

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3792671号  
(P3792671)

(45) 発行日 平成18年7月5日(2006.7.5)

(24) 登録日 平成18年4月14日(2006.4.14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O J

A 6 1 B 5/0295 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

A 6 1 B 5/02 3 4 O C

請求項の数 12 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-122119 (P2003-122119)  
 (22) 出願日 平成15年4月25日(2003.4.25)  
 (65) 公開番号 特開2003-334172 (P2003-334172A)  
 (43) 公開日 平成15年11月25日(2003.11.25)  
 審査請求日 平成15年4月30日(2003.4.30)  
 (31) 優先権主張番号 091108622  
 (32) 優先日 平成14年4月26日(2002.4.26)  
 (33) 優先権主張国 台湾(TW)

(73) 特許権者 503155533  
 醫能生物科技股▲分▼有限公司  
 台湾台中市西区大陸路20号4楼之2  
 (74) 代理人 100093779  
 弁理士 服部 雅紀  
 (72) 発明者 林 欽裕  
 台湾台中市南屯区大進街295之2号6楼  
 審査官 伊藤 幸仙

(56) 参考文献 米国特許第6827689 (US, B2)  
 )  
 独国特許出願公開第10318393 (DE, A1)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法とその装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法であって、  
 前記測定装置の処理部は、

血液の流動方向に沿って、所定距離  $L$  に置いて配置された上流側圧力センサーと下流側圧力センサーとを用いて、血管の隣接した二測定点に対して脈圧を測定し、上流側圧力センサーが脈圧  $P_0(t)$  を取り、下流側圧力センサーが脈圧  $P_L(t)$  を取り、また、遅延測定回路にて脈波が上下流側圧力センサーを通過する遅延時間  $\tau$  を取り、且つ  $P_0(t)$  と  $\tau$  をデジタル処理装置に入力するとともに、上流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧  $P_0(n)$  を取り、遅延時間  $\tau$  より下流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧  $P_L(n)$  が算出するステップと、

変位センサーより下流側圧力センサーの処での血管管径の変位置量  $a$  を測定するステップと、

血管管径測定装置により下流側圧力センサーの処での血管管径  $a_0$  を測定するステップと、

血液粘度測定装置により血液粘度係数  $\mu$  を測定するステップと、

上記ステップで得られた上下流側圧力センサーの処での脈圧  $P_0(n)$  および  $P_L(n)$  と、

距離差  $L$  と、

下流側圧力センサーの処での血管管径の変位置量  $a$  および血管管径  $a_0$  と、

10

20

血液粘度係数  $\mu$  と、

を含む情報を下記の計算式にて

$$= a / P_L(n),$$

$$Q = \frac{1}{(20 - L\mu)} * \{ [a_0 + 0.5 * P_0(n)]^5 - [a_0 + 0.5 * P_L(n)]^5 \},$$

血管順応性 と血液流量  $Q$  とを算出するステップと、

を実行することを特徴とする脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。

【請求項 2】

前記上、下流側圧力センサーの間の距離は 2 ~ 3 mm であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。 10

【請求項 3】

前記上、下流側圧力センサーは血管に挿入され、血管内部の血液圧力を測定し脈圧を取ることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。

【請求項 4】

前記上、下流側圧力センサーは血管に挿入されず、人体の血管の皮膚組織に押圧し脈圧を取ることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。

【請求項 5】

前記上、下流側圧力センサーの人体の腕部の動脈部位の皮膚組織への押圧深さは、漢医学の脈診断における浮きと中と沈みとなど三つの押圧程度に合ったことを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。 20

【請求項 6】

前記上、下流側圧力センサーの人体の腕部の動脈部位の皮膚組織への押圧位置は、漢医学の脈診断における寸と関と尺となど三つの押圧位置に合ったことを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。

【請求項 7】

前記下流側圧力センサーの実際の測定値をゼロに近接するように、制御器がアクチュエータを駆動して前記下流側圧力センサーを上下に移動させ、且つ変位センサーにより前記下流側圧力センサーの上下変位量を測定し、そうすると、血管管径の変位量  $a$  が得られることを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。 30

【請求項 8】

下流側圧力センサーの処で変位センサーを設置し、血管管径の変位量  $a$  を直接に測定することを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置の作動方法。

【請求項 9】

挿入管と、

サンプリング管と、

血管管径を測定するための血管管径測定装置と、

変位センサーと、

を含む脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であって、

前記挿入管は、人体の皮膚組織を挿入して血管に入るための挿入部を有し、前記挿入管は血流方向に沿って距離を置いた二つの流れ道を有し、前記各流れ道は挿入部でそれぞれ開口を有し、前記挿入管の挿入部の反対端には座体が設けられており、前記座体は前記各流れ道と対応して別々に収容室が設けられており、前記各収容室には各流れ道内の圧力を測定するための圧力センサーが設けられており、

前記サンプリング管の一端は人体の血管に挿入され、前記サンプリング管の他端は血液をサンプリングして血液粘度係数  $\mu$  を測定し、

前記変位センサーは針の先端に設けられ、前記針は皮膚組織中に刺入されて前記挿入管の下流側流れ道の開口に対応し、前記変位センサーにより前記挿入管の下流側流れ道の開口での血管変位量を測定することを特徴とする脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置。

【請求項 10】

下流側センサーには変位センサーを設けず、別に変位センサーとその第二アクチュエータとを設けたことを特徴とする請求項 9 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置。

【請求項 11】

前記血管管径測定装置は熱画像チップと映像処理ユニットとを有する熱画像測定装置であることを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置。

