

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-247221

(P2006-247221A)

(43) 公開日 平成18年9月21日(2006.9.21)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 O K 4 C O 1 7
 A 6 1 B 5/02 3 1 O N

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-70165 (P2005-70165)
 (22) 出願日 平成17年3月11日 (2005.3.11)

(71) 出願人 503246015
 オムロンヘルスケア株式会社
 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地
 (74) 代理人 100064746
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波検出装置

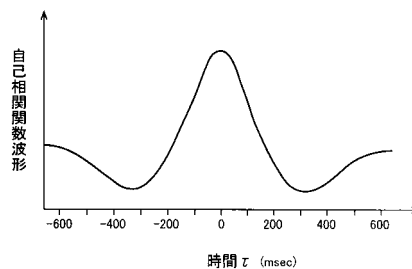
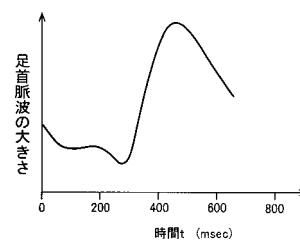
(57) 【要約】

【課題】 ノイズが含まれている脈波であるかどうかを精度良く判定できる脈波検出装置を提供する。

【解決手段】 自己相関関数波形決定手段により、カフ（脈波センサ）から検出された脈波の自己相関関数波形を決定する。カフによって検出された脈波に、体動などによってノイズが混入して極大点が増加している場合、その脈波に基づいて決定される自己相関関数波形は、ノイズの少ない正常な脈波に基づいて決定される自己相関関数波形よりも極大点の多い複雑な形状の波形となるので、自己相関関数波形から脈波が正常に検出されたかどうかを精度良く判断することが可能となる。

【選択図】

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体から脈波を検出する脈波センサと、
該脈波センサにより検出された脈波の相関関数波形を決定する相関関数波形決定手段と
を含むことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2】

前記相関関数波形決定手段により決定される相関関数波形は、自己相関関数波形であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波検出装置。

【請求項 3】

前記相関関数波形決定手段により決定される相関関数波形は、相互相関関数波形であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波検出装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の脈波検出装置であって、
前記相関関数波形決定手段により決定された相関関数波形を出力する出力装置をさらに含むことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の脈波検出装置であって、
前記相関関数波形決定手段により決定された相関関数波形に基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定する検出結果判定手段をさらに含むことを特徴とする脈波検出装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の脈波検出装置であって、
前記検出結果判定手段は、前記相関関数波形の極大点の数に基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定するものであることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の脈波検出装置であって、
前記検出結果判定手段は、前記相関関数波形のパワースペクトルに基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定するものであることを特徴とする脈波検出装置。

30

【請求項 8】

請求項 3 に記載の脈波検出装置であって、
前記相関関数波形決定手段により決定された相互相関関数波形の最大値を示す時点を基準とし、該最大値を示す時点よりもマイナス側の波形とプラス側の波形との相関係数に基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定する検出結果判定手段をさらに含むことを特徴とする脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体から発生する脈波を検出する脈波検出装置に関するものである。

40

【背景技術】**【0002】**

生体から脈波を検出して診断に利用する装置が種々提案されている。脈波に基づく診断の方法には種々の方法があり、たとえば、脈波の形状を反映する特徴値を用いる方法がある（たとえば特許文献 1 参照）。特許文献 1 では、脈波の特徴値として、脈波の立ち上がり点からピーク（最大点）までの時間である U-time などの上昇特徴値や、脈波の先鋭度を算出し、それら上昇特徴値や先鋭度に基づいて、下肢動脈の狭窄を判定している。

【0003】

また、脈波に基づく別の診断方法として、脈波の立ち上がり点や脈波のピークなど所定の部位の発生時間や大きさを用いる方法がある（たとえば、前記特許文献 1、特許文献 2

50

参照)。特許文献1では、脈波の立ち上がり点など所定部位の発生時間に基づいて、生体内を脈波が伝播する速度である脈波伝播速度を算出し、その脈波伝播速度を前述の上昇特徴値および先鋭度と同様に、下肢動脈の狭窄の判定に用いている。また、特許文献2では、脈波の立ち上がり点(すなわち最小点)およびピーク(すなわち最大点)の大きさから、予め決定された関係を用いて、連続的に血圧値を決定している。

