

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4767551号
(P4767551)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.Cl. F I
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 13 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-35885 (P2005-35885)	(73) 特許権者	000002325
(22) 出願日	平成17年2月14日 (2005.2.14)		セイコーインスツル株式会社
(65) 公開番号	特開2006-218169 (P2006-218169A)		千葉県千葉市美浜区中瀬 1 丁目 8 番地
(43) 公開日	平成18年8月24日 (2006.8.24)	(74) 代理人	100154863
審査請求日	平成19年10月12日 (2007.10.12)		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
		(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および血液レオロジー計測方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体表面から生体内を測定し、前記生体内の動脈を流れる血液の血流速度に対応した血流速度波形を出力する第 1 の測定部と、

前記生体表面から前記生体内を測定し、前記動脈の内径の計測値、心臓の拍動運動にともなって伸縮する前記動脈の内径の変位量に対応した血管拍動変位波形を出力する第 2 の測定部と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形との位相差と、心拍周波数と、前記動脈の内径とから前記動脈内の血液レオロジーを算出するレオロジー演算処理装置とからなることを特徴とする血液レオロジー測定装置。

【請求項 2】

生体表面から生体内を測定し、前記生体内の動脈を流れる血液の血流速度に対応した血流速度波形を出力する第 1 の測定部と、

前記生体表面から前記生体内を測定し、前記動脈の内径と前記動脈の壁厚との計測値、心臓の拍動運動にともなって伸縮する前記動脈の内径の変位量に対応した血管拍動変位波形を出力する第 2 の測定部と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形との振幅比と、心拍周波数と、前記動脈の内径と、前記動脈の壁厚とから前記動脈内の血液レオロジーを算出するレオロジー演算処理装置とからなることを特徴とする血液レオロジー測定装置。

【請求項 3】

10

20

前記レオロジー演算処理装置は、

前記第 1 の測定部から出力された前記血流速度波形、または前記第 2 の測定部から出力された前記血管拍動変位波形から前記心拍周波数を算出する心拍数演算処理装置と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形とからそれぞれの波形の前記位相差を算出するパラメータ演算処理装置と、

算出された前記位相差と前記動脈の内径と前記心拍周波数とを用いて演算を行い血液の運動粘性率を算出するレオロジー指標演算処理装置とを有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】

前記レオロジー演算処理装置は、

前記第 1 の測定部から出力された前記血流速度波形、または前記第 2 の測定部から出力された前記血管拍動変位波形から前記心拍周波数を算出する心拍数演算処理装置と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形とからそれぞれの波形の前記振幅比を算出するパラメータ演算処理装置と、

算出された前記振幅比と前記動脈の内径と前記動脈の壁厚と前記心拍周波数とを用いて演算を行い血液の運動粘性率を算出するレオロジー指標演算処理装置とを有することを特徴とする請求項 2 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 5】

前記第 1 の測定部は、

前記生体表面から前記生体内の動脈血流に対して超音波連続信号を送受信する第 1 の送受信部と、

受信した前記超音波連続信号からドップラー偏移を受けたドップラーシフト信号とを演算処理して前記前記血流速度波形を出力する血流速度演算処理装置とからなることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 6】

前記第 2 の測定部は、

前記生体表面から前記生体内の動脈に対して超音波バースト信号を送受信する第 2 の送受信部と、

受信した前記超音波バースト信号を演算処理して前記動脈の内径の計測値及び前記血管拍動変位波形を出力する血管情報演算処理装置とからなることを特徴とする請求項 1 または 3 または 5 のいずれか一項に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 7】

前記第 2 の測定部は、

前記生体表面から前記生体内の動脈に対して超音波バースト信号を送受信する第 2 の送受信部と、

受信した前記超音波バースト信号を演算処理して前記動脈の内径と前記動脈の壁厚の計測値及び前記血管拍動変位波形を出力する血管情報演算処理装置とからなることを特徴とする請求項 2 または 4 または 5 のいずれか一項に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 8】

前記第 1 の送受信部は、前記超音波の出射方向および受信感度の指向方向が互いに平行でない角度に配置された 2 対の超音波センサ素子からなる第 1 のセンサ部と、

前記第 1 のセンサ部を駆動し、受信した超音波を検波する第 1 の送受信回路部とからなることを特徴とする請求項 5 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 9】

前記第 2 の送受信部は、

前記生体内に対して前記超音波バースト信号を送受信する 1 対の超音波センサ素子からなる第 2 のセンサ部と、

前記第 2 のセンサ部を駆動し、受信した超音波を検波する第 2 の送受信回路部とからなることを特徴とする請求項 6 または 7 のいずれか一項に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 10】

前記第 1 のセンサ部を構成する前記 2 対の超音波センサ素子のうちの 1 対の超音波センサ素子が前記第 2 のセンサ部を形成し、

前記第 2 のセンサ部に接続される前記第 1 の送受信回路部及び前記第 2 の送受信回路部との切り替えを行う切り替え回路部を有することを特徴とする請求項 9 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 のセンサ部と前記第 2 のセンサ部とが、同一基板上に配置されていることを特徴とする請求項 1 0 に記載の血液レオロジー測定装置。

【請求項 1 2】

生体内の動脈を流れる血液の血流速度に対応した血流速度波形を計測する工程と、
前記動脈の内径を計測する工程と、
心臓の拍動運動にともなって伸縮する前記動脈の内径の変位量に対応した血管拍動変位波形を計測する工程と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形との位相差と、心拍周波数と、前記動脈の内径とから前記動脈内の血液レオロジーを算出する工程とからなることを特徴とする血液レオロジー計測方法。

【請求項 1 3】

生体内の動脈を流れる血液の血流速度に対応した血流速度波形を計測する工程と、
前記動脈の内径と前記動脈の壁厚を計測する工程と、
心臓の拍動運動にともなって伸縮する前記動脈の内径の変位量に対応した血管拍動変位波形を計測する工程と、

前記血流速度波形と前記血管拍動変位波形との振幅比と、心拍周波数と、前記動脈の内径と、前記動脈の壁厚とから前記動脈内の血液レオロジーを算出する工程とからなることを特徴とする血液レオロジー計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、生体中を循環する体液の測定装置及び計測方法にかかわり、特に血液の状態を把握し健康の評価、疾患の診断、薬品の効果の評価等のために使用する血液レオロジー測定装置および血液レオロジー計測方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

人体の健康状態を判断する検査項目のひとつとして、血液の流動性に着目した血液レオロジー測定が注目されている。血液レオロジーを測定する手段として、被験者より採血した一定量の血液が微小流路（マイクロチャネルアレイ）を通過する時間を計測するマイクロチャネルアレイ型血液流動性測定装置が開発されている（例えば、非特許文献 1 参照。）。現在においては、マイクロチャネルアレイ型血液流動性測定装置は、血液レオロジー測定における標準機とされている。

【0 0 0 3】

しかし、マイクロチャネルアレイ型血液流動性測定装置による測定においては上記のように必ず採血を行う必要があり、測定が行えるのは医療機関に限られ、いつでもだれでもが手軽に健康状態を検査するというわけにはいかない。また、採血は被験者に対する肉体的および心理的な負担も大きく、1 日あたりに計測できる回数もせいぜい数回までが限界であるため、時系列的に連続したデータが容易に得られないという問題がある。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

10

20

30

40

50

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

【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、動脈内部の血流圧力を血圧値で近似している事が原因で、計測誤差が大きいという問題があった。さらには、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もあった。

【0005】

そこで本願発明の目的は、手首や指先等の部位で測定可能かつ血圧測定を必要としない簡便、高精度及び小型の血液レオロジー測定装置及び血液レオロジー計測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、時間変化する動脈の血流速度、拍動変位量、動脈径、動脈壁厚、心拍数(心拍周波数)、及び該血流速度と該拍動変位量の位相差または振幅比を検出し、前記位相差及び前記振幅比のうちいずれか一方と前記血管径と前記心拍周波数とを用いて演算を行い血液の運動粘性率を算出して血液レオロジーの指標値を得ることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0007】

図11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流速度と拍動変位量の位相差から算出した血液レオロジーの指標値である運動粘性率とマイクロチャネルアレイ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Tの相関を示している。縦軸は を示しており、図11を見て縦軸の原点に近いほうが は小さく、上方に行くほど は大きな値となる。詳細については後述するが、 が小さいということは血液の粘性率が大きいということを意味している。