10

【請求項 12】

前記熱画像測定装置は同時に人体の体温を測定可能であることを特徴とする請求項 11 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は人体の健康診断に係り、特に血流方向に沿って排列した二圧力センサーにより血管の圧力とその波形変化などを同時に測定して、血管動態順応性と血液流量と血液動エネルギーなどを算出する脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法とその装置に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

目下、各種の脈波測定方法は、殆どが脈圧とその波形変化を測定して健康診断の情報とし、または、脈圧をスペクトルに転換して分析に提供し、なお、脈圧を測定する方法の他に、ドップラー超音波により血液流量を測定する方法もあるし、赤外線にて赤血球の移動速度を測定することにより血液の流速を測定する方法もあるが、これらの方法は単一の情報を取られることだけである。しかしながら、単一の脈圧や血液流量や血液流速が心臓と血管との全ての状態を表示することができない。なぜなら、同じ脈圧であっても、血管の管径と順応性との異なりにより血液流量も異なった。そして、健康状況は血液流動の状況と緊密に関連しているので、それらの変化は単一の脈圧や血液流量や血液流速の情報により表示できるものではない。

30

【0003】

本発明者は長年の研究によって、血圧と血液流量とを同時に測定して、両者を積算すると、血管内の血液エネルギーが算出でき、なお、具体的には、血液流量が二点の圧力差により算出できる。

【0004】

血液流動は層流であり、血管がリニアな弾性管であると仮設すれば、弾性血管流量計算式は、

40

$$Q = \frac{1}{20} \frac{L}{\mu} * \{ [a_0 + 0.5 * P_0(n)]^5 - [a_0 + 0.5 * P_L(n)]^5 \}$$

Q は血液の流量であり、

$\frac{1}{20} \frac{L}{\mu}$  は血管の順応性であって、p は脈圧の変化波形の瞬間値であり、a は血管の管径の変化値であり、

L は二圧力測定点の間の距離であり、

$\mu$  は血液の粘度係数であり、

$a_0$  は血管の管径であり、

$P_0(n)$  と  $P_L(n)$  とは二圧力測定点の脈圧値である。

【0005】

50

だから、上記計算式で血液の流量を算出しようとするれば、血管の順応性と、血液の粘度係数 $\mu$ と、血管の管径 $a_0$ と、二圧力測定点の脈圧値 $P_0(n)$ と $P_L(n)$ と、二圧力測定点の間の距離 $L$ と、を取っておくことが必要であるが、これらの数値は目下の単一の情報だけを測定できる各種の測定方法にて取ることができない。

【0006】

特に、二測定点の距離 $L$ は短いほど血液流量が正確に測定できるが、二測定点の距離 $L$ は短いほど測定が難しくなり、漢医学の脈診断の観点から見れば、上記二測定点の距離 $L$ が一指先の長さであればよい。本発明者の研究によれば、二測定点の距離 $L$ は2~3mmであればよく、脈圧が腕部の動脈を通過する波速度は約3.5~4.5m/secであるため、脈波が上記二測定点を通過する時間は約0.5msecでありが、目下の医療診断装置のサンプリング頻度は200~400Hzであり、そのサンプリング時間は20~50msecであるため、目下の医療診断装置は、上記二測定点の脈圧値の差の変化を測定することができない。

10

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

こんなに短い距離の脈圧差が極めて小さく、それに測定誤差率が大きいため、アナログ脈圧信号を12bitのデジタル信号に転換した際に発生する数字差により、二測定点の脈圧値と差値変化とを判明できない問題があった。

【0008】

また、血液流量の計算に影響するもう一重要なパラメータは血管の順応性であり、上記血液流量の計算式は血管が理想な弾性血管と仮設し、実際の順応性はノンリニアな数値であり、且つ膨張圧と収縮圧のときにも異なったため、動態な順応性の測定は解決すべきな問題である。

20

【0009】

血管順応性の定義は、所定な測定点での血管の管径の変位と脈圧の変化の比である。すなわち、血管順応性は、所定な測定点での血管の管径の変位と脈圧との関連曲線の勾配である。そう見れば、測定点で一圧力センサーと一変位センサーとを付ければいいが、実はそんなに簡単ではない。所定な測定点での圧力変化を取ろうとする場合には、圧力センサーを一定の深さに血管を押圧することが必要であり、なお、所定圧力での血管の変位を測定しようとする場合には、まず圧力を測定してから変位センサーを移動することが必要である。しかしながら、圧力センサーと一変位センサーとが一体に形成されたので、圧力センサーを移動すると、所定な測定点での圧力変化の測定も不可能になり、動態な順応性の算出もできなくなった。

30

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するためになされた本願の請求項1は、血液の流動方向に沿って、一上流側圧力センサーと一下流側圧力センサーとを所定距離 $L$ に置いて配置し、血管の隣接した二測定点に対して脈圧を測定し、上流側圧力センサーが脈圧 $P_0(t)$ を取り、下流側圧力センサーが脈圧 $P_L(t)$ を取り、また、一遅延測定回路にて脈波が上下流側圧力センサーを通過する遅延時間を取り、且つ $P_0(t)$ ととを一デジタル処理装置に入力するとともに、上流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧 $P_0(n)$ を取り、遅延時間より、下流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧 $P_L(n)$ が算出するステップと、一変位センサーより下流側圧力センサーの処での血管管径の変位量 $a$ を測定するステップと、一血管管径測定装置により、下流側圧力センサーの処での血管管径 $a_0$ を測定するステップと、血液粘度測定装置により血液粘度係数 $\mu$ を測定するステップと、上記ステップで得られた上下流側圧力センサーの処での脈圧 $P_0(n)$ および $P_L(n)$ と、距離差 $L$ と、下流側圧力センサーの処での血管管径の変位量 $a$ および血管管径 $a_0$ と、血液粘度係数 $\mu$ と、などの情報を下記の計算式にて

