

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 8 月 12 日(12.08.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/090122 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/051118
- (22) 国際出願日: 2010 年 1 月 28 日(28.01.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-022972 2009 年 2 月 3 日(03.02.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 佐藤 博則(SATO, Hironori) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 小林 達矢(KOBAYASHI, Tatsuya) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 吉田 秀輝(YOSHIDA, Hideaki) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京

都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 藤井 健司(FUJII, Kenji) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 小椋 敏彦(OGURA, Toshihiko) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

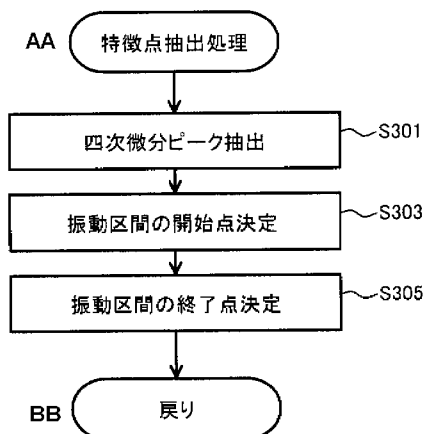
- (74) 代理人: 深見 久郎, 外(FUKAMI, Hisao et al.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー 2 2 階 深見特許事務所 Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: PULSE WAVE ANALYZING DEVICE AND PULSE WAVE ANALYZING METHOD

(54) 発明の名称: 脈波解析装置および脈波解析方法

[図11]



AA FEATURE POINT EXTRACTION
S301 EXTRACT FOURTH-ORDER DIFFERENTIATION PEAK
S303 DETERMINE START POINT OF VIBRATION SECTION
S304 DETERMINE END POINT OF VIBRATION SECTION
BB RETURN

(57) Abstract: A pulse wave analyzing device acquires a local maximum value of the fourth-order differentiated wave of the pulse wave of one beat (S301) and determines the absolute maximum point (point P2) of a reflected wave which is one of the feature points of the reflected wave, among the local maximum values of the fourth-order differentiation present in the original waveform section, as the start point of the reflected wave section which is a first feature point (S303). Using 10% of the amplitude at the first feature point as a threshold, the point of time when the amplitude after the said point reaches the threshold is determined as the end point of the reflected wave section which is a second feature point (S305). The duration time of the reflected wave which is the time between the first feature point and the second feature point is calculated as an index useful for diagnosis of heart disease.

(57) 要約: 脈波解析装置では、1 拍の脈波の 4 次微分波の極大点が取得され (S301)、元波形の区間に存在する 4 次微分の極大点のうち、最大点が特徴点の 1 つである反射波の最大点 (P2 点) が、第 1 の特徴点である反射波区間の開始点に決定される (S303)。第 1 の特徴点の振幅の 10% をしきい値として、当該点以降で振幅が当該しきい値に達した時点が、第 2 の特徴点である反射波区間の終了点に決定される (S305)。

第 1 の特徴点と第 2 の特徴点との間の時間である反射波の継続時間が、心疾患の診断に有用な指標として算出される。

WO 2010/090122 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 脈波解析装置および脈波解析方法

技術分野

[0001] この発明は脈波解析装置および脈波解析方法に関し、特に、脈波の特徴点を算出する脈波解析装置および脈波解析方法に関する。

背景技術

[0002] 動脈硬化などの心血管疾患の診断に有用な情報の１つとして、脈波中の反射波の伝達タイミングや占有時間が挙げられる。脈波中の反射波が存在している時間を得るためには、測定された脈波を、駆出波の範囲と反射波の範囲とに分けるための解析が必要になる。

[0003] 特開２００５－３４９１１６号公報（以下、特許文献１）において、本願出願人は、脈波の特徴点を抽出し、ＡＩ（Augmentation Index）やＴＲ（Traveling time to Reflected wave）などの指標を算出する脈波解析装置を提案している。ＡＩやＴＲなどの指標は、合成波の立ち上がり点や、反射波の立ち上がり点を特徴点として抽出して算出される指標である。

[0004] 論文Increased Systolic Pressure in Chronic Uremia Role of Arterial Wave Reflectionsにおいて、London他は、動脈上の１点のみから得た脈波の特徴を解析し、腸骨動脈の分岐部から反射する波を抽出してＴＲなどの指標を求める方法を提案している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献１：特開２００５－３４９１１６号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献１：London他、“Increased Systolic Pressure in Chronic Uremia Role of Arterial Wave Reflections,” Hypertension, vol. 20, No. 1, 1992, pp. 10-19

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] しかしながら、反射波の立ち上がり点は合成波から正確に抽出することが難しく、特に、測定部位によっては合成波に反射波の立ち上がり点が現われ難い場合がある。反射波の立ち上がり点が抽出されない場合、文献 1 に開示されている方法では指標を算出することができない。非特許文献 1 は異なる現象を捉えて指標を算出する技術であるが、家庭でも測定可能な上腕で測定された脈波に適用することが難しいという問題がある。
- [0008] 本発明はこのような問題に鑑みてなされたものであって、反射波の収束時間を抽出し、心疾患の診断に有用な指標を算出することのできる脈波解析装置および脈波解析方法を提供することを目的の一つとする。

課題を解決するための手段

- [0009] 上記目的を達成するために、本発明のある局面に従うと、脈波解析装置は、脈波を検出するための脈波検出部と、脈波検出部で検出された脈波に基づく処理を行なうための演算装置とを含み、演算装置で行なわれる処理は、1 拍の脈波波形から反射波区間を区分するための特徴点を抽出する処理と、反射波の収束時間を指標として算出する処理とを含む。
- [0010] 本発明の他の局面に従うと、脈波解析方法は、脈波を検出するための圧力センサで得られた 1 拍の脈波波形から反射波区間を区分するための特徴点を抽出するステップと、反射波の収束時間を指標として算出するステップとを備える。
- [0011] 本発明のさらに他の局面に従うと、脈波解析プログラムは、脈波を解析し、指標を算出する処理をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、脈波を検出するための圧力センサからセンサ信号を取得するステップと、センサ信号に基づいた 1 拍の脈波波形から、反射波区間を区分するための特徴点を抽出するステップと、反射波の収束時間を指標として算出するステップとを実行させる。

発明の効果

- [0012] 本発明によると、反射波の収束時間を抽出することができる。また、この

ような指標を用いることにより、反射波の立ち上がり点が抽出されない場合などにおいても、脈波の解析を自動的に行なうことが可能となる。

図面の簡単な説明

- [0013] [図1]実施の形態にかかる脈波解析装置の装置構成の具体例を示す図である。
- [図2]前腕・足首間の脈波伝播時間（PTT：Pulse Transmission Time）と測定脈波中の反射波の継続時間（TRD：Traveling time of Reflection-wave Duration）との関係を示す図である。
- [図3]頸部・大腿部間のPTTとTRDとの関係を示す図である。
- [図4]前腕・足首間の脈波の伝播速度（PWV：pulse wave velocity）とTRDとの関係を示す図である。
- [図5]頸部・大腿部間のPWVとTRDとの関係を示す図である。
- [図6]実施の形態にかかる脈波解析装置における、半導体圧力センサ19に含まれるセンサエレメントから得られる圧力信号（センサ信号）の解析処理を示すフローチャートである。
- [図7]脈波波形と1次微分波および2次微分波との関係の具体例を示す図である。
- [図8A]ゼロクロス点の特徴を示す図である。
- [図8B]ゼロクロス点の特徴を示す図である。
- [図8C]ゼロクロス点の特徴を示す図である。
- [図9]4次微分の使用例を示す図である。
- [図10]4次微分フィルタの周波数特性を説明するための図である。
- [図11]実施の形態にかかる脈波解析装置での、特徴点を抽出する処理の具体的な流れを示すフローチャートである。
- [図12]実施の形態にかかる脈波解析装置で用いられる帯域通過型フィルタの具体例を示す図である。

発明を実施するための形態

- [0014] 以下に、図面を参照しつつ、本発明の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品および構成要素には同一の符号を付してある。それ

