

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4648700号
(P4648700)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/0285 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 4 0 H
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-380855 (P2004-380855)	(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
(22) 出願日	平成16年12月28日(2004.12.28)	(74) 代理人	100154863 弁理士 久原 健太郎
(65) 公開番号	特開2006-181268 (P2006-181268A)	(74) 代理人	100142837 弁理士 内野 則彰
(43) 公開日	平成18年7月13日(2006.7.13)	(74) 代理人	100123685 弁理士 木村 信行
審査請求日	平成19年7月10日(2007.7.10)	(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液レオロジー測定装置、及び血液レオロジー測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体表面から生体内の動脈血流に対して超音波を送信する発信素子と生体中で反射された反射波を受信する受信素子とからなるセンサ部と、前記発信素子を駆動する送信回路と前記受信素子で受信したドップラー信号を検波する受信検波回路とからなる回路部と、前記受信検波回路によって検波された前記ドップラー信号を演算する演算部と、前記演算部で得られた結果を出力する出力部とを備える血液レオロジー測定装置において、

前記演算部は、前記受信検波回路から出力する前記ドップラー信号を高速フーリエ変換して演算を行うFFT演算処理部と、該FFT演算処理部から出力する演算結果に基づいて、血流速度に対応する信号波形を演算する血流速度波形演算処理部と、該血流速度波形演算処理部において演算された脈動毎の前記信号波形の最大値と最小値に対応する時刻におけるドップラーシフト量成分毎の信号強度を積算し、前記最大値に対応する時刻における第1の積算値と前記最小値に対応する時刻における第2の積算値との変化割合から血液レオロジーの指標値を算出し、前記出力部に出力する血液レオロジー指標演算処理部とを備えることを特徴とする血液レオロジー測定装置。

【請求項2】

前記センサ部は、前記発信素子と受信素子とを1対とする複数対の超音波センサからなり、前記演算部は、前記受信検波回路を介して得られたそれぞれの対の前記超音波センサの受信素子からの前記ドップラー信号に基づいて前記信号強度を積算し、それぞれの対の対応する所定時刻における前記積算値の平均値を前記第1の積算値及び第2の積算値とし

て前記変化割合を算出し、血液レオロジーの指標値を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 3】

前記変化割合を心拍の拍動毎に求め、拍動毎の前記変化割合の平均値から血液レオロジー指標値を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 4】

前記変化割合は、前記第 2 の積算値を前記第 1 の積算値で除算することにより算出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 5】

前記変化割合は、前記第 1 の積算値と前記第 2 の積算値との差を前記第 1 の積算値で除算することにより算出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の血液レオロジー測定装置。

10

【請求項 6】

血液の流動性を表す血液レオロジーを測定する血液レオロジー測定方法であって、
生体表面から生体内の動脈血流に対して超音波を送受信し、受信したドップラー信号を検波する第 1 の工程と、前記ドップラー信号を高速フーリエ変換して血流速度に対応する信号波形を演算する第 2 の工程と、脈動毎の前記信号波形の最大値と最小値に対応する時刻におけるドップラーシフト量成分毎の信号強度を積算する第 3 の工程と、前記最大値に対応する時刻における第 1 の積算値と前記最小値に対応する時刻における第 2 の積算値との変化割合から血液レオロジーの指標値を算出する第 4 の工程と、からなることを特徴とする血液レオロジー測定方法。

20

【請求項 7】

発信素子と受信素子を 1 対とする複数対のセンサを用いて前記第 1 から第 3 の工程までを行い、前記第 4 の工程において、それぞれの対に対応する所定時刻における前記積算値の平均値を前記第 1 の積算値及び第 2 の積算値とすることを特徴とする請求項 6 に記載の血液レオロジー測定方法。

【請求項 8】

前記第 4 の工程において、前記変化割合を心拍の拍動毎に求め、拍動毎の前記変化割合の平均値から血液レオロジー指標値を算出することを特徴とする請求項 6 に記載の血液レオロジー測定方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に血液のサラサラ/ドロドロ度と称される流動性を表す血液レオロジー測定装置及び血液レオロジー測定方法にかかわり、特に動脈を流れる血流を測定し、人体組織の活動の基になる微小循環血流を見極め、健康の評価、疾患の診断、薬品の効果の評価等を行う技術に関する。