40

$$= a / P_L(n)、$$

$$Q = / (20 L \mu) * \{ [ a_0 + 0.5 * P_0(n) ]^5 - [ a_0 + 0.5 * P_L(n) ]^5 \}$$

50

n) ]<sup>5</sup> }、

血管順応性 と血液流量  $Q$  とを算出するステップと、などのステップを順序に含むことを特徴とする脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

【 0 0 1 1 】

本願の請求項 2 では、前記上下流側圧力センサーの間の距離は 2 ~ 3 mm であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

【 0 0 1 2 】

本願の請求項 3 では、前記上下流側圧力センサーは血管に挿入して、血管内部の血液圧力を測定し脈圧を取ることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

10

【 0 0 1 3 】

本願の請求項 4 では、前記上下流側圧力センサーは血管に挿入しなく、人体の血管の皮膚組織に押圧し脈圧を取ることを特徴とする請求項 1 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

【 0 0 1 4 】

本願の請求項 5 では、前記上下流側圧力センサーが人体の腕部の動脈部位の皮膚組織への押圧深さは、漢医学の脈診断における浮きと中と沈みとなど三つの押圧程度に合ったことを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

20

【 0 0 1 5 】

本願の請求項 6 では、前記上下流側圧力センサーが人体の腕部の動脈部位の皮膚組織への押圧位置は、漢医学の脈診断における寸と関と尺となど三つの押圧位置に合ったことを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

【 0 0 1 6 】

本願の請求項 7 では、前記下流側圧力センサーの実際の測定値をゼロに近接するように、制御器が一アクチュエータを駆動して前記下流側圧力センサーを上下に移動させ、且つ変位センサーにより前記下流側圧力センサーの上下変位量を測定し、そうすると、血管管径の変位量  $a$  が得られることを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

30

【 0 0 1 7 】

本願の請求項 8 では、下流側圧力センサーの処で一変位センサーを設置し、血管管径の変位量  $a$  を直接に測定することを特徴とする請求項 4 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法であることを要旨としている。

【 0 0 1 8 】

本願の請求項 9 では、一挿入管と、一サンプリング管と、血管管径を測定するための一血管管径測定装置と、一変位センサーと、を含む脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であって、前記挿入管は、人体の皮膚組織を挿入して血管に入るための一挿入部を有し、前記挿入管は血流方向に沿って距離を置いた二流れ道を有し、前記各流れ道は挿入部でそれぞれ一開口を有し、前記挿入管の挿入部の反対端には一座体が設けており、前記座体は前記二流れ道と対応して別々に一収容室が設けており、前記各収容室には各流れ道内の圧力を測定するための圧力センサーが設けており、前記サンプリング管の一端は人体の血管に挿入し、なお、前記サンプリング管の他端は血液をサンプリングして血液粘度係数  $\mu$  を測定し、前記変位センサーは一針の先端に設けられ、前記針は皮膚組織中に刺入し前記挿入管の下流側流れ道の開口に対応し、前記変位センサーにより前記挿入管の下流側流れ道の開口での血管変位量を測定することを特徴とする脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であることを要旨としている。

40

【 0 0 1 9 】

50

本願の請求項 10 では、前記下流側センサーには変位センサーを設けなく、別に一変位センサーとその第二アクチュエータとを設けたことを特徴とする請求項 9 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であることを要旨としている。

【0020】

本願の請求項 11 では、前記血管管径測定装置は一熱画像チップと一映像処理ユニットとを有する一熱画像測定装置であることを特徴とする請求項 9 乃至 11 の何れかに記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であることを要旨としている。

【0021】

本願の請求項 12 では、前記熱画像測定装置は同時に人体の体温を測定することができることを特徴とする請求項 11 に記載の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定装置であることを要旨としている。

10

【0022】

【発明の実施の形態】

図 2 と図 3 に示すのは、本発明の脈圧および血液流量を同時に取られる脈波情報の測定方法とその装置の実施例 1 であり、本実施例は侵入式測定方法を採用した。これは、一挿入管 1 と、一サンプリング管 14 と、一変位センサー 19 と、血管管径を測定するための一血管管径測定装置と、一データ処理装置（図示せず）と、を含む。

【0023】

前記挿入管 1 は、人体の皮膚組織を挿入して血管に入るための一挿入部 11 を有し、前記挿入管 1 は血流方向に沿って距離を置いた二流れ道 12、13 を有し、前記各流れ道 12、13 の間隔した距離は 2 ~ 3 mm であり、前記各流れ道 12、13 は挿入部 11 でそれぞれ一開口 121、131 を有し、前記挿入管 1 の挿入部 11 の反対端には一座体 15 が設けられており、前記座体 15 は前記二流れ道 12、13 と対応して別々に各流れ道内の圧力を測定するための圧力センサー 16、17 が設けられている。

20

【0024】

前記サンプリング管 14 の一端は人体の血管に挿入し、なお、前記サンプリング管 14 の他端には、血液をサンプリングして血液粘度係数  $\mu$  を測定するための血液粘度測定器 18 が設けられている。前記血液粘度測定器 18 は、赤血球沈殿法または滴下法などを採用してもいい。

