

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4388356号
(P4388356)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月9日(2009.10.9)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 5/026 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 4 0 D

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-407627 (P2003-407627)	(73) 特許権者	000002325
(22) 出願日	平成15年12月5日(2003.12.5)		セイコーインスツル株式会社
(65) 公開番号	特開2005-160944 (P2005-160944A)		千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地
(43) 公開日	平成17年6月23日(2005.6.23)	(74) 代理人	100079212
審査請求日	平成18年7月10日(2006.7.10)		弁理士 松下 義治
		(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	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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流速度の測定装置および測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の血管中を流れる血液に超音波を照射し、その反射波のドップラシフトを検出する超音波センサと、生体に光を照射し、生体内の血液による光の反射・吸収を検出する光センサとを用いて、前記超音波センサから得られるドップラ信号と、前記光センサから得られる光信号とから生体内の血流速度を導出する血流速度の計測方法であり、

生体の脈拍に伴う周期的な光信号波形の位相に同期して、前記ドップラ信号から脈拍毎に周期的に得られる複数の周波数分布または速度分布波形を重ね合わせる同期加算処理を行う同期加算工程を備え、

前記同期加算工程は、光信号の微分波形のピーク値の位相を基準として、前記光信号の微分波形の位相に同期して、前記ドップラ信号から得られる周波数分布または速度分布波形を重ね合わせる同期加算処理を行うことを特徴とする血流速度の計測方法。

【請求項2】

前記超音波センサとして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を用いて、それぞれの超音波センサから得られるドップラ信号と、光センサから得られる光信号とから血流速度を導出する血流速度の計測方法であり、

前記同期加算工程は、光信号波形の位相に同期して、各超音波センサのそれぞれのドップラ信号から得られた周波数分布または速度分布波形を重ね合わせる同期加算処理を行ったのち、2対の超音波センサのなす角度に基づき、それらの速度信号を合成することを特

10

20

徴とする請求項 1 に記載の血流速度の計測方法。

【請求項 3】

前記同期加算工程は、光信号波形の光吸収信号のピークまたはその微分波形のピークを含む脈拍周期の 2 分の 1 以下の時間中のドップラ信号のデータのみを解析することを特徴とする請求項 1 から 2 のいずれかに記載の血流速度の計測方法。

【請求項 4】

生体の血管中を流れる血液に超音波を照射し、その反射波のドップラシフトを検出する超音波センサと、生体に光を照射し、生体内の血液による光の反射・吸収を検出する光センサとを備え、前記超音波センサから得られるドップラ信号と、前記光センサから得られる光信号とから生体内の血流速度を導出する血流速度の計測装置であり、

10

生体の脈拍に伴う周期的な光信号の位相を検出する検出手段と、前記ドップラ信号から脈拍毎に周期的に得られる周波数分布または速度分布波形を前記光信号の位相に同期して重ね合わせる同期加算処理手段とを備え、

前記検出手段は、光信号をその微分波形に変換する手段と、変換された光信号の微分波形のピーク値の位相を検出する手段とを備え、

前記同期加算処理手段は、生体の脈拍に伴う周期的な光信号の微分波形のピーク値の位相に同期して、ドップラ信号から得られる周波数分布または速度分布波形を重ね合わせることを特徴とする血流速度の計測装置。

【請求項 5】

前記超音波センサは、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り、

20

前記同期加算処理手段は、光信号波形の位相に同期して、各超音波センサのそれぞれのドップラ信号から得られた周波数分布または速度分布波形を重ね合わせる同期加算処理を行ったのち、2 対の超音波センサ素子のなす角度に基づき、それらの速度信号を合成することを特徴とする請求項 4 に記載の血流速度の計測装置。

【請求項 6】

前記同期加算処理手段は、光信号の光吸収信号のピークまたはその微分波形のピークを含む脈拍周期の 2 分の 1 以下の時間中のドップラ信号のデータのみを解析することを特徴とする請求項 4 又は 5 のいずれかに記載の血流速度の計測装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の血液レオロジーの診断のための血流速度の測定方法および血流速度の測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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）を通過する時間を計測する装置（製品名 MC - FAN）が開発されている（非特許文献 1 参照）。現在においては、MC - FAN 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。

40

【0003】

しかし、MC - FAN 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目的には極めて不都合が大きい。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でしかないため、時系列的に連続したデータが得られないという問題がある。