らの名称および機能も同じである。

- [0015] 図 1 を参照して、本実施の形態にかかる脈波解析装置は、センサユニット 1 と、表示ユニット 3 と、固定台ユニット 7 とを含む。
- [0016] 表示ユニット 3 は、外部から操作可能に設けられて脈波解析などに関する各種情報を入力するために操作されるための操作部 2 4、および脈波解析結果などの各種情報を外部に出力するための L E D (Light Emitting Diode) や L C D (Liquid Crystal Display) などからなる表示部 2 5 を含む。
- [0017] 固定台ユニット 7 は、脈波解析装置を制御するためのデータやプログラムを記憶するための R O M (Read Only Memory) 1 2 や R A M (Random Access Memory) 1 3、当該脈波解析装置を集中的に制御するために演算を含む各種処理を実行する C P U (Central Processing Unit) 1 1、加圧ポンプ 1 5、負圧ポンプ 1 6、切換弁 1 7、C P U 1 1 からの信号を受け取り加圧ポンプ 1 5、負圧ポンプ 1 6、切換弁 1 7 に送信するための制御回路 1 4、少なくとも 2 つの値に変更可能である特性可変フィルタ 2 2、および A/D 変換器 2 3 を含む。
- [0018] C P U 1 1 は R O M 1 2 にアクセスしてプログラムを読み出して R A M 1 3 上に展開して実行し、当該脈波解析装置全体を制御する。C P U 1 1 は、操作部 2 4 よりユーザからの操作信号を受取り、その操作信号に基づいて脈波解析装置全体を制御する。すなわち、C P U 1 1 は、操作部 2 4 から入力された操作信号に基づいて、制御回路 1 4、マルチプレクサ 2 0、および特性可変フィルタ 2 2 に制御信号を送出する。また、C P U 1 1 は、脈波解析結果などを表示部 2 5 に表示するための制御を行なう。
- [0019] 加圧ポンプ 1 5 は、後述の押圧カフ（空気袋）1 8 の内圧（以下、「カフ圧」という）を加圧するためのポンプであり、負圧ポンプ 1 6 は、カフ圧を減圧するためのポンプである。切換弁 1 7 は、これらの加圧ポンプ 1 5 と負圧ポンプ 1 6 とのいずれかを選択的にエア管 5 に切換接続する。制御回路 1 4 は、C P U 1 1 からの制御信号にしたがってこれらを制御する。
- [0020] センサユニット 1 は、複数のセンサエレメントを含む半導体圧力センサ 1

９、複数のセンサエレメントそれぞれが出力する圧力信号を選択的に導出するマルチプレクサ２０、マルチプレクサ２０から出力される圧力信号を増幅するためのアンプ２１、および半導体圧力センサ１９を測定部位上に押圧させるために加圧調整される空気袋を含む押圧カフ１８を含む。

[0021] 半導体圧力センサ１９は、単結晶シリコンなどからなる半導体チップに一方方向に所定間隔に配列された複数のセンサエレメントを含み、押圧カフ１８の圧力によって測定中の上腕などの測定部位に押圧される。その状態で、半導体圧力センサ１９は橈骨動脈を介して被験者の脈波を検出する。半導体圧力センサ１９は、脈波を検出することで出力する圧力信号を各センサエレメントのチャンネルごとにマルチプレクサ２０に入力する。複数のセンサエレメントは、たとえば４０個配列される。

[0022] マルチプレクサ２０は、各センサエレメントが出力する圧力信号を選択的に出力する。マルチプレクサ２０から送出される圧力信号は、アンプ２１で増幅され、特性可変フィルタ２２を介して選択的にＡ／Ｄ変換器２３に出力される。

[0023] 本実施の形態において、脈波検出のための最適なセンサエレメントが選択されるまでは、マルチプレクサ２０は、ＣＰＵ１１からの制御信号にしたがって、複数のセンサエレメントから出力される複数の圧力信号を順次切り替えて出力する。また、脈波検出のための最適なセンサエレメントが選択された後は、ＣＰＵ１１からの制御信号にしたがって、該当のチャンネルに固定される。このとき、マルチプレクサ２０は、選択されたセンサエレメントから出力される圧力信号を選択して出力する。

[0024] 特性可変フィルタ２２は、所定値以上の信号成分を遮断するための低域通過フィルタであり、少なくとも２つの値に変更可能である。

[0025] Ａ／Ｄ変換器２３は、半導体圧力センサ１９から導出されたアナログ信号である圧力信号をデジタル情報に変換して、ＣＰＵ１１に与える。ＣＰＵ１１によってマルチプレクサ２０のチャンネルが固定されるまでは、半導体圧力センサ１９に含まれるセンサエレメントのそれぞれが出力する圧力信号を、

マルチプレクサ20を介して同時に取得する。そして、CPU11によってマルチプレクサ20のチャンネルが固定された後は、該当のセンサエレメントから出力される圧力信号を取得する。圧力信号がサンプリングされる周期（以下「サンプリング周期」という）は、たとえば、2msとする。

[0026] 上述の特性可変フィルタ22は、マルチプレクサ20のチャンネルが固定されるまでと、固定された後とで、遮断周波数の値を変更する。マルチプレクサ20のチャンネルが固定されるまでは、複数の圧力信号を切り替えてサンプリングする。したがって、このときのサンプリング周波数（たとえば20kHz）よりも高い遮断周波数の値が選択される。これにより、A/D変換後になまりが生じることを防止することができ、最適なセンサエレメントを適切に選択することができる。チャンネルが固定された後は、CPU11からの制御信号にしたがって、ある1つの圧力信号に対するサンプリング周波数（たとえば500Hz）の1/2以下の遮断周波数となる値が選択される。これにより、エイリアシングノイズを削減することが可能となり、精度よく脈波解析を行なうことができる。エイリアシングノイズとは、サンプリング定理により、アナログ信号をデジタル信号に変換する場合に、折り返し現象によって、サンプリング周波数の1/2以下の領域に出現する、サンプリング周波数の1/2以上の周波数成分を持つノイズを指す。

[0027] 本実施の形態においては、CPU11、ROM12およびRAM13を固定台ユニット7に備えることとしているので、表示ユニット3の小型化を図ることができる。

[0028] なお、固定台ユニット7と表示ユニット3とは別個に設けたが、固定台ユニット7に表示ユニット3が内蔵される構成であってもよい。逆に、表示ユニット3にCPU11、ROM12、RAM13が設けられる構成としてもよい。PC（Personal Computer）と接続されて、各種制御を行なうこととしてもよい。

[0029] 本実施の形態において、脈波解析装置は、脈波波形から動脈硬化などの心疾患の診断に有用な指標として、測定脈波中の反射波の継続時間（以下、T

RD : Traveling time of Reflection-wave Duration) を算出する。動脈硬化が進むほどに心臓から駆出された脈波の伝播する速度が速くなるので、動脈硬化などの心疾患の診断には、脈波の伝播速度（以下、PWV : pulse wave velocity) が有効な指標とされている。本願発明者らは、多くの脈波のサンプルから脈波伝播時間（以下、PTT : Pulse Transmission Time) とTRDとを算出し、これらの間に相関があることを検証している。図2は、前腕・足首間のPTTとTRDとの関係を示しており、図3は、頸部・大腿部間のPTTとTRDとの関係を示している。また、同様に、本願発明者らは、多くの脈波のサンプルからPWVとTRDとを算出し、これらの間に相関があることを検証している。図4は、前腕・足首間のPWVとTRDとの関係を示しており、図5は、頸部・大腿部間のPWVとTRDとの関係を示している。これらの検証より、TRDもまた、動脈硬化などの心疾患の診断に有効な指標となり得る。

[0030] 測定された脈波からTRDを算出するためには、測定された脈波を、反射波存在区間と非反射波存在区間とに分離する必要がある。上記2区間のうちの前者の区間は、合成波である測定された1拍分の脈波において、高周波成分が含まれるために振動が抽出される区間であり、後者の区間は高周波成分が含まれずに振動が抽出されない区間と言える。言い換えると、前者の区間は振動区間と言え、後者の区間は安定区間と言える。本実施の形態にかかる脈波解析装置はこれら2区間を抽出するために、測定された脈波から、上記2区間のうちの少なくとも一方の区間の開始点および終了点を特徴点として抽出する。

[0031] 図6のフローチャートに示される処理は、固定台ユニット7内のCPU11が、ROM12にアクセスしてプログラムを読出してRAM13上に展開して実行することによって実現される。また、少なくとも一部の処理が、図1に示されたハードウェア構成によって実現されてもよい。なお、この処理は、マルチプレクサ20のチャンネルが固定された後の解析処理として説明する。

- [0032] 図6を参照して、ステップS101で、複数のセンサエレメントを有する半導体圧力センサ19は、圧力信号を検出すると、マルチプレクサ20に圧力信号を入力する。このとき、マルチプレクサ20によって、固定されたチャンネルに該当するセンサエレメントから出力されるセンサ信号が選択される。マルチプレクサ20によって選択された圧力信号は、アンプ21に入力される。
- [0033] ステップS103でアンプ21は、圧力信号を所定の振幅まで増幅し、ステップS105で特性可変フィルタ22がアナログフィルタ処理を行なう。このとき、特性可変フィルタ22は、サンプリング周波数の $1/2$ 以下の信号成分を遮断する。サンプリング周波数が500Hzであるとする、たとえば、100Hzを超える周波数の信号成分が遮断される。
- [0034] ステップS107でA/D変換器23は、特性可変フィルタ22を通過した圧力信号をデジタル化し、ステップS109でノイズ除去などを目的として所定範囲の周波数を抽出するためのデジタルフィルタ処理を実行する。A/D変換器23は、デジタル化した圧力信号を、CPU11に転送する。
- [0035] ステップS111で、CPU11は、A/D変換器23から圧力信号を受信し、各データの差分をとることにより、1～5次微分する。CPU11は、ROM12に格納されているプログラムを実行することで圧力信号から得る脈波波形をN次微分する。ステップS113でCPU11は、微分結果に基づいて脈波波形を区切って1拍の脈波波形を抽出する。具体的にCPU11は、ステップS111において取得されたN次微分のうち、1次微分が正になるのを待つ。一次微分が正になると、その立ち上がりゼロクロス点を保持し、これを「仮立ち上がり点」とする。そして、1次微分の極大を待つ。1次微分の極大を検知すると、CPU11は、一拍が認識できたかを判断する。具体的には、図7を参照して、原波形の極大値を待ち、極大値を検知すると、直前の仮立ち上がり点（PA点）からその前の立ち上がり点（PB点）までの波形を参照する。そして、PA点からPB点までの間に原波形の最大点（PP点）が存在し、PP点からPB点までの間でPB点が最小値であ