【0025】

前記変位センサー 19 は一針 191 の先端に設けられ、本実施例では、前記変位センサー 19 が光学感応式センサーであり、なお、前記針 191 は皮膚組織中に刺入して前記挿入管 1 の下流側流れ道 13 の開口 131 に対応し、前記変位センサー 19 により前記挿入管 1 の下流側流れ道 13 の開口 131 での血管変位量  $a$  を測定する。

30

【0026】

本実施例では、前記血管管径測定装置は、一熱画像チップと一映像処理ユニットとを含む一熱画像測定装置 2 であり、血管の位置と管径  $a$  と使用者の体温  $T_0$  とを同時に測定するように、前記熱画像チップが測定される血管での皮膚組織の表面に付けられる。

【0027】

前記データ処理装置（図示せず）は、前記圧力センサー 16、17 と、血液粘度測定器 18 と、変位センサー 19 と、熱画像測定装置 2 と、などに接続し、測定して得られた各情報とデータとを計算して、脈圧と順応性と血液流量と血流の動エネルギーなどを算出し、また、臨床医学で取った特徴値に合わせて、参考資料として漢医学の診断に提供する。

40

【0028】

実際に使用するときには、まず、熱画像測定装置 2 を測定予定の血管での皮膚組織の表面に貼り付け、図 2 に示すように、血管の位置と管径とを測定する。また、前記熱画像測定装置 2 を取り除いて、挿入管 1 と変位センサー 19 の針 191 とを血管および皮膚組織のなかに挿入し、図 3 に示すように、測定を実施する。

【0029】

図 4 を参照する。本実施例の測定制御プロセスは、まず、二流れ道 12、13 の脈圧  $P_0$

50

( $t$ ) および  $P_L(t)$  を取り、遅延測定回路にて遅延時間  $\tau$  を取ってから、データ処理装置にそれらのデータを入力するとともに、取ったデジタル脈圧  $P_0(n)$  を基準として、時間差  $\tau$  を遅延して、圧力センサー 17 でのデジタル脈圧  $P_L(n)$  を算出する。

【0030】

そして、データ処理装置により、血液粘度測定器にて測定した血液粘度係数  $\mu$  と、変位センサー 19 にて測定した血管管径変位量  $a$  と、血管管径  $a_0$  と、流れ道 12 の脈圧  $P_0(n)$  と、遅延計算にて取った脈圧  $P_L(n)$  と、などのデータを共に計算すると、血管順応性  $\beta$  と、血液流量  $Q$  と、血流動エネルギー  $E$  と、などのデータが算出され、また、それらの算出した各データを臨床医学で取ったデータベースの各特徴値と対比して、参考資料として漢医学の診断に提供する。

10

【0031】

図 5 に示すのは、非侵襲式測定方法を採用した本発明の実施例 2 であり、実施例 2 の装置によれば、血管順応性および血液流量が同時に測定でき、その装置は、一腕部固定装置 3 と、一血管管径測定装置と、圧力測定装置 5 と、一データ処理装置と、を含む。

【0032】

前記腕部固定装置 3 は、一台座 30 を有し、前記台座 30 の内部には、使用者の腕部の裏側が上に向く姿勢で腕部を収容するための一収容部 31 が設けてられおり、前記収容部 31 の両側には、エヤを充填できるエヤバッグ 32 が設けられており、エヤバッグ 32 にエヤを充填すると、腕を挟んで固定することができる。

【0033】

本実施例では、前記血管管径測定装置は前記腕部固定装置 3 の台座 30 に設置された一熱画像測定装置 4 であり、前記熱画像測定装置 4 は一熱画像チップと一映像処理ユニットとを有し、前記熱画像チップが駆動されて腕部の動脈の上に貼り付いて、動脈の位置とその管径を測定する。

20

【0034】

前記圧力測定装置 5 は、腕部固定装置 3 の台座 30 に設置され、腕部の関節に対応する处には一座体 51 が設けられている。図 6 を参照する。前記座体 51 は一駆動部材 55 に駆動されて腕部を押圧し、前記駆動部材 55 は、圧電気アクチュエーターでもいいし、他の動力を発生できる駆動部材でもいい。前記駆動部材 55 が座体 51 を移動できるストロークは約 10 mm であり、前記座体 51 には、血液の流動方法に沿って、別々に上流側圧力センサー 52 と下流側圧力センサー 53 とが距離を置いて設けられている。

30

【0035】

前記上下流側圧力センサー 52、53 はそれぞれ一中空ケース 521、531 を有し、前記各ケース 521、531 の内部には、別々に一上流側圧力マイクロセンサー 522 と下流側圧力マイクロセンサー 532 とが設けられており、なお、前記上下流側圧力センサー 52、53 の外周には弾性材料で作製した一マスク 523、533 が別々にカバーしており、前記各マスク 523、533 と上下流側圧力マイクロセンサー 522、532 との間には別々に一収容室 524、534 が形成され、前記各収容室 524、534 にはシリコンオイルが充填しており、且つ前記各マスク 523、533 の前端には、別々にケース 521、531 の外側へ突出した一圧力受け部 526、536 が設けられており、且つ前記各圧力受け部 526、536 は圧力を受けても変形しない硬質材料から作製され、各圧力受け部 526、536 が圧力を受けている場合には、各収容室 524、534 の内部のシリコンオイルが圧迫され、上下流側圧力マイクロセンサー 522、532 によりその圧力を測定し、なお、前記上下流側圧力マイクロセンサー 522、532 は一回路に接続しており、且つ前記座体 51 には、下流側センサー 53 を上下に移動させるためのアクチュエータ 54 が設けており、本実施例では、前記アクチュエータ 54 は形状記憶合金と関連構造とから構成され(図示せず)、形状記憶合金片は電源に接続しており、形状記憶合金片に電流を流すと、形状が変化されて下流側センサー 53 を上下に移動させる。勿論、前記アクチュエータ 54 は、形状記憶合金と関連構造とから構成される他に、微圧電アクチュエータまたは他の微動アクチュエータを採用していい。また、アクチュエータ 54 の後ろ