【0004】

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る。すなわち、血液の粘性が高い場合、血流速度は遅く、粘性が低い場合は血流速度が速いと考えられる。その

50

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。そこで従来、血液レオロジーと強い相関のある血流速度を計測するため、生体内を伝播し、血管内の血流に反射する超音波のドップラシフトから血流速度を計測するが発明が考案されている。(特許文献1参照)

【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】

【0005】

しかしながら、生体内を伝播し、血管内の血流に反射する超音波のドップラシフトから血流速度を計測する従来の技術は、血流にランダムな動きが含まれることと、超音波ドップラ計測では微小な信号を大きく増幅する必要があるため、外部からの雑音信号の影響も大きく、また出力信号にも大きな雑音成分が含まれやすいため、S/N比(信号雑音比)の優れた信号が得にくいという問題がある。

【0006】

そこで本願発明は、血液の採取を行わずに、専門家以外の誰でも手軽に正確な血流速度を計測し、血液レオロジーを知ることが可能とする血流速度の測定装置および測定方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本願発明では、超音波送信機と超音波受信機から成る超音波センサと、血液による光の吸収を計測する光センサとを組み合わせた、複合血流速度センサを用いて計測を行い、光センサから得られた光吸収波形のピーク値の時刻(位相)、または光吸収信号の微分波形のピーク値の時刻(位相)を基準点として、超音波ドップラ信号から得られた周波数分布または速度分布波形を脈の一拍ごとに重ね合わせる同期加算処理を行う。この同期加算処理により、比較的S/Nの悪い信号からでも血流速度を得ることが可能となる。

【発明の効果】

【0008】

被験者から採血を行うことなく、非侵襲にて血液レオロジーと強い相関を持つ血流速度を測定することができ、また、超音波ドップラ計測方式から得られるS/Nの劣る信号から雑音成分を除去した血流速度を計測することが可能となるため、S/N比が数倍程度向上し、より正確な血流速度の測定が可能となり、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】

【0009】

(実施の形態1)

図1に本発明実施の形態1の計測方法の流れ図を、図2に本発明で用いた測定装置の構成を、図3に本発明で用いた複合血流速度センサをそれぞれ示す。また、図7に超音波ドップラ信号測定原理の概略を示す模式図、図8に光信号測定原理の概略を示す模式図を示す。

【0010】

複合血流速度センサは、発信素子2a, 2bと受信素子3a, 3bから成る超音波センサ1a, 1bと、発光素子8と受光素子9から成る光センサ7の組み合わせである。超音波センサ1a, 1bの発信素子2a, 2bと受信素子3a, 3bはいずれも圧電性セラミックスに電極薄膜を形成した超音波素子である。超音波の周波数は15MHzとした。発光素子8は発光色が青色の高輝度発光ダイオードであり、受光素子9はフォトダイオードまたはフォトランジスタを用いる。本発明においては、2対の超音波センサ1a, 1b

10

20

30

40

50

を用い、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ある角度を成すようにセンサ支持基板 10 上に配置してある。また、光センサ 7 はそれら超音波センサ 1 a, 1 b の中間の位置に配置してある。なお本実施の形態では、複合血流速度センサの超音波センサとして 2 対のものが用いられているが、1 対の超音波センサのものでも 2 対以上のものでも本発明を実施することは可能である。

【0011】

この複合血流速度センサに、計測準備及び初期値の設定 (S1) を行った後、図 7 に示すように被験者の指先 (生体) 71 を接触させて、血管 72 内の血流速度を計測する。超音波センサ 1 a の発信素子 2 a から発した 15 MHz の超音波 (送信波 13 a) は生体組織中を伝播し、血管 72 を流れる血液で反射される。反射波 14 a は、血液の流速に従いドップラシフトを受けた信号に変化する。この反射を受信素子 3 a で受信する。超音波センサ 1 b についても同様に、発信素子 2 b から発した超音波 (送信波 13 b) は血流によるドップラシフトを受けて反射され受信素子 3 b で検出されるのであるが、超音波の放射される指向方向が異なる。受信素子 3 a, 3 b で受けたそれぞれの反射波 14 a, 14 b の信号は、図 2 に示すように、前段増幅回路 22 a, 22 b でそれぞれ増幅され、検波回路 23 a, 23 b で検波され、ベースの超音波の搬送波成分を取り除いたドップラ信号成分のみが取り出され、さらにフィルタ回路 24 a, 24 b により A/D 変換処理に不要な高周波成分を取り除き、再び後段増幅回路 25 a, 26 b でそれぞれ増幅される。そして A/D 変換器 26 a, 26 b によりデジタルデータに変換され、一旦バッファメモリ 32 に蓄積された後 (S2)、メインメモリに転送される (S5)。ここで本実施例では、A/D 変換器 25 a, 25 b のサンプリング周波数は 20 kHz とした。