【0008】

一方、横軸は全血通過時間Tを示しており、図11を見て縦軸の原点に近いほうがTの値は小さく、図中、右方に行くほどTは大きな値となる。すなわち、全血通過時間Tの値が小さいということは、測定している血液がさらさらの血液であることを意味し、すなわち、 が大きな値となる。一方、全血通過時間Tの値が大きいということは、測定している血液が粘性率の高いどろどろの血液であることを意味している。すなわち、粘性率が高いということは が小さいということであり、これらの関係を考慮して図11を見た場合、 と全血通過時間Tとは有意な相関を有しているとみなすことが可能である。

【0009】

従って、この図11からわかる通り、本発明に係る血液レオロジー測定装置は、血圧測定を必要せずに精度よく手首や指先で血液レオロジーを測定する事が可能となるので、簡便、高精度及び小型の血液レオロジー測定装置が供給でき、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。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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。センサ部は、2 対の超音波センサすなわち、超音波センサ 1 と超音波センサ 4 と前記 2 対の超音波センサとは独立な超音波センサ 7 より構成されている。超音波センサ 1 は発信素子 2 と受信素子 3、超音波センサ 4 は発信素子 5 と受信素子 6 から構成されており、超音波センサ 7 は発信素子 8 と受信素子 9 から構成されている。発信素子 2 及び発信素子 5 は連続超音波発生回路 10 と接続しており、連続超音波発生回路 10 にて発生する電気信号を機械的超音波に変換して、生体内に超音波を発信させる。

【0011】

動脈内の血流に反射してドップラー信号を伴った超音波信号は、受信素子 3 及び受信素子 6 で電気信号に変換され、連続超音波検波回路 11 に入力され、ドップラー電気信号が検波される。この連続超音波発生回路 10 と連続超音波検波回路 11 の 2 種類の回路で超音波回路 12 が構成されている。バースト発生回路 13 は接続された発信素子 8 に対して電気的バースト信号を出力して、発信素子 8 を駆動し、該発信素子 8 は前記電気的バースト信号を超音波バースト信号に変換し、その超音波バーストを生体内に照射する。この照射された超音波バースト信号は、動脈にて反射して受信素子 9 にて電気信号に変換された後にバースト検波回路 14 に入力され、バースト検波回路 14 において動脈による反射バースト超音波が電気信号として検波される。このバースト発生回路 13 とバースト検波回路 14 の 2 種類の回路で超音波バースト回路 15 が構成されている。

【0012】

連続超音波検波回路 11 にて検波されたドップラー電気信号は、生体心拍と同期した周期的時間変化を伴う血流速度の信号成分を含んでいる。このドップラー電気信号から血流速度に対応する電気信号、即ち、血流速度信号を分離抽出するための装置が血流速度演算処理装置 16 である。また、バースト検波回路 14 にて検波された反射バースト超音波に対応する電気信号は、生体心拍と同期した周期的時間変化を伴う動脈の拍動変位と形状情報を含んでいる。電気信号から動脈の拍動変位量及び形状情報を分離抽出するための装置が血管情報演算処理装置 17 である。

【0013】

血流速度演算処理装置 16 から出力された血流速度信号と、血管情報演算処理装置 17 から出力された血管情報信号は、本発明に係るレオロジー演算処理装置 18 に入力される。このレオロジー演算処理装置 18 は、波形情報演算処理装置 19、心拍周波数演算処理装置 20、パラメータ演算処理装置 21 及びレオロジー指標演算処理装置 22 より構成されている。このレオロジー演算処理装置 18 にて検出されたレオロジー指標が出力装置 23 にて出力される。以上、図 1 は血流速度を測定する超音波センサ部と血管情報を測定する超音波センサ部が独立に配置されている実施形態である。

【0014】

図 2 に、本発明に係る第二の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。センサ部は、2 対の超音波センサすなわち、超音波センサ 1 と超音波センサ 24 で構成されている。超音波センサ 24 を構成している発信素子 25 と受信素子 26 は図 1 記載の超音波回路 12 と超音波バースト回路 15 の双方に切り替え回路 27 を介して接続されている。この切り替え回路 27 は、超音波センサ 24 の接続回路を周期的に超音波回路 12 と超音波バースト回路 13 に切り替える。

すなわち、超音波センサ 24 は、血流速度検出と血管情報検出の双方の機能を持つ事になる。血流速度検出は超音波周波数のドップラー偏移量測定、血管情報検出は反射バースト波の遅延時間等の測定に基づいて行われる。それゆえ、この図 2 記載の切り替え回路 27 における切り替えの周期の設定は、これらの測定物理量が測定可能な時間幅であれば良いので、単なる設計的事項にすぎない。この図 2 は、血流速度を測定する超音波センサ部が、血管情報を測定するセンシング機能も兼ね備えている実施形態である。

【0015】

以上の実施形態においては、血流速度を測定するための超音波センサを複数個使用した

10

20

30

40

50

場合について説明したが、特に複数の超音波センサを使用することに拘るものではなく、例えば1個の超音波センサ、即ち、発信素子2と受信素子3とからなる超音波センサ1のみであってもよい。しかし、好ましくは、超音波センサを本実施形態のように2個使用することが望ましい。それは、超音波センサを本実施形態（図8及び図9）のように、超音波の出射方向および受信感度の指向方向が互いに平行でない角度に配置された2個の超音波センサとして使用すると、見えない血管の流れる方向を特定し、例えば、指の接触位置によらず安定して、しかも高精度に測定が可能になるからである。

【0016】

まず、本発明に係るレオロジー指標演算処理装置18でおこなわれる演算処理の理論的背景を以下で説明する。図3は、心拍に同期して拍動する動脈の模式図であって、動脈28における圧力分布29によって、血流は動脈の軸方向であるZ軸方向と半径方向に血流速度分布30を生じる。この圧力分布29が血圧値と相関する事はいうまでもない。さらに、動脈壁31が弾性を持っているために、動脈壁31はZ軸方向と半径方向に振動変位を起こす。この振動変位が図中の拍動変位32である。さらに、この拍動変位32は拍動にともなってZ軸方向に波動として、動脈壁を伝搬する。この波動が脈波33である。また、図3において、圧力分布29、血流速度分布30及び拍動変位32は流体力学におけるナビエ・ストークスの方程式および動脈壁の力学的運動方程式を用いて解析的に求める事が可能である。すなわち、心拍の角振動数を ω 、脈波の波数を k 、動脈28の内径を R 、動脈壁31の厚みを h 、ヤング率を E 、密度を ρ 、ポアソン比を σ とすると、 P 、 V 、 ξ はベッセル関数 J_0 を用いて次式にて決定される。

【0017】

【数1】

$$P = P_0 + P_m J_0(kr) e^{j(\omega t - kz)} \quad (1) \text{ 式}$$

【0018】

【数2】

$$V = \sqrt{\frac{R}{\rho E h}} \sqrt{\Phi} P_m \left[1 + \frac{J_0\left(\sqrt{j} \alpha \frac{r}{R}\right) \left[2 \frac{1}{\Phi} (1 - \sigma^2) - (1 - 2\sigma) \right]}{J_0(j\sqrt{j} \alpha) (F - 2\sigma)} \right] e^{j(\omega t - kz)} \quad (2) \text{ 式}$$

【0019】

【数3】

$$\xi = P_m \frac{R^2}{E h} \frac{(F \Phi \sigma - F \sigma^2 + F - \Phi \sigma)}{(F - 2\sigma)} e^{j(\omega t - kz)} \quad (3) \text{ 式}$$

ここで、 F は次式で定義された無次元関数である。

【0020】

【数4】

$$\Phi = \left(\frac{1}{2} \gamma + \sigma - \frac{1}{4} + \frac{5 - 4\sigma}{4(1 - F)} \right) + \sqrt{\left(-\frac{1}{2} \gamma - \sigma + \frac{1}{4} + \frac{-4\sigma + 5}{4F - 4} \right)^2 - (1 - \sigma^2) \left(\frac{2\gamma + 1}{1 - F} - 1 \right)} \quad (4) \text{ 式}$$

