

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4412644号
(P4412644)

(45) 発行日 平成22年2月10日(2010.2.10)

(24) 登録日 平成21年11月27日(2009.11.27)

(51) Int.Cl.

F I

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 B

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-368389 (P2003-368389)
 (22) 出願日 平成15年10月29日(2003.10.29)
 (65) 公開番号 特開2005-130969 (P2005-130969A)
 (43) 公開日 平成17年5月26日(2005.5.26)
 審査請求日 平成18年5月18日(2006.5.18)

(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
 (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
 イコーインスツルメンツ株式会社内
 (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
 イコーインスツルメンツ株式会社内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 循環動態測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血流方向に対して異なる向きに配置した2組の超音波送受波器と、該2組の超音波送受
 波器の検出ドップラー信号 Δf 、 $\Delta f'$ と2組の超音波送受波器間の角度情報 α から次式に
 従って演算を実行する演算手段とを備え、絶対値の血流速度 v を求める測定方法を有し、

前記2組の超音波送受波器の近傍に光センサーを配置し、

測定スパン内における心拍に同期した血流速度の n 個の最大値と、前記光センサーで得
 られた容積脈動波形における対応する心拍のピーク値と、前記測定スパン内における前記
 ピーク値の最小値とを用いて、規格化最高血流速度を求める手段を備えることを特徴とす
 る循環動態測定装置。

$$v = c \times \Delta f / 2 f c \cos \theta = c \times \Delta f' / 2 f c \cos (\theta - \alpha)$$

ただし、 c は体内中の音速、 θ は一方の超音波センサーの送受波方向と血流方向とのな
 す角である。

【請求項 2】

前記2組の超音波送受波器の近傍に温度センサー、圧力センサーのいずれか又はその組
 み合わせを配設し、血液レオロジーと相関する物理量である体温、被測定部の接触圧力を
 測る手段を併設することを特徴とする請求項1に記載の循環動態測定装置。

【請求項 3】

前記圧力センサーは装置の筐体内の凹部に超音波ブロックを嵌合させ、該筐体の凹部底
 面と超音波ブロックの背面間に圧力センサーを配置したことを特徴とする請求項2に記載

の循環動態測定装置。

【請求項 4】

超音波ブロックの背面は装置筐体に固定されたフレキシブル基板が介在して圧力ブロックに接触することを特徴とする請求項 3 に記載の循環動態測定装置。

【請求項 5】

測定した前記体温及び／又は前記接触圧力が設定範囲内のときの血流速度データだけを抽出する手段を備えたことを特徴とする請求項 2 乃至 4 のいずれかに記載の循環動態測定装置。

【請求項 6】

前記測定スパン内における前記規格化最高血流速度の平均値を、別途求められた最高血圧値で割って、前記血液レオロジーの程度を示す補正血流速度を求める手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の循環動態測定装置。

10

【請求項 7】

測定部位の近傍を暖める加熱手段を備えることを特徴とする請求項 2 乃至 6 のいずれかに記載の循環動態測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体中を循環する体液の性状を測定する循環動態測定装置に関し、代表的には、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に関する技術である。

20

【背景技術】

【0002】

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は、特に動脈を流れる血流量を測定することによって、人体組織の活動の基になる微小循環血流量を見極め、健康の評価や疾患の診断、用いられた薬品の効果の評価等を行うことに利用されている。本発明で測定する循環動態とは、循環器内部を移動し生体の組織や細胞に酸素と栄養を与え、炭酸ガスと老廃物を運びさる血液やリンパ液が時間とともに不断に変動している状態のことを示し、例えば流速度や流量変化、流動性、脈波動などがこれに当たる。

【0003】

30

血液の粘性率を測定する手段としては、採血(侵襲)を前提とする方式が一般的方法である。しかし、採血という行為の特殊性から、医療機関ではない一般の生活環境の中で広く用いることができる臨床応用機器、食品開発機器、一般健康機器等の産業分野に普及させる事は困難である。この問題を解決するために、体外から入射された超音波が血流によって反射する際に生じる周波数変化、すなわちドップラー効果と他のセンサーを用いて温度、容積脈波等の補完データを利用して、血液レオロジーを測定する方法が既に提案されている。

【0004】

本出願人もこの種の血液レオロジー測定装置や循環動態測定装置を研究開発し、既に特許出願を行っているところである。因みに特許文献 1 には、血液レオロジー測定を行うときに、被験者から採血すること無しに血液レオロジー情報を簡便に計測できる非侵襲型血液レオロジー測定装置であって、しかも小型で形態可能な装置を提供し、被検者に負担をかけないで医療機関以外であっても何時でも何処でも簡単に血液レオロジー計測を可能にする手段を提供することを目的課題とし、皮膚面から波動を送受信して血管を流れる血流速をドップラーシフト信号として非侵襲的に検出する手段と、該手段によって検出された血流速値の時間的変化から血液レオロジーを解析する手段とからなる構成を基本とするものであり、小型で携帯が可能かつ被検者に負担をかけないで医療機関以外であっても何時でも何処でも簡単に血液レオロジー計測を可能にする血液レオロジー測定装置が提示されている。

40

【0005】

50

また、特許文献2には、非侵襲的に生体表面から波動を入力し、生体を流れる血流に反射させて動きや位置から血液状態を解析し、循環動態を求めて健康状態を評価することにある。また、生体の測定部位にかかわらず、正確な血流速度を求めることによって、健康状態を評価することを可能にすることを目的課題とし、まず、生体の皮膚面から超音波等の波動を送信して反射してくる超音波を受信し、血管を流れる血液の流速をドップラーシフト信号の形態で検出し、次に、検出されたドップラーシフト信号から血流速度値の時間的变化成分を求め、その変化成分から循環動態の1つである血液レオロジーを測定し健康状態を評価する。血流速度成分から健康状態を評価する例として、脈拍が一拍打つ間の血流速度成分の最大速度成分から血液レオロジーを求め、その結果血液レオロジーが小さいという結果になると健康であるという評価を出す循環動態測定装置が提示されている。