【0012】

以上のように超音波センサは血管 72 内の血流速度を検出するが、一方、光センサ 7 は、生体内の局所的な部位の血液量を検出する。光センサ 7 の発光素子 8 から発せられた入射光 15 の一部は血液に吸収される。したがって、血液量の多いときは受光素子 9 で受ける反射光 16 は減少し、逆に血液量の少ないとき受光素子 9 で受ける反射光 16 は増加する。小型の光センサ 7 の検出する生体の部位は局所的であり、その部位に存在する血液量は被験者の脈拍に伴って増減するため、受光素子 9 から得られる光信号電圧は、被験者の脈拍の周期を伴って増減する信号となる。通常は、血液量と比例した信号が求められるため、光信号は正負を反転した波形に変換されて利用する。これは、測定回路の信号線を逆に接続するか、回路構成によって対応できない場合は、A/D 変換後、反転演算処理すればよい。当然ながら、超音波ドップラ信号と光信号は被測定者の脈拍に伴い同期して変動する。このように得られる光信号も A/D 変換後、一旦バッファメモリ 32 に蓄積され、メインメモリ 37 に転送される (S5)。被験者の血液の粘性 (レオロジー) を測定するためには、数十秒間、血流速度の測定を行い (S3)、データを蓄積する。

【0013】

なお、一般に、超音波センサで得られる超音波ドップラ信号に対して、最近では高輝度の LED 光源と高感度のフォトセンサが入手できることから、光信号は感度が高く、S/N に優れたデータを得やすいため、波形のピークの検出も容易である。そのため、ドップラ信号の S/N が著しく悪い場合も、光信号の位相情報 (ピーク時点) をドップラ信号のノイズ除去処理に利用することができる。

【0014】

上記の測定で得られた光信号 (光吸収量の信号) のピーク検出を行う。この光信号は光の吸収量を反映しているので、波形の負 (下向きに凸) のピークが血液量のピークである。光信号のデータから不要な高周波成分を取り除き、滑らかな波形とした後 (S6)、信号の平均値より絶対値の小さなデータで微分値がほぼゼロとなる時点 t (または、時系列に並んだ離散データ列の順番 d) をメインメモリ 37 に記録し、この時点をと p (1) (またはデータ順 d p (1)) とする。次のピークのデータの時点をと p (2)、n 番目のピーク時点をと p (n) とする (S8, S9)。n は、最大で測定時間中の被験者の脈拍の数である。図 4 に、光信号波形とその微分波形の例を示す。図 4 の血流速度の波形は、

10

20

30

40

50

ドップラ信号から計算した値をプロットしたものであり、本発明の同期加算処理を行っていない波形である。したがって、計測時間全体にわたる波形となっている。

【0015】

上記測定で得られたそれぞれのドップラ信号をフーリエ変換（FFT）処理により、周波数分布データに置き換える（S10）。ここで、FFT処理のデータ個数をNfすると、時点 $t_p(1)$ あるいはデータ順 $d_p(1)$ からNf個ずつのデータに対してFFT処理を行う。これを、次のピーク時点 $t_p(2)$ あるいはデータ順 $d_p(2)$ まで行う。n番目のピークに対しては、 $t_p(n)$ から $t_p(n+1)$ あるいは $d_p(n)$ から $d_p(n+1)$ の区間で行う。これをデータの最後のピーク時点まで繰り返す。A/D変換のサンプリング周波数を $f_s = 20\text{kHz}$ 、FFT処理の個数を $N_f = 256$ 個とすると、0.0128秒毎の周波数分布データが得られることになる（ただし、FFT処理のデータ個数とFFT処理の時間間隔は必ずしも一致しなくてもよい。たとえば、0.01秒間隔で256個ずつのデータを処理することも可能である）。