【0004】

脈波に基づいて診断を行う場合、検出される脈波に体動などに起因するノイズが含まれていないことが必要となる。そのため、特許文献2では、逐次検出される脈波の振幅がその直前に検出された脈波の振幅に基づいて決定される所定範囲内であるか、または前回検出された脈波の振幅と今回の脈波の振幅との振幅差が、その直前に算出された振幅差に基づいて決定される所定範囲内であるかを判断することにより、体動によるノイズが含まれている脈波であるかどうかを判定している。

10

【特許文献1】特開2002-272688号公報

【特許文献2】特許第2664983号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献2の装置では、検出される脈波に混入するノイズの大きさがその脈波の振幅よりも小さい場合には、ノイズが発生したことを検出できない。しかし、脈波にノイズが混入する場合に、必ず脈波の振幅が大きく変化するとは限らず、ノイズが比較的小さい場合には、振幅はそれほど変化しないが、極大点の数が増えるなど、脈波の形状が変化する場合がある。そのように、ノイズによって脈波の形状が変化する場合にも、診断に悪影響を及ぼすことがある。

20

【0006】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、ノイズが含まれている脈波であるかどうかを精度良く判定できる脈波検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記目的を達成する為の本発明は、生体から脈波を検出する脈波センサと、その脈波センサにより検出された脈波の相関関数波形を決定する相関関数波形決定手段とを含むことを特徴とする脈波検出装置である。

30

【発明の効果】

【0008】

この発明によれば、相関関数波形決定手段により、脈波センサによって検出された脈波の相関関数波形が決定され、ノイズが混入することによって極大点が増加した脈波に基づいて決定される相関関数波形は、ノイズの少ない正常な脈波に基づいて決定される相関関数波形よりも極大点の多い複雑な形状の波形となるので、相関関数波形から脈波が正常に検出されたかどうかを精度良く判断することが可能となる。

【0009】

ここで、前記相関関数波形決定手段により決定される相関関数波形は、相互相関関数波形でも良いが、自己相関関数波形であることが好ましい。その理由は、自己相関関数波形は同一の2つの脈波から決定されるので、自己相関関数波形の決定に用いられる両脈波には同じノイズが含まれる。従って、そのノイズに由来する自己相関関数波形の極大点が大きくなるので、脈波が正常に検出されたかどうかを判断しやすくなるからである。

40

【0010】

また、好ましくは、前記脈波検出装置は、前記相関関数波形決定手段により決定された相関関数波形を出力する出力装置を備える。このようにすれば、出力装置に出力された相関関数波形から、医師等が、脈波が正常に検出されたかどうかを判断することができる。

【0011】

50

また、好ましくは、前記脈波検出装置は、前記相関関数波形決定手段により決定された相関関数波形に基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定する検出結果判定手段を備えている。このようにすれば、脈波が正常に検出されたかどうか自動的に判定されるので、ノイズを含んだ脈波に基づく誤った診断がされることを防止される。

【0012】

上記検出結果判定手段による判定の方法としては、たとえば、前記相関関数波形の極大点の数に基づく判定方法や、前記相関関数波形のパワースペクトルに基づく判定方法がある。ノイズが多いほど脈波にノイズ由来の極大点が増えることから、相関関数波形にも極大点の数が増えるので、相関関数波形に存在する極大点の数が、予め設定された所定数以上である場合には、脈波が正常に検出されていないと判定することができる。また、相関関数波形に極大点の数が増えると、相関関数波形のパワースペクトルにもノイズ由来の成分が増えるので、相関関数波形のパワースペクトルからも、脈波が正常に検出されたかどうかを判定することができる。また、前記相関関数波形決定手段により決定される相関関数波形が相互相関関数波形である場合には、検出結果判定手段は、その相互相関関数波形の最大値を示す時点を基準とし、その最大値を示す時点よりもマイナス側の波形とプラス側の波形との相関係数に基づいて、前記脈波センサにより検出された脈波が正常に検出されたかどうかを判定することもできる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態を説明する。まず、本発明の一実施例を図面に基づいて説明する。本発明の脈波検出装置は種々の診断に利用することができるが、この実施例は、脈波検出装置を動脈の狭窄の診断に利用する狭窄診断装置である。図1は、その狭窄診断装置10の回路構成を示すブロック図である。