40

50

には、血管管径の変位量を測定するための一変位センサー 56 が設置される。

【0036】

前記データ処理装置は、電子回路にて測定された各情報およびデータを計算して、脈圧と、血管順応性と、血液流量と、血流動エネルギーと、などのデータが算出し、また、それらの算出した各データを臨床医学で取ったデータベースの各特徴値と対比して、参考資料として漢医学の診断に提供する。

【0037】

本実施例により二隣接した処での脈圧を測定する場合には、上下流側圧力センサー 52、53 を腕部に圧迫するように、駆動部材により座体 51 を下へ移動させ、上下流側圧力センサー 52、53 がある程度に腕部を圧迫するとそのままに保持され、圧力受け部 526、536 が脈圧を受け、その圧力を上下流側圧力マイクロセンサー 522、532 まで伝達して、上下流側の脈圧が得られる。また、図 8 を参照する。本実施例 2 の測定制御プロセスは、上下流側圧力センサー 52、53 を腕部に圧迫するように、駆動部材により座体 51 を下へ移動させ、まず、二測定点での脈圧  $P_0(t)$  および  $P_L(t)$  を取り、遅延測定回路にて遅延時間  $\tau$  を取ってから、データ処理装置に  $P_0(t)$  と  $P_L(t)$  を入力するとともに、取ったデジタル脈圧  $P_0(n)$  を基準として、時間差  $\tau$  を遅延して、圧力センサーでのデジタル脈圧  $P_L(n)$  を算出する。

【0038】

図 8 を参照する。上下流側圧力センサー 52、53 を腕部に圧迫するように、駆動部材により座体 51 を下へ移動させる場合には、前記下流側圧力マイクロセンサー 532 で測定した圧力をゼロに近接するように、一制御器にてアクチュエータ 54 を駆動させて、前記下流側圧力センサー 53 を脈圧の変化に応じて上下に移動させ、なお、前記アクチュエータ 54 が下流側センサー 53 を移動する変位量は変位センサー 56 に測定され、それは血管管径の変位量  $a$  であり、前記血管管径の変位量  $a$  と遅延計算にて算出した前記下流側圧力マイクロセンサー 532 での脈圧見込み値  $P(0)$  とによりその変化率を計算すると、血管動態順応性  $\beta$  が得られる。

【0039】

本実施例では、血液粘度測定器により使用者の血液粘度係数  $\mu$  を測定するが、測定が困難な場合には、水の粘度係数の 5 倍を血液の粘度係数  $\mu$  としてもいい。

【0040】

また、熱画像測定装置の熱画像チップは、 $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  の面積のなかに  $128 \times 128$  感熱画素を有するので、 $40\text{ mK}$  の温度差を検知することができるため、血流と周囲組織との温度差により、血管の輪郭を表示することができ、また、映像処理技術により血管位置と管径  $a_0$  とを測定し、脈診断の定位に提供する。血管管径を測定すると同時に、熱画像チップにて人体の体温を測定することもできる。

【0041】

本実施例を使用する際には、まず、使用者の血液を抽出して血液粘度測定器により血液粘度係数  $\mu$  を測定し、使用者の腕部の裏側が上に向く姿勢で腕部を収容するための腕部固定装置 3 の収容部 31 に置き、また、図 9 に示すように、腕部の動脈 B を圧迫しないように、収容部 31 の両側に位置するエヤバッグ 32 にエヤを充填して腕部をはさんで固定し、また、熱画像測定装置 4 を駆動し熱画像チップを腕部の動脈 B の上まで移動し、動脈 B と周囲組織の温度差を測定して、動脈 B の位置と管径  $a_0$  とを取るとともに、人体の体温  $T$  を測定し、なお、熱画像測定装置 4 を取り除いた後、上下流側圧力センサー 52、53 を腕部動脈 B の「関」部位 B2 に当接するように、圧力測定装置 5 の駆動部材 55 により座体 51 を駆動して腕部の動脈の上から押圧し、図 9 に示すように、上下流側圧力センサー 52、53 が下に押圧するとそのまま保持され、脈圧信号  $P_0(t)$  と  $P_L(t)$  を取り、また、遅延測定回路にて遅延時間  $\tau$  を測定して、下流側圧力マイクロセンサー 532 の実際の検知圧力をほぼゼロに近接する状態（微接触状態）のように、下流側圧力センサー 53 を上下に制御し駆動させ、そうして、変位センサー 56 にて測定した下流側圧力センサー 53 の上下変位量は管径の変位量  $a$  であり、また、上流側圧力マイクロセンサー 52

10

20

30

40

50

2のデジタル脈圧 $P_0(n)$ を基準として、時間差 $\Delta t$ を遅延し、下流側圧力センサー53でのデジタル脈圧 $P_L(n)$ を計算すると、血管変位 $\Delta L$ 脈圧曲線が得られ、また、微分処理すると、血管動態順応性 $\Delta L/\Delta P$ が得られる。最後に血流計算式により血液流量と血流動エネルギーとを算出して特徴分析に提供し、参考資料として漢医学と西洋医学の臨床診断に提供する。