ることを確認する。P B点が最小値であることが確認されれば、P A点を「立ち上がり点」として確定する。そして、P A点からP B点までを1拍の脈波波形とする。なお、P A点は、1拍の「脈波開始点」とも定義することができる。

[0036] ステップS 1 1 5でCPU 1 1は、上記ステップS 1 1 3で切り出された1拍の脈波波形から所定の特徴点を抽出して、ステップS 1 1 7でTRDを算出する。以上でセンサ信号解析処理を終了する。

[0037] 先述のように、TRDを算出するための必要な特徴点として、上述の振動区間と安定区間とのうちの少なくとも一方の区間の開始点および終了点が挙げられ、具体的に本実施の形態にかかる脈波解析装置は、上記ステップS 1 1 5で振動区間の開始点および終了点、つまり1拍の脈波波形のうちの反射波成分の収束時間を抽出する。

[0038] 一般的な特徴点の抽出としては、原波形より得られる4次微分波のゼロクロス点を用いることが多い。しかしながら、ゼロクロス点は、基線の変動等の影響により、図8 Aに示されるような明快なゼロクロス点が抽出されとは限らない。図8 Bおよび図8 Cに示されるように、ゼロクロス点が不明瞭となる場合がある。図8 Bは、ゼロクロス点が複数点存在し、脈波波形の特徴点として抽出すべきゼロクロス点が不明瞭な場合である。図8 Cは、ゼロとなる時間が続いているために、ゼロクロス点が不明瞭な場合である。図8 Bおよび図8 Cに示すような不明瞭なゼロクロス点の場合、脈波の特徴点を抽出するためのゼロクロス点を選択しなければならないことがある。したがって、脈波の解析を自動で行なうためには、このようにゼロクロス点を用いて特徴点を抽出することとすると、安定性に欠ける。脈波解析を自動的行なうためには、安定性が必要である。そこで、安定性を求めるためには、極点のような基線の変動等の影響を受けない点を利用することが考えられる。なお、極点とは、極大点および極小点を含めた名称である。

[0039] 全ての信号がフーリエ級数で表わされるという前提において、ある波形の4次微分は、その信号に含まれる高周波成分を抽出するのに有効である。

[0040] [数1]

$$f(t) = \sin(t) + \sin(2t) \quad \dots (1)$$

$$\frac{d}{dt} f(t) = \cos(t) + 2 \cos(2t)$$

$$\frac{d^2}{dt^2} f(t) = -\sin(t) - 4 \sin(2t)$$

$$\frac{d^3}{dt^3} f(t) = -\cos(t) - 8 \cos(2t)$$

$$\frac{d^4}{dt^4} f(t) = \sin(t) + 16 \sin(2t) \quad \dots (2)$$

[0041] 上記(1)式の“ $\sin(2t)$ ”は、4次微分すると、(2)式に示されるように、“ $16 \sin(2t)$ ”で表わされる。これにより、ある波形の4次微分は、その信号に含まれる高周波成分を抽出するのに有効であるということが分かる。

[0042] 図9を参照して、波形41は(1)式を表わした波形であり、波形42は(1)式中の“ $\sin(2t)$ ”を表わした波形であり、波形43は(2)式を表わした波形である。波形43は、波形42とほぼ同じ位相を示している。したがって、信号に含まれる高周波成分の極大点は、4次微分の極大点で捉えることができる。

[0043] 進行波および反射波は、脈波周期に対して周波数が高い。したがって、脈波の4次微分波の極大点を算出することにより進行波および反射波の最大点を抽出することができると考えられる。1拍の脈波波形の4次微分波の、立ち上がりから最初の極大点が、進行波の最大点として、次の極大点が反射波の最大点として抽出することができる。そこで、本実施の形態にかかる脈波解析装置は、前者の極大点を、振動区間の開始点を示す特徴点として抽出する。

[0044] 一方、振動区間の終了点は振動の収束点として得られる。具体的には、元波形の進行波成分のピークに相当する、1拍の脈波波形の4次微分波の立ち

上がりから最初の極大点の振幅から、元波形のうちの反射波成分の振幅が規定の割合に達した点、と定めるものとする。上述の規定の割合とは、たとえば、10%程度が挙げられる。そこで、本実施の形態にかかる脈波解析装置は、上述の点を、振動区間の終了点を示す特徴点として抽出する。

[0045] しかしながら、一方で、4次微分波は、高い周波数のノイズにも反応しやすい。したがって、脈波解析の特徴点としての進行波および反射波の最大点を抽出することが困難な場合がある。

[0046] 下記(3)式に、離散系の微分式を示す。

[0047] [数2]

$$f'(k) = \frac{f(k+1) - f(k-1)}{\Delta h} \quad \dots (3)$$

[0048] (3)式に示すような微分式において、データの差分をとる間隔である Δh (以下、単に「 Δh 」という)を変更すると、含まれる最大周波数を調整することができる。

[0049] 図10には、原波形に対して、 Δh を8ms, 12ms, 16ms, 24ms, 32msとした例が示される。図10において、元波形51を4次微分するときの Δh の値を、8msとしたときの波形が波形52、12msとしたときの波形が波形53、16msとしたときの波形が波形54、24msとしたときの波形が波形55、32msとしたときの波形が波形56で表わされる。図10を参照して、たとえば波形52と波形56とを比較すると、波形52の方の振幅が細くなっており、高周波の成分を抽出していることが分かる。

[0050] 一方、波形56は、緩やかな振幅となっており、低周波の成分のみを抽出していることが分かる。したがって、4次微分フィルタの周波数特性を調整すれば、脈波成分を選択的に抽出することもできる。本願発明者らは、実際のシミュレーションを行ない、4次微分フィルタを用いて得られた4次微分の極大点を利用して脈波の特徴点が精度よく抽出されることを確認している。その結果については、本願発明者らが先に出願して公開されている特開2

005-349116号公報において開示されている。

[0051] そこで、本実施の形態にかかる脈波解析装置は、4次微分フィルタより得られる4次微分波の極点を利用して脈波の特徴点を抽出する。本実施の形態にかかる脈波解析装置では、4次微分のゼロクロス点を用いなくてよいので、安定性の向上を図ることができる。また、本実施の形態では、4次微分フィルタにおいて、 Δh をデータのサンプリング周期（2ms）よりも長く設定する。これにより、高周波成分に含まれるノイズを削減することができる。なお、本実施の形態において、たとえば Δh を32msとする。

[0052] 図11は、上記ステップS115での特徴点を抽出する処理の具体的な流れを示すフローチャートである。図11を参照して、CPU11は、上記ステップS113で1拍の脈波を認識すると、図7に示されたPA点からPB点の間に存在する2次微分の極大値を得る。ここで得られる2次微分の極大値を、順にA点（以下「APG-A点」という）、C点（以下「APG-C点」という）、E点（以下「APG-E点」という）とする。ステップS301でCPU11は、PA点からAPG-E点までの間に存在する4次微分の極大点をそれぞれ取得する。取得した4次微分の極大点を、進行波および反射波の最大点の候補とする。

[0053] ステップS303でCPU11は、上述のPP点からAPG-E点までの下降脚の区間に存在する4次微分の極大点のうち、最大点を特徴点の1つである反射波の最大点（P2点）として取得し、その点を振動区間の開始点に決定する。なお、上記PP点は、進行波の最大点となる場合や、反射波の最大点となる場合もある。したがって、上記「下降脚の区間」とは、単に、脈波最大点（PP点）から切痕点（APG-E点）までの区間をいう。また、上記APG-E点は、大動脈閉鎖のタイミングを表わす点として解析上で用いられる点である。このような、大動脈閉鎖のタイミングを表わす脈波上の点は、「切痕点」として定義される。また、CPU11は、APG-C点からAPG-E点までの区間における4次微分波の最大点を用いて、反射波最大点（P2点）を算出することとしてもよい。

