

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4880971号
(P4880971)

(45) 発行日 平成24年2月22日 (2012. 2. 22)

(24) 登録日 平成23年12月9日 (2011. 12. 9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/02 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 A

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 5/0285 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 4 O H

A 6 1 B 5/0205 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 D

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-305754 (P2005-305754)
 (22) 出願日 平成17年10月20日 (2005. 10. 20)
 (65) 公開番号 特開2007-111244 (P2007-111244A)
 (43) 公開日 平成19年5月10日 (2007. 5. 10)
 審査請求日 平成20年6月5日 (2008. 6. 5)

(73) 特許権者 000002325
 セイコーインスツル株式会社
 千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番地
 (74) 代理人 100154863
 弁理士 久原 健太郎
 (74) 代理人 100142837
 弁理士 内野 則彰
 (74) 代理人 100123685
 弁理士 木村 信行
 (73) 特許権者 595054969
 亀井 勉
 島根県出雲市松寄下町 6 8 1 番地 3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液循環状態測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人体の血液循環に係わる健康度を測定する血液循環状態測定装置であって、
 前記人体の外部から、前記人体の血管中を流れる血液の流速値を計測する流速計測手段と、

前記血管の血圧値を取得する血圧取得手段とを有し、

前記血圧値と前記流速値とを用いて、前記血液の流動性を示す第 1 の指標値を算出する血液流動性演算手段と、

前記流速値を用いて、前記血管の硬度を示す第 2 の指標値を算出する血管硬度演算手段とを備え、

前記第 1 の指標値と前記第 2 の指標値とを示すことを特徴とする血液循環状態測定装置

。

【請求項 2】

前記第 1 の指標値と前記第 2 の指標値とを出力表示する出力部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の血液循環状態測定装置。

【請求項 3】

前記血液流動性演算手段は、時間とともに変化する前記流速値のうち、極大値を示す 1 または複数の流速値と、前記血圧取得手段により取得した最高血圧値とを用いて前記第 1 の指標値を算出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の血液循環動態測定装置。

【請求項 4】

前記血管硬度演算手段は、時間とともに変化する前記流速値からなる流速波形を２階微分した波形から得られる波形値を用いて前記第２の指標値を算出することを特徴とする請求項１または２に記載の血液循環動態測定装置。

【請求項５】

前記流速計測手段は、前記人体の表面から前記血液に対して連続波を送信する送信手段と、前記送信した連続波のうち、前記血液で反射された反射波を受信する受信手段と、該受信手段により受信した２方向からの前記反射波の周波数変化量を用いて前記流速値を算出する速度波形演算部とを有することを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の血液循環状態測定装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【０００１】

本発明は、血液循環状態測定装置に関し、人体の血液流動性及び血管硬度を非侵襲的に測定するものに関する。

【背景技術】

【０００２】

血液を用いた健康状態の検査は広く行われているが、正確な検査のためには血液成分の数値だけでなく、血液の流れ方、即ち血液のレオロジー（流動性）が重要である。

そして、血液のレオロジーを表す指標の１つには血液の血液流動性があり、一般に「血液のサラサラ度、ドロドロ度」などと呼ばれている。

20

【０００３】

血液の粘性は、人体から採血した血液を、マイクロ流路を用いた測定装置（例えば、特許文献１）や粘度計測器などで測定することが、従来から行われている。

ところが、このように採血を伴う方法は、実施するのに資格が必要であり、血液の流れやすさを日常的にチェックするのは困難であるという問題があった。

【０００４】

そのため、近年では本出願人による次の特許文献２に示すように、非侵襲で（即ち、生体を切開したり針を刺したりせずに）血液の流速を測定する装置が提案されている。

この技術は、血液に超音波を送信し、その反射波の周波数の変化量から、血液の流速を非侵襲で測定するものである。血液はある方向に流れているので、これに超音波が反射すると、ドップラー効果により反射波の周波数が変化する。この周波数の変化量から血液の流速を求めることができるのである。

30

【０００５】

また、特許文献１の技術では、異なる２方向に反射される反射波をそれぞれ受信し、これらの反射波の周波数の変化量からセンサと血管の成す角度（血液の流れている方向）を測定することができる。そして、測定した角度を考慮することにより流速をより正確に求めている。そして、測定した血液の流速により血液流動性を推し量ることができる。