10

【0016】

つぎに、光信号のピーク時点 t_p を基準とした周波数分布データの同期加算処理を行う。 $t_p(1)$ （あるいは $d_p(1)$ ）からNf個のデータをFFT処理した結果の周波数分布データを $F(1, 1)$ 、次のデータを $F(1, 2)$ 、m番目のデータを $F(1, m)$ 、 $t_p(n)$ （あるいは $d_p(n)$ ）のm番目の周波数分布データを $F(n, m)$ とし、周波数分布データのうち、基準周波数成分 $f(0)$ の強度Aを $A(n, m, 0)$ 、周波数成分 $f(i)$ の強度を $A(n, m, i)$ とする。これら周波数分布データの、ピーク時点 t_p からm番目、周波数 $f(i)$ のn個の同期加算 $A_s(m, i)$ は、

20

$$A_s(m, i) = A(1, m, i) + A(2, m, i) + \dots + A(n, m, i)$$
となる。この処理をそれぞれの m, i について行う（S11）。元の周波数分布データは、ランダムなノイズ成分を含むが、加算されることにより、ノイズ成分のバラツキが収束するため、ノイズ成分が低減される。図5に、周波数分布の例を示す。横軸が、FFT処理における基準周波数の倍数で表した周波数成分、縦軸がその相対的強度を表している。図5(a)、図5(b)、図5(c)は、加算処理を行う前の元データであり、元データは20個のデータうち抜粋して1番目、2番目、20番目のみをそれぞれに示している。元データは周波数成分の強度のバラツキが大きい、これらを20回同期加算処理することにより、相対的にS/Nが数倍に向上する効果がある。図5(d)は、加算処理後、各周波数成分の強度のバラツキが減少しS/Nが向上したことを示す。人の脈拍は、60秒間に、数十回から百数十回程度であるので、必要なデータ量の収集には数十秒間以上の計測が必要となる。

30

【0017】

なお、センサより得られたすべてのデータについて上記処理を行う必要はない。血流量の少ない時間に含まれるデータは無視して、脈拍の周期のうち、血流量の増大した時間に含まれるデータ、すなわち、脈拍周期（T）のうち光信号（光吸収）波形のピークを含む、2分の1の時間（ $T/2$ ）について処理を行えばよい。処理するデータ量を減らせるため、演算装置（プロセッサ）の処理にかかわる時間を短縮することができる。

【0018】

40

次に上記方法で得られたそれぞれの周波数分布データからもっとも周波数の高い周波数成分を選ぶ。超音波センサ1aのデータから得られた最高周波数を F_a 、超音波センサ1bのデータから得られた最高周波数を F_b 、とすると、最高血流速度Vは、下記の式などで導出できる（S12）。

【0019】

$$V = c F_a / 2 F \cos$$

ここで、 $\theta = \text{atan} \left(\frac{F_b / F_a - \cos \theta}{\sin \theta} \right)$

θ は2つの超音波センサの超音波の射出および受信の指向性のなす角度、cは生体中の音速、Fは超音波センサの発信周波数（駆動周波数）である。この最高血流速度Vが大きければ、相対的に生体中の血液の流動性が高く、Vが小さければ血液の流動性が低いと

50

いうことである。

【 0 0 2 0 】

また、周波数分布からドップラシフトの原理により導出した速度分布データについても同様の同期加算処理を行うことは可能であり、周波数分布データでの処理と速度分布データでの処理において原理的な相違はない。

【 0 0 2 1 】

そしてこれらの処理結果のデータを、ストレージ 3 8 に保存し (S 1 3)、画面に表示することにより、被測定者の血液流動性を知ることが可能となる (S 1 4)。

(実施の形態 2)

図 6 に本発明実施の形態 2 の計測方法の流れ図を示す。

10

【 0 0 2 2 】

実際の生体 (人体) の血流から得られる超音波ドップラ信号波形および光吸収信号波形においては、測定位置によって、ドップラ信号波形のピークから若干遅れた位相の時点で光吸収信号のピークがある場合がある。これは、脈拍に伴って、指先の血液量が増大時には血流速度が速く、血液量の最大時 (ピーク) では、血流速度が下がり始めるためであると考えられる。すなわち、光吸収信号の増大量 (増分) のピークの時点付近に血流速度の最大値も存在するということである。そこで、実施の形態 1 においては、光信号そのもののピーク値を用いたが、実施の形態 2 では、光吸収信号波形の微分波形のピーク時点 t_p を基準として、ドップラ信号波形を FFT 演算処理によって変換した周波数分布波形の同期加算処理を行う。