10

【0006】

これらの装置による測定は、採血を必要としないで実行できるという大きな特徴を持っている。しかし、パイプ中を流れる流体のように流速方向が分かっている流量測定とは異なり、体内で正確な方向不詳かつ不定形の血管内を流れる血流の場合その絶対流速をドップラー効果で直接測定することはできない。すなわち、これらの従来装置ではドップラー効果を測定することにより血流速度の変化を求めることはできるが、絶対値の血流速度を求めることができない。また、同一測定部位の血流速度、容積脈波、温度等の生体情報を計測していないため、血液レオロジーと相關する物理量の測定精度が不十分であった。

【特許文献1】特開2003-159250号公報 「血液レオロジー測定装置」平成15年6月3日公開 段落番号[0008][0009]

20

【特許文献2】特開2003-204964号公報 「循環動態測定装置」平成15年7月22日公開 段落番号[0007][0011]

【特許文献3】特開平6-169902号公報 「パルス式非侵入型オキシメータとその測定技術」平成6年(1994)6月21日公開

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の解決すべき課題は上記の問題点を解決すること、すなわち絶対値の血流速度を直接求めることができると共に、血液レオロジー及び相關する物理量を測定精度よく得ることができる無採血型の循環動態測定手法を提示し、それを実現する装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の流体速度測定方法は、流速方向に対して異なる向きに配置した2組の超音波送受波器の検出ドップラー信号 Δf 、 $\Delta f'$ と、前記2組の超音波送受波器間の配置角度情報 α とから次式に従って算出し、絶対値の流体速度 v を求める。

【0009】

$$v = c \times \Delta f / 2 f c \cos \theta = c \times \Delta f' / 2 f c \cos (\theta - \alpha)$$

ただし、 c は伝搬媒体内中の音速、 θ は一方の超音波センサーの送受波方向と配管方向とのなす角である。

40

【0010】

本発明の血流速度測定装置は、血流方向に対して異なる向きに配置した2組の超音波送受波器と、該2組の超音波送受波器の検出ドップラー信号 Δf 、 $\Delta f'$ と2組の超音波送受波器間の角度情報 α から次式に従って演算を実行する演算手段とを備え、絶対値の血流速度 v を求めることを特徴とする。

【0011】

$$v = c \times \Delta f / 2 f c \cos \theta = c \times \Delta f' / 2 f c \cos (\theta - \alpha)$$

ただし、 c は体内中の音速、 θ は一方の超音波センサーの送受波方向と血流方向とのなす角である。

【0012】

50

本発明の血流速度測定装置は、上記の血流速度測定手段に加え、２組の超音波送受波器の近傍に光センサー、温度センサー、圧力センサーのいずれか又はその組み合わせを配設し、血液レオロジーと相関する物理量である容積脈波、体温、被測定部の接触圧力を測る手段を併設するようにした。

【００１３】

また、本発明の血流速度測定装置は、圧力センサーが装置の筐体内の凹部に超音波ブロックを嵌合させ、該筐体の凹部底面と超音波ブロックの背面間に圧力センサーを配置し、更に、超音波ブロックの背面は装置筐体に固定されたフレキシブル基板が介在して圧力ブロックに接触するものを提示する。

【００１４】

本発明の血流速度測定装置は、測定した体温及び／又は接触圧力が設定範囲内のときの血流速度データだけを抽出する手段を備えるものを提示する。

【００１５】

また、本発明の血流速度測定装置は、測定スパン内における血流速度の n 個の心拍最大値に、光センサーで得られた容積脈動波形における対応する心拍のピーク値を掛けると共に測定スパン中でのそのピーク値の最大値で割って規格化最高血流速度を求める手段を備えるものを提示する。

【００１６】

更に、本発明の血流速度測定装置は、測定スパン内における規格化最高血流速度の平均値を別途求められた最高血圧値で割って、血液レオロジーの程度を示す補正血流速度を求める手段を備えるものを提示する。

【００１７】

そして、本発明の血流速度測定装置は、測定部位の近傍を暖める加熱手段を備えたものを提示する。

【発明の効果】

【００１８】

本発明の流体速度測定方法及びその装置は、流速方向に対して異なる向きに配置した２組の超音波送受波器の検出ドップラー信号 Δf 、 $\Delta f'$ と、前記２組の超音波送受波器間の配置角度情報 α とから数式に従って算出し、絶対値の流体速度 v を求める方式を採用したものであるから、血管など外からでは正確にわからない方向で配置されている管の流体の絶対速度を測定することができる。

【００１９】

本発明の循環動態測定装置は、圧力センサーを配置したことにより、接触圧力の状態を検知することができ、これによって血管の変形を防いだり、接触不良の状態をチェックできる。更に、超音波ブロックの背面は装置筐体に固定されたフレキシブル基板が介在して圧力ブロックに接触する構成を採用したことにより、筐体内で超音波ブロックが引っかかるようなことが無く安定した動作が実現される。

【００２０】

また、本発明の循環動態測定装置は、測定した体温や接触圧力が設定範囲内のときの血流速度データだけを抽出する手段を備えたことにより、正常な測定データだけを抽出できるので測定の信頼性が高い。