【背景技術】

【0002】

人間の健康の評価、疾患の診断、人体への薬品の効果の評価、食品の健全性・機能性の評価等を行うために、血液レオロジーを計測して、その結果から前記の評価や診断を行っていくことが従来から行われている。従来技術としては、血液流動性測定装置として被検者から血液を採取し、リソグラフィックな手法で製作されたマイクロチャネルアレイを用いて、定圧下の血流の通過時間から血液レオロジーを計測する方法が知られている。(非特許文献 1 参照)

40

しかし、従来のようなマイクロチャネルアレイを用いた血液レオロジー測定法では、どうしても被検者から血液を採取するために、注射針を用いて肘部に針を刺し、採血を行わなければならない。従って、食品成分の血液レオロジーへの影響をみるための *in vitro* 試験を行うとしても、同じ人から 1 日何回も血液採取を行うことができず、連続試験が困難であるという問題がある。また、医療機関を離れて個人が自宅等で自ら採血をして血液レ

50

オロジー測定を行おうとしても、従来例のような血液流動性測定装置を用いた一方法では、自宅に機器を置くこともできず、適切な処理もできないため、医療機関でしか測定ができないという問題もあった。

【0003】

ところで、血液レオロジーと生体内の血流速度は強い相関があると考えられている。すなわち、血液の粘性が高い場合、血流速度は遅く、一方、粘性が低い場合は血流速度が速いと考えられている。そのため、生体内の血流速度を計測することで、間接的に血液レオロジーを知ることが可能となる。(例えば、特許文献1参照。)

一方、血管内の血流速度から血液レオロジーの指標を算出するためには、前記特許文献1に記載されているように、血流速度の計測以外に、カフを用いて生体の血圧を測定する必要があるが、この血圧値と血流速度をもちいて血液レオロジー、すなわち、血液の運動粘性率の指標を算出する方法として、対象とする動脈内部の血流圧力を血圧値で近似するといった概念に基づく方法がある。

【特許文献1】特開2003-159250号公報「血液レオロジー測定装置」

【非特許文献1】菊池佑二「毛細血管モデルを用いた全血流動性の測定」(食品研究成果情報, NO.11 1999年発行)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、血圧値と血流速度をもちいて血液レオロジー、すなわち、血液の運動粘性率の指標を算出する方法は、血圧測定のための機構及び煩雑さ等の観点から、手首や指先等の部位で血液レオロジーを測定するために必要不可欠な装置の小型化が困難であるという問題があった。

【0005】

本発明の目的は、手首や指先等の部位で測定可能あり、血圧測定を必要としない小型の血液レオロジー測定装置及び血液レオロジー測定方法を提供する事である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る血液レオロジー測定装置、及び血液レオロジー測定方法は、上記課題を解決するために、生体表面から生体内の動脈血流に対する超音波の送受信を行う超音波送受信素子からなるセンサを用いて、時間変化する血流情報を超音波の送受信で得られるドップラー信号によって観測する。さらに、得られたドップラー信号からドップラーシフト量成分毎の強度を求め、ドップラーシフト量成分毎の強度を積分する信号強度を求める。信号強度が血流によって変化することを利用し、血流の最大時の信号強度と最小時の信号強度の変化割合を血液レオロジーの指標として、演算する手段を備えることによって、上述の課題を解決するものである。

信号強度の変化割合とは、以下に記すものである。

送信信号強度を I_0 とおき、ある時間 t での受信信号強度 I_t とおくと、 I_0 と I_t の関係は式1で表せる。

【0007】

【数1】

$$I_t = I_0 \times F(x) \times G_t(y) \quad (\text{式1})$$

ここで、 $F(x)$ は主に皮膚・生体内を伝播するときの減衰項、 $G_t(y)$ は主に血流からの反射項である。血流の最大時を I_{\max} 、最小時を I_{\min} とすると、それぞれ式2、式3で表せる。

【0008】

10

20

30

40

【数2】

$$I_{\max} = I_0 \times F(x) \times G_{\max}(y) \quad (\text{式 2})$$

【0009】

【数3】

$$I_{\min} = I_0 \times F(x) \times G_{\min}(y) \quad (\text{式 3})$$

式2・式3では減衰項の項があるため、 I_{\max} や I_{\min} と他の血液レオロジー指標との相関をとると、減衰項の個人差が影響するために、良い相関は得られない。 10

そこで、 I_t の変化割合 I' を求める式を式4のようにすることで、 $F(x)$ を除算でき、個人差による減衰項の違いを除去できる。

【0010】

【数4】

$$I' = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max}} = \frac{G_{\max}(y) - G_{\min}(y)}{G_{\max}(y)} \quad (\text{式 4})$$