【0021】

【数5】

$$F=2 \frac{\sum_{n=0}^{\infty} \left[(-1)^n \frac{1}{n! P_n \Gamma(1+n+1)} \left(\frac{j^{\frac{3}{2}} \alpha}{2} \right)^{1+2n} \right]}{j^{\frac{3}{2}} \alpha \sum_{n=0}^{\infty} \left[(-1)^n \frac{1}{n! P_n \Gamma(n+1)} \left(\frac{j^{\frac{3}{2}} \alpha}{2} \right)^{2n} \right]} \quad (5) \text{ 式}$$

また、 γ は、動脈壁厚み h 、動脈壁密度 ρ_0 及び動脈半径 R で以下のように定義された無次元パラメーターであり、次式で与えられている。

【0022】

【数6】

$$\gamma = \frac{\rho_0 h}{\rho R} \quad (6) \text{ 式}$$

さらに α は、血液の運動粘性率 ν 、心拍周波数 ω 及び半径 R を用いて

【0023】

【数7】

$$\alpha = R \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (7) \text{ 式}$$

と定義できる。

【0024】

図1、図2記載の実施形態で検出される血流速度は、(2)式で与えられる血流速度分布 V における最大速度成分を振幅とした波形として検出される。この最大速度成分 V_m は、近似的に次式で与えられる。

【0025】

【数8】

$$V_m = \sqrt{\frac{R}{\rho E h}} \sqrt{\Phi} P_m \left[1 + \frac{K}{J_0(j\sqrt{\gamma} \alpha)} \frac{[2(1-\sigma^2) - \Phi(1-2\sigma)]}{\Phi(F-2\sigma)} \right] e^{j(\omega t - kz)} \quad (8) \text{ 式}$$

となる。ここで、 K に関する詳細はのべないが、 σ の値に依存する値であって、0.65 ~ 1の値をとる。

以上の解析結果から、動脈内の心拍角振動数 ω に同期して周期変動する軸方向の最大速度分布 V_m と拍動変位 δ の位相差 ϕ は、(3)式と(8)式より、(9)式より決定される。

【0026】

【数9】

$$\phi = \arg \left(\sqrt{\Phi} + \frac{K}{J_0(j\sqrt{\gamma} \alpha)} \frac{[2(1-\sigma^2) - \Phi(1-2\sigma)]}{\sqrt{\Phi}(F-2\sigma)} \right) - \arg \left(\frac{F\Phi\sigma - F\sigma^2 - F - \Phi\sigma}{F-2\sigma} \right) \quad (9) \text{ 式}$$

この位相差 ϕ は動脈内の圧力振幅 P_m とは無関係に無次元定数 γ 、 σ 、 F のみで決定される事が判明する。なぜならば、(9)式中に現れる、無次元関数 F 、 Φ は、 γ 、 σ の関

10

20

30

40

50

数であるからである。

【 0 0 2 7 】

また、同様に動脈内の心拍角振動数 に同期して周期変動する軸方向の最大速度分布 V_m と拍動変位 の振幅比 μ は、(3) 式と (8) 式より、(1 0) 及び (1 1) 式で決定される。

【 0 0 2 8 】

【 数 1 0 】

$$\mu = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{E}{\rho} \frac{h}{R}} \Gamma \quad (10) \text{ 式}$$

10

【 0 0 2 9 】

【 数 1 1 】

$$\Gamma = \frac{\text{abs} \left[\sqrt{\Phi} + \frac{K}{J_0(\sqrt{\alpha})} \frac{[2(1-\sigma^2) - \Phi(1-2\sigma)]}{\sqrt{\Phi}(F-2\sigma)} \right]}{\text{abs} \left[\frac{(F\Phi\sigma - F\sigma^2 + F - \Phi\sigma)}{(F-2\sigma)} \right]} \quad (11) \text{ 式}$$

20

ここで、 は規格化振幅比である。この振幅比 μ は、(9) 式で与えられる位相差 と同様に動脈内の圧力振幅 P_m とは無関係に、動脈内径 R 、動脈壁厚 h 、血液密度 、動脈ヤング率 E 及び無次元定数 、 のみで決定される事が判明する。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、(9) 式で計算される最大血流速度 V_m と拍動変位 の位相差 の依存性を理論計算した特性図であって、本発明に係る血液レオロジーの指標の演算処理を説明するための特性図である。縦軸は 、横軸は位相差 である。この特性図の特性曲線 3 4 A は、生体組織での代表的な 、 の値

$$= 0.4 \sim 0.6 \quad = 0.0 \sim 0.3$$

30

では大きな変化がなく、ほぼ の値の変化で決定される事が判明した。この は (7) 式で定義されているように、心拍振動数 、血液の運動粘性率 及び動脈内半径 R で決定される。よってこの位相差 、心拍振動数数 及び動脈内径 R を測定すれば、動脈内の圧力 P に無関係に、血液の運動粘性率 が検出できることになる。すなわち、血圧を測定せずに血液の運動粘性率 が検出できる事に他ならない。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、(1 1) 式で計算される最大血流速度 V_m と拍動変位 の規格化振幅比 と (7) 式で定義された の関係を理論計算した特性図であって、本発明に係る血液レオロジーの指標の演算処理を説明するための特性図である。縦軸は 、横軸は規格化振幅比 である。この特性図の特性曲線 3 4 - B は、生体組織での代表的な値 、 の値

$$= 0.4 \sim 0.6 \quad = 0.0 \sim 0.3$$

40

では大きな変化がなく、ほぼ の値の変化で決定される事が判明した。この は (7) 式で定義されているように、心拍振動数 、血液の運動粘性率 及び動脈内半径 R で決定される。よってこの規格化振幅比 、心拍振動数数 動脈内径 R 、動脈壁厚 h を測定すれば、通常、生体組織でのヤング率 E と血液密度 は個体差もほとんどなく、一定値とみなせるので、動脈内の圧力 P に無関係に、血液の運動粘性率 が検出できることになる。すなわち、位相差と同様に血圧を測定せずに血液の運動粘性率 が検出できる事に他ならない。

【 0 0 3 2 】

ちなみに、従来の血液レオロジーの検出方法は、(2) 式より計算される最大血流速度

50

V_m を圧力振幅項 P_m で除算するかわりに、血圧値で除算するものであった。以上が本発明に係る演算処理の理論的背景である。また、(1)式から(9)式の式中に現れる j は虚数(-1の平方根)であり、計算値は複素数となるが、実際に意味のある物理量は、電子工学における交流理論と同様で、その実数部である事は言うまでもない事である。

【0033】

図6、図7は、本発明に係る血液レオロジ測定装置の血管情報演算処理装置17における演算処理を説明するための原理図である。図6は、図1記載の本発明に係る血液レオロジ測定装置の血管情報計測用の超音波センサ7を用いた、原理図である。

皮膚35に装着された超音波センサ7の超音波の発信素子8より、発信バースト波36が動脈37に向けて放射される。この放射された超音波バースト波は、動脈37の動脈外壁38と動脈内壁39に反射されるので、四種類の反射バースト波が受信素子9にて検出される。この四種類の反射バースト波がそれぞれ、第一反射バースト波40、第二反射バースト波41、第三反射バースト波42、第四反射バースト波43である。これら、四種類の反射バースト波において、第一反射バースト波40と第四反射バースト波43は、動脈37の動脈外壁38にて反射する波であり、第二反射バースト波41と第三反射バースト波42が動脈内壁39にて反射する波である。また、図6において、動脈37と皮膚35の距離は動脈離間距離44、動脈37と皮膚35の角度は、動脈角度45である。

【0034】

これら四種類の反射バースト波は、それぞれ異なった時刻において受信素子9で検出される。図7は、受信素子9にて観測される四種類のバースト波の出力強度を図示した特性図である。図7において、縦軸は反射バースト信号波形46と発信バースト信号波形51の信号強度、横軸は時間である。図6記載の発信バースト波36は発信素子8より生体中に対して周期的に放射される。この放射周期は、心拍周期に比較して十分小さい。 n 回目の発信バースト波36の放射時刻が図7記載の発信バースト波形51の出現時刻 T_n である。また、発信バースト波形51の信号強度は V_n である。ここで、第一回目のバースト波放射時刻を0とすると、 n 回目のバースト波放射時刻 T_n は、先の放射周期を用いて、