【００２１】

本発明の循環動態測定装置は、温度センサー、圧力センサーを血流測定のセンサーと共に配置したことにより、同一部分の同一時刻における関連情報をセットで検出できるので、測定のバラツキを除き安定した信頼性の高い血液レオロジー測定を実現できる。

【００２２】

また、本発明の循環動態測定装置は、光センサーで得られた容積脈動波形における対応する心拍のピーク値とそのピーク値の最大値を用いて規格化最高血流速度を求める手段を備えたことにより、血液レオロジーとは直接関係のない生体の揺るぎ現象によるノイズを消去することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

更に、本発明の循環動態測定装置は、血液レオロジーの程度を示す物理量として、測定スパン内における規格化最高血流速度の平均値を別途求められた最高血圧値で割って得られる補正血流速度を求める手段を備えるものであるから、非侵襲型の手段によって血液レオロジーの程度を測定することができる。しかもその信頼性については効果確認の結果従来型のものより高いことが立証された。

【 0 0 2 4 】

そして、本発明の循環動態測定装置は、測定部位の近傍を暖める加熱手段を採用することにより、冷えた体の不自然な血流を測定することなく、直ぐに正常な測定を実行させることができる。更に、温度センサーとの閉ループ制御を採用すれば、常に安定して適度の

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

本発明の基本となる血流速測定原理を図1を参照しながら説明する。図1のAに示されるように送受波用の圧電素子（超音波送信器と超音波受信器）からなる2組の超音波センサー1a, 1bを互いに対向するように傾斜させて配置する。この2組の超音波センサー1a, 1bは同じものでよい。超音波送信器から送波された超音波は対象物で反射され、超音波受信器で受波される。対象物が停止していれば受信波は送信波と同じ周波数の超音波のまま受信されるが、対象物が運動していればその運動分が重畳されて周波数が変化して受信される。本発明では2組の超音波センサー1a, 1bが互いに対向するように傾斜させて配置されているため、図1のBに示されるように2組の超音波センサー1a, 1bの配列方向に血管方向が向くように接触させた場合、一方の超音波は流れ方向成分を持って入射され他方の超音波は流れに反する方向成分を持って入射される。そしてそれらの受波信号は前者の場合逃げる対象物からの反射となるため発信周波数より低い周波数で受波され、後者の場合は向かってくる対象物からの反射となるため発信周波数より高い周波数で受波される。今、その周波数のドップラーシフト量を Δf , $\Delta f'$ とし、一方の超音波センサーと血管方向とのなす角度を θ とし、一方の超音波センサーと他方の超音波センサーとのなす角度を α とすると、血流速 v は次式で示される。

20

【 0 0 2 6 】

$$v = c \times \Delta f / 2 f c \cos \theta = c \times \Delta f' / 2 f c \cos (\theta - \alpha) \quad (1)$$

30

ただし、 c は体内の音速を、 θ は一方の超音波センサーの送受波系と血流方向とのなす角を示す。ここで、 θ は未知数であるが(1)式の連立方程式から血流速 v と共にこの θ の値も算出できる。

【 0 0 2 7 】

血管のおおよその方向は体外から観察することも可能であるが、正確な角度、特に皮膚面に対しての角度はつかめない。それを本発明では2組の超音波センサーを所定角度 α に配置し、上記した原理に基づいて血管方向の血流速を割り出すことができる。この血流速測定手段の最もシンプルな形態が図1のAに示すものである。これは断面V字状の傾斜面にそれぞれ1対の超音波センサーを配置したもので、この両超音波センサーとクロスする方向に血管がくるように指先など皮膚面を接触させて測定する。

40

【実施例1】

【 0 0 2 8 】

本発明の循環動態測定装置には上記のような血流速度測定手段と共に、それに加えて容積脈波を測る光センサーや体温計又は被測定部の接触圧力を検知する圧力センサーといった血液レオロジーと関連する物理量を測定する手段を併設するようにした。その形態を採った実施例を図2に示す。2組の超音波センサー間に光センサー2及び/又は温度センサー3を配置したものである。温度センサー3としてはサーミスターなど電気信号として容易に出力できるものが適している。体温は血管の伸長収縮に大きく影響し、血流の状態に

50

ピンの数が多いと受光部で受光される光量は少なくなる。血液の脈動に対応して光照射位置におけるヘモグロピンの数は変動する。この原理に基づいて容積脈波を測定する技術自体は既に公知である。(特許文献3参照)図3のAに示す実施例は光センサー2と温度センサー3を共に備え、光センサー2の発光部と受光部が温度センサー3と横方向に並んで設置された形態のものである。また、図3のBに示す実施例は光センサーと温度センサーを共に備えるものであるが、光センサー2の発光部と受光部が温度センサー3の横に前後方向に分かれて設置された形態のものである。図示していないが、この他に、光センサー2あるいは温度センサー3の一方だけを2組の超音波センサー間に配置した簡易型もできる。

【0029】

本発明の循環動態測定装置によって測定したデータを図5に示す。Aに示したものが超音波センサーから得られた2つのドップラー検出値から(1)式の演算をして割り出した血流速度の波形であり、Bに示したものは光センサーで測定した体積脈波の波形である。ただし、このBの体積脈波の波形は検出光量を反転し受光量の多いときに低くなるように表示してある。血流が大きくなったときはヘモグロピンの数が増え、光の吸収が多くなって受光量は少なくなる関係にあるが、図5のAに示した血流速との対応をとり易くするためにそのような処理をしたものである。2つの波形を重ねて表示したものを図6のAに示す。脈動は綺麗に同期し対応がとれているのが分かる。波形から脈動の周波数より低周波成分が見て取れるが、これは生体の揺るぎによるものであり、本発明が測定しようとしている血液レオロジーとはあまり関係はない。そこで、本発明ではこの生体の揺るぎによる影響を無くするため規格化したデータを用いることとした。すなわち、数十秒間の測定スパンにおける心拍に同期した血流速度のn個の最大値に、光センサーで得られた容積脈動波形における対応する心拍のピーク値を掛けると共に測定スパン中でのそのピーク値の最小値で割って規格化する。具体的には次式に示すように規格化演算する。