$G_t(y)$ の成分としては、赤血球からの反射成分を $G_t(r)$ 、白血球からの反射成分を $G_t(w)$ 、血小板からの反射成分を $G_t(p)$ 、骨・筋肉等の反射成分を $G_t(o)$ とすると、 $G_t(y)$ は式5で表せる。 20

【0011】

【数5】

$$G_t(y) = G_t(r) + G_t(w) + G_t(p) + G_t(o) \quad (\text{式 5})$$

となる。 I_t の信号の中で、ドップラーシフト成分を抽出する場合、骨等からの反射にドップラーシフトは発生しないとみなせるので、式6が成立つ。

【0012】

【数6】

$$G_t(o) \approx 0 \quad (\text{式 6})$$

また、血流中で最も多くしめるものは赤血球であり、白血球・血小板は赤血球に比較して、非常に少ないので、式7が成立つ。

【0013】

【数7】

$$G_t(r) \gg G_t(w), G_t(p) \quad (\text{式 7})$$

40

従って、式4に式5から式7を代入して、整理すると、変化割合 I' は、式8となる。

【0014】

【数8】

$$I' \approx \frac{G_{\max}(r) - G_{\min}(r)}{G_{\max}(r)} \quad (\text{式 8})$$

I_t の変化割合 I' を求めることは、式8から、赤血球の移動量に応じたもの(速度分布)の変化割合を表すこととなる。血液の粘性が高ければ、速度分布の変化が小さくなり、血 50

液の粘性が低ければ速度分布の変化は大きくなる。ドップラー信号をFFT (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換) 解析し、ドップラーシフト量成分の信号強度を積分して求めることは、ドップラー信号が主に赤血球の移動によって生じていることから、赤血球の速度分布 $G_t(r)$ を求める一つの表現方法である。

従って、信号強度の変化割合を求めることは、赤血球速度分布の成分の変化割合を求めることであり、血液の粘性が高ければ、信号強度の変化割合の値は小さくなり、血液の粘性が低ければ、信号強度の変化割合の値は大きくなる。

【発明の効果】

【0015】

図8は、本発明の効果を示す特性図であって、本発明に係る血液レオロジー装置にて測定した血液レオロジーの指標値と血液流動性測定装置を用いた採血方式による血液レオロジーの指標である全血通過時間の相関を示している。詳細は後述するが、縦軸は本発明での指標値を示しており、指標値が小さいということは血液の粘性が大きいことを意味する。横軸は全血通過時間を示しており、全血通過時間の値が小さいということは、血液の粘性が小さいことを意味する。即ち血液の粘性が大きくなると、本発明の指標値では小さくなり、全血通過時間は大きくなるということである。これらの関係から、図8は、本発明での指標値と全血通過時間とは有意な相関を有しているといえる。

10

【0016】

従って、本発明に係る血液レオロジー測定装置は、血圧測定を必要とせずに手首や指先で血液レオロジーを測定する事が可能となり、小型の血液レオロジー測定装置が供給できる。その結果、被験者から採血を行うことなく、専門家以外の誰でも手軽に正確なレオロジーを調べることができ、健康状態の確認に利用することができるようになる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図1に、本発明に係る血液レオロジー測定装置の構成を示すブロック図を示す。センサ部1は、2対の超音波センサ11及び12と圧力センサ13と温度センサ14から構成されている。超音波センサ11は発信素子111と受信素子112、超音波センサ12は発信素子121と受信素子122から構成されている。これらの送信素子及び受信素子はPZTなどの圧電素子が適している。

【0018】

センサ部1において、超音波センサを2対用いる理由であるが、2対の超音波センサを血流に対して異なる角度に配置することにより、生体中の見えない血管の流れる方向を特定し、接触位置によらず安定し、高精度に測定が可能になるからである。

30

【0019】

回路部2は発信素子111及び121を駆動する送信回路21と、受信素子112及び122からの受信信号を受信し、ドップラー信号を検波する受信検波回路22と、圧力センサ13にかかる荷重を検出する検出回路23と、温度センサ14が感知する温度を検出する検出回路24から構成されている。受信検波回路22と、検波回路23と、検波回路24から得られる信号は演算部3に送られる。

【0020】

演算部3はFFT (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換) 演算処理部31と血流速度波形演算処理部32と血液レオロジー指標演算処置部33から構成される。FFT演算処理部31は受信検波回路22で得られるドップラー信号に対してFFT演算を行い、その結果を血流速度波形演算処理部32及び血液レオロジー指標演算処置部33に送る。血流速度波形演算処理部32ではFFT演算処理部31の演算結果を更に演算処理することで血流速度及び血流速度波形を求める。血液レオロジー指標演算処置部33ではFFT演算処理部31の演算結果を更に演算処理することで血液レオロジーを求める。これらの結果は、出力部4に送られる。