【0035】

【数12】

$$T_n = nT \quad (12) \text{ 式}$$

となる。

動脈37から反射する反射バースト信号波形46は、四個のピーク出力をもっている。すなわち、第一反射バースト信号47、第二反射バースト信号48、第三反射バースト信号49及び第四反射バースト信号50である。この時、それぞれ、第一反射バースト波40は第一反射バースト信号47に、第二反射バースト波41は第二反射バースト信号48に、第三反射バースト波42は第三反射バースト信号49に、第四反射バースト波43は第三反射バースト信号50に対応している。また、第一から第四反射バースト信号は、前述の発信バースト波形51の出現時刻 T_n より遅れて出現し、それぞれ、 $T_n^{(1)}$ 、 $T_n^{(2)}$ 、 $T_n^{(3)}$ 、 $T_n^{(4)}$ の時刻で観測される。ただし、この時間の遅れ量は、発信バースト波36の放射周期より十分小さい。また、信号強度はそれぞれ、 $V_n^{(1)}$ 、 $V_n^{(2)}$ 、 $V_n^{(3)}$ 、 $V_n^{(4)}$ である。

【0036】

図6記載の動脈37は、心臓の周期的運動にともない拍動運動を行っている。それゆえ、前記信号波形の出現時刻 $T_n^{(1)} \sim T_n^{(4)}$ 及び信号強度 $V_n^{(1)} \sim V_n^{(4)}$ も時間に対して周期的に変化する。この時の時間周期が生体の心拍周期に他ならない。

本発明に係る図1及び図2記載の血管情報演算処理装置17においては、図7で説明した反射バースト信号波形46と発信バースト信号波形51を任意の時間にて計測し、その波形情報として、それぞれの信号波形の出現時刻 $T_n^{(1)} \sim T_n^{(4)}$ 及び $V_n^{(1)} \sim V_n^{(4)}$

(4) が計測され、これらの計測値から、表 1 記載のパラメータすなわち、遅延時間差と振幅強度比が検出される。

【 0 0 3 7 】

【表 1】

	遅延時間差 $\Delta \tau$	信号強度比
第一反射 バースト信号	$\Delta \tau_1(n) = T_n^{(1)} - T_n$	$a_1(n) = V_n^{(1)} / V_n$
第二反射 バースト信号	$\Delta \tau_2(n) = T_n^{(2)} - T_n^{(1)}$	$a_2(n) = V_n^{(2)} / V_n$
第三反射 バースト信号	$\Delta \tau_3(n) = T_n^{(3)} - T_n^{(2)}$	$a_3(n) = V_n^{(3)} / V_n$
第四反射 バースト信号	$\Delta \tau_4(n) = T_n^{(4)} - T_n^{(3)}$	$a_4(n) = V_n^{(4)} / V_n$

表 1 記載の数値は、発信バースト波 5 1 の放射回数毎に計測される。この放射回数がサンプリング数である。この表 1 記載のパラメータを用いて、動脈 3 7 の血管形状情報と拍動変位量が検出される。以下で、血管形状情報を検出する演算処理と拍動変位量を検出する演算処理を説明する。

本発明に係る血管情報演算処理装置 1 7 にて検出される血管形状情報は、図 6 記載の動脈内径 5 2、動脈外径 5 3、動脈壁厚 5 4、動脈壁厚 5 5 及び動脈内径と動脈壁厚の比（動脈壁厚 / 動脈内径）である。

前述の理論式 (1) ~ (1 1) における動脈半径 R は、本発明に係る血管情報演算処理装置 1 7 にて検出される動脈内径 5 2 の時間平均値に等しい。心拍周波数に同期して動脈内径 5 2 は周期的変化をする。動脈内径 5 2 は図 7 記載の第二反射バースト信号 4 8 と第三反射バースト信号 4 9 の遅延時間差 $\Delta \tau_3(n)$ に比例する。すなわち、発信バースト波 3 6 の n 回目放射時における動脈内径 5 2 を $D_1(n)$ とすれば、

【 0 0 3 8 】

【数 1 3】

$$D_1(n) = \frac{1}{2} C \Delta \tau_3(n) \sin \theta \quad (13) \text{ 式}$$

となる。この $D_1(n)$ の時間平均値より、動脈内径 R は、

【 0 0 3 9 】

【数 1 4】

$$R = \frac{1}{4m} C \sin \theta \sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_3(l) \quad (14) \text{ 式}$$

となる。ここで、m はサンプリング数である。

同様に動脈外径 5 3 は図 7 記載の第一反射バースト信号 4 7 と第四反射バースト信号 5 0

の遅延時間差に比例する。すなわち表 1 記載の $\tau_2(n)$ 、 $\tau_3(n)$ 及び $\tau_4(n)$ の総和に比例する。よって、発信パースト波 36 の n 回目放射時における動脈外径 53 を $D_2(n)$ とすれば、

【 0 0 4 0 】

【数 1 5】

$$D_2(n) = \frac{1}{2} C [\Delta\tau_2(n) + \Delta\tau_3(n) + \Delta\tau_4(n)] \sin \theta \quad (15) \text{ 式}$$

となる。この $D_2(n)$ の時間平均値より、動脈外径 53 の平均値 D_2 は、

10

【 0 0 4 1 】

【数 1 6】

$$D_2 = \frac{1}{2m} C \left[\sum_{l=0}^{m-1} \Delta\tau_2(l) + \sum_{l=0}^{m-1} \Delta\tau_3(l) + \sum_{l=0}^{m-1} \Delta\tau_4(l) \right] \sin \theta \quad (16) \text{ 式}$$

となる。

さらに動脈肉厚 54 は、第一反射パースト信号 47 と第二反射パースト信号 48 の遅延時間差の時間平均に比例し、動脈肉厚 55 は、第三反射パースト信号 49 と第四反射パースト信号 50 の遅延時間差の時間平均に比例する。すなわち、動脈肉厚 54 の平均値を h_1 、動脈肉厚 55 の平均値を h_2 とすれば、

20

【 0 0 4 2 】

【数 1 7】

$$h_1 = \frac{1}{2m} C \sin \theta \sum_{l=0}^{m-1} \Delta\tau_2(l) \quad (17) \text{ 式}$$

【 0 0 4 3 】

【数 1 8】

$$h_2 = \frac{1}{2m} C \sin \theta \sum_{l=0}^{m-1} \Delta\tau_4(l) \quad (18) \text{ 式}$$

30

として検出される。通常、 h_1 と h_2 は等しいので、動脈壁厚 31 の値 h としてどちらの値を採用しても問題ない。もし大きく異なる場合は、 h_1 と h_2 の平均値を採用しても問題ない。すなわち、

【 0 0 4 4 】

【数 1 9】

$$h = \frac{1}{2} (h_1 + h_2) \quad (19) \text{ 式}$$

40

としてもよい。さらに、動脈内径 R と動脈壁厚 h の比、 h/R は、(14) 式、(17) ~ (19) 式を用いて、

【 0 0 4 5 】

【数 2 0】

$$\frac{h}{R} = \frac{h_1}{R} = 2 \frac{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_2(l)}{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_3(l)}$$

または、

【 0 0 4 6 】

10

【数 2 1】

$$\frac{h}{R} = \frac{h_2}{R} = 2 \frac{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_4(l)}{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_3(l)}$$

または、

【 0 0 4 7 】

20

【数 2 2】

$$\frac{h}{R} = \frac{1}{2R} (h_1 + h_2) = \frac{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_2(l) + \sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_4(l)}{\sum_{l=0}^{m-1} \Delta \tau_3(l)} \quad (20) \text{ 式}$$

次に、拍動変位量を検出する演算処理を以下で説明する。拍動変位量は、動脈内径 5 2 の時間変化量または動脈外径の時間変化量から検出される。すなわち、(1 3) ~ (1 6) 式を用いて、

30

【 0 0 4 8 】

【数 2 3】

$$\xi_1 = \frac{1}{2} D_1(n) - R \quad (21) \text{ 式}$$

または

【 0 0 4 9 】

【数 2 4】

40

$$\xi_2 = \frac{1}{2} D_2(n) - \frac{1}{2} D_2 \quad (22) \text{ 式}$$

として検出される。通常、 ξ_1 と ξ_2 は等しいので、拍動変位量の値としてどちらの値を採用しても問題ない。もし大きく異なる場合は、 ξ_1 と ξ_2 の平均値を採用しても問題ない。すなわち