【0030】

規格化最高血流速度： $V_i' = V_i \times Q_i / \min(Q_1 \sim Q_n)$ (2)

図6のBに○印でプロットしたものがドップラー信号からの血流速度の最大値であり、▲印でプロットしたものが光センサーで得られた容積脈動波形における最小値で割って規格化したものである。生体の揺るぎによる低周波成分が消去されているのが分かる。

【0031】

次に本発明では上記のようにして求めた規格化最高血流速度データ V_i' と最高血圧値 P_m から粘性率を算出し、血液レオロジーの程度を示す補正血流速度 V_m を割り出す。動脈内圧力を P とし、血液の粘性率を ν としたとき、動脈内の最大血流速度 V_z は動脈内圧力 P に比例し血液の粘性率 ν に反比例する関係にある。また、最高血圧値 P_m は動脈内圧力 P に比例するので、補正血流速度 V_m は次式で求められる。

【0032】

【数1】

$$\text{補正血流速度：} \quad V_m = \frac{1}{P_m} \cdot \left(\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n V_k' \right) \quad \dots\dots (3)$$

血流というものは体温による影響が大きい。冬の寒いときには体は冷やされ、血管が固く収縮された状態となる。この状態では血管の流体抵抗は大きくなり、血圧も高めとなることはよく知られている現象である。そこで本実施例の循環動態測定装置では温度センサー3を配置し、体温の状態をモニターする機能を備えるようにしている。そして、異常体温の状態で測定したデータは不採用とするようにしている。図7のAに示したグラフは血流速度の波形と共にそのときの体温の状態を合わせて示したものである。いま、適正体温を $T_1 \sim T_2$ の範囲であるとしたとき、その範囲を超えた $t_1 \sim t_2$ の期間があることがこのグラフから見て取れる。したがって、この場合、この区間のデータは採用しないものとする。

【実施例 2】

【0033】

また、血流の状態はセンサー部の接触圧によっても影響される。きつく押しつけた場合、血管がつぶされて変形しその部分の血流に影響を及ぼす。そこでここに示す実施例は圧力センサーを設置して、接触状態をモニターする機能を備えるようにしている。図4のAに示したものは本循環動態測定装置の筐体10内の凹部に超音波ブロック1を嵌合させ、該筐体10の凹部底面と超音波ブロック1の背面間に圧力センサー4を配置した。皮膚面と超音波ブロック1表面との接触圧は超音波ブロック1を介して圧力センサー4で測定することができる。図4のBに示した実施例はその変形例である。本循環動態測定装置の筐体10内の凹部に超音波ブロック1を嵌合させ、該筐体10の凹部底面と超音波ブロック1の背面間に圧力センサー4を配置した基本構造は同じであるが、超音波ブロック1の背面は直接圧力ブロック4に接触するものでなくフレキシブル基板5が介在するようにしている。このフレキシブル基板5はコネクタ6によって前記筐体10に固定される。このフレキシブル基板5は一種の板バネとして作用するもので、皮膚面の接触圧が超音波ブロック1を介して伝達されると、その可撓性によって変形して歪みを圧力センサー4に伝えると共に、接触から解放されたとき、そのバネ力によって超音波ブロック1を初期位置まで戻すように作用する。図4のAのものはフレキシブル基板5がないため、接触から解放されたとき、筐体10の凹部内で斜めになって引っかかるなどして初期状態に戻らないことがあるので、この図4のBの実施例では初期状態への復帰をより確実にするためフレキシブル基板5を設けたものである。

10

20

【0034】

この圧力センサーの検出値を超音波センサーのドップラー信号から割り出した血流速度の波形と共にグラフ表示したものを図7のBに示す。今、接触圧力が $P_1 \sim P_2$ の範囲にあるときは正常であるとしたとき、このグラフに示された例では期間 $t_3 \sim t_4$ の範囲で異常な圧力で接触している。したがってこの区間のデータは採用しないものとする。採用されるデータは $t_0 \sim t_3$ の区間と $t_4 \sim t_n$ の区間となる。本循環動態測定装置として温度センサー3と圧力センサー4の両方を備えたものであった場合、図8のAに示すようなデータが得られる。そして、前述したように体温情報から $t_1 \sim t_2$ の区間のデータは不採用、圧力情報から $t_3 \sim t_4$ の区間のデータは不採用となる。従って、データ解析に用いられるデータは図8のBに示すように $t_0 \sim t_1$ と $t_2 \sim t_3$ そして $t_4 \sim t_n$ の区間のものだけである。

30

【0035】

このようにして採用されたデータを基に、前述した式(3)によって血液レオロジーの程度を示す補正血流速度 V_m を得る。本発明の手法によって実際に得られたデータを同じ被測定者の血液を採取して従来の測定法で測定した血液レオロジーと値の比較を行った。従来の測定法は所定量の血液が所定水柱圧差でマイクロチャネルアレイを通過する時間で測定したものである。結果を表1示す。

