構成であってもよく、この場合、必ずしも表示部60を生体情報測定装置1に設ける必要はない。また、生体情報測定装置は、例えば図18に示すように、光学センサー50(レーザー発光部510およびレーザー受光部520)と、制御部40

10

20

30

40

50

と、記憶部 30 とを基板 80 (例えば配線基板) 上に実装した構成を有する生体情報測定モジュール 9 であってもよく、このような測定モジュール 9 を腕時計等の既存のウェアラブル機器に組み込んでよい。この場合、生体情報測定モジュール 9 (生体情報測定装置) の構成要素として、本体部 11 の筐体や、ベルト 12 も不要になる。これらの変形は、第 2 ~ 第 4 実施形態で説明した生体情報測定装置 2 ~ 4 についても同様である。

【0109】

(5) 第 4 実施形態において、レーザー光を照射して血流量 Q の時間変化を測定する部位と、LED 光を照射して血管断面積 A の時間変化を測定する部位は、基本的に同じ部位であることが望ましい。しかしながら、両者は、必ずしも同じ部位に限定されず、例えば、手首のうち手のひら側と手の甲側等、異なる部位であってもよい。

10

【0110】

(6) 第 4 実施形態に係る生体情報測定装置 4 において、レーザー受光部 520 と LED 受光部 522 とを別々に備えるのではなく、レーザー発光部 510 が照射するレーザー光と LED 発光部 512 が照射する LED 光との双方を受光する単体の受光素子を備えた 1 つの受光部を備える構成であってもよい。この場合、受光部に備わる受光素子は、レーザー発光部 510 が照射するレーザー光の波長と、LED 発光部 512 が照射する LED 光の波長との双方に対応するバンドパス特性を有する。また、受光部は、被験者 100 の生体内を通過してきたレーザー光の受光強度および周波数の時間変化を示す受光信号 S_1 (光ビート信号) と、被験者 100 の生体内を通過してきた LED 光の受光強度の時間変化を示す受光信号 S_2 とを生成する。以上の構成によれば、受光部は 1 つでよく、レーザー

20

【0111】

(7) 測定対象となる部位は、手首に限らず、指、腕、足、首等であってもよい。したがって、生体情報測定装置 1 ~ 4 は、腕時計型に限らず、被験者 100 の身体のうち測定対象となる部位に装着可能なウェアラブル機器であればよい。例えば、生体情報測定装置 1 ~ 4 は、被験者 100 の上腕にベルトで固定されたスマートフォン等であってもよい。また、本発明に係る生体情報測定装置は、ウェアラブル機器に限定されない。例えば医療機関等で使用される据置型の血圧計等に本発明を適用してもよい。この場合、測定対象となる部位にプローブを接触させて生体情報の測定が行われる。

30

【0112】

(8) レーザー光や LED 光の波長は、各実施形態で例示した波長に限定されず、生体内での伝播特性や、血液による吸収の度合い等を考慮して適宜定めることができる。また、LED 光の代わりに SLD (SuperLuminescent Diode) 光を用いてもよく、非レーザー光は LED 光に限定されない。

【0113】

(9) 生体に照射する測定波は、レーザー光や LED 光等の光に限らず、超音波等の音波であってもよい。図 19 は、超音波センサー 54 を用いた生体情報の測定原理を説明するための模式図である。本変形例に係る生体情報測定装置 5 は、光学センサーの代わりに超音波センサー 54 を備える。超音波センサー 54 は、測定波の一例である超音波を被験者 100 (生体) に照射する照射部と、生体内から反射してきた超音波を検出する検出部とを備える。

40

【0114】

例えば、超音波センサー 54 内の照射部が、血管 110 に対して角度 θ で照射した超音波 (照射波) の周波数を f としたとき、血管 110 内を流れる赤血球等の血液細胞によって反射された超音波 (反射波) は、血液細胞の流速に応じたドップラーシフトを受け、その周波数が $f + \Delta f$ に変化する。したがって、生体情報測定装置 5 では、照射波に対する反射波の周波数変化 Δf を測定することで、レーザー光を用いた LDF 法による測定の場合と同様に、血流量 Q の時間変化を求めることができる。

