

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5200968号
(P5200968)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/02 3 1 O H

A 6 1 B 5/02 3 1 O M

A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-22972 (P2009-22972)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成21年2月3日 (2009.2.3)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2010-178801 (P2010-178801A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
(43) 公開日	平成22年8月19日 (2010.8.19)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成24年1月23日 (2012.1.23)		弁理士 深見 久郎
		(74) 代理人	100085132
			弁理士 森田 俊雄
		(74) 代理人	100083703
			弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登
		(74) 代理人	100109162
			弁理士 酒井 将行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波解析装置、脈波解析方法、および脈波解析プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈波を検出するための脈波検出手段と、
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抽出手段と、
前記反射波の収束時間を指標として算出する算出手段とを備える、脈波解析装置。

【請求項 2】

前記脈波検出手段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手段と、

前記デジタル変換手段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 次微分フィルタと、

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ための極点算出手段とをさらに備え、

前記抽出手段は、

前記極点算出手段により算出された前記 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第 1 の抽出手段と、

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第 2 の抽出手段とを含む、請求項 1 に記載の脈波解析装置。

【請求項 3】

前記第 1 の抽出手段は、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、

前記第 2 の抽出手段は、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、請求項 2 に記載の脈波解析装置。

【請求項 4】

前記第 1 の抽出手段は、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、

前記第 2 の抽出手段は、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、請求項 2 に記載の脈波解析装置。

10

【請求項 5】

前記 1 拍の前記 4 次微分波の移動平均値よりノイズ成分をオフセットとして除外するためのフィルタ処理を行なう手段をさらに備える、請求項 1 ～ 4 のいずれか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、

20

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、

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とを実行させる、脈波解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は脈波解析装置、脈波解析方法、および脈波解析プログラムに関し、特に、脈波の特徴点を算出する脈波解析装置、脈波解析方法、および脈波解析プログラムに関する。

30

【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、A I（Augmentation Index）や T R（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。A I や T R 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。

40

【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 T R 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】

50

【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、vol20,No.1、1992、pp10-19

【発明の開示】

【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。

10

【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、脈波解析方法、および脈波解析プログラム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】

【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手段と、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抽出手段と、反射波の収束時間を指標として算出する算出手段とを備える。

20

【0010】

好ましくは、脈波解析装置は、脈波検出手段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手段と、デジタル変換手段によって変換された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次微分フィルタと、1拍の脈波の区間における4次微分波の極点を算出するための極点算出手段とをさらに備え、抽出手段は、極点算出手段により算出された4次微分波の極点に基づき、反射波区間の開始点を抽出する第1の抽出手段と、4次微分波の振幅に基づき、反射波区間の終了点を抽出する第2の抽出手段とを含む。

30

【0011】

好ましくは、第1の抽出手段は、1拍の脈波の立ち上がり点から1つ目の4次微分波の極大点を、反射波区間の開始点である特徴点として抽出し、第2の抽出手段は、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、極点に相当する点以降で脈波の振幅が規定の割合に達した点を、反射波区間の終了点である特徴点として抽出する。

【0012】

好ましくは、第1の抽出手段は、1拍の4次微分波の移動平均値が最大の点を、反射波区間の開始点である特徴点として抽出し、第2の抽出手段は、1拍の4次微分波の移動平均値が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、反射波区間の終了点である特徴点として抽出する。

40

【0013】

好ましくは、脈波解析装置は、1拍の4次微分波の移動平均値よりノイズ成分をオフセットとして除外するためのフィルタ処理を行なう手段をさらに備える。

【0014】

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。

【0015】

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

50

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】

【００１６】

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】

10

【００１７】

【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（ $P T T$: Pulse Transmission Time）と測定脈波中の反射波の継続時間（ $T R D$: 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 $P T T$ と $T R D$ 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（ $P W V$: pulse wave velocity）と $T R D$ との関係を示す図である。

【図５】頸部・大腿部間の $P W V$ と $T R D$ 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。

20

【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８】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。

30

【発明を実施するための形態】

【００１８】

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。

【００１９】

図１は、本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。

【００２０】

40

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操作部２４、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ＬＥＤ（Light Emitting Diode）やＬＣＤ（Liquid Crystal Display）などからなる表示部２５を含む。