【0036】

【表 1】

被験者	性別	全血通過時間	補正血流速度
		(sec/100 μ l)	(mm/sec/mmHg)
A	男	44.4	3.853
B	男	42.1	5.794
C	男	42.0	4.076
D	女	38.7	6.175
E	女	35.1	7.862
F	女	36.0	7.931
G	男	43.3	4.231
H	男	51.3	3.970
I	男	57.6	3.645

本発明の手法による補正血流速度 V_m を縦軸に、従来測定法による全血流通過時間を横軸にしたグラフ上にデータをプロットしたものを図 9 に示す。このプロットした点は破線で示したような双曲線様の線上にあることが見て取れる。補正血流速度 V_m の値自体から血液レオロジーを判定することができるが、この補正血流速度 V_m と全血流通過時間との特性曲線を本発明の循環動態測定装置内に記憶させておけば、測定されたデータをデータ処理した値と別途測定された最高血圧値を入力して演算することにより、従来手法で得られる血液レオロジーの全血流通過時間 (sec/100 μ l) の形で血液レオロジーを示すことができる。

【実施例 3】

【0037】

次に示す実施例は冷えた体を温める手段を備えたものである。前述したように体が冷えた状態では血管は収縮して固くなるため、正常な血流測定ができない。そこで、温度センサーが検出した体温データが正常範囲を越えて低かったときはヒーター等の加熱手段によって体を温めて正常範囲の状態にしようというものである。この実施例の測定部位は指先であって、加熱手段が体を温める部位は手のひらから腕にかけての部分となる。肘から指先までを本装置の台座に乗せ、指先部分にセンサー部分を配置する。手のひらから腕にかけての加熱部分は台座だけでなく腕全周を暖めるためトンネル形状にするのがよいが、腕の太さに違いがあることを考慮すると半円筒の部材を回転自在として被せる形態がよい。変形例としては電気毛布形態のものを腕に巻くようにしてもよい。また、この加熱手段の熱が温度センサーへのノイズとならないようにセンサー部との間は断熱構造とするのが好ましい。

【0038】

この実施例のシステムブロック図を図 10 に示す。2 組の超音波センサー 1, 2 の送信用圧電素子を駆動する共通の駆動回路、それぞれの受信用圧電素子が受信した信号を処理するそれぞれの受信回路、光センサー 2 の発光素子を駆動する駆動信号と受光素子が受光した信号を処理する受信回路、温度センサー 3 としての熱検出手段の検出回路そして接触圧検出用の圧力センサー 4 とその検出手段から測定部が構成されている。また、この実施例では体温を暖める加熱手段が備えられ、前記温度センサーと検出回路の出力に対応して加熱手段の加熱強度を調整する温度調整回路が機能する。該加熱手段によって体が温めら

れ指先の体温が上がるとそれを温度センサー 3 が検知して閉ループの制御系が構成される。また、情報入力手段を備え、血圧値や測定を実施したときの日時や被測定者名等関連情報を本システムに入力する機能を備える。また、測定値や入力値を演算処理して所望のデータを割り出す演算部とそれらを記憶する記憶部、更には測定値や演算して得たデータを適宜の形態で表示する表示部とを備える。

【 0 0 3 9 】

このシステムの測定動作について、図 1 1 に示したフローチャートを参照しながら説明する。指先等の測定部位をセンサー部に当て腕の上に半円筒状の加熱カバーを被せ、電源を ON して測定を開始する。ステップ 1 で指先をセンサー部に適宜の圧力で接触させる。ステップ 2 で温度センサー 3 の測定を行いステップ 3 で設定範囲を示しているかを判定する。設定範囲内であればそのままステップ 8 へ進むが、設定範囲外であるときはステップ 4 で設定温度範囲外であることの表示をし、ステップ 5 で温度調整回路が機能して加熱手段を加熱する。ステップ 6 で再度設定温度範囲を示しているかを判定し、未だ範囲外であればステップ 5 に戻り加熱手段による加熱を続行する。設定温度内になったならばステップ 7 で設定温度範囲外であることの表示を消し、ステップ 8 に進み接触圧力測定を実行する。ステップ 9 で測定値が設定範囲を示しているかを判定する。設定範囲内であればそのままステップ 1 4 へ進むが、設定範囲外であるときはステップ 1 0 で設定圧力範囲外であることの表示をし、ステップ 1 1 で範囲方向に指先の接触圧力を加減する。ステップ 1 2 で再度設定圧力範囲を示しているかを判定し、未だ範囲外であればステップ 1 1 に戻り接触状態を加減する。設定圧力内になったならばステップ 7 で設定圧力範囲外であることの表示を消し、ステップ 1 4 へ進み超音波測定に入る。ステップ 1 5 でドップラー音が採取できたかどうかを判定し、採取できたときは直ぐにステップ 1 8 へ進むが、採取できなかったときはステップ 1 6 で超音波入出力の調整を実施する。ステップ 1 7 で超音波入出力の調整によってドップラー音が採取できたときはステップ 1 8 に進むが、ステップ 1 7 でドップラー音が採取できなかったときはステップ 1 に戻り最初からやり直すことになる。ドップラー音が採取できたときはドップラー信号が適正レベルの信号となっているかをチェックしレベル調整を実行する。ステップ 1 9 では数十秒程度の 1 測定スパンにわたりこのレベル調整されたドップラー信号をその際の測定体温と測定接触圧力と共に時間系列で記憶部に記憶蓄積する。つづいてステップ 2 0 で別途血圧測定を行い、ステップ 2 1 でその血圧値を本システムに入力して記憶部に記憶する。この一連の動作によって本システムの測定動作を終了する。