40

出力部4はモニター或いはスピーカーであり、演算結果をモニター上に表示或いは音により表現する。

50

【 0 0 2 1 】

図2に本発明での測定方法を模式図で示す。センサ部1は本体の筐体に組み込まれており、図示しないが、フレキシブル配線基板等によりセンサ部1と回路部2は接続されている。図2に示すとおり、超音波センサ11及び超音波センサ12の角度及び間隔などの配置位置は、超音波センサ11によって送受信される超音波と、超音波センサ12によって送受信される超音波が交差する部分と、測定する動脈血管52が重なるように設計することで、様々な測定部位での正確な測定が可能となる。

【 0 0 2 2 】

温度センサ14は測定部位の温度周辺を測定するために設けている。図2では、2つの超音波センサ間に埋め込むことで、小型化している。本方法では小型化を実現するために、温度センサ14にはチップサーミスタを用いている。また、圧力センサ13上に2つの超音波センサを構成することで測定部位にかかる圧力を測定できる。圧力センサ13及び温度センサ14を備える理由は、測定が適正に行われているかを判断するためのものであり、その判断は血流速度波形演算処理部32及び血液レオロジー指標演算処置部33で行われる。

【 0 0 2 3 】

図2に示すように測定部位の皮膚51とセンサ部1を密着させて測定すると、血流速度波形演算処理部32での演算結果として図3に示す血流速度波形がえられる。図3は横軸が時間であり、縦軸が血流速度である。心臓は収縮と弛緩を周期的に行っているため、心拍に対応した血流速度の変化が測定される。血流速度は、心臓が収縮するとき上昇し、心臓が弛緩するとき下降するので、心拍毎に血流速度のピークとボトムが得られ、図3において血流速度のボトムが時刻T1・T3・T5に表れ、血流速度のピークが時刻T2・T4・T6に表れる。

【 0 0 2 4 】

このとき、血流波形のボトム時とピーク時即ち図3のT1及びT2の時のドップラー信号に対して、FFT演算処理部31では図4から図7が得られる。図4から図7において、横軸はドップラーシフト量、縦軸は信号強度であり、図4は時刻T1のときの受信素子112から得られた結果であり、図5は時刻T1のときの受信素子122から得られた結果であり、図6は時刻T2のときの受信素子112から得られた結果であり、図7は時刻T2のときの受信素子122から得られた結果である。

【 0 0 2 5 】

図4において図に示すようにドップラーシフト量成分の信号強度を積分すると、積分値S1が得られる。同様に図5から図7においても積分値S2からS4が得られる。ここで、血流速度のボトム時の信号強度をS1とS2の平均値ST1を求め、ピーク時の信号強度をS3とS4の平均値ST2を求める。ST1をSminとし、ST2をSmaxとし、SminとSmaxの変化割合を血液レオロジーの指標値とすると、採血方式の血液レオロジー指標である全血通過時間と相関がある。測定は心拍1拍分だけを行うのではなく、数秒間行うので、心拍毎のピーク時とボトム時の信号強度を求め、更にピーク時毎に平均した値をSmaxとし、ボトム時毎に平均した値をSminとする。図3を用いて説明しなおすと、血流速度のボトム時としてT1・T3・T5が観測されているので、それぞれの信号強度をST1・ST3・ST5と求める。このとき、Sminは、式9で表される。