【 0 0 5 0 】

【数 2 5】

$$\xi = \frac{1}{2}(\xi_1 + \xi_2) \quad (23) \text{ 式}$$

としてもよい。

また他の方法として、図 6 記載の動脈離間距離 4 4 が、表 1 記載の第一バースト信号 4 7 の出現時刻 $T_n^{(1)}$ と発信バースト信号波形 5 1 の出現時刻 T_n の遅延時間差 $\tau_1(n)$ の時間変化に比例する事を利用して拍動変位量を決定しても問題ない。

【0051】

10

実際の生体中の反射バースト波は、生体中の各組織からの反射波が存在するので、図 7 にて示す動脈からの反射波以外に他の多くの反射波が存在する。それゆえ、数多くの反射波から、動脈からの反射波を検出する事が必要となる。まず、動脈からの反射波の大きな特徴は、心拍周波数に同期して周期的な変動を伴う事である。この周期的な変動は、前述の遅延時間差 τ_1 にて観測されるだけでなく、表 1 記載の振幅強度比にても観測される。さらに、この振幅強度比の内、第一反射バースト波の振幅強度比は、動脈外形 D_2 の大きさに比例する。

【0052】

本発明に係る血液レオロジー測定装置にて計測される血流速度は、計測部位中の最大の外径（内径）を持つ動脈の中を流れる血流の速度である。それゆえ、心拍周波数に同期する遅延時間差及び振幅強度を持つ信号を検出し、それらの信号から、最大の振幅強度比を持つ反射バースト波を選択することで、動脈からの反射波が選択される。

20

【0053】

次に、(10)～(18)式にある動脈角度 4 5 の大きさは、後述するように図 1 記載の血流速度演算処理装置 1 6 にて検出される。図 8 は、本発明に係るセンサ部の構造と生体内の動脈の位置関係を説明するための模式図であって、本発明に係る血液レオロジー測定装置に関する図 1 記載の実施例に対応する模式図である。2 対の超音波センサ 1 と超音波センサ 4 及び超音波センサ 7 が同一のセンサ基板 5 6 に配置されている。該 2 対の超音波センサは、連続超音波の射出および受信の指向性の方向が互いに平行にならないように、センサ角度 5 7 をなすように傾けて配置されている。該センサ角度 5 7 の大きさは

30

【0054】

また、超音波センサ 1 及び超音波センサ 4 は図 1 記載の超音波回路 1 2 に接続されている。超音波センサ 1、超音波センサ 2 は動脈 6 0 に対する連続超音波の送信と該動脈 6 0 中を流れる血流に対する反射連続超音波の受信を行い、その受信された超音波の周波数成分から、血流速度成分が血流速度演算処理装置 1 6 にて検出される。また超音波センサ 7 はバースト波の送受信を行い、バースト検波回路 1 4 を経て血管情報演算処理装置 1 7 にて拍動変位と血管形状情報の検出を行う。超音波センサ 1、超音波センサ 2 及び超音波センサ 7 を構成している発信素子 2 と受信素子 3、発信素子 5 と受信素子 6 及び発信素子 8 と

40

【0055】

センサ基板 5 6 は音響整合層 5 8 を介在して生体表面 6 1 に装着される。生体組織 5 9 の内部に存在する動脈 6 0 とセンサ基板 5 6 とのなす角度が動脈角度 4 5 であり、その大きさは θ である。動脈 6 0 に対して超音波センサ 1 と超音波センサ 4 で発信された連続超音波は動脈 6 0 の内部を流れる血流 6 2 に反射し、ドップラー効果によるドップラーシフト（周波数シフト）をともなった反射波超音波として超音波センサ 1 及び超音波センサ 4 の受信素子に受信される。

【0056】

受信された連続超音波は連続超音波検波回路 1 1 と血流速度演算処理装置 1 6 にてドッ

50

ブラーシフト量が検出される。さらに、この血流速度演算処理装置 16 においては、動脈角度 θ と血流速度 V も決定される。すなわち、超音波センサ 1 にて観測されるドップラーシフト量を f_1 、超音波センサ 4 にて観測されるドップラーシフト量を f_2 、血流 62 の血流速度を V とすると、 f_1 、 f_2 は、

【 0 0 5 7 】

【 数 2 6 】

$$\Delta f_1 = \frac{2V}{C} \cos(\theta - \varphi) \quad (24) \text{ 式}$$

10

【 0 0 5 8 】

【 数 2 7 】

$$\Delta f_2 = \frac{2V}{C} \cos(\theta + \varphi) \quad (25) \text{ 式}$$

となるので、この二式を血流速度 V と θ の連立方程式として、 V と θ が決定できる。その結果、(10) 式 ~ (18) 式中の $\sin \theta$ は、

【 0 0 5 9 】

【 数 2 8 】

20

$$\sin \theta = \frac{|\Delta f_1 - \Delta f_2| \cos \varphi}{\sqrt{(\Delta f_1 + \Delta f_2)^2 \sin^2 \varphi + (\Delta f_1 - \Delta f_2)^2 \cos^2 \varphi}} \quad (26) \text{ 式}$$

と決定できる。また、この(26)式より θ の値を求め、(24)式または(25)式に代入する事で、血流速度 V を検出する事ができる。

【 0 0 6 0 】

図 9 は、本発明に係るセンサ部の構造と生体内の動脈の位置関係を説明するための第二の模式図であって、本発明に係る血液レオロジー測定装置に関する図 2 記載の実施例に対応する模式図である。2 対の超音波センサ 1 と超音波センサ 2 4 が同一のセンサ基板 6 3 に配置されている。該 2 対の超音波センサは、超音波の射出および受信の指向性の方向が互いに平行にならないように、図 8 と同様にセンサ角度 5 7 をなすように傾けて配置されている。該センサ角度 5 7 の大きさは θ である。さらに、超音波センサ 1 と超音波センサ 2 4 を構成している発信素子 2 と受信素子 3、発信素子 2 5 と受信素子 2 6 の材質は圧電セラミックスである。

30

【 0 0 6 1 】

図 2 の説明で述べたように、図 9 記載のセンサ構造にては、超音波センサ 2 4 を構成している発信素子 2 5 と受信素子 2 6 は図 1 記載の超音波回路 1 2 と超音波バースト回路 1 5 の双方に切り替え回路 2 7 を介して接続されている。この切り替え回路 2 7 は、超音波センサ 2 4 の接続回路を周期的に超音波回路 1 2 と超音波バースト回路 1 3 に切り替える。すなわち、超音波センサ 2 4 は、血流速度検出と血管情報検出の双方の機能を持つ事になる。この場合、求めるべき動脈角度 6 4 の大きさは θ は、超音波センサ 2 4 にて観測されるドップラーシフト量 f_2 、超音波センサ 1 にて観測されるドップラーシフト量 f_1 を用いて、

40

【 0 0 6 2 】

【数 2 9】

$$\tan \theta = \frac{\Delta f_1 - \Delta f_2 \cos 2\varphi}{\Delta f_2 \sin 2\varphi} \quad (27) \text{ 式}$$

から決定できる。さらに、血流速度 V は、

【0063】

【数 30】

$$V = \frac{1}{2f} C \frac{\sqrt{\Delta f_2^2 + \Delta f_1^2 - 2\Delta f_1 \Delta f_2 \cos 2\varphi}}{\sin 2\varphi} \quad (28) \text{ 式}$$

10

と決定される。

【0064】

図10は、血流速度演算処理装置16において演算処理された心拍信号に同期して周期的変化する血流速度信号の波形（血流速度波形）65と血管情報演算処理装置17において演算処理された同じく心拍信号に同期して周期的変化する拍動変位波形66を示す説明図である。縦軸は出力強度であって、血流速度波形65においては、速度強度を表し、拍動変位波形66においては、(21)または(22)または(23)式にて、検出された拍動変位量を表している。横軸は時間である。図中の血流速度波形65及び拍動変位波形66は双方ともに時間間隔 T の範囲で N 個のピーク値を持っている。

20

【0065】

すなわち、血流速度波形65においては、 $V_p(1)$ から $V_p(N)$ の N 個のピーク値、拍動変位波形66においては、 $p(1)$ から $p(N)$ の N 個のピーク値である。これらのピーク値は、血流速度波形65においては、そのベースライン67からの計測値であり、拍動変位波形66においては、そのベースライン68からの計測値である。それゆえ、これらのピーク値は、両波形の振幅強度である。

表2に図10記載の血流速度波形65のピーク値 $V_p(1)$ とその出現時刻 $v(n)$ 及び拍動変位波形66のピーク値 $p(n)$ とその出現時刻 $h(n)$ をまとめて記す。