【特許文献１】特許第２６８５５４４号公報

【特許文献２】特開２００３－２０４９６４号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

ところで、健康状態を把握するためには、一つの情報（例えば血圧）だけでなく、複数の情報による分布を作成することにより、健康状態をより正確に把握できることは容易に推測ができる。しかしながら、無作為に２つの情報を組み合わせても意味がない。例えば、赤血球数と白血球数との分布を作成しても血液循環に関する健康状態の把握には殆ど役に立たない。

【０００７】

研究を進めるうちに、血液流動性と血管硬度を用いて、分布図を作成することにより、血液循環に関する健康状態をより正確に把握することができることがわかった。また、被

50

験者に与える負担を軽減するためには、より簡易な非侵襲での測定装置によって、有用な 2 つの情報、即ち、血液流動性と血管硬度を求めることが課題となる。

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明の目的は、より簡易な非侵襲測定で正確に血液流動性と血管硬度を求められる装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明は、前記目的を達成するために、人体の血液循環に係わる健康度を測定する血液循環状態測定装置であって、人体の外部から、前記人体の血管中を流れる血液の流速値を計測する流速計測手段と、前記血管の血圧値を取得する血圧取得手段を有し、取得した前記血圧値と前記流速計測手段により計測した前記流速値とを用いて、前記血液の流動性を示す第 1 の指標値を算出する血液流動性演算手段と、前記流速計測手段により計測した流速値を用いて、前記血管の硬度を示す第 2 の指標値を算出する血管硬度演算手段と、を具備することを特徴とする血液循環状態測定装置を提供するものである。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係わる血液循環状態測定装置は、前記血液流動性演算手段により算出した前記第 1 の指標値と、前記血管硬度演算手段により算出した前記第 2 の指標値とを出力表示する出力部を有し、好ましくは前記第 1 の指標値と前記第 2 の指標値の分布を表示出力することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によると、非侵襲にて簡単に血液流動性と血管硬度を測定でき、血液流動性と血管硬度の分布から、より正確に血液循環に関する健康状態を把握することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

(実施の形態の概要)

本実施の形態の血液循環状態測定装置は、血液の流速と、血圧を所定の計算を行い、血液流動性、及び、血管硬度を算出する。

【 0 0 1 3 】

血液の流速は、血流に超音波の連続波を送信し、その反射連続波の周波数の変化量(ドップラーシフト)から求める。この測定方法は特許文献 1 で提案されているものを利用する。血圧は、公知の血圧計などにより測定した値を利用する。

血液循環状態測定装置は、以上のようにして取得した値のうち、最大流速、最大血圧を後述の計算式に代入して血液流動性を算出する。ここで、各値の最大値を用いたのは、最大血圧時には、血液の流速も最大になるので、変動するこれらの値のうち対応するものを容易に取得できるからである。

【 0 0 1 4 】

一方、血流速度の時間変化によって得られる波形を 2 階微分し、2 階微分した波形の特徴点を用いて血管硬度を算出する。

また、本実施の形態の血液循環状態測定装置は、非侵襲で血液流動性を測定することができ、また小型化することができる。そのため、ユーザは、家庭などにおいて日常生活の中で血液の状態を日々確認することができ、手軽に健康管理を行うことができる。

【 0 0 1 5 】

(実施の形態の詳細)

図 1 は、血液循環状態測定装置のセンサ部を示した図であり、図 1 はセンサ部の断面を示しており、センサ部 1 が装着された皮膚 5 1、血管 5 2 も図示してある。

【 0 0 1 6 】

センサ部 1 は、血液の流速をセンシングするセンサであって、例えば、人体の手首、指先、腕などに装着される。より具体的には、例えば、センサ部 1 をサック状に形成し、ユーザがこれに指先を挿入する構成にする、あるいはセンサ部 1 をベルトに設置し、このベ

ルトを手首や腕に装着するように構成することができる。

【 0 0 1 7 】

更には、センサ部 1 や後述する計測システムを腕時計に組み込むことも可能である。この場合、腕時計は時間計測モードと血液循環状態測定計測モードを切り替えることができるようになっており、ユーザは腕時計を装着したまま血液流動性計測モードにて血液流動性の計測を行うことができる。

【 0 0 1 8 】

センサ部 1 は、基底部 1 3、送信素子 1 1 1 と受信素子 1 1 2 から成る超音波センサ A 1 1、送信素子 1 2 1 と受信素子 1 2 2 から成る超音波センサ B 1 2 などから構成されている。送信素子 1 1 1、1 2 1 は波動送信素子を構成しており、受信素子 1 1 2、1 2 2 は波動受信素子を構成している。