【 0 0 2 6 】

【数9】

$$S_{\min} = \frac{(ST1 + ST3 + ST5)}{3} \quad (\text{式 9})$$

同様にSmaxは、式10で表される。

【 0 0 2 7 】

10

20

30

40

【数 1 0】

$$S_{\max} = \frac{(ST2 + ST4 + ST6)}{3} \quad (\text{式 } 10)$$

となる。本発明での血液レオロジーの指標値、即ち、変化割合 を求める式としては、式 11とした。

【 0 0 2 8】

【数 1 1】

$$\eta = \frac{(S_{\max} - S_{\min})}{S_{\max}} \quad (\text{式 } 11)$$

10

変化割合 を求める式としてはこれに限らなく、例えば式12でもよい。

【 0 0 2 9】

【数 1 2】

$$\eta = \frac{S_{\min}}{S_{\max}} \quad (\text{式 } 12)$$

20

これらの演算を血液レオロジー指標演算処置部 3 3で行う。

【 0 0 3 0】

図 8 に本発明の方式と採血方式との相関を示す。図8において横軸は採血方式の血液レオロジーの指標である全血通過時間であり、縦軸は本発明での血液レオロジーの指標値である。測定は本発明の方式で測定した直後に採血方式での測定を行っている。また、本発明の方式では指尖部位の血流を測定した。ドップラーシフト量成分の信号強度の積分範囲は、0Hz ~ 5kHzとした。この範囲は測定部位や、発信素子の駆動周波数によって、適宜変える必要がある。また、測定時間は数秒間行うので、心拍毎に血流速度のボトム時の信号強度とピーク時の信号強度を求め、それらを平均してSmin・Smaxを求めた。

信号強度の変化割合 と全血通過時間の相関については、以下のように、説明できる。

30

送信信号強度をI₀とおき、ある時間 t での受信信号強度I_tとおくと、I₀とI_tの関係は式1で表せる。

【 0 0 3 1】

【数 1 3】

$$I_t = I_0 \times F(x) \times G_t(y) \quad (\text{式 } 1)$$

ここで、F(x)は主に皮膚・生体内を伝播するときの減衰項、I_tは主に血流からの反射項である。血流の最大時をI_{max}、最小時をI_{min}とすると、それぞれ式2、式3で表せる。

【 0 0 3 2】

【数 1 4】

$$I_{\max} = I_0 \times F(x) \times G_{\max}(y) \quad (\text{式 } 2)$$

40

【 0 0 3 3】

【数 1 5】

$$I_{\min} = I_0 \times F(x) \times G_{\min}(y) \quad (\text{式 } 3)$$

50

式2・式3では減衰項の項があるため、 I_{\max} や I_{\min} と他の指標との相関をとると、減衰項の個人差が影響するために、良い相関は得られない。

そこで、 I_t の変化割合 I' を求める式を式4もしくは式13のようにすることで、 $F(x)$ を除算でき、個人差による減衰項の違いを除去できる。

【0034】

【数16】

$$I' = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max}} = \frac{G_{\max}(y) - G_{\min}(y)}{G_{\max}(y)} \quad (\text{式 4})$$

10

【0035】

【数17】

$$I' = \frac{I_{\max}}{I_{\min}} = \frac{G_{\max}(y)}{G_{\min}(y)} \quad (\text{式 13})$$

$G_t(y)$ の成分としては、赤血球からの反射成分を $G_t(r)$ 、白血球からの反射成分を $G_t(w)$ 、血小板からの反射成分を $G_t(p)$ 、骨・筋肉の反射成分を $G_t(o)$ とすると、 $G_t(y)$ は式5で表せる。

20

【0036】

【数18】

$$G_t(y) = G_t(r) + G_t(w) + G_t(p) + G_t(o) \quad (\text{式 5})$$

となる。 I_t の信号の中で、ドップラーシフト成分を抽出する場合、骨等からの反射にドップラーシフトは発生しないとみなせるので、式6が成立つ。

【0037】

【数19】

$$G_t(o) \approx 0 \quad (\text{式 6})$$

また、血流中で最も多くしめるものは赤血球であるので、式7が成立つ。

【0038】

【数20】

$$G_t(r) \gg G_t(w), G_t(p) \quad (\text{式 7})$$

40

従って、式4もしくは式13に式5から式7を代入して、整理すると、変化割合 I' は、式8もしくは式14となる。

【0039】

【数 2 1】

$$I' \approx \frac{G_{\max}(r) - G_{\min}(r)}{G_{\max}(r)} \quad (\text{式 8})$$

【0040】

【数 2 2】

$$I' \approx \frac{G_{\max}(r)}{G_{\min}(r)} \quad (\text{式 14})$$

10

It の変化割合 I' を求めることは、式8もしくは式14から、赤血球の移動量に応じたもの（速度分布）の変化割合を表すこととなる。血液の粘性が高ければ、速度分布の変化が小さくなり、血液の粘性が高ければ速度分布の変化は大きくなる。ドップラー信号をFFT解析し、ドップラーシフト量成分の信号強度を積分して求めるStは赤血球の速度分布Gt(r)の一つの表現方法である。従って、信号強度の変化割合 を求めることは、赤血球速度分布の成分の変化割合を求めることであり、血液の粘性が高ければ、信号強度の変化割合は小さくなり、血液の粘性が小さければ信号強度の変化割合 は大きくなる。