#### 【0042】

測定する際には、駆動部材にて座体51を動脈部位の皮膚組織への押圧深さは、漢医学の脈診断における浮きと中と沈みとなどの三つの押圧程度に合った。

#### 【0043】

勿論、漢医学の脈診断における寸と関と尺となどの三つの押圧位置に合うように、上記動脈の「関」部位B2に測定装置を付ける他、図9に示すように、「寸」部位B1と「尺」部位B3とも別々に一測定装置を付け、前記各測定装置には一圧力マイクロセンサーを内蔵した一測定体が設けられており、そうすると、「寸」部位B1と「尺」部位B3との脈圧が測定でき、且つ各圧力マイクロセンサーがそれぞれ一駆動部材に駆動されて「寸」部位B1と「尺」部位B3とを押圧する。上記三測定装置の圧力マイクロセンサーは全部に四つを有し、それらの圧力マイクロセンサーにより寸と関と尺となどの三部位での脈圧と脈圧波形変化とを同時に測定すると、もっと詳細な脈波変化資料が得られ、脈診断の精度を向上することができる。

10

#### 【0044】

図10と図11は本発明の実施例3の構造および使用状態を示す概略図である。本実施例は基本的には、図6の実施例2と同じだが、その差別は前記下流側圧力センサー53の上には変位センサー56を設けず、その代わりに、一変位センサー56Aとその第二アクチュエータ57とを設ける。上下流圧力センサーにて $P_0(t)$ と $P_L(t)$ とを測定した後、前記下流側圧力センサー53を上げてから、前記変位センサー56Aが第二アクチュエータ57に駆動されて、前記下流側圧力センサー53の処で血管変位量 $a$ を直接に測定する。上流側圧力センサーでのデジタル脈圧 $P_0(n)$ と下流側圧力センサーでの血管変位量 $a$ とを同時に取ってデータ処理装置(例えば、パソコンやデジタル信号処理器やシングルチップ制御器など)に入力し、且つ上流側脈圧を利用して遅延時間を経て下流側脈圧を計算し、且つその計算した結果を下流側変位に合わせて下流側の血管動態順応性を算出する。

20

30

#### 【0045】

上記に述べた実施例は本発明を説明するために挙げたものであり、本発明の特許請求範囲を制限するものではなく、一部の数値変更や同じ効果を有する部材の置換は、全ての本発明の特許請求範囲に属する。

#### 【0046】

これは次のような効果がある。

(イ)血液の流動方向に沿って、一上流側圧力センサーと一下流側圧力センサーとを所定距離 $L$ に置いて配置し、血管の隣接した二測定点に対して脈圧を測定し、上流側圧力センサーが脈圧 $P_0(t)$ を取り、下流側圧力センサーが脈圧 $P_L(t)$ を取り、また、一遅延測定回路にて脈波が上下流側圧力センサーを通過する遅延時間 $\Delta t$ を取り、且つ $P_0(t)$ と $P_L(t)$ とを一デジタル処理装置に入力するとともに、上流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧 $P_0(n)$ を取り、遅延時間 $\Delta t$ より、下流側圧力センサーと対応したデジタル脈圧 $P_L(n)$ が算出できる。

40

#### 【0047】

(ロ)前記下流側圧力センサーの実際の測定値をゼロに近接するように、制御器が閉回路制御方式により一アクチュエータを駆動して前記下流側圧力センサーを上下に移動させ、且つ変位センサーにより前記下流側圧力センサーの上下変位量を測定し、そうすると、血管管径の変位量 $\Delta d$ が得られ、ひいては血管の動態順応性 $\Delta d/\Delta P$ が算出できる。

#### 【0048】

(ハ)一熱画像測定装置にて血管の位置を測定し、それを圧力測定装置の測定位置の自動

50

定位のデータとし、なお、熱画像測定装置により血管管径と人体体温とが測定でき、また、血液粘度測定器により血液粘度係数を測定すると、上記算出した血管の動態順応性に合わせて、血液流量 $Q$ が算出でき、ひいては血管内の血液動エネルギー $E$ も算出できる。

【0049】

(二)腕部の温度と、血管の脈圧と、血管の動態な順応性と、血管の管径と、血液の流量と、血液の動エネルギーと、などの動態な情報が得られ、臨床診断で得られた各生理パラメータと合わせ、且つコンピュータにて統計と分析とを重ねて、脈診断の臨床データベースを設立することができ、漢医者と西洋医者との臨床診療にいい参考になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】脈波が隣接した二測定点を通過するときの位相差を示す概略図である。 10