10

【 0 0 1 9 】

基底部 1 3 は、樹脂などの個体により構成されており、人体に接する方向の面において超音波センサ A 1 1、超音波センサ B 1 2 を所定位置に保持する。

超音波センサ A 1 1、超音波センサ B 1 2 を構成する各素子は何れも圧電素子によって構成されており、超音波の送受信に用いられ、血液の流速の測定に用いられる。

より詳細には、超音波センサ A 1 1 において、送信素子 1 1 1 は超音波の連続波（以下、単に連続波と記す）を生体内 5 3 に送信する。この連続波は、血管 5 2 を流れる血流により反射され、受信素子 1 1 2 にて受信される。

20

【 0 0 2 0 】

反射される連続波の周波数は、血液の流速によるドップラー効果により変化しており、この周波数の変化量（ドップラーシフト）を用いて血液の流速を求めることができる。同様に、超音波センサ B 1 2 において、送信素子 1 2 1 が送信する連続波は血管 5 2 を流れる血流により反射され受信素子 1 2 2 で受信される。

【 0 0 2 1 】

超音波センサ A 1 1 と超音波センサ B 1 2 は、基底部 1 3 において所定角度を持って固定されており、血管 5 2 に対して異なる方向から連続波を送信するようになっている。これによって、センサ部 1 と血管 5 2 の成す角度を計算することができ、より正確に血液の流速を計算することができる。

30

【 0 0 2 2 】

超音波センサ A 1 1 と血管 5 2 のなす角度を θ とし、超音波センサ A 1 1 と超音波センサ B 1 2 のなす角度を α とし、超音波センサ A 1 1 で検出された周波数の変化量を Δf_1 、超音波センサ B 1 2 で検出された周波数の変化量を Δf_2 とすると、これらの変化量は次の式（1）、（2）で与えられる。

【 0 0 2 3 】

【数 1】

$$\Delta f_1 = 2 \times v \times \cos \theta \times F \div c \quad (1)$$

$$\Delta f_2 = 2 \times v \times \cos (\theta + \alpha) \times F \div c \quad (2)$$

以上の式（1）、（2）において、 c は生体内 5 3 での音速であり約 1 5 3 0 [m / s] である。また、 F は生体内 5 3 の内部に送信した超音波の周波数であり、 v は血液の流速である。式（1）、（2）から θ は次の式（3）で表される。

40

【 0 0 2 4 】

【数 2】

$$\tan \theta = (\Delta f_2 \div \Delta f_1 - \cos (\theta + \alpha + \beta)) \div c \quad (3)$$

超音波センサ A 1 1 と超音波センサ B 1 2 の超音波送受信側の面には整合部が設けられている。整合部は樹脂などの超音波伝達媒体により構成されており、センサ部 1 と生体内 5 3 とのインピーダンスを調節する音響整合層を構成している。より詳細には、整合部は、送受信素子 1 0 ~ 送受信素子 1 2 のインピーダンスと生体内 5 3 のインピーダンスの中

50

間程度のインピーダンスを持つ媒体により構成するのが望ましい。

【 0 0 2 5 】

このように、超音波の伝達経路におけるインピーダンスの変化を緩和することにより、センサ部 1 と生体内 5 3 との間での超音波の反射などを低減することができ、超音波の伝達効率を改善することができる。

【 0 0 2 6 】

次に、図 2 のブロック図を用いて血液循環状態測定装置のシステム構成について説明する。

図 2 に示すように、本実施の形態の血液循環状態測定装置は、センサ部 1、回路部 2、演算部 3、出力部 4 から構成されている。

センサ部 1 については既に説明したので、ここでは、回路部 2、演算部 3、出力部 4 について説明する。

回路部 2 は、センサ部 1 を駆動すると共に、センサ部 1 で検出された信号を演算部 3 に伝達する機能部であり、発信回路 2 1、受信回路 A 2 2、受信回路 B 2 3 などから構成されている。

【 0 0 2 7 】

発信回路 2 1 は、送信素子 1 1 1、送信素子 1 2 1 と接続しており、これらの素子を駆動して連続波を発生させる。発信回路 2 1 により駆動される連続波の周波数は一般に 1 0 ~ 2 0 [M H z] 程度である。

超音波は、周波数が高くなると分解能が高くなるが、生体内 5 3 に浸透する距離が短くなり、逆に周波数が低くなると生体内 5 3 に浸透する距離が長くなるが分解能が低下するという性質があるため、これらの性質を考慮して適当な周波数が選択される。