【0041】

20

一方、血液流動性測定装置の全血通過時間は血液のサラサラ・ドロドロを示す指標となっており、血液がドロドロしている、即ち、血液の粘性が高いほど全血通過時間が大きくなることが知られている。従って、信号強度の変化割合 と全血通過時間には、右下がりの相関がある。

【0042】

ここまで、ドップラー信号をFFT処理することによって、血液レオロジーの指標値を求める方法について説明してきたが、速度分布を算出することでも血液レオロジーの指標値を求められる。図3に示す血流波形を求めるときに、同時に図9に示す速度分布を血流速度波形演算処理部32で算出する。図9は時刻T1における速度分布を算出しており、横軸が速度、縦軸が、速度成分の信号強度を示す。この時、速度成分に対して積分を実施し、ST1' を求める。同様に時刻T2・T3・T4・T5・T6において、速度成分の信号強度を求め、先ほど同様にSmin及びSmaxを求めることが可能である。そして、SminとSmaxの変化割合を血液レオロジー指標演算処置部33で演算することで、本発明での血液レオロジーの指標値とすることが可能である。

30

【産業上の利用可能性】

【0043】

本発明は、医療および健康維持・増進を目的として、体液の流動性を示す指標としての血液レオロジーを採血することなく求めることができる。また、食品が血液に及ぼす影響を容易に把握できるようになるので、食品開発における検査装置として利用可能である。