50

【0115】

また、生体情報測定装置5では、血管110のうち表皮側の壁で反射した超音波の到達時間 t_1 と、血管110のうち表皮とは反対側の壁で反射した超音波の到達時間 t_2 との時間差 $t(t_2 - t_1)$ から血管径 d を測定し、測定した血管径 d の値を前述した[式9]に代入することで血管断面積 A を求めることができる。したがって、生体情報測定装置5では、例えば20ミリ秒等、所定の周期毎に血管断面積 A を算出することで、血管断面積 A の時間変化を求めることができる。

【0116】

以上によれば、光学センサーの代わりに超音波センサー54を備えた生体情報測定装置5においても、血流量 Q の時間変化および血管断面積 A の時間変化を用いて、血流波形 $Q(t)$ を血流進行波 $Q_f(t)$ と血流反射波 $Q_b(t)$ とに分離し、分離した2つの波形 $Q_f(t)$ 、 $Q_b(t)$ から動脈硬化度を求めることができる。また、血流波形 $Q(t)$ の代わりに血管断面積 A の時間変化を示す波形 $A(t)$ を分離して動脈硬化度を求めることも可能である。また、動脈硬化度の他に、前述した[式3]を用いて脈波伝搬速度 PWV を求めたり、前述した[式6]を用いて血圧 $P(t)$ を求めることもできる。

10

【0117】

なお、測定波として超音波等の音波を用いた場合、血管110の手前側の壁と奥側の壁で反射した2つの反射波の到達時間差 $t(t_2 - t_1)$ から血管断面積 A の時間変化を求めることになる。したがって、測定対象となる血管110は、ある程度の太さを有する血管に限られる。また、測定対象となる血管110が太さによって限られてしまうので、超音波センサー54の設置位置の自由度も低い。

20

【0118】

これに対し、上述した各実施形態で説明したように測定波としてレーザー光やLED光等の光を用いた場合、照射した光の一部が血液によって吸収される性質を利用して血管断面積 A の時間変化を求めている。したがって、測定対象となる血管110は、ある程度の太さを有する血管に限られない。すなわち、測定対象となる血管110は、測定波として音波を用いた場合より細い血管であってもよく、測定対象の候補となる血管の数が、測定波として音波を用いた場合より多いので、光学センサー50、52の設置位置の自由度も高い。

30

【0119】

このように特にウェアラブル型の生体情報測定装置の場合、測定波として音波より光を用いた方が、測定対象となる血管110の太さが制限されない点や、センサーの設置位置の自由度が高い点で有利である。また、光学センサーは、センサー自体のサイズが音波センサーより小さいので、この点も小型化には有利である。

【0120】

(10) 生体情報測定装置は、生体情報として動脈硬化度(血管の硬化度)のみを測定する構成であってもよい。また、生体情報測定装置は、動脈硬化度の他に、脈波伝播速度と血圧と容積脈波のいずれか1以上を測定する構成であってもよい。また、これらの生体情報に加え、脈拍数や血流速度等を測定する構成であってもよい。

40

【0121】

(11) 生体情報測定装置は、照射部と検出部とを並べて配置し、測定部位から反射してきた測定波を検出する反射型に限らず、例えば指先等の測定部位を挟んで照射部と対向する位置に検出部を設け、測定部位を透過してきた測定波を検出する透過型であってもよい。

【0122】

(12) 測定対象となる血管は、動脈でなく細動脈であってもよい。この場合、測定対象となる血管が動脈より浅い部分にあるので、照射部と検出部との離間距離を小さくすることができ、生体情報測定装置をより小型にすることができる。また、測定対象となる生体は、人以外の動物であってもよい。