- [0054] ステップS 3 0 5でCPU 1 1は、4次微分波の、図7に示されたP A点である立ち上がりから最初の極大点に対応した進行波のピークであるP P点の振幅の1 0 %をしきい値として算出し、P P点以降で振幅が当該しきい値に達した点の次の4次微分波のゼロクロス点を、特徴点の1つである振動の収束点として取得し、その点を振動区間の終了点に決定する。
- [0055] 以上の処理で振動区間の開始点と終了点とである2つの特徴点が抽出されると、上記ステップS 1 1 7でCPU 1 1は、終了点を示すタイムから開始点を示すタイムを減じることで指標とするT R Dを算出する。
- [0056] 本実施の形態にかかる脈波解析装置は、測定された脈波波形から抽出のしやすい振動区間の開始点と終了点とを特徴点として抽出し、それに基づいて指標としてT Rを算出する。T Rは、先に図2～図5を用いて説明されたように、すでに知られている心疾患の診断に有用とされている指標と相関性を持ち、T R自体も有用な指標であると言える。そのため、本実施の形態にかかる脈波解析装置では、精度よく測定された波形から特徴点を抽出することができ、心疾患の診断に有用な指標を算出することができる。また、特定の測定部位に限定されず、たとえば上腕でも脈波を測定することが可能であるため、一般家庭においても容易に用いることができる。また、上腕で脈波を測定する場合には測定体位として臥位による測定が不要であるため、被測定者への負担を抑えることができる。
- [0057] なお、図1 2は、上記ステップS 1 0 9のデジタルフィルタ処理で用いられる帯域通過型フィルタの具体例を示している。上記ステップS 1 0 9のデジタルフィルタ処理に図1 2に示される帯域通過型フィルタが用いられることで、ステップS 1 0 7でデジタル化された圧力信号のうち、周波数がしきい値 f_{cl} 以下の成分およびしきい値 f_{ch} 以上の成分がカットされる。当該デジタルフィルタ処理では、通常、体動の影響を除去するために、帯域通過型フィルタが用いられて、所定周波数よりも低い低周波がカットされる。体動の影響を除去する目的の上記所定周波数としては、たとえば0. 5 H z程度が挙げられ、低域側のしきい値 f_{cl} として0. 5 H zなどが設定され

る。ところで、3 Hz 未満の周波数の脈波は脈波伝播速度が他の周波数の脈波とは異なるために、3 Hz 未満の周波数の脈波成分は誤差要因となり得ることが、たとえばMcDonald DAによる論文“Regional pulse-wave velocity in the arterial tree,” (J Appl Physiol., 1968;Jan;24(1):pp. 73-78) などによって知られている。さらに、測定部位を上腕とした場合、5 Hz 未満の周波数の脈波成分は上腕に伝播する段階で振幅が増幅されることが、たとえばChen-Huan Chen他による論文“Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure: Validation of Generalized Transfer Function” (Circulation Vol. 95, No. 7, April 1, 1997, pp.1827-1836) などによって知られている。そこで、本実施の形態では、上記ステップS 109のデジタルフィルタ処理で、好ましくは、体動、伝播速度の周波数への依存、および上腕への伝播段階での振幅の増幅の各要素の脈波への影響を除去するために、これらのノイズ成分を考慮して低域側のしきい値 f_{cl} が5 Hzと決定される。

[0058] なお、以上の例は、脈波解析装置において脈波から特徴点を抽出するために4次微分波を用いているが、上述の考え方を用いて帯域通過型フィルタを用いてもよい。また、3次以上の多次微分波であれば4次微分波には限定されないが、実験的には4次微分波が特徴点を得るための精度が高いので、好ましくは4次微分波を用いる。

[0059] [変形例]

上記ステップS 115で特徴点として振動区間の開始点および終了点を抽出する処理は上の方法に限定されない。変形例として、他の方法について説明する。すなわち、上記処理の他の方法として、1拍の脈波の4次微分波の移動平均値を算出し、その最大値に達した点を振動区間の開始点として抽出し、最大値に達した後、以降、移動平均値がその最大値から規定割合下回った値を超えない点を振動区間の終了点として抽出する方法が挙げられる。

[0060] 以上の説明においては、圧力センサを用いて圧力の変化を捉えることによ

り脈波を検出する構成を述べているが、脈波の検出方法は上述の構成に限定されるものではない。たとえば、容積変化を捉えることで脈波を検出する構成を用いても構わない。

[0061] さらに、説明された脈波波形の解析方法は、脈波波形の解析に限定されず、たとえば心拍波形など、心臓の収縮と拡張とによって生ずる第1の波形と第2の波形とが合成されてなる他の生体波の解析にも用いることができる。さらに、上述の脈波解析装置における脈波の解析、すなわち特徴点の抽出方法や指標の算出方法を、プログラムとして提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、CD-ROM (Compact Disk-Read Only Memory)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) およびメモリカードなどのコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

[0062] なお、本発明にかかるプログラムは、コンピュータのオペレーティングシステム (OS) の一部として提供されるプログラムモジュールのうち、必要なモジュールを所定の配列で所定のタイミングで呼出して処理を実行させるものであってもよい。その場合、プログラム自体には上記モジュールが含まれずOSと協働して処理が実行される。このようなモジュールを含まないプログラムも、本発明にかかるプログラムに含まれ得る。

[0063] また、本発明にかかるプログラムは他のプログラムの一部に組込まれて提供されるものであってもよい。その場合にも、プログラム自体には上記他のプログラムに含まれるモジュールが含まれず、他のプログラムと協働して処理が実行される。このような他のプログラムに組込まれたプログラムも、本発明にかかるプログラムに含まれ得る。

[0064] 提供されるプログラム製品は、ハードディスクなどのプログラム格納部に

インストールされて実行される。なお、プログラム製品は、プログラム自体と、プログラムが記録された記録媒体とを含む。

[0065] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0066] 1 センサユニット、3 表示ユニット、5 エア管、7 固定台ユニット、11 CPU、12 ROM、13 RAM、14 制御回路、15 加圧ポンプ、16 負圧ポンプ、17 切換弁、18 押圧カフ、19 半導体圧力センサ、20 マルチプレクサ、21 アンプ、22 特性可変フィルタ、23 A/D変換器、24 操作部、25 表示部。

請求の範囲

[請求項1]

脈波を検出するための脈波検出部（１）と、
前記脈波検出部で検出された脈波に基づく処理を行なうための演算装置（１１）とを含み、
前記演算装置で行なわれる処理は、
１拍の脈波波形から反射波区間を区分するための特徴点を抽出する処理（Ｓ１１５）と、
前記反射波の収束時間を指標として算出する処理（Ｓ１１７）とを含む、脈波解析装置。

[請求項2]

前記脈波検出部からの脈波信号をデジタル信号に変換するためのデジタル変換部（２３）と、
前記デジタル変換部によって変換された前記デジタル信号に基づき、原波形の４次微分波を得るための、周波数特性の調整が可能な４次微分フィルタ（２２）とをさらに含み、
前記演算装置で行なわれる処理は、１拍の脈波の区間における前記４次微分波の極点を算出する処理（Ｓ３０１）をさらに含み、
前記特徴点を抽出する処理は、
前記４次微分波の極点に基づき、前記反射波区間の開始点を抽出する処理（Ｓ３０３）と、
前記４次微分波の振幅に基づき、前記反射波区間の終了点を抽出する処理（Ｓ３０５）とを含む、請求の範囲第１項に記載の脈波解析装置。

[請求項3]

前記反射波区間の開始点を抽出する処理では、前記１拍の脈波の立ち上がり点から１つ目の前記４次微分波の極大点を、前記反射波区間の開始点である前記特徴点として抽出し、
前記反射波区間の終了点を抽出する処理では、前記１拍の脈波の立ち上がり点から最初の前記４次微分波の極点に相当する点の前記脈波の振幅から、前記極点に相当する点以降で前記脈波の振幅が規定の割

合に達した点を、前記反射波区間の終了点である前記特徴点として抽出する、請求の範囲第2項に記載の脈波解析装置。

[請求項4] 前記反射波区間の開始点を抽出する処理では、前記1拍の前記4次微分波の移動平均値が最大の点を、前記反射波区間の開始点である前記特徴点として抽出し、

前記反射波区間の終了点を抽出する処理では、前記1拍の前記4次微分波の移動平均値が前記最大の点に達した後に、以降、当該最大値から規定割合下回った値を移動平均値が超えない点を、前記反射波区間の終了点である前記特徴点として抽出する、請求の範囲第2項に記載の脈波解析装置。

[請求項5] 前記演算装置で行なわれる処理は、前記1拍の脈波の区間における前記4次微分波の移動平均値よりノイズ成分をオフセットして除外するためのフィルタ処理をさらに含む、請求の範囲第2項に記載の脈波解析装置。