【００２１】

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ＲＯＭ（Read Only Memory）１２やＲＡＭ（Random Access Memory）１３、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ＣＰＵ（Central Processing Unit）１１、加圧ポンプ１５、負圧ポンプ１６、切換弁１７、ＣＰＵ１１からの信号を受け取り加圧ポンプ１５、負圧ポンプ１６、切換弁１７に送信するための制御回路１４、

50

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22、およびA/D変換器23を含む。

【0022】

CPU11はROM12にアクセスしてプログラムを読出してRAM13上に展開して実行し、当該脈波解析装置全体の制御を行なう。CPU11は、操作部24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の制御処理を行なう。すなわち、CPU11は、操作部24から入力された操作信号に基づいて、制御回路14、マルチプレクサ20、および特性可変フィルタ22に制御信号を送出する。また、CPU11は、脈波解析結果などを表示部25に表示するための制御を行なう。

【0023】

加圧ポンプ15は、後述の押圧カフ（空気袋）18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16は、カフ圧を減圧するためのポンプである。切換弁17は、これらの加圧ポンプ15と負圧ポンプ16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14は、CPU11からの制御信号にしたがってこれらを制御する。

【0024】

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19、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。

【0025】

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んで構成され、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は撓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。

【0026】

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。

【0027】

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、各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。

【0028】

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。

【0029】

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に含まれる各センサエレメント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。

【 0 0 3 0 】

上述の特性可変フィルタ 2 2 は、マルチプレクサ 2 0 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 2 0 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を行なう。したがって、このときのサンプリング周波数（たとえば 2 0 k H z ）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、C P U 1 1 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 5 0 0 H z ）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。

10

【 0 0 3 1 】

本実施の形態においては、C P U 1 1 , R O M 1 2 および R A M 1 3 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。

【 0 0 3 2 】

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 C P U 1 1 , R O M 1 2 , R A M 1 3 が設けられる構成としてもよい。P C (Personal Computer) と接

20

【 0 0 3 3 】

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 R D : 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、P W V : 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、P T T : Pulse Transmission Time）と T R D 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 P T T と T R D との関係を示しており、図 3 は、頸部・大腿部間の P T T と T R D 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 P W V と T R D 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 P W V と T R D との関係を示しており、図 5 は、頸部・大腿部間の P W V と T R D との関係を示している。これらの検証より、T R D 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。

30

【 0 0 3 4 】

測定された脈波から T R D 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。

40

【 0 0 3 5 】

図 6 は、本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 1 9 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 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 C P U 1 1 が、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 2 0 のチャンネルが固定さ

50

れた後の解析処理として説明する。

【 0 0 3 6 】

図 6 を参照して、ステップ S 1 0 1 で、複数のセンサエレメントを有する半導体圧力センサ 1 9 は、圧力信号を検出すると、マルチプレクサ 2 0 に圧力信号を入力する。このとき、マルチプレクサ 2 0 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 2 0 によって選択された圧力信号は、アンプ 2 1 に入力される。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1 0 3 でアンプ 2 1 は、圧力信号を所定の振幅まで増幅し、ステップ S 1 0 5 で特性可変フィルタ 2 2 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 2 2 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 500 Hz であるとする、たとえば、 100 Hz を超える周波数の信号成分が遮断される。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 1 0 7 で A/D 変換部 2 3 は、特性可変フィルタ 2 2 を通過した圧力信号をデジタル化し、ステップ S 1 0 9 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 変換部 2 3 は、デジタル化した圧力信号を、CPU 1 1 に転送する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 1 1 1 で、CPU 1 1 は、A/D 変換部 2 3 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。CPU 1 1 は、ROM 1 2 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 S 1 1 3 で CPU 1 1 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 CPU 1 1 は、ステップ S 1 1 1 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、CPU 1 1 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 (P A 点) からその前の立ち上がり点 (P B 点) までの波形を参照する。そして、P A 点から P B 点までの間に原波形の最大点 (P P 点) が存在し、P P 点から P B 点までの間で P B 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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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るとは限らない。図 8 (b) および (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 (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

10

20

30

40

50

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。脈波解析を自動的に行なうためには、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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