【符号の説明】

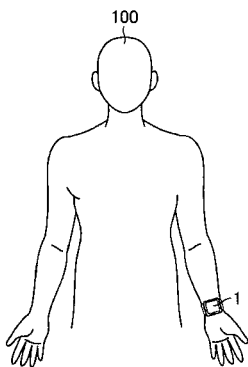
50

【 0 1 2 3 】

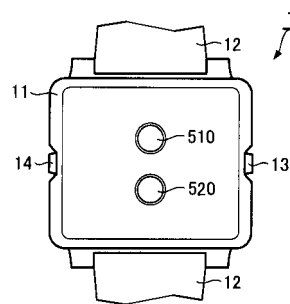
1 ~ 5 ... 生体情報測定装置、 9 ... 生体情報測定モジュール、 11 ... 本体部、 12 ... ベルト、 13, 14 ... 操作ボタン、 20 ... 計時部、 30 ... 記憶部、 40 ... 制御部、 410, 412 ... 照射制御部、 420, 422, 424, 426 ... 演算部、 50, 52 ... 光学センサー、 54 ... 超音波センサー、 510 ... レーザー発光部、 512 ... LED発光部、 520 ... レーザー受光部、 522 ... LED受光部、 60 ... 表示部、 70 ... 通信部、 80 ... 基板、 90 ... 外部機器、 100 ... 被験者、 110 ... 血管、 S1, S2 ... 受光信号、 f ... 照射時の周波数、 f ... ドップラーシフト成分、 OP, OP1, OP2 ... 通過領域、 W ... 幅、 D ... 測定深度、 L ... 離間距離、 Q(t) ... 血流波形、 $Q_f(t)$... 血流進行波、 $Q_b(t)$... 血流反射波、 Q_{fMAX} ... 血流進行波のピーク値、 Q_{bMAX} ... 血流反射波のピーク値、 t_1 , t_2 ... 時間差、 A(t) ... 血管断面積の時間変化を示す波形、 PG(t) ... 容積脈波、 P(t) ... 血圧、 ... 照射角度、 t_1 , t_2 ... 反射波の到達時間、 d ... 血管径。