【 0 0 4 0 】

次に本システムのデータ処理動作を図 1 2 に示したフローチャートを参照しながら説明する。まず、ステップ 1 で本システムの記憶部に記憶された測定データをワークエリアに読み出す。ステップ 2 では測定時に設定温度範囲と設定圧力範囲を外れたことがなかったかどうかを判定する。この判定は時間情報と共に記憶されている体温測定情報と接触圧力情報を基にチェックする。測定期間中設定範囲内の安定状態で測定が実行され続けていたならばそのままデータを取り込みステップ 5 に進むが、もし、測定期間中設定範囲を外れた状態が存在したときはステップ 3 で測定期間中設定範囲内にあった期間を特定する。そしてステップ 4 で設定範囲内にあった期間の測定データだけを抽出する作業を行い、ステップ 5 に進む。2 組の超音波ドップラー信号、2 組の超音波センサーの設置角度 α とを用い式 (1) に基づいて一方の超音波センサー放射方向と血管の流れ方向とのなす角 θ を算出する。続いてステップ 7 で方位の分かった血管内を流れる血流の絶対値 v を算出する。ステップ 8 では光センサーによって測定した容積脈波から時間周期即ち脈拍を検出する。ステップ 9 では血流絶対速度波形から心拍毎の最大血流速度信号 V_i と、容積脈波波形情報からは心拍毎の最大値 Q_i と測定スパン内の最小値 $m_{i n} (Q_1 \sim Q_n)$ とを抽出する。ステップ 1 0 では前ステップで抽出したデータを用い式 (2) に従って規格化した最大血流速度を求める。ステップ 1 1 では規格化した規格化した最大血流速度の平均値を求め、ステップ 1 2 でこの規格化した最大血流速度の平均値を最大血圧値 P_m で割る式 (3) に基づく演算を実行して、本システムが最終的に求める血液レオロジー値を示す補正血流

10

20

30

40

50

速度を算出する。以上でデータ処理動作を終了する。

【産業上の利用可能性】

【0041】

以上の説明では、本発明の技術は血液レオロジーを測定することを目的としたものとしてきたが、流速方向に対して異なる向きに配置した2組の超音波送受波器と、該2組の超音波送受波器の検出ドップラー信号 Δf 、 $\Delta f'$ と2組の超音波送受波器間の角度情報 α から絶対値の血流速度 v を算出する本発明に係る血流速度測定方法は、血流測定に限定されることなく、一般の配管内流体速度測定に広く適用できるものである。一般の管内流速測定では配管の位置、方向、形状が既知であるが、埋設されている配管等その管の位置、方向、形状が未知である配管内の流速測定には本測定方法をそのまま適用して絶対流速を測

10

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の基礎となる絶対流速を測定する原理を説明する図である。

【図2】本発明の1実施例を示す図で、センサー部分の配置形態を断面で示したものである。

【図3】光センサー2と温度センサー3を共に備えたものの具体的配置例を示した図である。

【図4】圧力センサーを備えた実施例を示す図である。

【図5】超音波センサーからの血流速度波形と、光センサーから得られる信号波形を示す図である。

20

【図6】Aは同時測定した血流速度波形と光センサーから得られる信号波形との相関を示すグラフであり、Bは最大血流速度の基データと規格化データを示す図である。

【図7】温度センサーと圧力センサーによる測定チェックを説明する図である。

【図8】正常値としてデータ解析に使用する時間帯を説明する図である。

【図9】本発明による補正血流速度と従来法による値の比較をした効果確認のグラフである。

【図10】本発明の基本構成を示すシステムブロック図である。

【図11】本発明のシステムによる測定動作を示すフローチャートである。

【図12】本発明のシステムによる信号処理動作を示すフローチャートである。

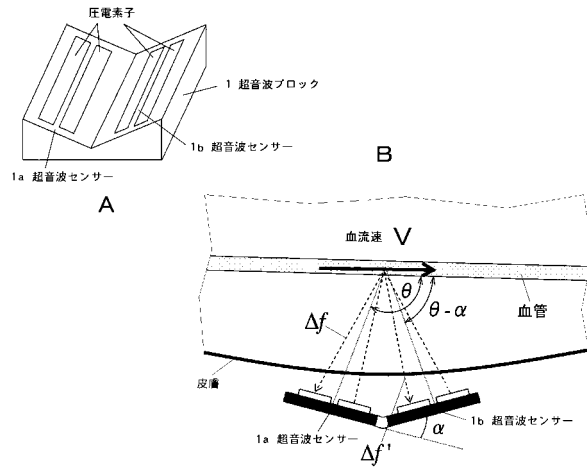
30

【符号の説明】

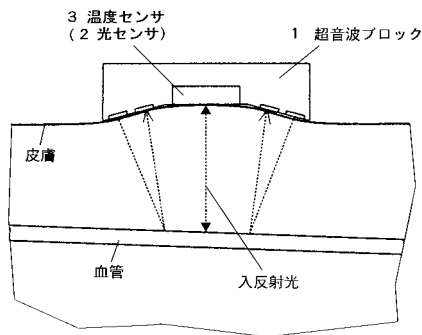
【0043】

- | | | | |
|--------|---------|----|----------|
| 1 | 超音波ブロック | 5 | フレキシブル基板 |
| 1a, 1b | 超音波センサー | 6 | コネクタ |
| 2 | 光センサー | 10 | 装置筐体 |
| 3 | 温度センサー | | |
| 4 | 圧力センサー | | |