【 数 1 】

10

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

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

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

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

20

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

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

図 9 には、4 次微分の使用例が示される。図 8 を参照して、波形 4 1 は (1) 式を表わした波形であり、波形 4 2 は (1) 式中の “ $\sin(2t)$ ” を表わした波形であり、波形 4 3 は (2) 式を表わした波形である。波形 4 3 は、波形 4 2 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。

30

【 0 0 4 7 】

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。

40

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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

50

合がある。

【 0 0 5 0 】

下記 (3) 式に、離散系の微分式を示す。

【 0 0 5 1 】

【 数 2 】

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

【 0 0 5 2 】

(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。

10

【 0 0 5 3 】

図 1 0 には、原波形に対して、 Δh を 8 m s , 1 2 m s , 1 6 m s , 2 4 m s , 3 2 m s とした例が示される。図 1 0 において、元波形 5 1 を 4 次微分するときの Δh の値を、
8 m s としたときの波形が波形 5 2、1 2 m s としたときの波形が波形 5 3、1 6 m s と
したときの波形が波形 5 4、2 4 m s としたときの波形が波形 5 5、3 2 m s としたとき
の波形が波形 5 6 で表わされる。図 1 0 を参照して、たとえば波形 5 2 と波形 5 6 とを比
較すると、波形 5 2 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。

【 0 0 5 4 】

20

一方、波形 5 6 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 0 0 5 - 3 4 9 1 1 6 号公報において開示されている。

【 0 0 5 5 】

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 (
2 m s) 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 3 2 m s とする。

30

【 0 0 5 6 】

図 1 1 は、上記ステップ S 1 1 5 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 1 1 を参照して、C P U 1 1 は、上記ステップ S 1 1 3 で 1 拍の脈
波を認識すると、図 7 に示された P A 点から P B 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「 A P G - A 点 」という)、C
点 (以下「 A P G - C 点 」という)、E 点 (以下「 A P G - E 点 」という) とする。ステ
ップ S 3 0 1 で C P U 1 1 は、P A 点から A P G - 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。

40

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 0 3 で C P U 1 1 は、上述の P P 点から A P G - 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 (P 2
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 P P 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 (P P 点) から切痕点 (A P G - E 点) までの区間をいう
。また、上記 A P G - 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」

50

として定義される。また、CPU 11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。

【0058】

ステップS305でCPU 11は、4次微分波の、図7に示されたPA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PP点の振幅の10%をしきい値として算出し、PP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。

【0059】

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S117でCPU 11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TRDを算出する。

【0060】

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TRを算出する。TR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、TR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。

【0061】

なお、図12は、上記ステップS109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S109のデジタルフィルタ処理に図12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S107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0.5Hz程度が挙げられ、低域側のしきい値 f_{cl} として0.5Hzなどが設定される。ところで、3Hz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、3Hz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, Regional pulse-wave velocity in the arterial tree. J Appl Physiol 1968;24: 73-8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、5Hz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 C.H. et al. 1997: Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure: validation of generalized transfer function. Circulation 95,1827-36. 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S109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5Hzと決定される。

【0062】

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。

【0063】

[変形例]

10

20

30

40

50

上記ステップ S 1 1 5 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。

【 0 0 6 4 】

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。

10

【 0 0 6 5 】

さらに、本発明における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、C D - R O M (Compact Disk-Read Only Memory)、R O M (Read Only Memory)、R A M (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。

20

【 0 0 6 6 】

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 (O S) 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 O S 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。

【 0 0 6 7 】

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。

30

【 0 0 6 8 】

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。

【 0 0 6 9 】

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特許請求の範囲によって示され、特許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。