[請求項6] 脈波を検出するための圧力センサで得られた1拍の脈波波形から反射波区間を区分するための特徴点を抽出するステップ（S115）と、

前記反射波の収束時間を指標として算出するステップ（S117）とを備える、脈波解析方法。

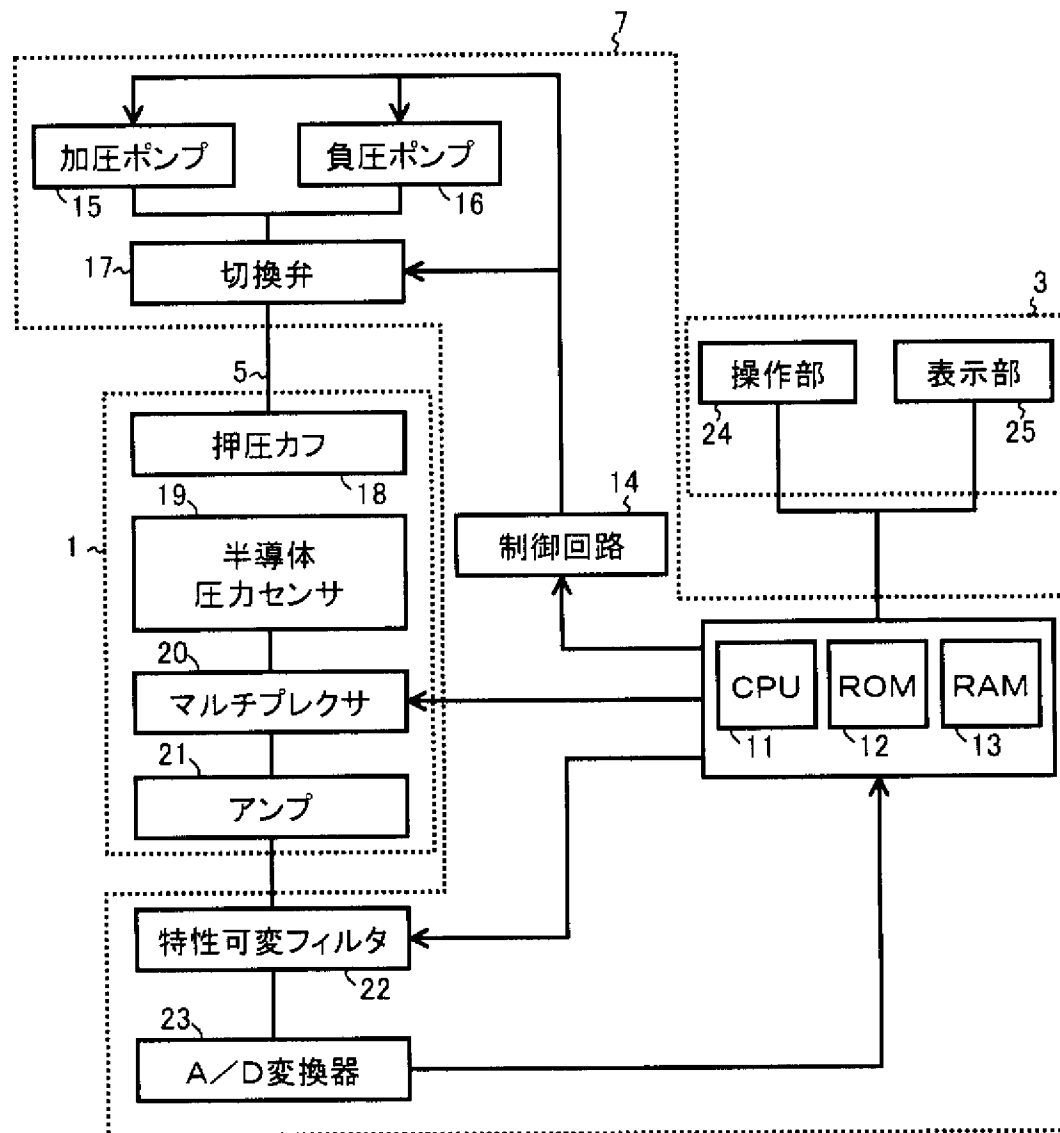
[請求項7] 脈波を解析し、指標を算出する処理をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

脈波を検出するための圧力センサからセンサ信号を取得するステップ（S101）と、

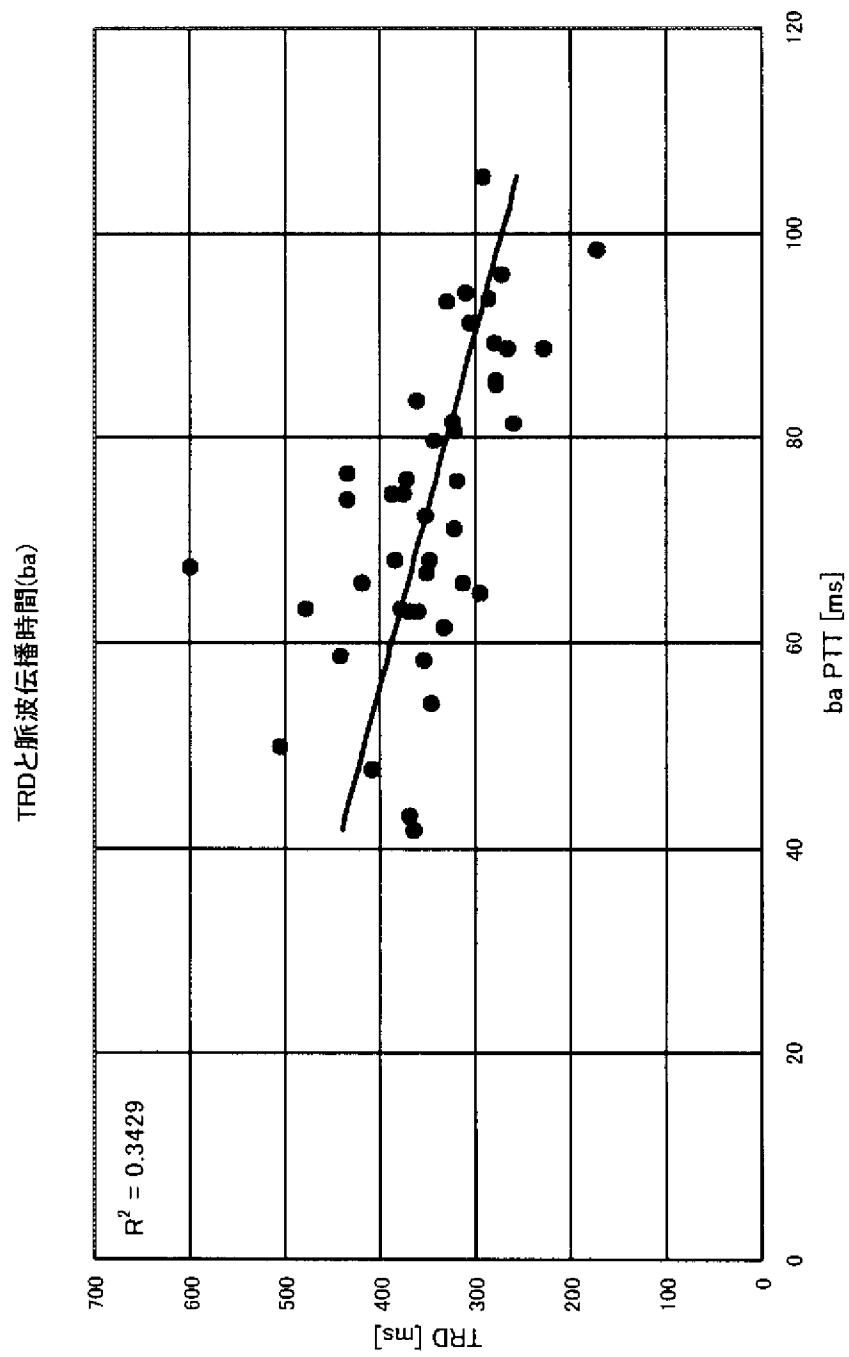
前記センサ信号に基づいた1拍の脈波波形から、反射波区間を区分するための特徴点を抽出するステップ（S115）と、