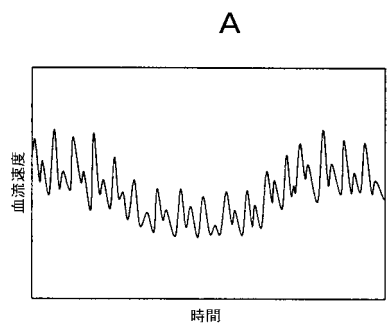
【図 1】



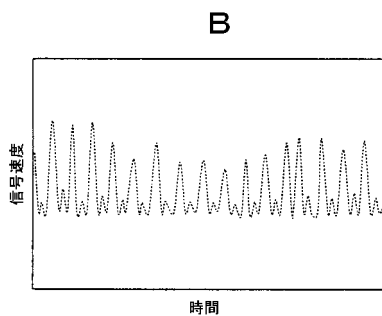
【図 2】



【図 5】

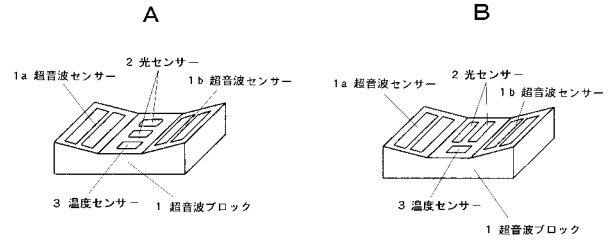


超音波センサーから得られる血流速度波形

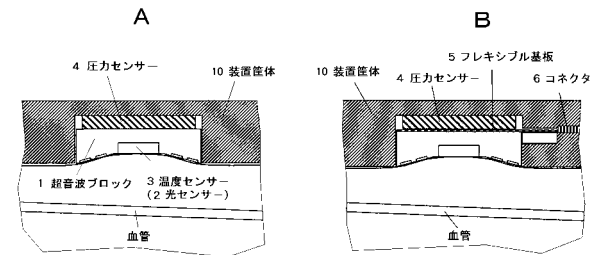


光センサーから得られる信号波形

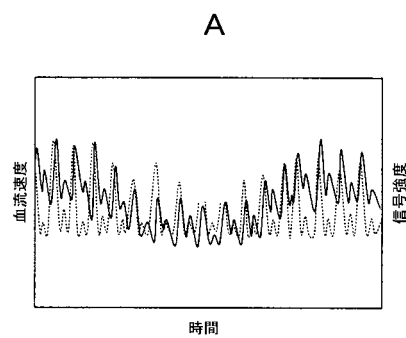
【図 3】



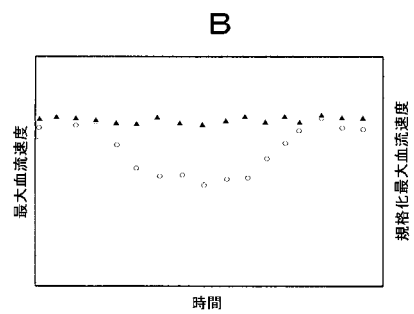
【図 4】



【図 6】

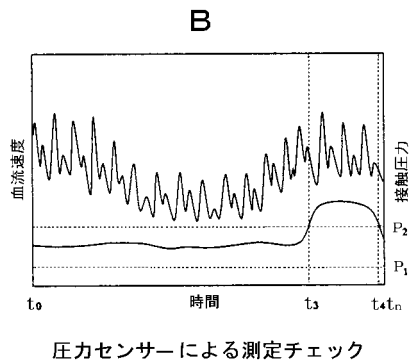
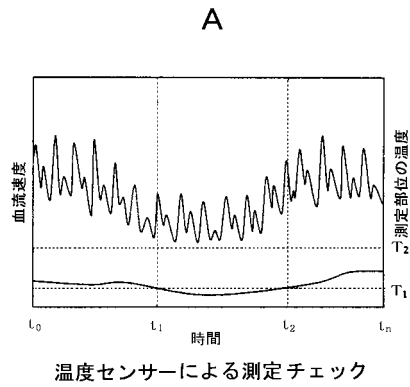


血流速度と光信号の相関性

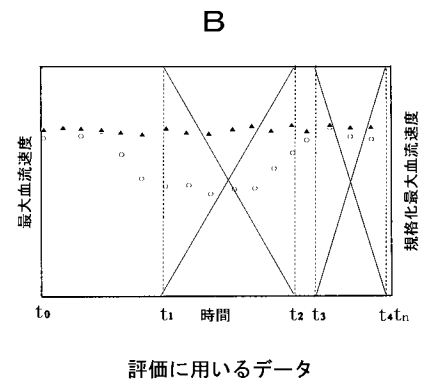
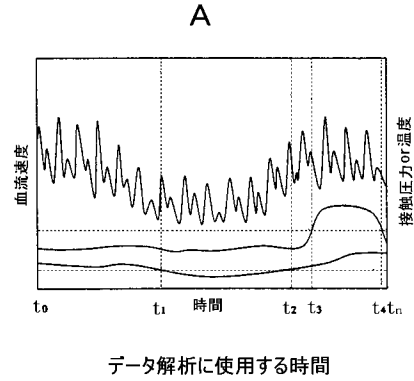