10

【 図 1 】



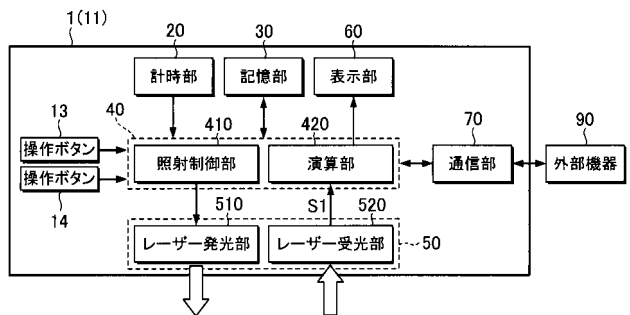
【 図 3 】



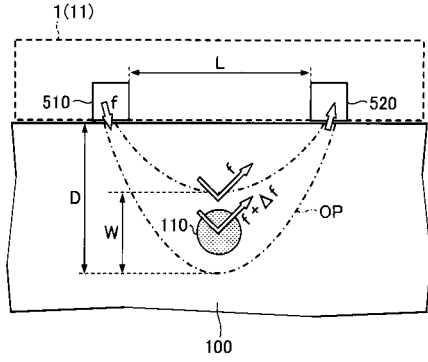
【 図 2 】



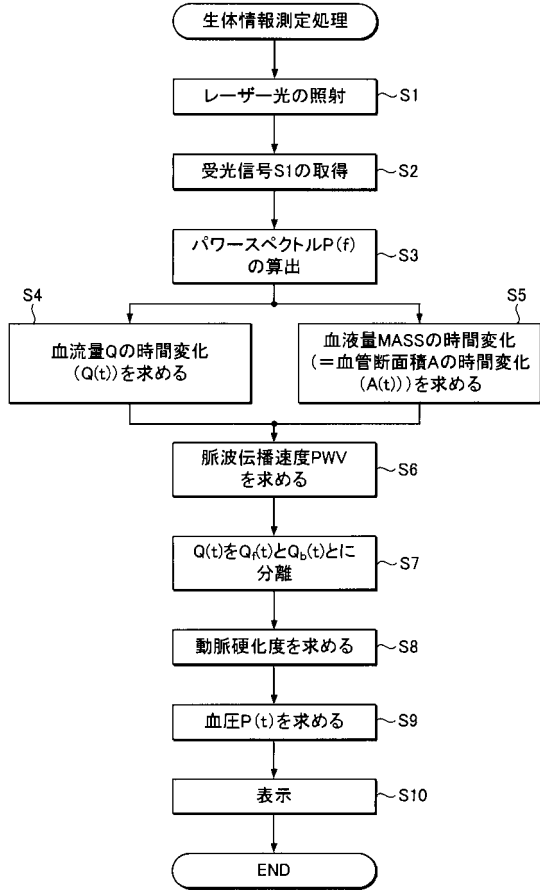
【 図 4 】



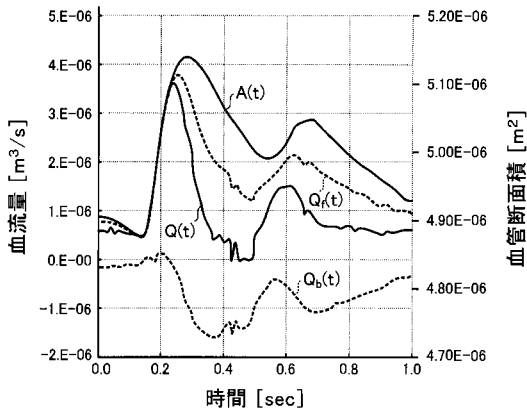
【 図 5 】



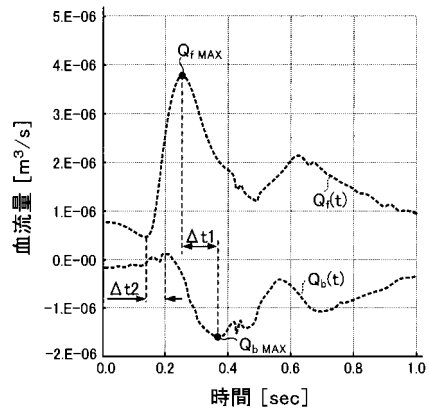
【 図 6 】



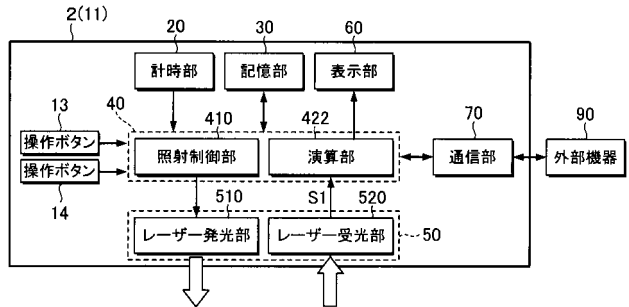