20

【 0 0 2 3 】

微分波形を利用する場合には、光信号を A / D 変換した後、デジタル演算処理装置を用いてデジタル的にデータの差分処理などを行ってもよい (S 7)、演算増幅回路 (O P アンプ) を応用したアナログ方式の微分回路で微分波形に変換した後、A / D 変換を行い、演算処理装置に取り込んでよい。

【 0 0 2 4 】

実施の形態 2 においても、処理時間を節約するには、脈拍周期 (T) のうち、光信号の微分波形のピークを含む 2 分の 1 の時間 (T / 2) のデータについてのみ、ドップラ信号の周波数分布波形の同期加算処理を行えばよい。

【産業上の利用可能性】

30

【 0 0 2 5 】

本発明は、医療および健康維持・増進を目的として、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 2 6 】

【図 1】本発明の計測方法を示す流れ図

【図 2】本発明の計測装置の構成を示すブロック図

【図 3】本発明で用いた複合血流速度センサ

40

【図 4】本発明の計測装置による各信号波形の一例

【図 5】周波数分布データの一例

【図 6】本発明の計測方法を示す流れ図

【図 7】超音波ドップラ信号測定原理の概略を示す模式図

【図 8】光信号測定原理の概略を示す模式図

【符号の説明】

【 0 0 2 7 】

- 1 a , 1 b 超音波センサ
- 2 a , 2 b 発信素子
- 3 a , 3 b 受信素子

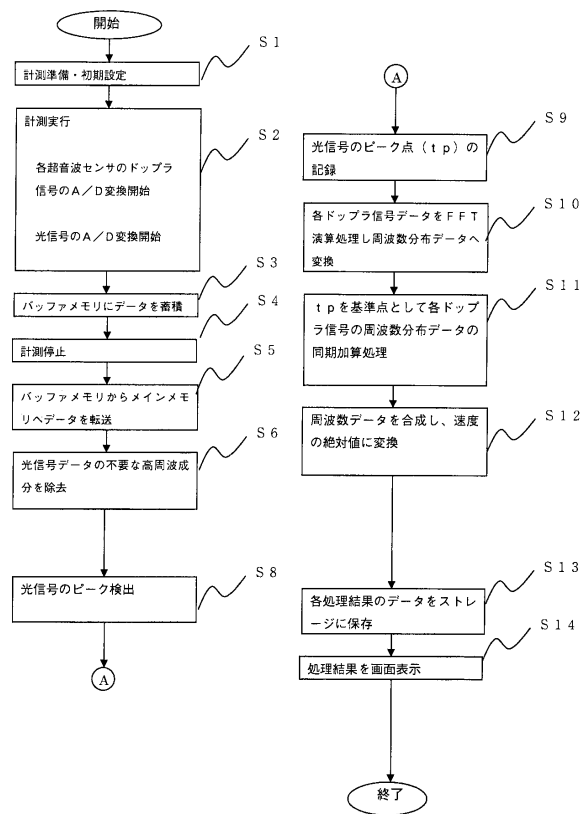
50

- 7 光センサ
- 8 発光素子
- 9 受光素子
- 10 センサ支持基板
- 13 a, 13 b 送信波
- 14 a, 14 b 反射波
- 15 入射光
- 16 反射光
- 21 発信回路
- 22 a, 22 b 前段増幅回路
- 23 a, 23 b 検波回路
- 24 a, 24 b, 28 フィルタ回路
- 25 a, 25 b 後段増幅回路
- 26 a, 26 b, 29, 31 A/D変換器
- 27 増幅回路
- 30 微分演算回路
- 32 バッファメモリ
- 33 演算処理装置
- 34 デジタル入力部
- 35 信号演算部
- 36 汎用演算部
- 37 メインメモリ
- 38 ストレージ
- 39 入出力装置等