【図2】本発明の実施例1の配置を示す概略図である。

【図3】本発明の実施例1の侵入式測定方法の使用状態を示す概略図である。

【図4】本発明の実施例1の測定方法の制御フローチャートである。

【図5】本発明の実施例2の概略図である。

【図6】本発明の実施例2の圧力測定装置の構成を示す概略図である。

【図7】本発明の実施例2の使用状態を示す概略図である。

【図8】本発明の実施例2の測定方法の制御フローチャートである。

【図9】本発明の実施例2の使用状態を示す概略図である。

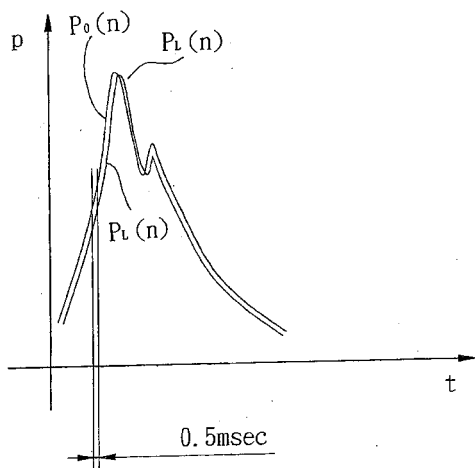
【図10】本発明の実施例3の構成と使用状態とを示す概略図である。

【図11】本発明の実施例3の構成と使用状態とを示す概略図である。 20

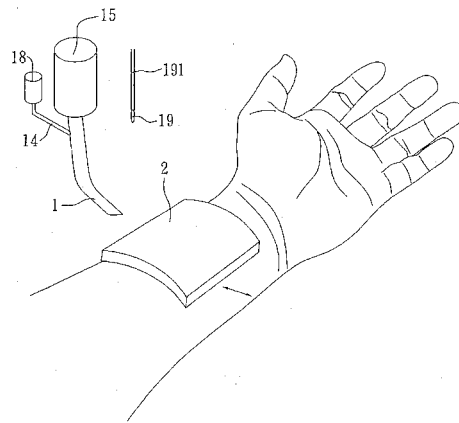
【符号の説明】

1	挿入管	
2	熱画像測定装置	
3	腕部固定装置	
4	熱画像測定装置	
5	圧力測定装置	
11	挿入部	
12、13	流れ道	
14	サンプリング管	
15	座体	30
16、17	圧力センサー	
18	血液粘度測定器	
19	変位センサー	
30	台座	
31	収容部	
32	エヤバッグ	
51	座体	
52	上流側圧力センサー	
53	下流側圧力センサー	
54	アクチュエータ	40
55	駆動部材	
56、56A	変位センサー	
57	第二アクチュエータ	
121、131	開口	
191	針	
521、531	ケース	
522	上流側圧力マイクロセンサー	
523、533	マスク	
524、534	収容室	
526、536	圧力受け部	50