【 図 7 】



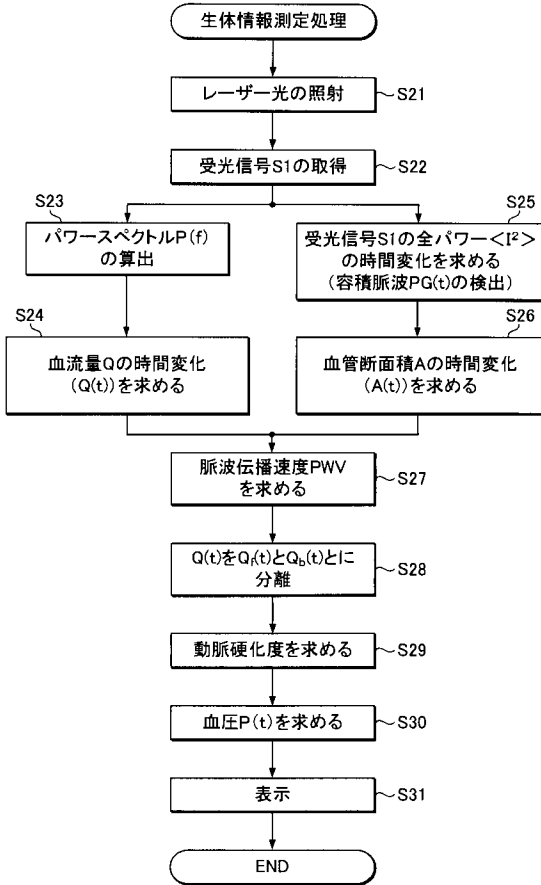
【 図 8 】



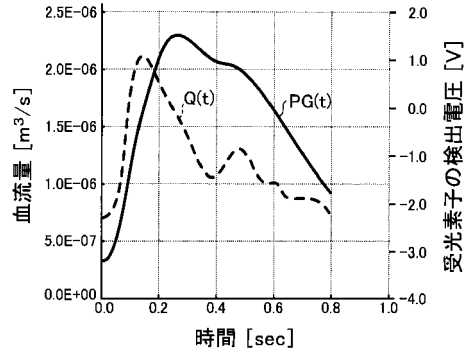
【 図 9 】



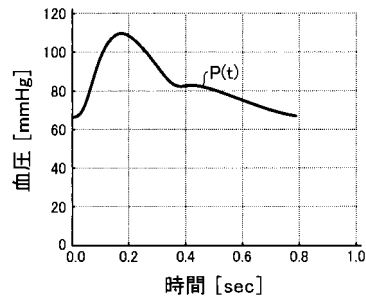
【図10】



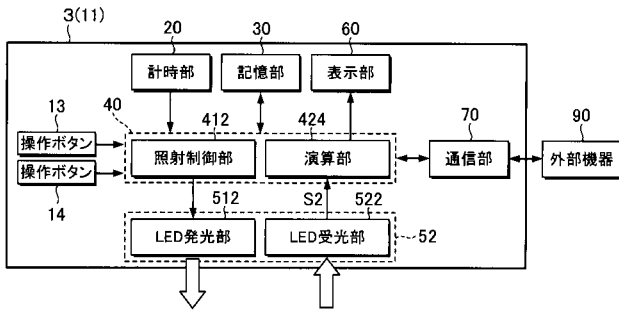
【図11】



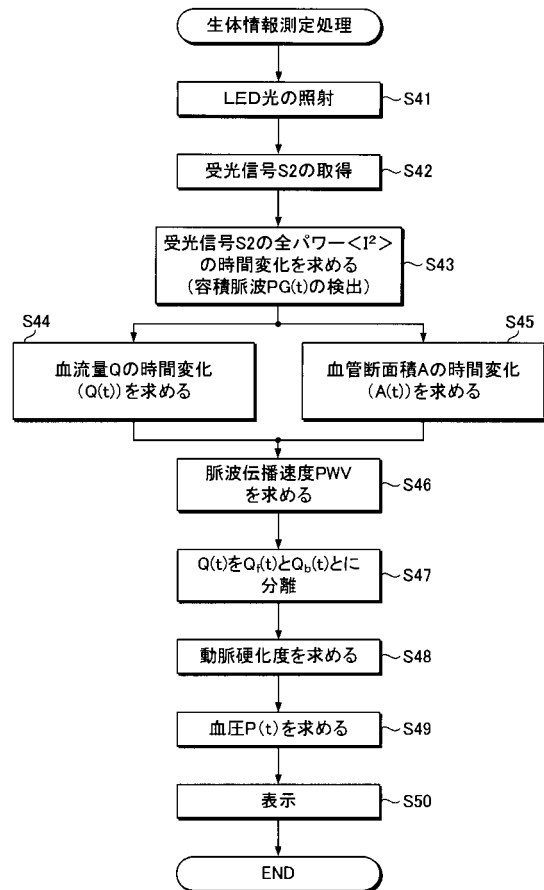
【図12】



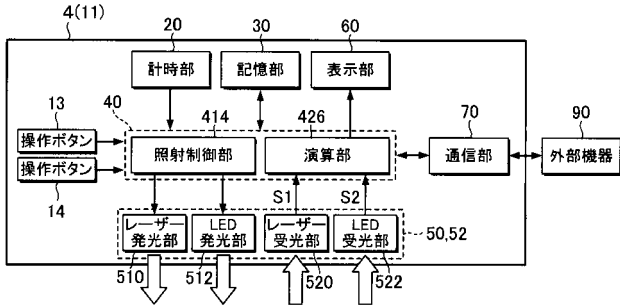