【0066】

30

【表 2】

ピーク番号	血流速度波形		拍動変位波形	
	ピーク出現時刻	ピーク値	ピーク出現時刻	ピーク値
1	$\tau_v(1)$	$V_P(1)$	$\tau_h(1)$	$\xi_P(1)$
2	$\tau_v(2)$	$V_P(2)$	$\tau_h(2)$	$\xi_P(2)$
3	$\tau_v(3)$	$V_P(3)$	$\tau_h(3)$	$\xi_P(3)$
n	$\tau_v(n)$	$V_P(n)$	$\tau_h(n)$	$\xi_P(n)$
N	$\tau_v(N)$	$V_P(N)$	$\tau_h(N)$	$\xi_P(N)$

表 2 及び血流速度波形 6 5 の N 個のピーク値は (2) 式で与えられた血流速度分布の最大血流速度 V_m 対応している。

【 0 0 6 7 】

次に、本発明に係るレオロジー演算処理装置 1 8 に内蔵されている波形情報演算処理装置 1 9、心拍周波数演算処理装置 2 0、パラメータ演算処理装置 2 1 及びレオロジー指標演算処理装置 2 2 について以下説明する。第一の演算処理装置である波形情報演算処理装置 1 9 は、表 2 に記載の波形情報 (ピーク値) を検出するものであり、この波形情報演算処理装置 1 9 における波形に関する演算処理方法は、コンパレータを用いたピーク検出方法等を用いた演算処理方法を採用している。

次に、第二の演算処理装置である心拍周波数演算処理装置 2 0 は、表 2 に記載の波形情報のうち、血流速度波形 6 5 または拍動変位波形 6 6 のピーク値出現の時刻間隔を以下の演算処理式 (1) によって

【 0 0 6 8 】

【数 3 1】

$$\Delta\tau(n) = \tau_v(n) - \tau_v(n-1)$$

または

【 0 0 6 9 】

【数 3 2】

$$\Delta\tau(n) = \tau_h(n) - \tau_h(n-1) \quad \text{演算処理式 (1)}$$

をもとめ、さらに、以下の第二の演算処理式 (2)

【 0 0 7 0 】

【数 3 3】

$$F = \frac{N}{\sum_{n=1}^N \Delta \tau(n)} \quad \text{演算処理式 (2)}$$

によって心拍周波数Fを検出する。この演算処理方法はピーク値を基準にした演算処理方法であるが、図10に記載の血流速度波形65と拍動変位波形66の最小値を基準にしてもなんら本質的に問題ない。

【0071】

10

本発明に係るレオロジー演算処理装置18に内蔵される第三の演算処理装置であるパラメータ演算処理装置21においては、血流速度波形65と拍動変位波形66の両波形から、演算処理によって、位相差または振幅比の少なくともどちらか一方が検出される。

【0072】

まず、位相差の検出について説明する。位相差の検出においては、表2記載のN個の血流速度波形65と拍動変位波形66のピーク出現時刻の時間差を、以下の演算処理式(3)、

【0073】

【数 3 4】

$$\Delta \tau_{vh}(n) = \tau_v(n) - \tau_h(n) \quad \text{演算処理式 (3)}$$

20

によって求めると共に、この時間差 $\tau_{vh}(n)$ の平均値と心拍周波数演算処理装置19にて検出された心拍周波数Fを用いて、以下の演算処理式(4)

【0074】

【数 3 5】

$$\delta = 2\pi F \frac{\sum_{n=1}^N \Delta \tau_{vh}(n)}{N} \quad \text{演算処理式 (4)}$$

30

によって血流速度波形65と拍動変位波形66の位相差を検出している。

【0075】

また、振幅比 μ においては、表2記載のN個の血流速度波形65と拍動変位波形66のピーク値の比 $V_p(n)/\xi_p(n)$ の平均値として検出される。すなわち、

【0076】

【数 3 6】

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{V_p(n)}{\xi_p(n)} \quad \text{演算処理式 (5)}$$

40

として検出される。

以上の演算処理のうち、位相差に関する演算処理はピーク値を基準にした演算処理方法であるが、心拍周波数演算処理装置20と同様に図10に記載の血流速度波形65と拍動変位波形66の最小値を基準にしてもなんら本質的に問題ない。

【0077】

さらに本発明に係る波形情報演算処理装置19において、波形情報の演算処理手段としてフーリエ解析法、フェーズロックループ(PLL)法などの一般的演算処理方法を採用することで、血流速度波形65及び拍動変位波形66から直接、心拍周波数Fと位相差を

50

検出する構成であってもなんら問題はなく、適宜、変更可能である。

【 0 0 7 8 】

本発明に係るレオロジー演算処理装置 1 8 に内蔵される第四の演算処理装置であるレオロジー指標演算処理装置 2 2 においては、血管情報演算処理装置 1 7 にて検出された動脈半径 R 等の血管情報、心拍周波数演算処理装置 2 0 にて検出された心拍周波数 F 及びパラメータ演算処理装置 2 1 にて検出された、血流速度波形 6 5 と拍動変波形 6 6 の位相差または振幅比 μ より、運動粘性率 η が検出される。

【 0 0 7 9 】

以下で、血流速度波形 6 5 と拍動変波形 6 6 の位相差 ϕ より血液の運動粘性率 η を決定する場合について説明する。この場合は、レオロジー指標演算処理装置 2 2 に記憶されている図 4 記載の特性曲線 3 4 - A、パラメータ演算処理装置 2 1 (演算処理式 (4)) にて検出された位相差 ϕ 、心拍周波数演算処理装置 2 0 (演算処理式 (2)) にて検出された心拍周波数 F、及び血管情報演算処理装置 1 7 ((1 4) 式) にて検出された動脈半径 R より、血液運動粘性率 η が決定される。まず、記憶されている特性曲線 3 4 - A とパラメータ演算処理装置 2 1 にて検出された位相差 ϕ から、 η の値が検出される。この検出された η の値を η_1 とすると、心拍周波数 F 及び動脈半径 R より、以下の演算処理式 (6) より、求めるべき血液の運動粘性率 η が決定される。

【 0 0 8 0 】

【 数 3 7 】

$$\eta = \frac{2\pi FR^2}{(\alpha_1)^2} \quad \text{演算処理式 (6)}$$

この演算処理式 (6) を用いて、検出された運動粘性率 η とマイクロチャネルアレイ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 T の相関を示した特性図が、図 1 1 である。先に説明したように、本発明に係る血液レオロジー測定装置にて検出した血液の運動粘性率 η と全血通過時間 T は、高度の相関を持っている事が判明している。

【 0 0 8 1 】

次に、血流速度波形 6 5 と拍動変波形 6 6 の振幅比 μ より血液の運動粘性率 η を決定する場合について説明する。この場合は、図 5 記載の特性曲線 3 4 - B、血液密度 ρ 及び血管ヤング率 E がレオロジー指標演算処理装置 2 2 に記憶されている。さらにパラメータ演算処理装置 2 1 (演算処理式 (5)) にて検出された振幅比 μ 、心拍周波数演算処理装置 2 0 (演算処理式 (2)) にて検出された心拍周波数 F、及び血管情報演算処理装置 1 7 ((1 4) 式、(2 0) 式) にて検出された動脈半径 R 及び h/R より、血液運動粘性率 η が決定される。

まず、検出された振幅比 μ 、動脈半径 R 及び h/R 、さらに記録されている血液密度 ρ 及び血管ヤング率 E より、(1 0)、(1 1) 式で定義された規格化振幅比 Γ_0 が検出される。

この検出された規格化振幅比を Γ_0 とすると、 η は

【 0 0 8 2 】

【 数 3 8 】

$$\Gamma_0 = \frac{R}{\sqrt{\frac{E}{\rho} \left(\frac{h}{R} \right)}} \mu \quad \text{演算処理式 (7)}$$

となる。

さらにこの Γ_0 と記録されている特性曲線 3 4 - B をもちいて、 η の値が検出される。この検出された η の値を η_2 とすると、心拍周波数 F 及び動脈半径 R より、以下の演算処理式 (8) を用いて、求めるべき血液の運動粘性率 η が決定される。