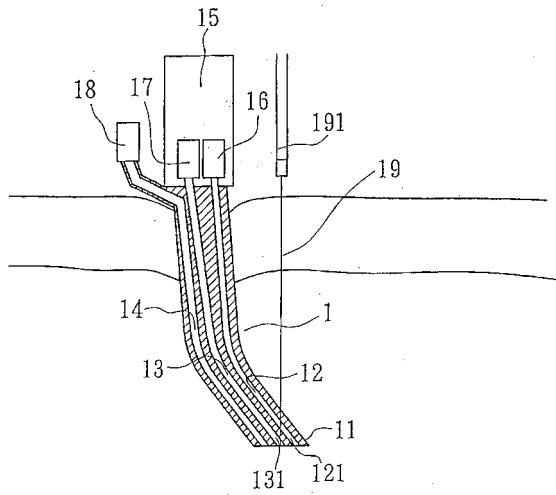
【図1】



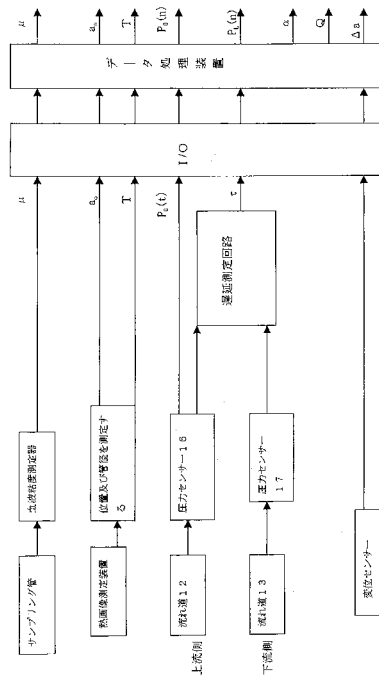
【図2】



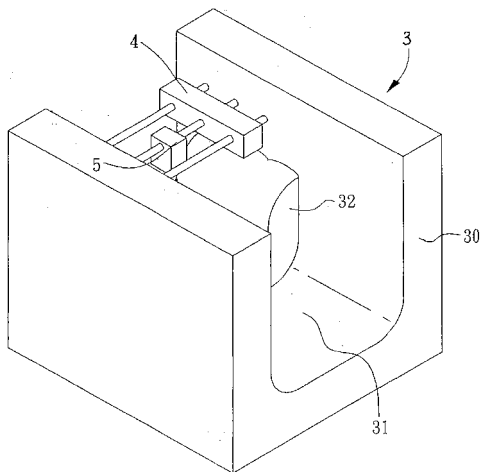
【 図 3 】



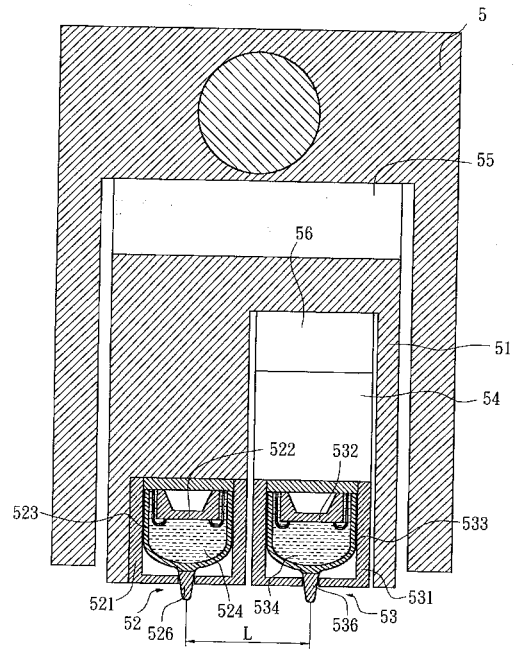
【 図 4 】



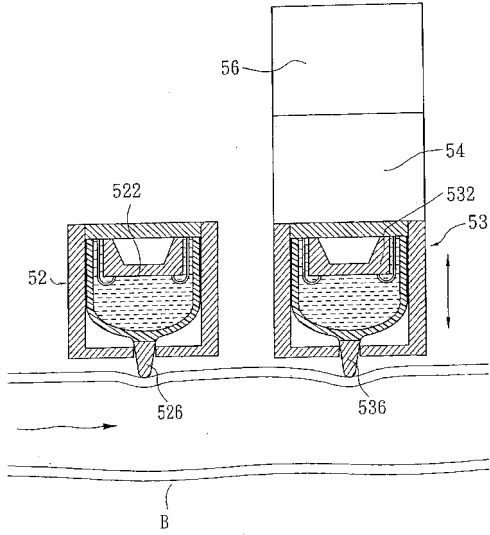
【 図 5 】



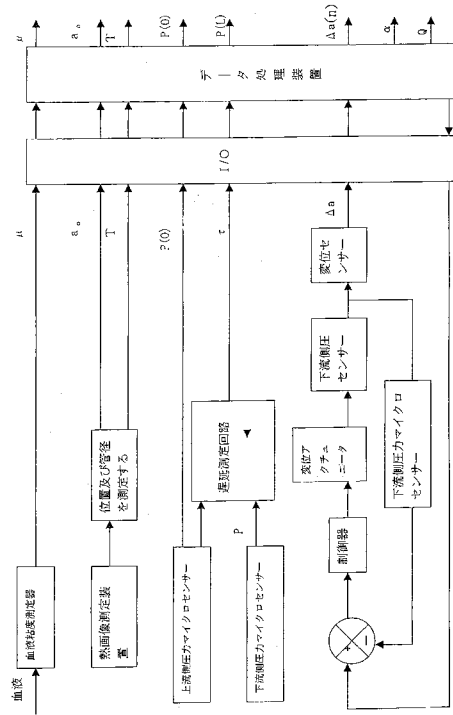
【 図 6 】



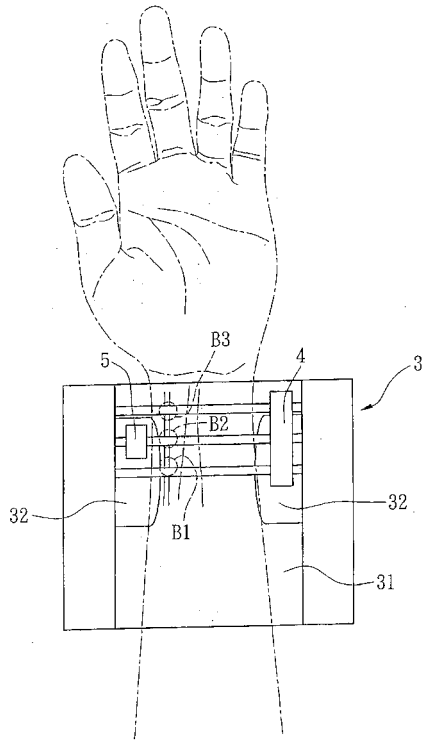
【 図 7 】



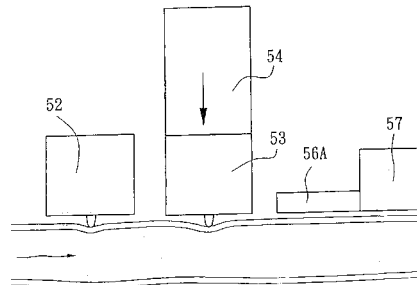
【 図 8 】



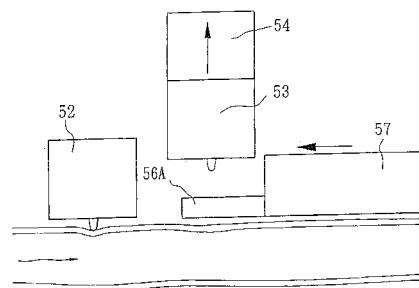
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 5/02 - 5/03

专利名称(译)	用于操作脉搏波信息测量装置的方法和装置，其同时获取脉压和血流速率		
公开(公告)号	<a href="#">JP3792671B2</a>	公开(公告)日	2006-07-05
申请号	JP2003122119	申请日	2003-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	医能生物科技股分		
申请(专利权)人(译)	医能生物科技股▲分▼有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	医能生物科技股▲分▼有限公司		
[标]发明人	林欽裕		
发明人	林 欽 裕		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0295 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0215 A61B5/024 A61B5/026 A61B5/0285 A61B5/145 A61B5/15 G06F17/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/02035 A61B5/02125 A61B5/0285 A61B5/489		
FI分类号	A61B5/02.310.J A61B5/02.310.Z A61B5/02.340.C A61B5/02.800.C A61B5/026.110 A61B5/14 A61B5/145		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AC02 4C038/KK00		
优先权	091108622 2002-04-26 TW		
其他公开文献	JP2003334172A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于同时测量脉压和血流速率的脉搏波信息测量方法及其装置。ZOLUTION：该脉搏波信息测量装置能够同时检查脉压和血流速率，它具有插入管1，采样管14，位移传感器19和用于测量血液的血管直径测量装置容器直径和数据处理器，下面没有显示。插入管1在一端具有插入部分11以插入人体皮肤组织以进入血管，并且在另一端具有座体15。在一端插入入血管中的采样管14在另一端设置有血液粘度测量仪器18，用于通过采样血液来测量血液粘度系数 $\mu$ 。在针尖上设置有位移传感器19的针191插入皮肤组织中，使得位移传感器19测量血管位移量 $\Delta a$ 。Z

【图 1】