前記反射波の収束時間を指標として算出するステップ（S117）とを実行させる、脈波解析プログラム。

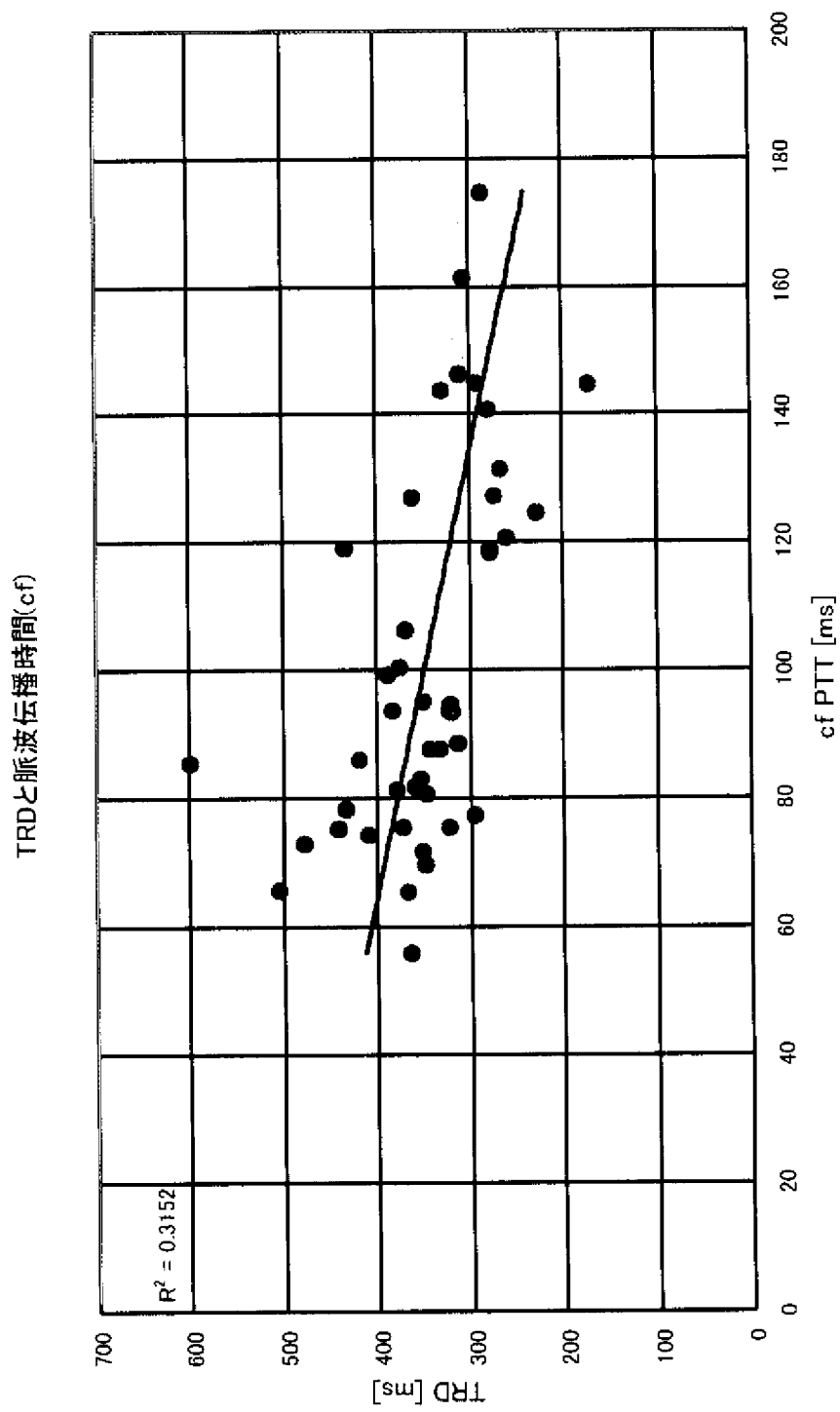
[図1]



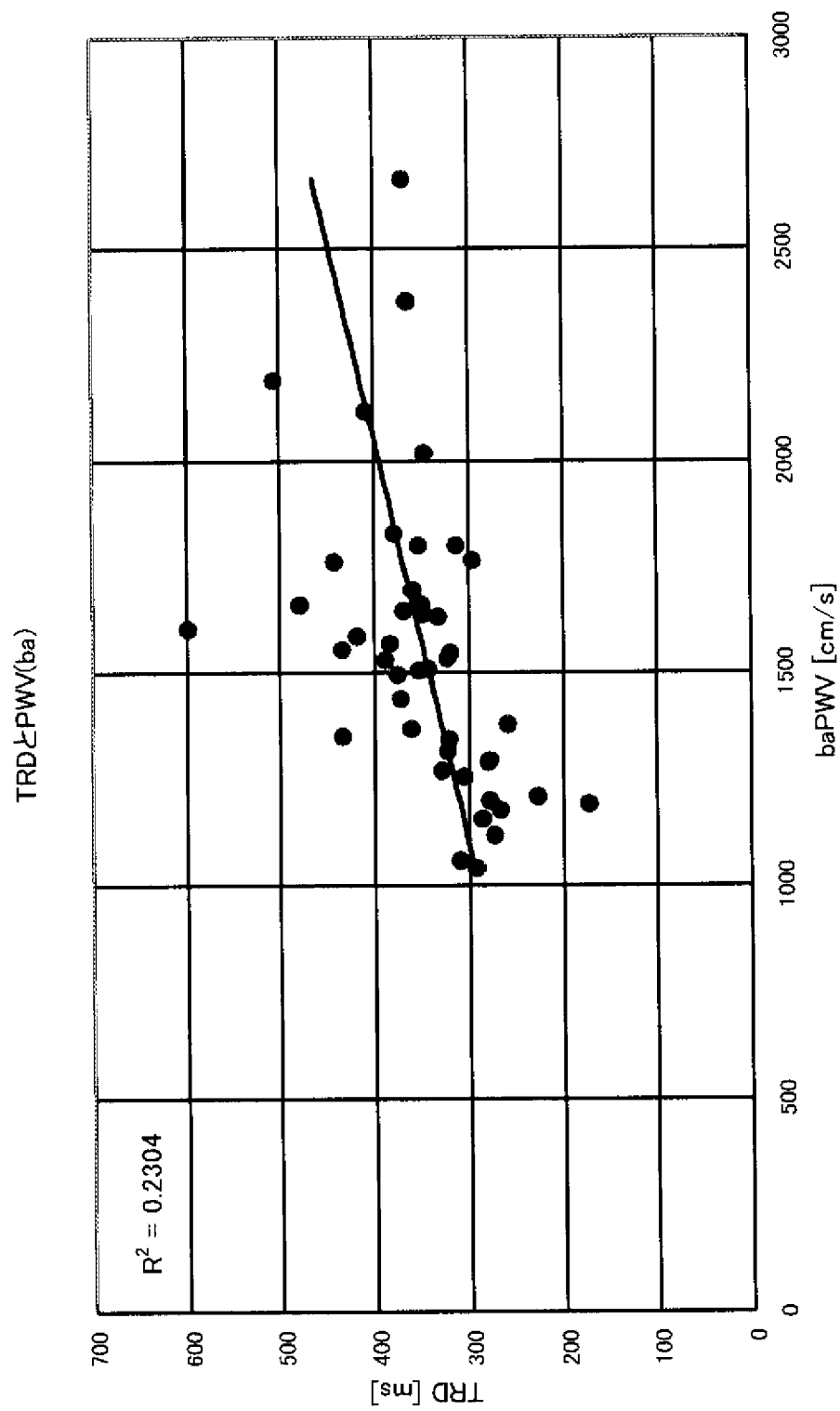
[図2]



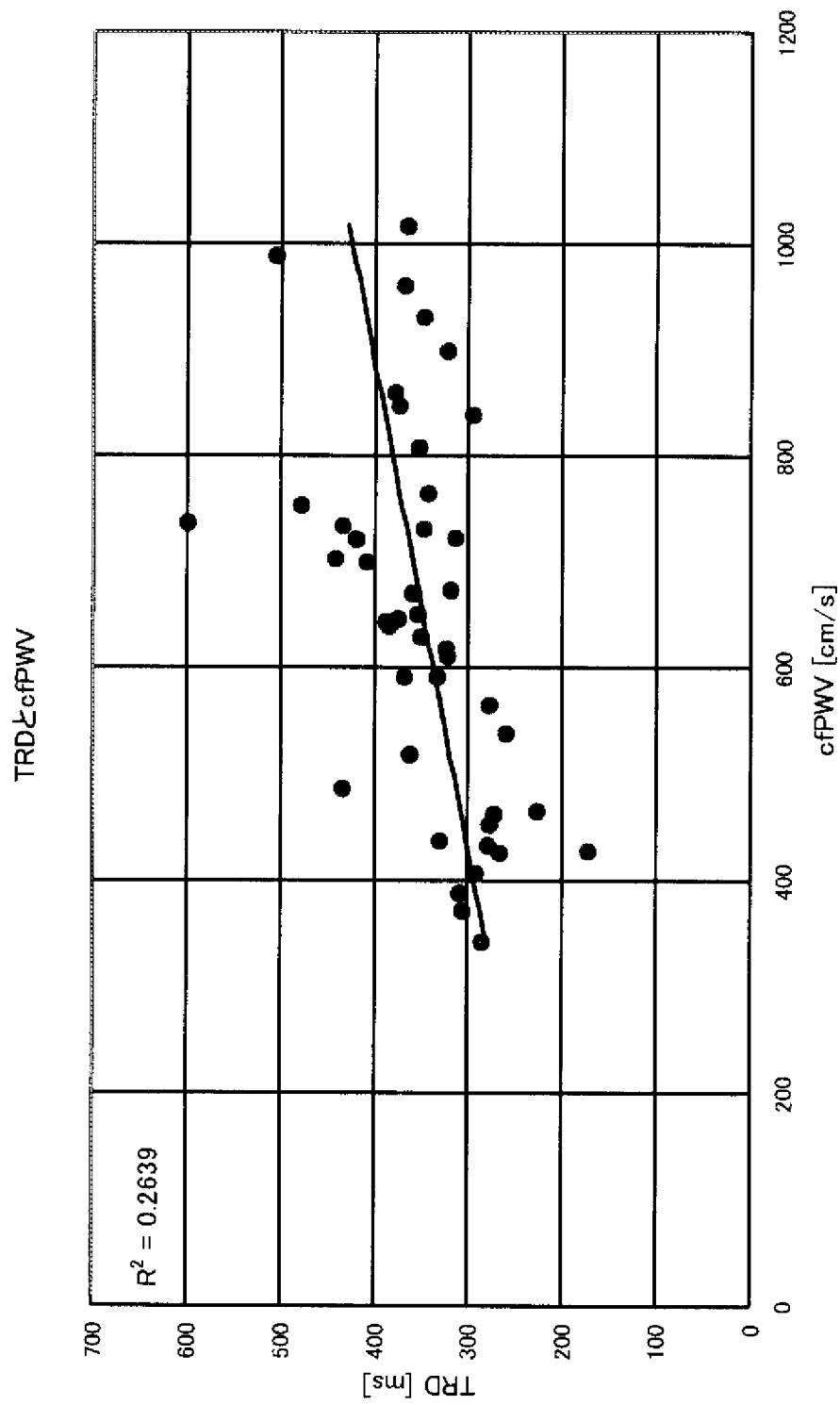
[図3]