【図13】



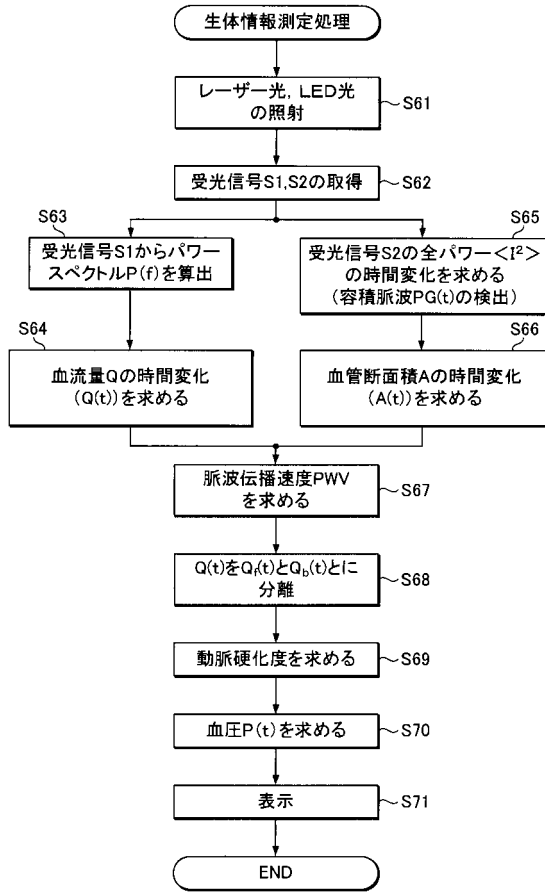
【図14】



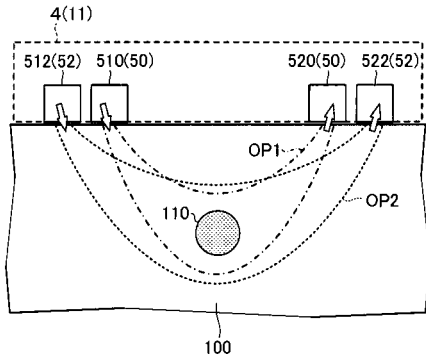
【図15】



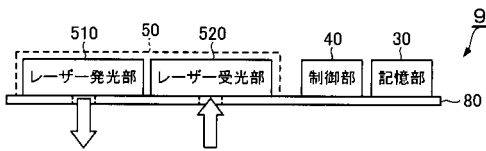
【図17】



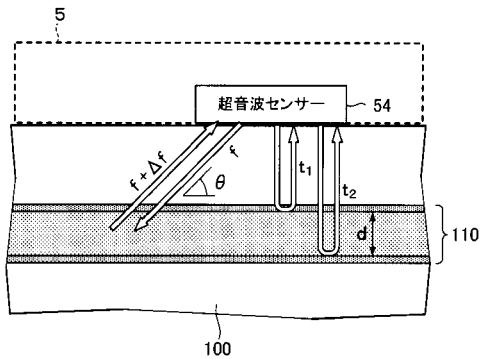
【図16】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AA09 AA11 AA20 AB02 AC20 AC26 BC07 BC11
BC16 CC01 FF05