受信回路 A 2 2 は、受信素子 1 1 2 と接続しており、送信素子 1 1 1 の出力した連続波の反射連続波を受信して演算部 3 に出力する。

【 0 0 2 8 】

受信回路 B 2 3 は、受信素子 1 2 2 と接続しており、送信素子 1 2 1 の出力した連続波の反射連続波を受信して演算部 3 に出力する。

なお、図示しないが、受信素子 1 1 2、1 2 2 と回路部 2 の間にはそれぞれフィルタが設置されており、対応する送信素子以外の送信素子による反射波が受信されるのを防止してある。

【 0 0 2 9 】

演算部 3 は、速度波形演算部 3 1、血液流動性演算部 3 2、血管硬度演算部 3 3 などから構成されている。

速度波形演算部 3 1 は、受信回路 A 2 2、受信回路 B 2 3 と接続しており、受信素子 1 1 2、1 2 2 で検出された、反射連続波の周波数を取得する。その後、発信回路 3 1 の周波数と比較して、周波数の変化量、即ち式 (1)、式 (2) における $\Delta f 1$ 、 $\Delta f 2$ を検出する。これらの値を式 (3) に代入することで、 θ を算出できるので、式 (1)、(2) から血液の流速 v を求めることができ、図 3 に示す波形を得られる。図 3 の横軸は時間を、縦軸は血液の流速 (血流速度) を示す。ここで、上記センサ部 1、回路部 2、及び速度波形演算部 3 1 が流速計測手段を構成している。

【 0 0 3 0 】

血液流動性演算部 3 2 は速度波形演算部 3 1 より、血液の流速データを取得し、血圧測定部 6 から血圧データを取得し、これらのデータを用いて血液流動性を算出する。血液流動性演算部 3 2 は、血液流動性演算手段を構成している。

血圧測定部 6 は、公知の血圧計などを用いて測定した値をユーザが入力するようになっている。このため、演算部 3 に数値を入力するためのキーボードなどのユーザインターフェースを備えることができる。又はインターフェースを介して血圧計と接続しても良い。

【 0 0 3 1 】

なお、本実施の形態では、後述するように最高血圧を用いて血液流動性を算出するように構成されているため、血圧データとして少なくとも最高血圧が入力されるようになって

10

20

30

40

50

いる。このように血液流動性演算部 32 は上記のような血圧取得手段も備えている。
図 3 に示すように、速度波形演算部 31 で検出される流速は心臓の心拍に伴って上下し拍動している。

【0032】

血液流動性演算部 32 は、速度波形演算部 31 から取得した流速データから流速の最大値 V_{max} を取得する。 V_{max} を取得するための流速の最大値は、検出された最大値のうちの何れでも良い。なお、流速データから最大流速を抽出し、これを平均して V_{max} としても良い。

血流速度が V_{max} となるときの血圧は最大血圧であると考えられるので、血液流動性演算部 32 は、血圧測定 6 による最大血圧を取得して、これを V_{max} 取得時の血圧 P_{max} 10
とする。

なお、本実施の形態では、流速の測定と、血圧の測定と、を別々に行うため、血圧測定による流速の変化を考慮する必要はない。

血圧の測定は、腕を圧迫するなどして血流に変化を生じさせるため、このように、血圧の測定と、流速の測定とを時間差をおいて行うのが望ましい。

血液流動性演算部 32 は、このようにして V_{max} 、及び P_{max} を取得すると、これを次の式 (4) に代入して血液の流動性 H を算出する。

【0033】

【数 3】

$$H = V_{max} \div P_{max} \quad (4)$$

20

なお、式 (4) の血液流動性計算では、流速、血圧の最大値を用いたが、これは、最大値を用いると値対応する流速、血圧の値の取得が容易であるためである。即ち、流速が最大になるときに、血圧も最大になると考えられるため、流速最大値における血圧を最大血圧とすることができる。式 (4) は、これら最大値でなくても一般に成り立つ式であり、ある流速における血圧がわかる場合は、これらを式 (4) に代入して血液流動性を求めることができる。

【0034】

血管硬度演算部 33 は、速度波形演算部 31 より、血液の流速データを取得し、時間で 2 階微分することにより、図 4 に示す波形を得られる。図 4 の横軸は時間を、縦軸は血流速度の 2 階微分したものを示す。この 2 階微分した波形は、血管の硬さに応じて特徴が表れ、図 4 に示す a と b の比率、又は、a と c の比率を求めると、血管の硬さに良く対応するので、この比率を血管硬度とした。この血管硬度演算部 33 は血管硬度演算手段を構成している。