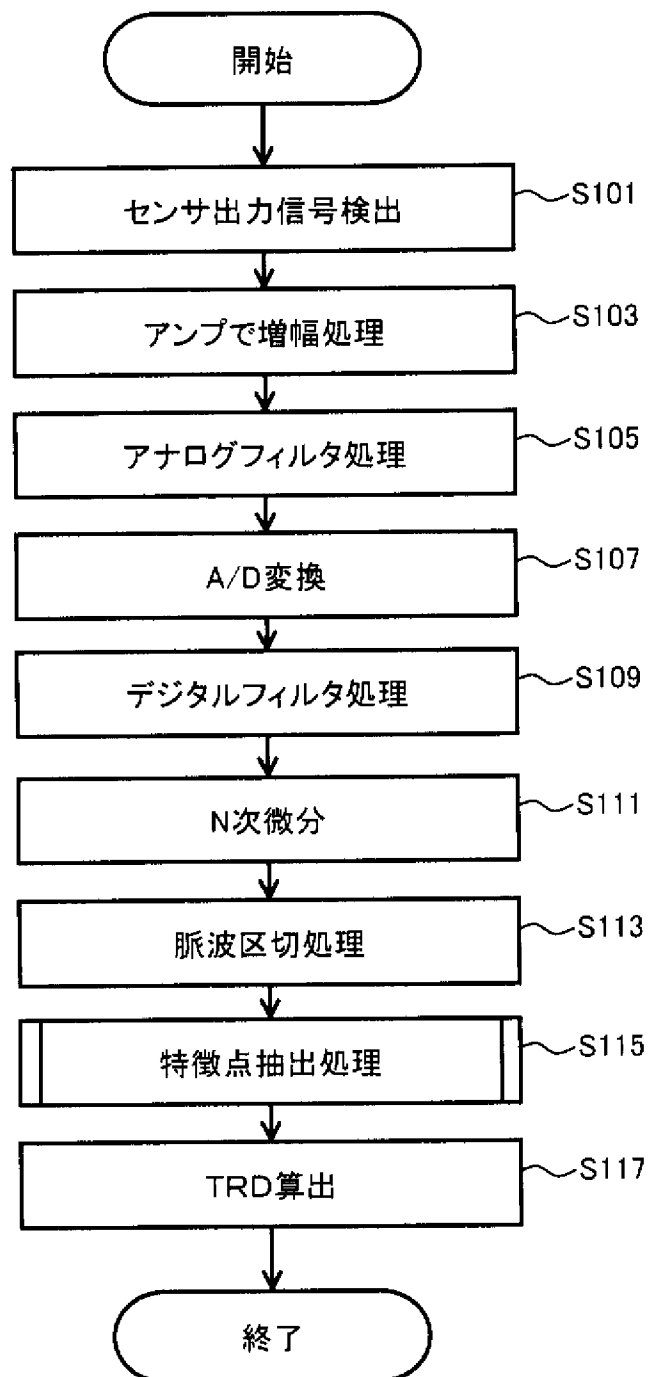
[図4]



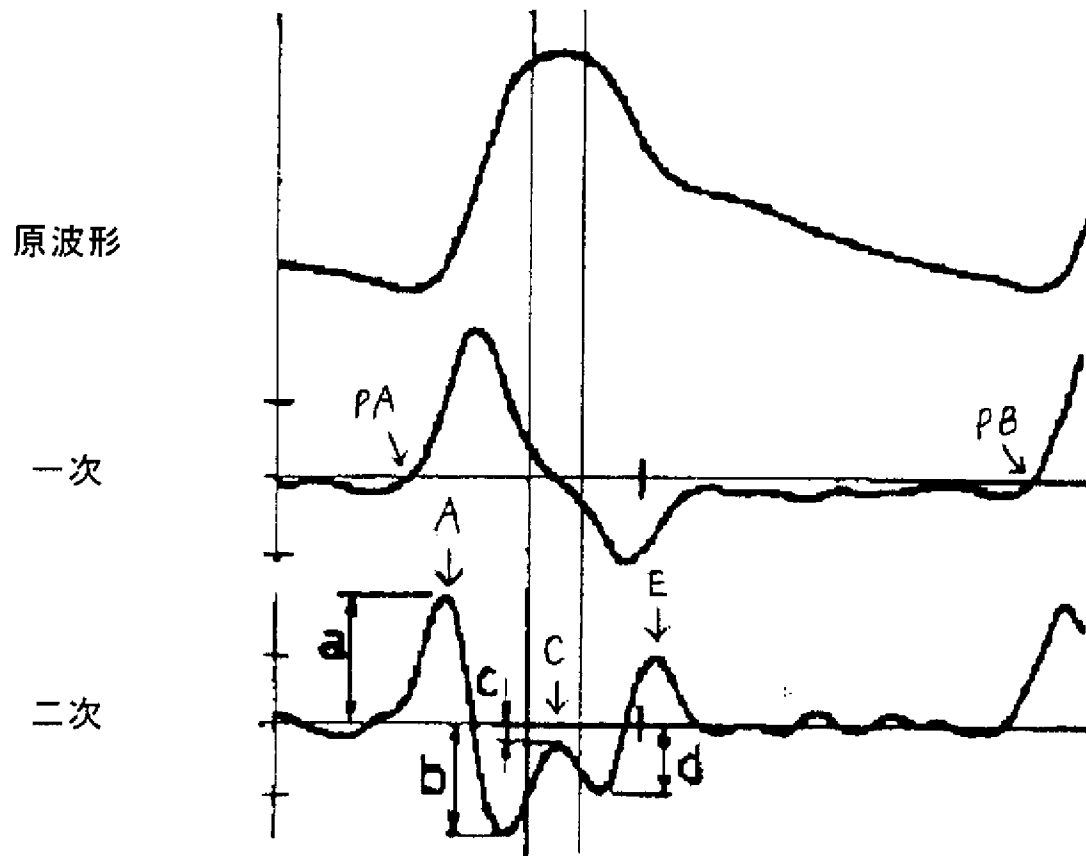
[図5]



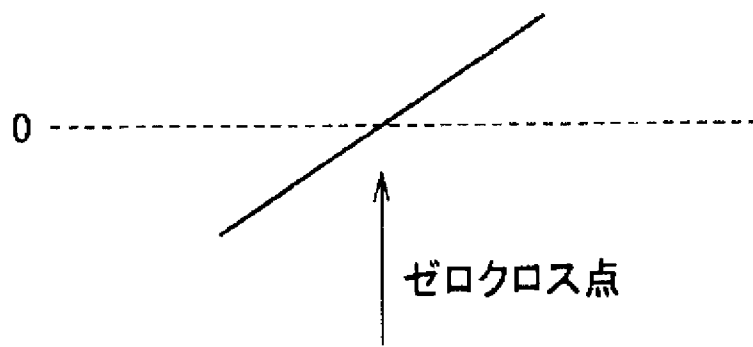
[図6]



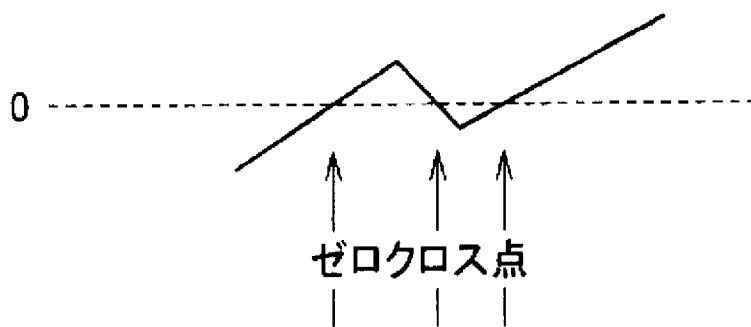
[図7]



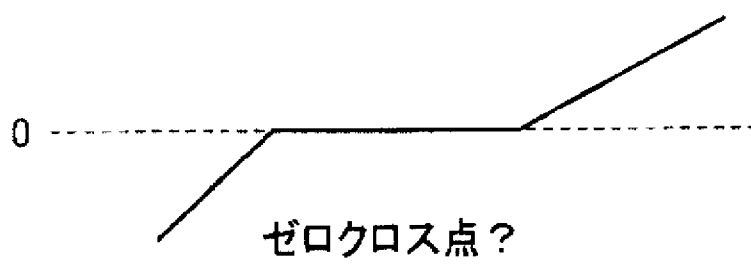
[図8A]