【図面の簡単な説明】

40

【0044】

【図1】血液レオロジー測定装置の構成を示すブロック図

【図2】測定状態の模式図

【図3】血流速度波形を示す図

【図4】時刻T1での受信素子112から得られるドップラーシフト成分と信号強度を示す図

【図5】時刻T1での受信素子122から得られるドップラーシフト成分と信号強度を示す図

【図6】時刻T2での受信素子112から得られるドップラーシフト成分と信号強度を示す図

50

【図7】時刻T2での受信素子122から得られるドップラーシフト成分と信号強度を示す図

【図8】本発明の効果を示す特性図

【図9】速度成分と強度を示す図

【符号の説明】

【0045】

1 センサ部

1 1 超音波センサ

1 1 1 発信素子

1 1 2 受信素子

10

1 2 超音波センサ

1 2 1 発信素子

1 2 2 受信素子

1 3 圧力センサ

1 4 温度センサ

2 回路部

2 1 超音波送信回路

2 2 超音波受信検波回路

2 3 圧力検波回路

2 4 温度検波回路

20

3 演算部

3 1 FFT演算処理部

3 2 血流速度波形演算処理部

3 3 血液レオロジー指標演算処置部

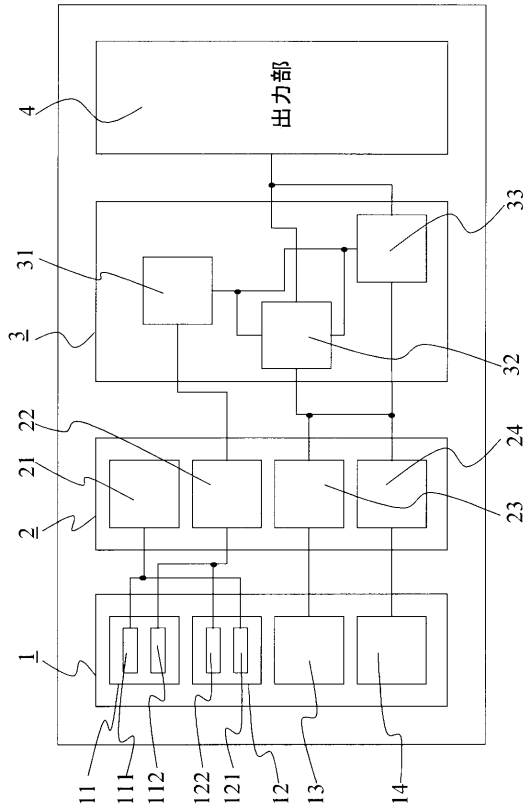
4 出力部

5 生体

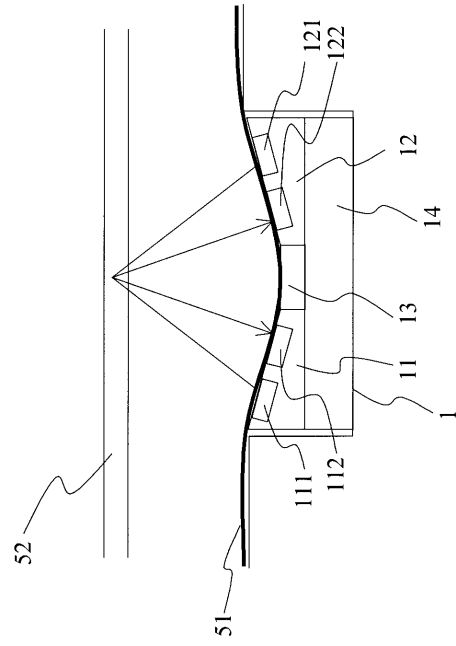
5 1 皮膚

5 2 動脈血管

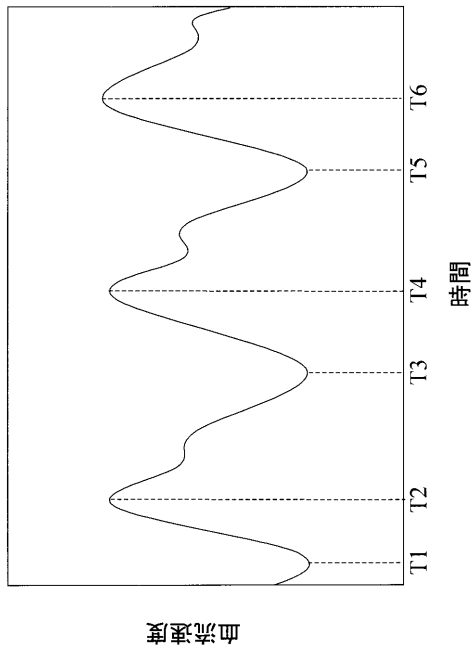
【図1】



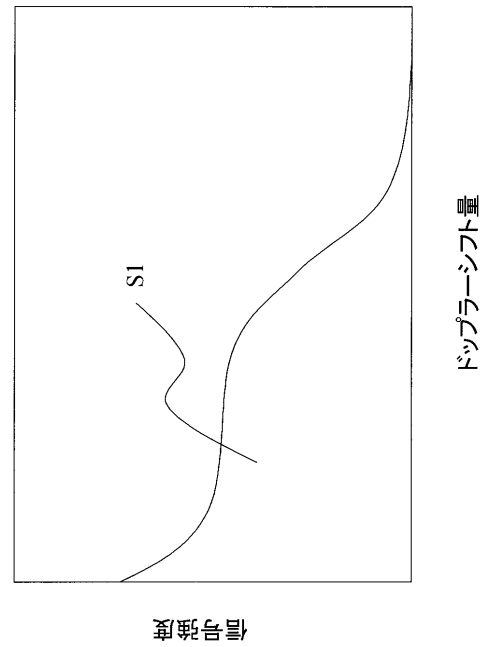
【図2】



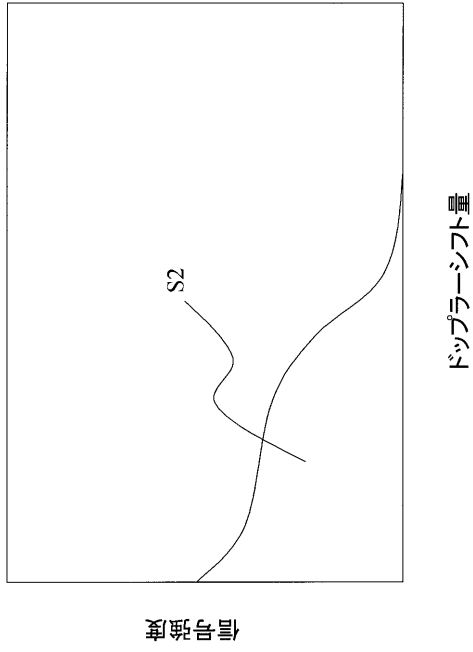
【図3】



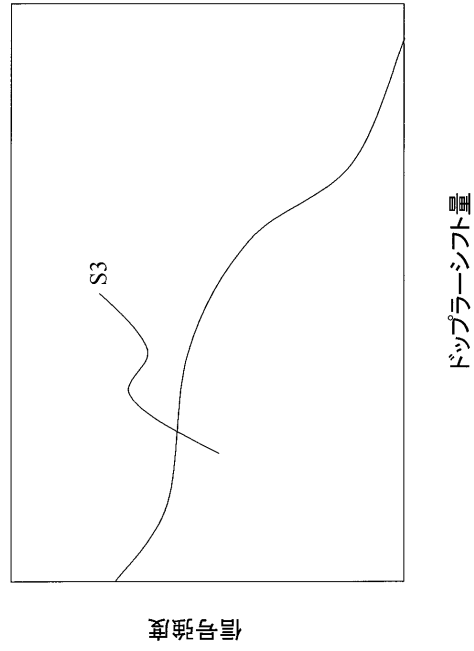
【図4】



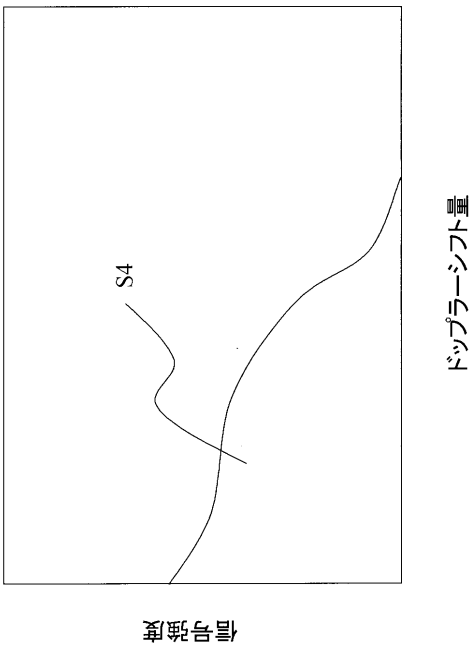
【図5】



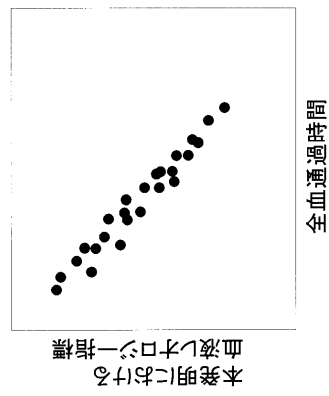
【図6】



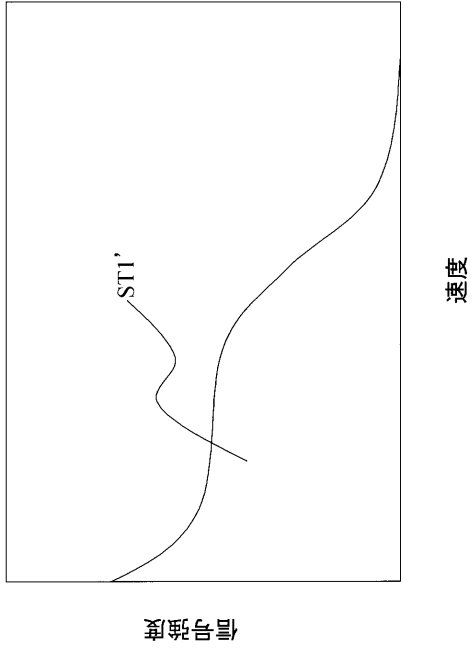
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 新荻 正隆
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 鈴木 瑞明
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

審査官 大 瀬 裕久