30

【0035】

ここで、血液流動性演算部 32、及び、血管硬度演算部 33 が血液流動性、及び、血管硬度を算出する原理について説明する。

血液は非ニュートン流体であるが、ある瞬間においてハーゲン・ポアズイユの式が成立つとし、血流速度の変動が単純なサイン波であるとする、血流速度 v は、式 (5) のように表すことができる。

40

【0036】

【数 4】

$$v = R^2 \times \Delta P \times \cos(\omega t - kz) \div (4 \times \eta) \quad (5)$$

ここで、 R は血管径、 ΔP は圧力勾配、 ω は周波数、 k は波数、 z は血流の進行方向の位置である。式 (4) と式 (5) の変形式から、式 (6) が得られる。

【0037】

【数 5】

$$H = V_{max} \div P_{max} \div v \div \Delta P = \{ R^2 \times \cos(\omega t - kz) \div 4 \} \div \eta \quad (6)$$

50

従って、血液流動性 H に大きな影響があると考えられる粘性 η と反比例する関係に有ることがわかる。

【 0 0 3 8 】

また、式 (5) を 2 階微分すると、

【 0 0 3 9 】

【 数 6 】

$$d^2 t / d t^2 = -\omega^2 \times R^2 \times \Delta P \times \cos (\omega t - k z) \div (4 \times \eta) \quad (7)$$

となる。ここに式 (8)、式 (9) の関係式を式 (7) に代入すると、式 (1 0) が得られる。

【 0 0 4 0 】

【 数 7 】

$$\omega = c \times K \quad (8)$$

$$c = \sqrt{E \times h \div R \div \rho} \quad (9)$$

$$d^2 t / d t^2 = -K^2 \times E \times h \times R \times \Delta P \times \cos (\omega t - k z) \div (4 \times \rho \times \eta) \quad (10)$$

ここで、 c は脈波の位相速度、 E はヤング率 (即ち血管の硬さ)、 h は血管壁の厚さ、 ρ は血管の密度である。

【 0 0 4 1 】

E (ヤング率、即ち血管の硬さ) が 2 階微分した式 (1 0) の実数項に表れている。実際には血流波形はサイン波ではないので、単純に求めることはできないが、実際の血流波形を 2 階微分した波形の特徴点を求めることによって、ヤング率が強調されたパラメータとなり、今回は先に述べた図 4 に示す a と b の比率、又は、 a と c の比率を求めると、血管の硬さに良く対応する。

演算部 3 は、以上のようにして血液流動性、血管硬度を算出するために、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、EEPROM (Electrically Erasable and Programmable ROM) などのハードウェアを備えている。

【 0 0 4 2 】

CPU は中央処理装置であって、ROM、RAM、EEPROM などに記憶されているプログラムに従って、各種の演算処理、演算部 3 全体の制御、回路部 2 や出力部 4 とのデータの送受信の制御などを行う。

ROM は、演算部 3 を機能させるための基本的にパラメータやプログラムなどを記憶した読み出し専用の記憶媒体である。CPU は、これらのパラメータやプログラムを用いて、血液循環状態測定装置の起動時にこれを初期状態に設定するなどする。

RAM は随時読み出し書き込みが可能な記憶媒体である。RAM は、例えば、CPU が血液流動性、血管硬度を算出する際に、受信回路 2 2、受信回路 2 3、血圧測定部 6 などから取得してデータを記憶するためのエリアを提供したり、また、これらのエリアに記憶されたデータを用いて血液流動性、血管硬度を算出する際のワーキングエリアを提供する。

EEPROM は、電氣的な操作によって、後からデータを書き換えたり消去したりすることが可能な ROM である。

【 0 0 4 3 】

本実施の形態では、EEPROM には、演算部 3 を機能させるための基本的なプログラムである OS (Operating System) や、血液流動性、血管硬度を算出するための算出プログラムなどが記憶されている。

CPU は、算出プログラムを実行することにより、速度波形演算部 3 1、血液流動性演算部 3 2、血管硬度演算部 3 3 などの各機能部がソフトウェア的に構成される。