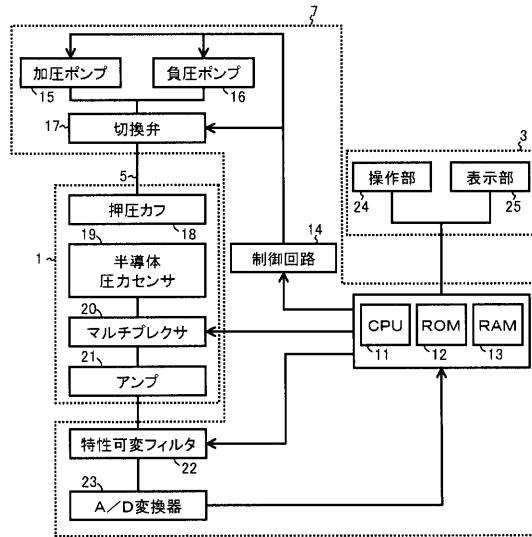
40

【 符号の説明 】

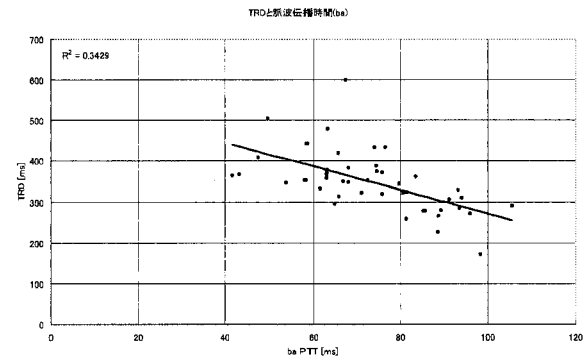
【 0 0 7 0 】

1 センサユニット、3 表示ユニット、7 固定台ユニット、11 C P U、12 R O M、13 R A M、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 変換部、24 操作部、25 表示部。