【 0 0 8 3 】

【 数 3 9 】

$$\nu = \frac{2\pi FR^2}{(\alpha_2)^2} \quad \text{演算処理式 (8)}$$

ちなみに、振幅比より運動粘性率 を算出するために、記憶されている血液密度 及び血管ヤング率Eの値は、それぞれ、生体の個体差はほとんどないので、図 1 1 記載の特性図と同等な検出精度が得られることが判明している。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 4 】

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と強い相関がある生体内の血流速度を計測することが可能であるだけでなく、生体（人体）の活動状況と生体各部における血流状態の相関を知るための計測においても利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 5 】

【図 1】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

【図 2】本発明に係る血液レオロジー測定装置の構成を示す第二のブロック図

20

【図 3】本発明に係る心拍に同期して拍動する動脈の模式図

【図 4】本発明に係る血液レオロジーの指標算出のための演算処理を説明する特性図

【図 5】本発明に係る血液レオロジーの指標算出のための演算処理を説明する特性図

【図 6】本発明に係る血液レオロジーの指標算出のための演算処理を説明する模式図

【図 7】本発明に係る血液レオロジーの指標算出のための演算処理を説明する模式図

【図 8】本発明に係るセンサ部の構造と血液レオロジー測定を説明するための模式図

【図 9】本発明に係るセンサ部の構造と血液レオロジー測定を説明するための第二の模式図

【図 1 0】本発明に係る血流速度波形と拍動変位波形を示す説明図

【図 1 1】本発明の効果を示す特性図

30

【符号の説明】

【 0 0 8 6 】

1 超音波センサ

2 発信素子

3 受信素子

4 超音波センサ

5 発信素子

6 受信素子

7 超音波センサ

8 発信素子

9 受信素子

40

1 0 連続超音波発信回路

1 1 連続超音波検波回路

1 2 超音波回路

1 3 バースト発生回路

1 4 バースト検波回路

1 5 超音波バースト回路

1 6 血流速度演算処理装置

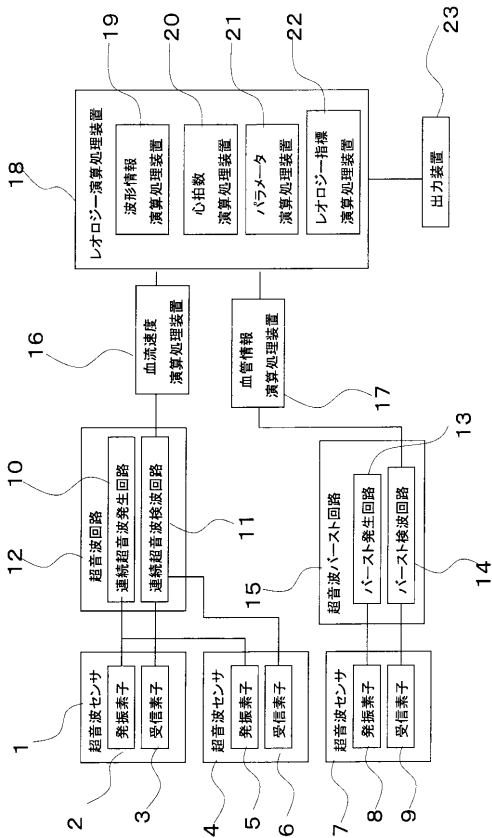
1 7 血管情報演算処理装置

1 8 レオロジー演算処理装置

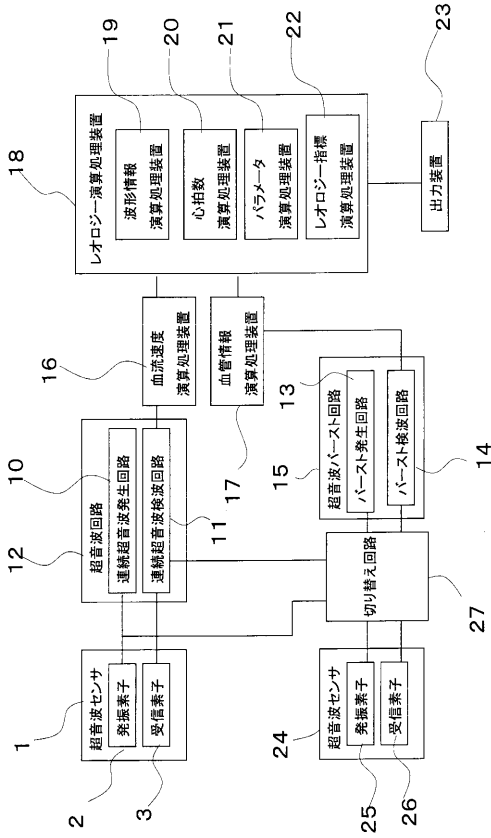
50

- 1 9 波形情報演算処理装置
- 2 0 心拍数演算処理装置
- 2 1 パラメータ演算処理装置
- 2 2 レオロジー指標演算処理装置
- 2 3 出力装置