また、演算部 3 に、ハードディスクなどの大容量の記憶媒体を備え、ユーザの日々の血液

10

20

30

40

50

流動性を蓄積するように構成することもできる。

【0044】

更に、演算部3に、入出力インターフェースを備え、血液流動性データ、血管硬度データを外部のコンピュータなどに出力したり、あるいは、外部からデータやプログラムを読み込むように構成することもできる。

また、フレキシブルディスク、光磁気ディスク、半導体メモリなどで構成された外部記憶媒体を駆動する記憶媒体駆動装置を演算部3に備え、血液流動性データ、血管硬度データをこれらの外部記憶媒体に書き込んだり、あるいは、外部記憶媒体に書き込まれたデータやプログラムを読み込んだりできるように構成することもできる。

【0045】

以上は、演算部3のハードウェア的な構成の一例であって、これは演算部3の構成を限定するものではなく、速度波形演算部31、血液流動性演算部32、血管硬度演算部33を形成するものであればどのようなものでも良い。

【0046】

また、センサ部1の出力はアナログデータであり、演算部3で処理するデータはデジタルデータであるので、何れかの段階でアナログデータをサンプリングしてデジタルデータに変換する必要があるが、これは、回路部2で行うように構成しても良いし、あるいは演算部3で行うように構成しても良い。

【0047】

次に出力部4について説明する。出力部4は、図示しないが結果表示部を備えており、血液流動性演算部32、血管硬度演算部33から出力されたデータを表示する。

【0048】

表示装置は、例えば、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、CRTディスプレイなどで構成されており、血液流動性の値や血管硬度の値を数値で表示する。また、血液流動性の値や血管硬度の値を図5に示すグラフなどを用いて表示することも可能である。

【0049】

図5は横軸に血管硬度を、縦軸は血液流動性を示す。図5において、血管硬度は左になるほど血管が硬い状態であり、血液流動性は下に行くほど、流動性が悪い状態であることを示す。血液の循環は、血液の流れやすさと、血管の硬さによって血栓などの障害を発生すると考えられるので、図5において、なるべく右上にマークされるほうが血液循環の状態はよいと考えられる。

【0050】

また、図5と同一の被験者に別途、頭部の核磁気共鳴断層撮影法(MRI)による診断を行い、有所見者(MRI画像上で脳虚血性変化異常の所見を認めた者)の被験者をマークすると図6が得られる。図6での黒点が、有所見者である。図6から有所見者の分布が左下の方に固まることから、今後は、本発明による測定装置を用いるだけで、容易にMRIでの有所見者を見つけられることがわかる。MRIの検査方法は、時間と費用がかかり、被験者の負担が大きいといえるが、本発明による装置を用いれば、測定時間は数十秒であり、被験者への負担はかなり減少する。

【0051】

以上、本実施の形態について説明したが、これにより次のような効果を得ることができる。

(1) 非侵襲にて血液流動性と血管硬度を測定することができる。

(2) 血液流動性と血管硬度と2つの指標から血液循環の健康状態を把握するので、より正確な血液循環の健康状態を把握することができる。

(3) センサ部1、回路部2、演算部3、出力部4の何れも小型化が可能なため、ユーザが家庭などに設置して手軽に血液流動性と血管硬度を測定することができる。

【0052】

また、本実施の形態では、血液の流速を計測するのに超音波を用いたが、これは計測用の波動を超音波に限定するものではなく、例えば、レーザなど他の波動を用いて計測を行

10

20

30

40

50

うことも可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】本発明に係わる血液循環状態測定装置のセンサ部を模式的に示す図である。