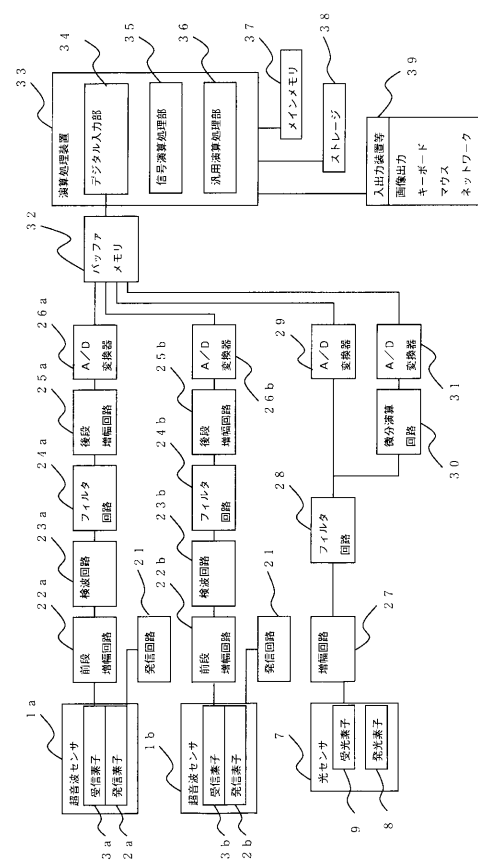
10

20

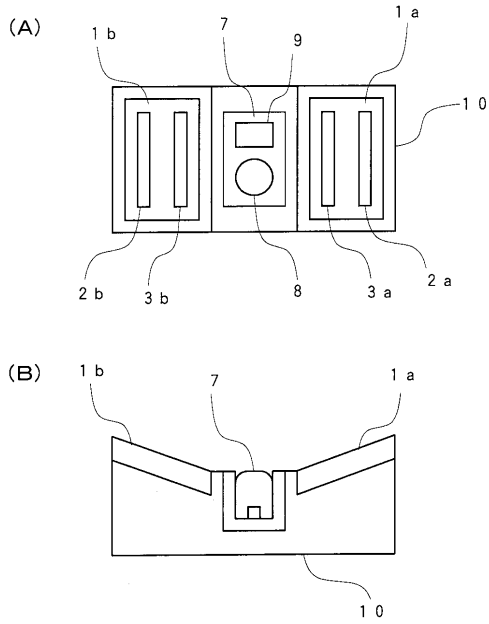
【図1】



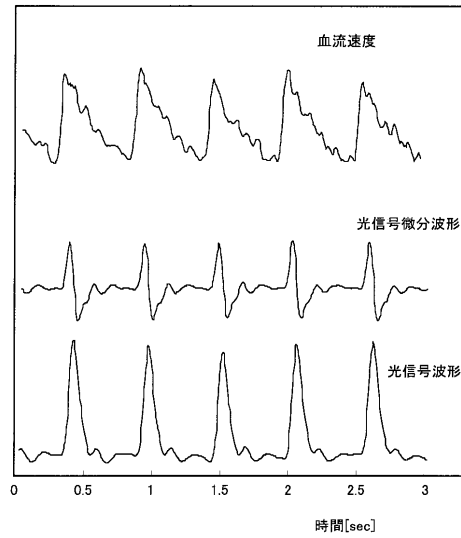
【図2】



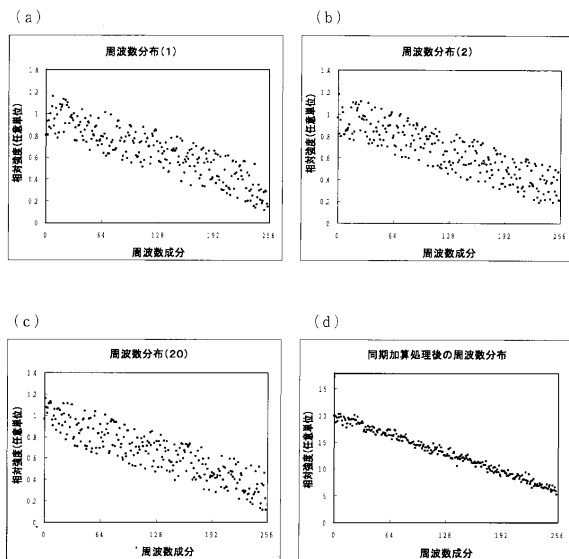
【図3】



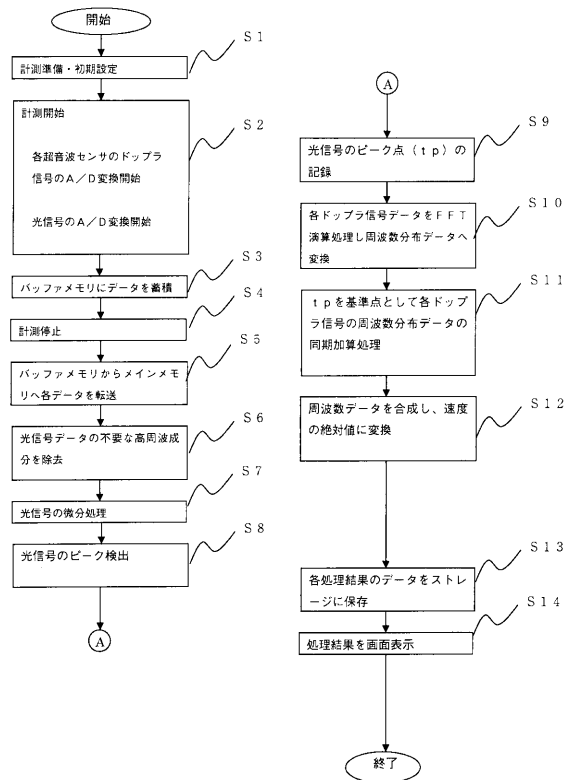
【図4】



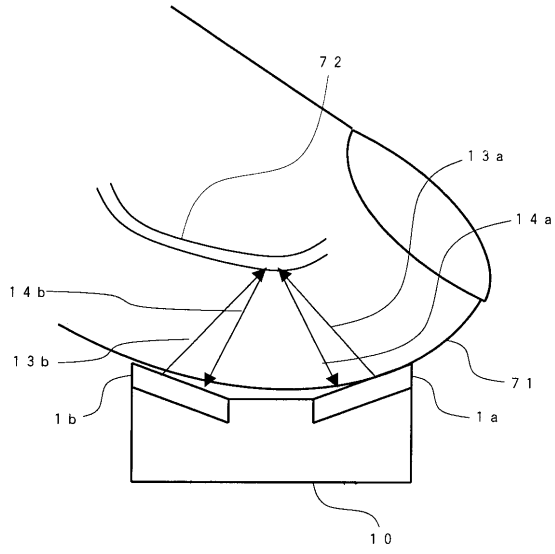
【図5】



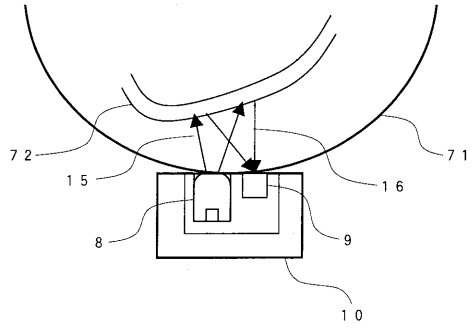
【図6】



【図7】



【図8】



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メンツ株式会社内

審査官 川上 則明

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

专利名称(译)	用于测量血流速度的装置和方法		
公开(公告)号	JP4388356B2	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2003407627	申请日	2003-12-05
[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	鈴木瑞明 木村文雄 中村敬彦 新荻正隆		
发明人	鈴木 瑞明 木村 文雄 中村 敬彦 新荻 正隆		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/026 A61B5/0285		
FI分类号	A61B8/06 A61B5/02.340.D A61B5/02.340.H A61B5/02.800.D A61B5/02.840.H A61B5/026.120 A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA11 4C017/AB03 4C017/AC40 4C017/BC11 4C017/FF30 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE02 4C601/JB45 4C601/JB49		
代理人(译)	松下善治		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2005160944A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于测量血液流变学的装置，其使用超声波传感器接收反射到活体中的血流的超声多普勒频移信号，改善从超声多普勒频移信号获得的频率分布中的S/N比，并且可以获得正确的血流速率数据，以及测量它的方法。ZOLUTION：在测量方法中：(S2)使用由超声波发射器2a和2b以及超声波接收器3a和3b组成的超声波传感器1的组合血流速率传感器和测量光吸收率的光学传感器7同时进行测量。血液；同时，(S11)根据时间(相位)进行同步相加操作，该操作将从超声波多普勒信号获得的频率分布或速度分布波形相加，每个脉冲节拍(每个频率分量的强度叠加。)来自光学传感器7的光信号波形的峰值或者作为参考点的光信号的差分波形中的峰值的时间(相位)。Z