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 5 0 7 6 7 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 3 5 8 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 5 9 2 5 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 1 0 4 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 5 4 3 7 6 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 7 5 1 8 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 5 / 0 2 8 5
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	血液流变学测量仪和血液流变学测量方法		
公开(公告)号	JP4648700B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004380855	申请日	2004-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	中村敬彦 木村文雄 新荻正隆 鈴木瑞明		
发明人	中村 敬彦 木村 文雄 新荻 正隆 鈴木 瑞明		
IPC分类号	A61B5/0285 A61B8/06		
FI分类号	A61B5/02.340.H A61B8/06 A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA11 4C017/AA20 4C017/AB02 4C017/AB03 4C017/AC23 4C017/BC11 4C017/CC02 4C017/CC06 4C017/FF17 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JB49		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
其他公开文献	JP2006181268A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种紧凑的血液流变学测量装置和血液流变学测量方法，其可以在手腕，指尖等处测量，其不需要血压测量。 解决方案：通过使用包括超声波发射和接收元件的传感器观察通过发送和接收超声波而获得的多普勒信号用于时变血流信息，所述超声波发射和接收元件用于从活体表面发送和接收超声波到活体中的动脉血流。。此外，从所获得的多普勒信号获得每个多普勒偏移量分量的强度，并且获得对每个多普勒偏移量分量积分强度的信号强度。利用信号强度根据血流量变化的事实，血流最大值处的信号强度和最小信号强度的变化率被用作血液流变学的指标。 点域1

$$I' \approx \frac{G_{\max}(r) - G_{\min}(r)}{G_{\max}(r)}$$