【図 2】本発明に係わる血液循環状態測定装置の構成を説明するためのブロック図である。

。

【図 3】本発明に係わる血液循環状態測定装置によって得られる血流速度波形を示す図である。

【図 4】血管硬度の算出方法を説明するための図である。

【図 5】血液流動性と血管硬度の分布例を示す図である。

10

【図 6】MRI の画像所見との相関を示す図である。

【符号の説明】

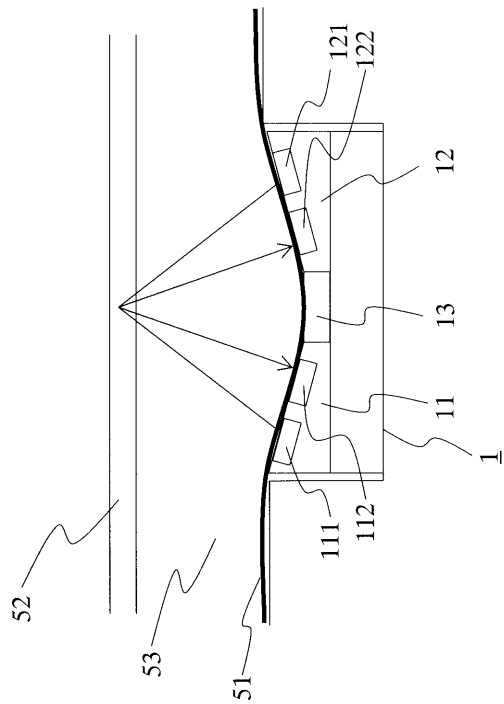
【 0 0 5 4 】

- 1 センサ部
- 1 1 超音波センサ A
- 1 1 1 発信素子
- 1 1 2 受信素子
- 1 2 超音波センサ B
- 1 2 1 発信素子
- 1 2 2 受信素子
- 1 3 基底部
- 2 回路部
- 2 1 発信回路
- 2 2 受信回路 A
- 2 3 受信回路 B
- 3 演算部
- 3 1 速度波形演算部
- 3 2 血液流動性演算部
- 3 3 血管硬度演算部
- 4 出力部
- 5 1 皮膚
- 5 2 血管
- 5 3 生体内
- 6 血圧測定部