最大血流速度の規格化

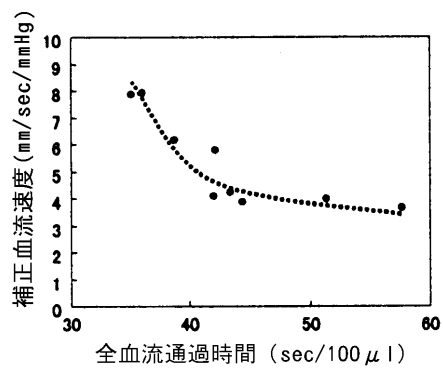
【図 7】



【図 8】

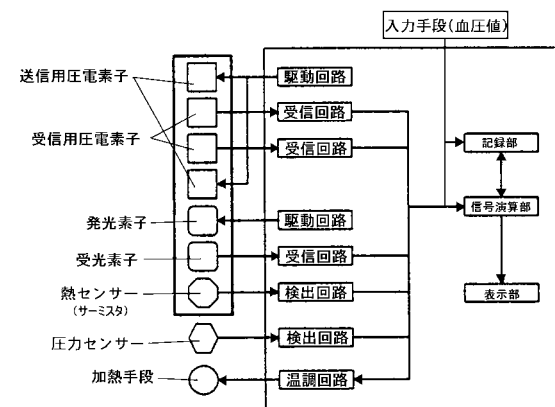


【図 9】



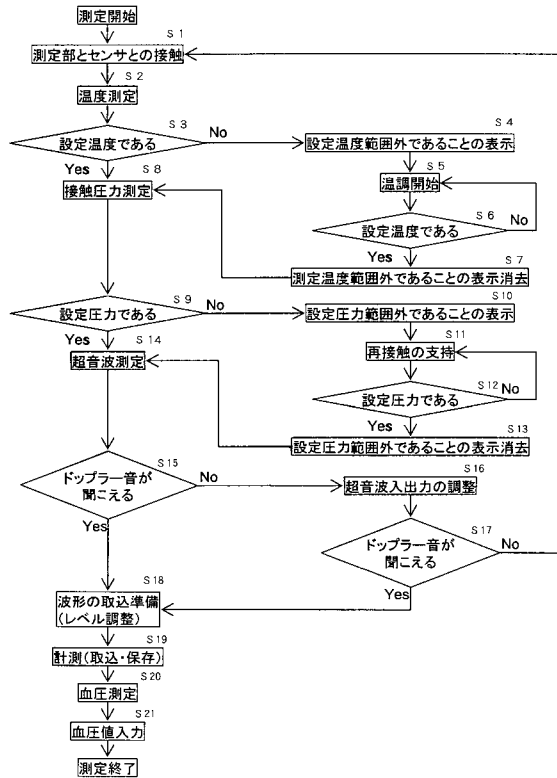
従来法との比較による効果確認

【図 10】

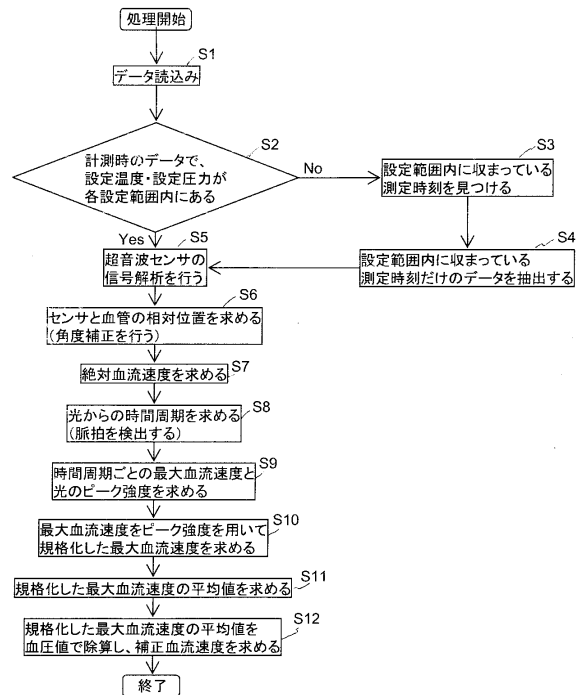


システムブロック図

【図 11】



【図 12】



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メンツ株式会社内

(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メンツ株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

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

特開 2 0 0 3 - 2 7 5 1 8 4 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 1 0 4 2 5 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 1 5 9 2 5 0 (J P , A)

(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)	循环动态测定装置		
公开(公告)号	JP4412644B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2003368389	申请日	2003-10-29
[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 A61B5/0205 A61B8/06 A61B5/01 A61B5/00 A61B5/0245		
FI分类号	A61B5/02.340.H A61B5/02.B A61B8/06 A61B5/00.101.E A61B5/00.101.N A61B5/01.100 A61B5/02.310.A A61B5/02.840.H A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AA16 4C017/AA20 4C017/AC01 4C017/AC11 4C017/AC23 4C017/AC28 4C017/BC11 4C017/EE01 4C017/FF05 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XE14 4C117/XE16 4C117/XE23 4C117/XE27 4C117/XE36 4C117/XJ13 4C117/XJ16 4C117/XJ44 4C117/XN01 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/DE02 4C601/EE10 4C601/GA03 4C601/GB14 4C601/JB50 4C601/JB54		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
其他公开文献	JP2005130969A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明要解决的问题
本发明要解决的问题是提供一种能够直接获得绝对血流速度并获得血液流变学和相关物理量的非血液采集型循环动态测量方法，具有高测量精度并提供一种用于实现该装置的装置。 解决方案：本发明的流体速度测量方法是通过检测相对于流速方向在不同方向上排列的两组超声换能器的多普勒信号 Δf ， $\Delta f \sin \theta$ 来测量流体速度的方法，并且获得绝对值的流体速度 v 。另外，使用体积脉搏波信息归一化以消除由于活体波动引起的噪声，将平均归一化最大血流速度除以最大血压值，以获得表示血液粘度的校正血流速度。 点域1

$$V_m = \frac{1}{P_m} \cdot \left(\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n V_k' \right)$$