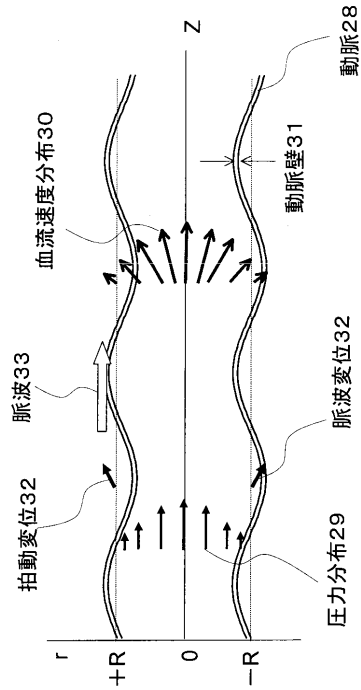
【図 1】



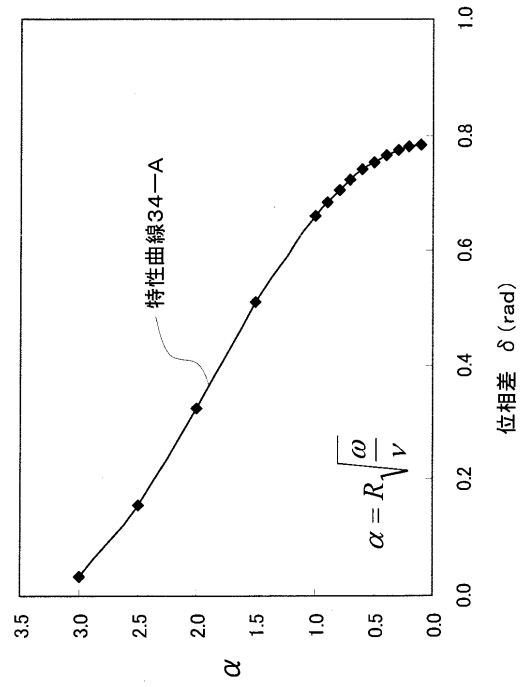
【図 2】



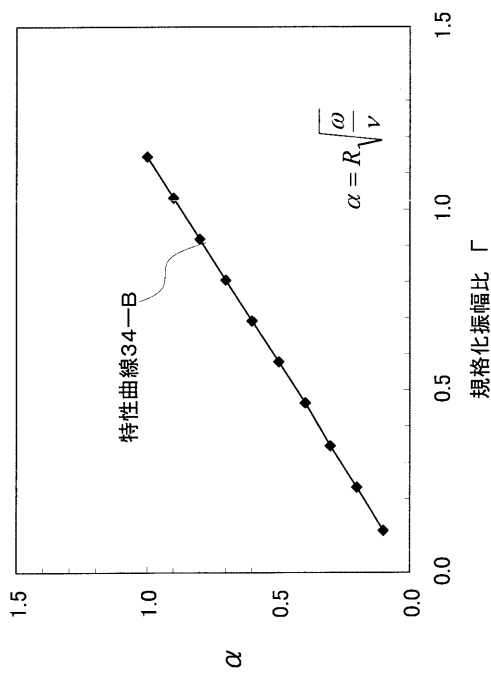
【図3】



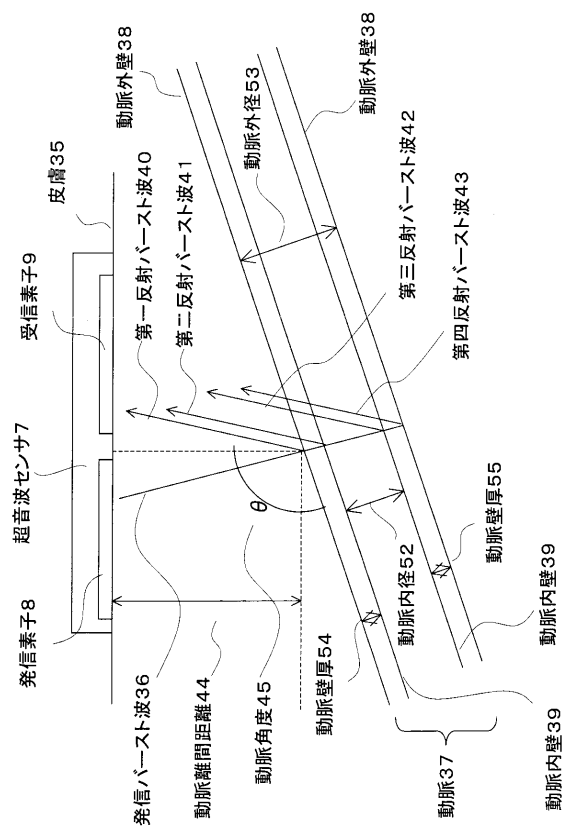
【図4】



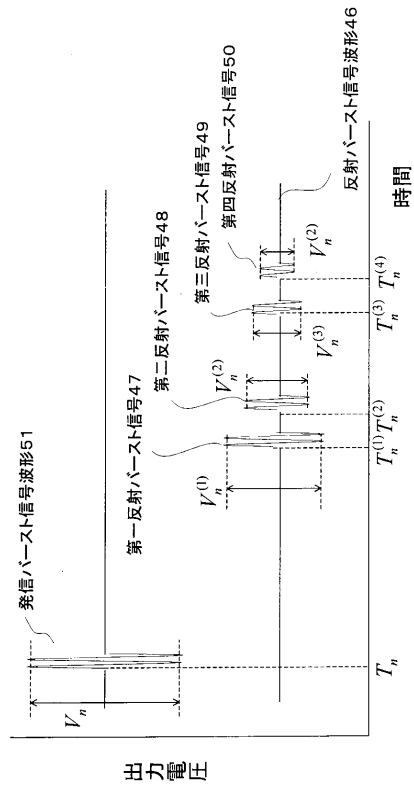
【図5】



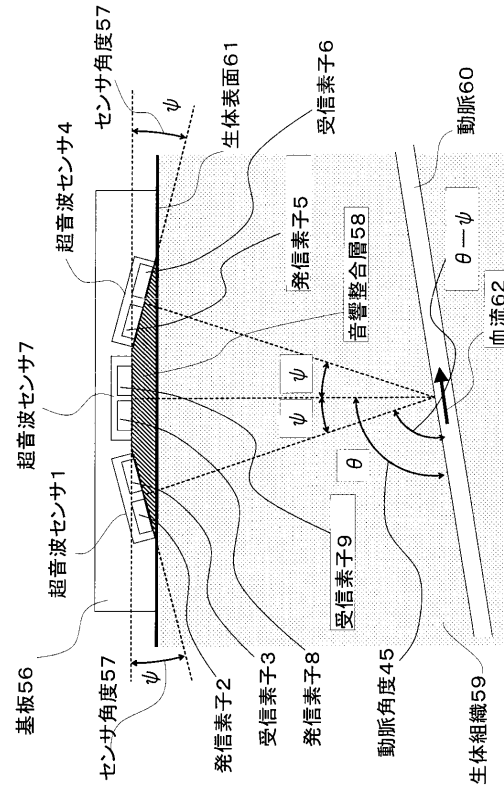
【図6】



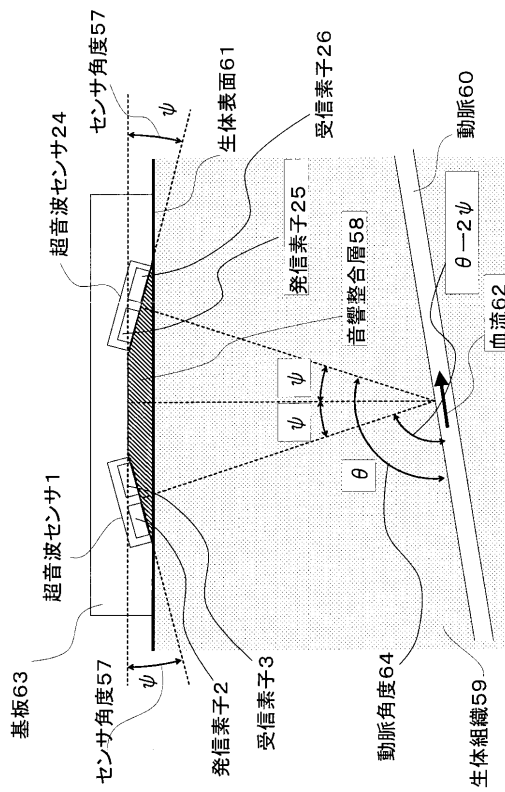
【図 7】



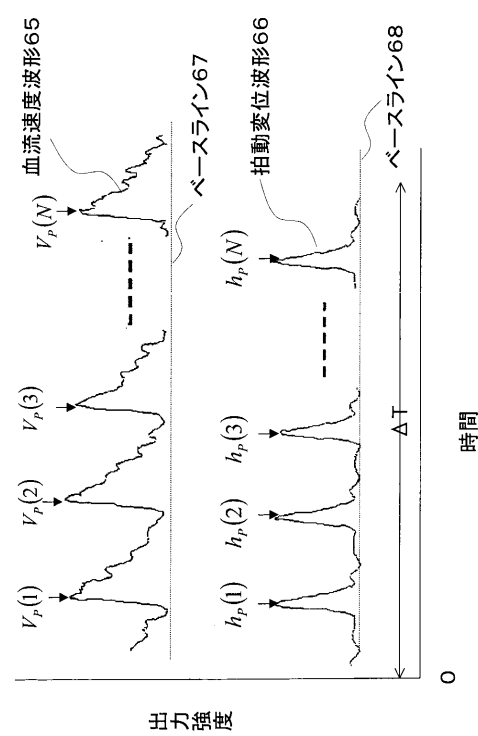
【図 8】



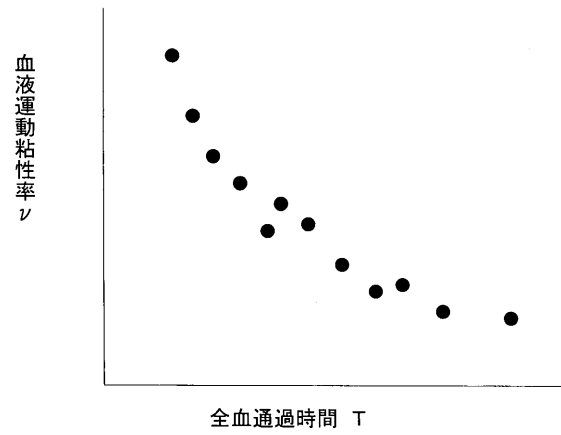
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(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

(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

審査官 小島 寛史

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

特開 2 0 0 3 - 2 9 0 2 2 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 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	JP4767551B2	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2005035885	申请日	2005-02-14
[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 鈴木瑞明 新荻正隆		
发明人	中村 敬彦 木村 文雄 鈴木 瑞明 新荻 正隆		
IPC分类号	A61B5/0285 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/00 A61B5/02035 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/0891		
FI分类号	A61B5/02.340.H A61B8/06 A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AB02 4C017/AB03 4C017/AC23 4C017/FF17 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/DE02 4C601/EE13 4C601/EE20 4C601/HH03 4C601/HH08 4C601/JB21 4C601/JB36 4C601/JB37		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
审查员(译)	小島Hiroshishi		
其他公开文献	JP2006218169A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种简单，高度精确和小尺寸的血液流变学测量装置和血液流变学测量方法，其能够在手腕或指尖等部分进行测量而无需血压测量。ŽSOLUTION：通过使用由超声波发送/接收元件组成的传感器，用于从生物体表面向/从体内动脉血流发送和接收超声波，动脉的血流速度随时间变化，检测脉动位移量，动脉直径，心率（心率频率），以及血流速度和脉动位移量的振幅比的相位差。通过使用相位差和振幅比，血管直径和心率频率之一进行计算，计算血液的运动粘度，并获得血液流变学的指标值。Ž