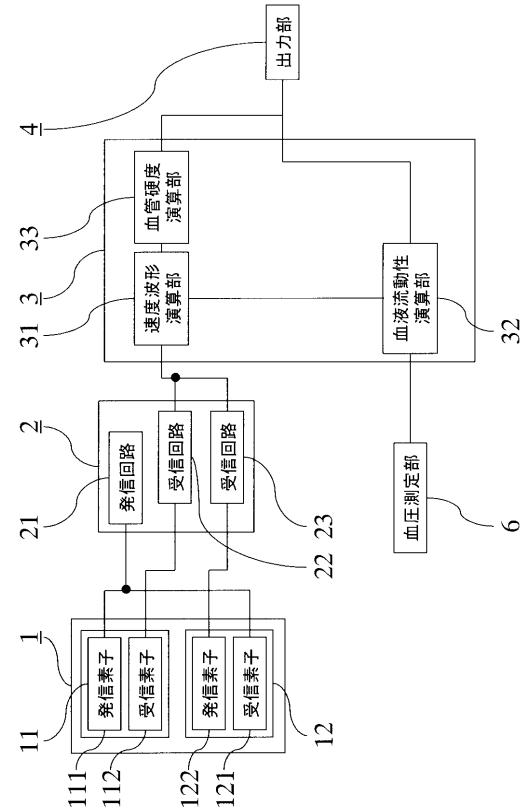
20

30

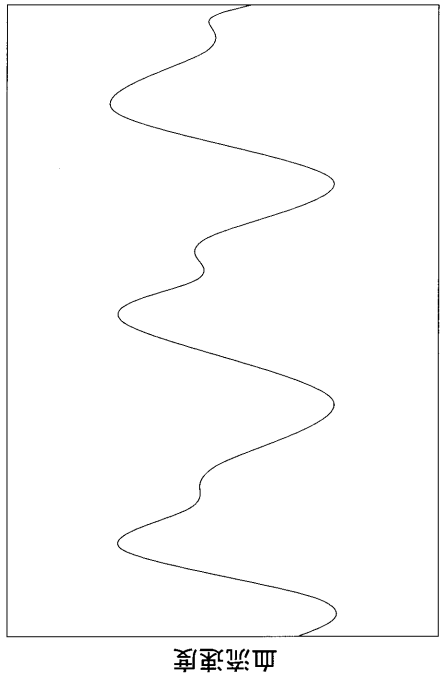
【 図 1 】



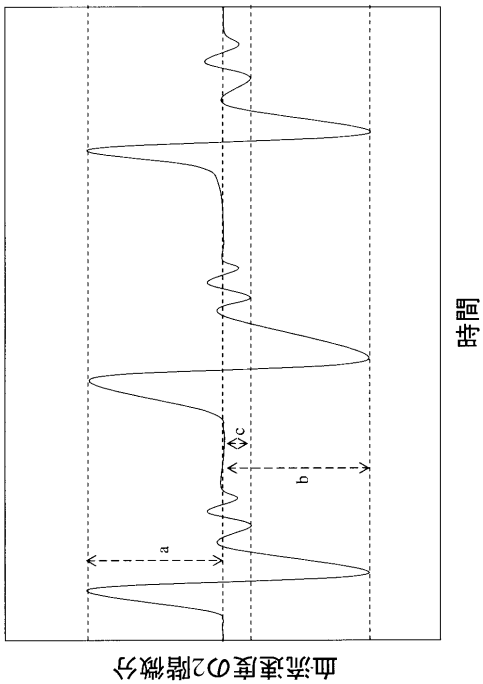
【 図 2 】



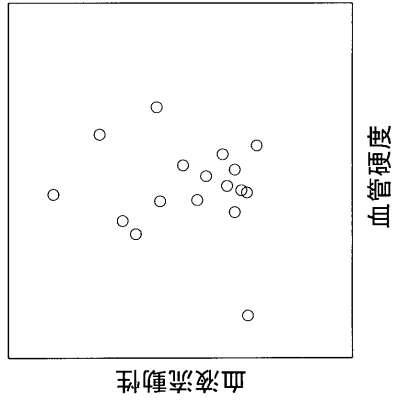
【 図 3 】



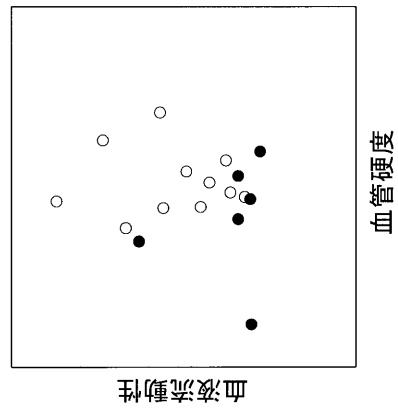
【 図 4 】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(73)特許権者 505392053

村田 幸治

島根県簸川郡斐川町大字富村 1 9 0 2 番地 2 0

(74)代理人 100154863

弁理士 久原 健太郎

(74)代理人 100142837

弁理士 内野 則彰

(74)代理人 100123685

弁理士 木村 信行

(74)代理人 100079212

弁理士 松下 義治

(72)発明者 中村 敬彦

千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番地 セイコーインスツル株式会社内

(72)発明者 木村 文雄

千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番地 セイコーインスツル株式会社内

(72)発明者 亀井 勉

島根県出雲市松寄下町 6 8 1 番地 3

(72)発明者 村田 幸治

島根県簸川郡斐川町大字富村 1 9 0 2 番地 2 0

審査官 渡▲辺▼ 純也

(56)参考文献 特開平 0 9 - 2 5 9 3 8 4 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 9 0 2 2 6 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 0 4 9 6 4 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 0 6 6 0 8 7 (J P , A)

特開平 0 4 - 2 5 0 1 3 5 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 1 3 0 9 6 9 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 0 7 0 7 5 8 (J P , A)

国際公開第 2 0 0 2 / 0 8 5 2 0 4 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 2 ~ 5 / 0 3

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	血液循环状态测量装置		
公开(公告)号	JP4880971B2	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	JP2005305754	申请日	2005-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 龟井勉 村田浩二		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 龟井勉 村田浩二		
当前申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司 龟井勉 村田浩二		
[标]发明人	中村敬彦 木村文雄 亀井勉 村田幸治		
发明人	中村 敬彦 木村 文雄 亀井 勉 村田 幸治		
IPC分类号	A61B5/02 A61B8/06 A61B5/0285 A61B5/0205		
FI分类号	A61B5/02.A A61B8/06 A61B5/02.340.H A61B5/02.D A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AA11 4C017/AC23 4C017/BD05 4C017/CC01 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD18 4C601/DD26 4C601/DE02 4C601/EE12 4C601/HH03 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行 松下善治		
其他公开文献	JP2007111244A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种血液循环状态测量装置，用于测量指示血液流动性的指标值和通过无创测量指示血管硬度的指标值。

ŽSOLUTION：血液循环状态测量装置使用血液的流速和血压进行规定的计算，并计算血液流动性和血管硬度。超声波的连续波被传递到血流，并且血液的流速从反射的连续波的频率的变化量（多普勒频移）获得。同时，通过血压计等测量的值用于血压。通过将以上述方式获得的值中的最大流速和最大血压输入到规定的计算公式来计算血液流动性，并且从作为二阶导数的波形获得血管硬度。血流速度的波形。允许血液循环状态测量装置同时获得血液流动性和血管硬度的两个指标，并且通过获得两个指标的分布，与患者相比，更容易识别健康状态，同时减轻患者的负担。常规检验方法。 Ž

【 图 1 】