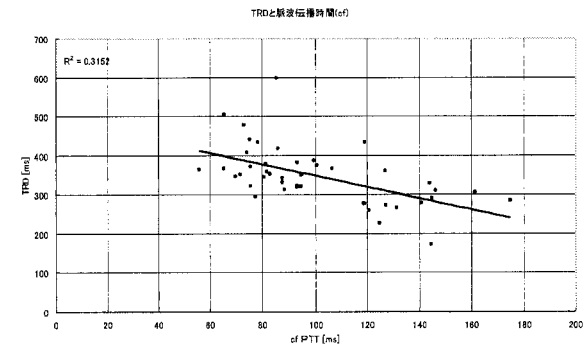
【図 1】



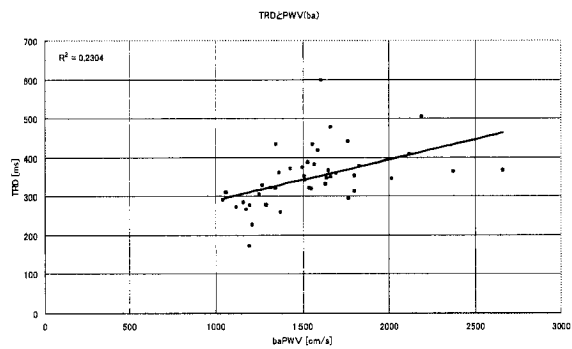
【図 2】



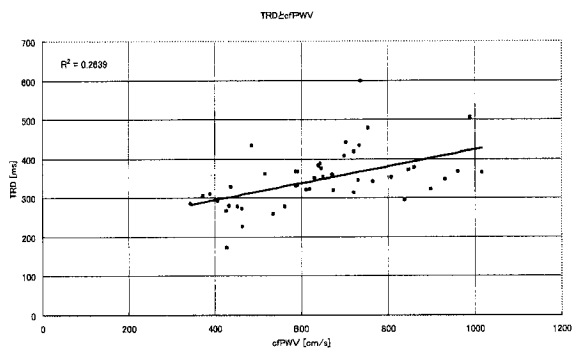
【図 3】



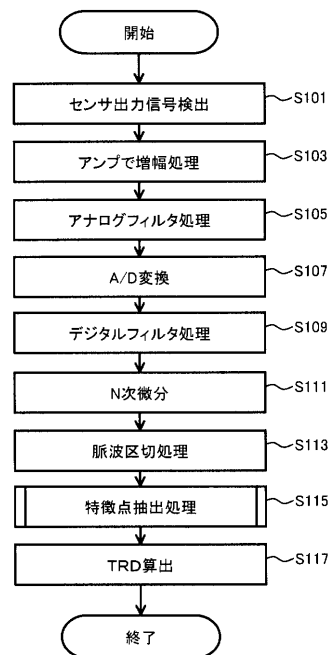
【図 4】



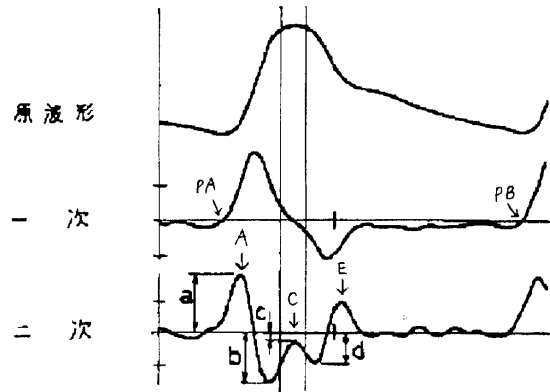
【図 5】



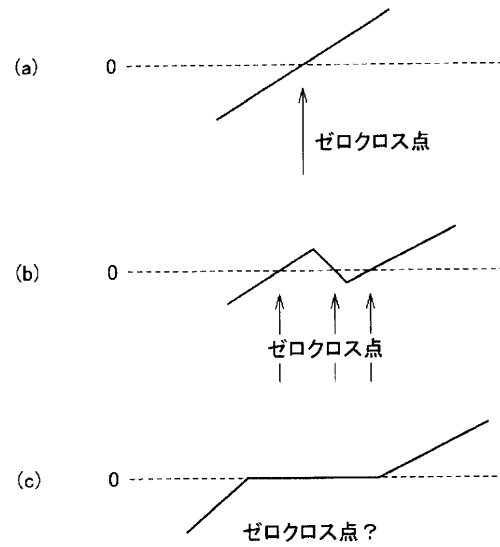
【図 6】



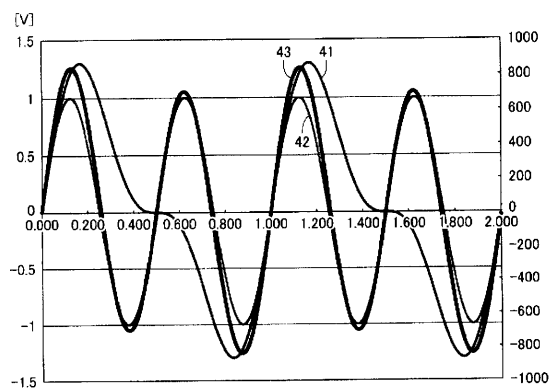
【図 7】



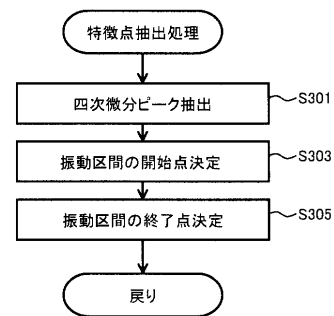
【図 8】



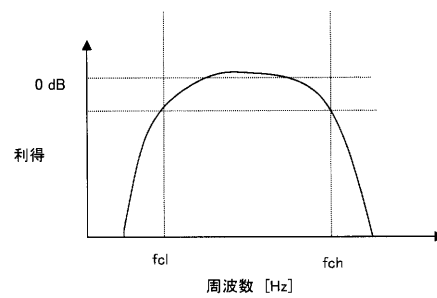
【図 9】



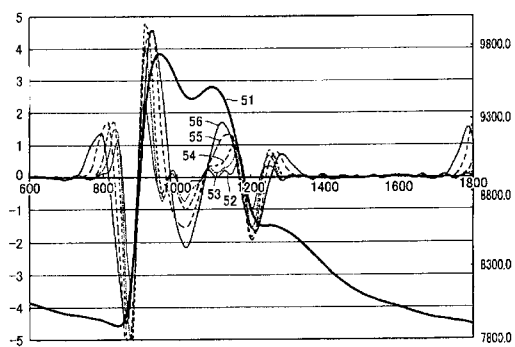
【図 11】



【図 12】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(72)発明者 佐藤 博則

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

(72)発明者 小林 達矢

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

(72)発明者 吉田 秀輝

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

(72)発明者 藤井 健司

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

(72)発明者 小椋 敏彦

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

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2005-349116(JP, A)

特開2003-305012(JP, A)

国際公開第2010/90122(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03