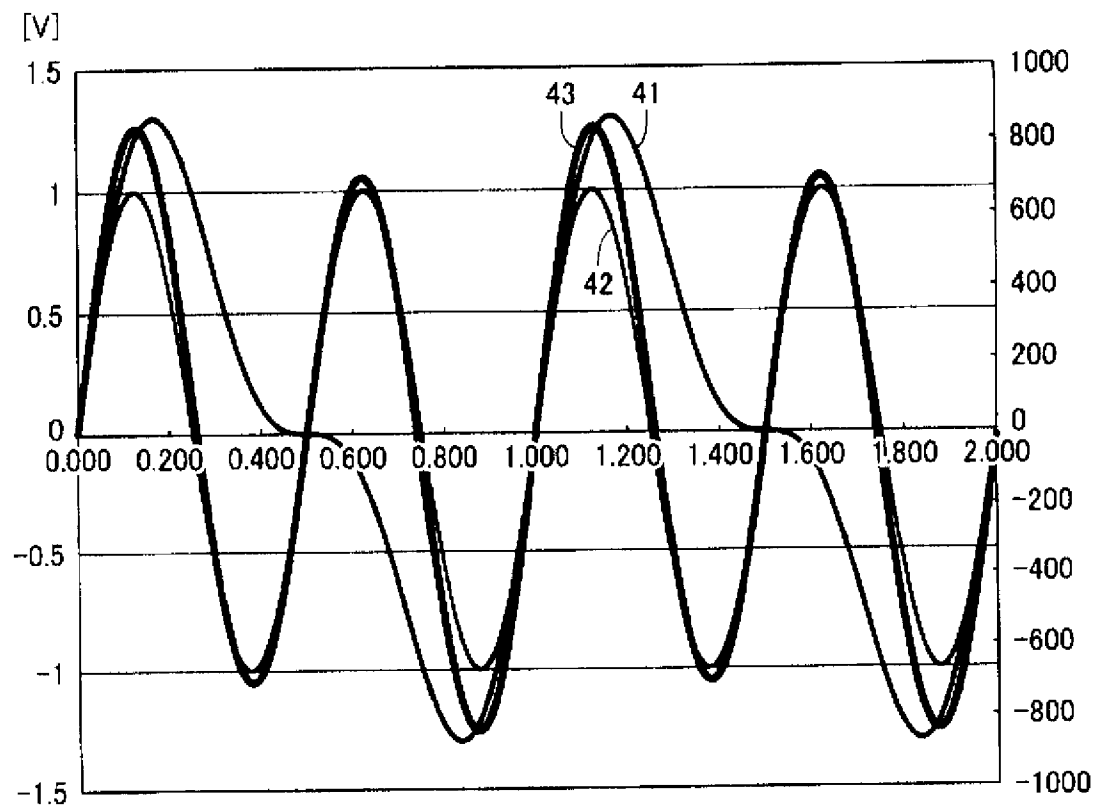
[図8B]



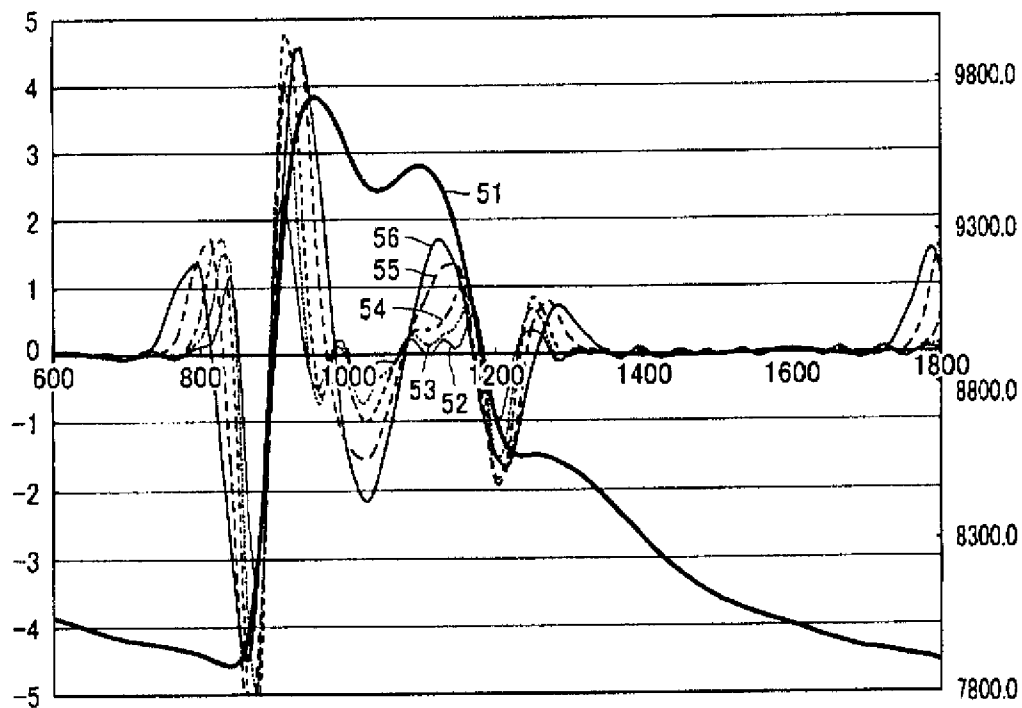
[図8C]



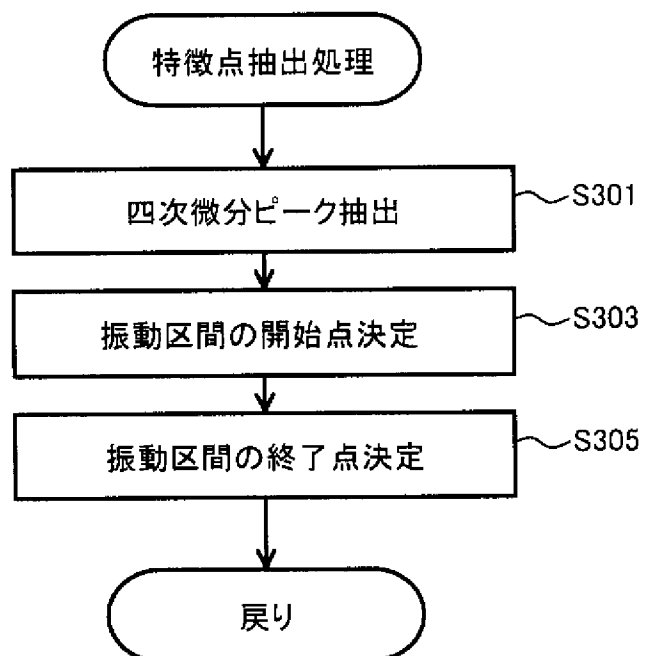
[図9]



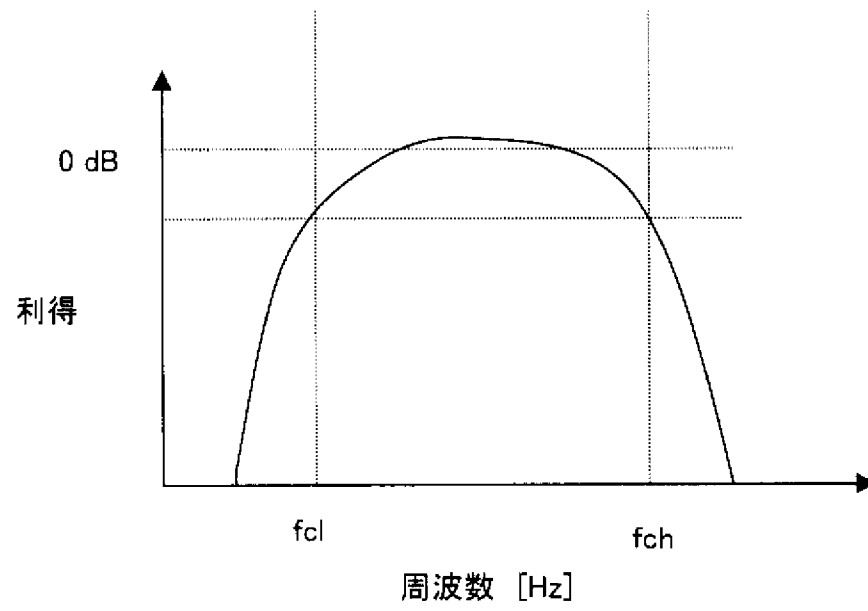
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051118

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0245

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-349116 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 22 December 2005 (22.12.2005), entire text; all drawings & US 2005/0283086 A1	1-7
A	JP 2003-305012 A (Colin Corp.), 28 October 2003 (28.10.2003), entire text; all drawings & US 2003/0199775 A1 & EP 1356763 A2 & JP 3643567 B2	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
10 February, 2010 (10.02.10)

Date of mailing of the international search report
09 March, 2010 (09.03.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245 (2006. 01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-349116 A（オムロンヘルスケア株式会社）2005. 12. 22, 全文、全図 & US 2005/0283086 A1	1-7
A	JP 2003-305012 A（日本コーリン株式会社）2003. 10. 28, 全文、全図 & US 2003/0199775 A1 & EP 1356763 A2 & JP 3643567 B2	1-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 0 . 0 2 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 9 . 0 3 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 幸仙

2 Q

9 6 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2