20

【0014】

図1において、カフ12は、一般的な足首用のカフであり、足首14に巻き着けられる。カフ12には、圧力センサ16および調圧弁18が配管20により接続されている。また、調圧弁18は配管21により空気ポンプ22と接続されている。上記カフ12は、布製带状袋内にゴム製袋を収容した構造である。調圧弁18は、空気ポンプ22から供給される圧力の高い空気の圧力を調圧してカフ12内へ供給し、或いは、カフ12内の空気を排気することによりカフ12内の圧力を調圧する。

30

【0015】

圧力センサ16は、カフ12内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路24および脈波弁別回路26にそれぞれ供給する。静圧弁別回路24はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ12の圧迫圧力(以下、この圧力をカフ圧PCという)を表すカフ圧信号SCを弁別して、そのカフ圧信号SCをA/D変換器28を介して電子制御装置30へ供給する。

【0016】

脈波弁別回路26はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SMを周波数的に弁別してその脈波信号SMをA/D変換器32を介して電子制御装置30へ供給する。この脈波信号SMは足首14から検出される脈波すなわち足首脈波を表していることから、脈波信号SMを含む圧力信号SPを検出するカフ12が脈波センサとして機能している。

40

【0017】

上記電子制御装置30は、CPU34, ROM36, RAM38, および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されている。CPU34は、ROM36に予め記憶されたプログラムに従ってRAM38の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して図示しない駆動回路を介して調圧弁18および空気ポンプ22を制御する。CPU34は、調圧弁18および空気ポンプ22を制御することにより、カフ12内の圧力を制御する。また、CPU34は、

50

電子制御装置 30 に供給される信号を演算処理することにより、足首脈波が正常に検出されたかどうかの判定や、%MAPなどの狭窄関連情報の決定を行う。また、CPU 34 は、出力装置として機能する表示器 40 の表示内容を制御する。

【0018】

図 2 は、電子制御装置 30 の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。カフ圧制御手段 50 は、図示しない測定開始ボタンが操作されると、静圧弁別回路 24 から供給されるカフ圧信号 SC に基づいてカフ圧 PC を判断しつつ、調圧弁 18 および空気ポンプ 22 を制御することにより、カフ圧 PC を所定の脈波検出圧とする。この脈波検出圧は、カフ 12 が装着されている部位（すなわち足首 14）における最低血圧値よりも低い圧力であって、且つ、脈波弁別回路 26 により弁別される脈波信号 SM が十分な信号強度となるような圧力であり、たとえば 50～60mmHg に設定されている。

10

【0019】

脈波表示手段 52 は、カフ圧制御手段 50 によりカフ圧 PC が上記脈波検出圧に制御されている状態で脈波弁別回路 26 から供給される一拍分の脈波信号 SM、すなわち一拍分の足首脈波を、表示器 40 の所定位置に表示する。

【0020】

自己相関関数波形決定手段 54 は、カフ圧制御手段 50 によりカフ圧 PC が上記脈波検出圧に制御されている状態で脈波弁別回路 26 から供給される一拍分の足首脈波信号 SM の自己相関関数波形を決定し、決定した自己相関関数波形を表示器 40 に表示する。なお、上記自己相関関数波形は、式 1 に記述される自己相関関数 $R(\tau)$ によって表される波形である。

20

【数 1】

$$(式 1) \quad R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T SM(t) SM(t+\tau) dt$$

【0021】

図 3 および図 4 は、上記脈波表示手段 52 および自己相関関数波形決定手段 54 により表示器 40 に表示される足首脈波および自己相関関数波形の一例を示す図であり、図 3 は、ノイズの少ない正常に検出された足首脈波およびそれから決定される自己相関関数波形を示し、図 4 は、ノイズが多い異常な足首脈波およびそれから決定される自己相関関数波形を示している。図 3 および図 4 から分かるように、正常な足首脈波から決定される自己相関関数波形は、極大点が一つしかない単純な形状の波形であるのに対して、正常に検出されなかった足首脈波から決定される自己相関関数波形は、複数の極大点があり複雑な形状の波形となっている。従って、医師等は、表示器 40 に表示される自己相関関数波形から、足首脈波が正常に検出されたかどうかを判断することができる。

30

【0022】

検出結果判定手段 56 は、脈波弁別回路 26 から供給された足首脈波が正常に検出された脈波であるかどうかを、自己相関関数波形決定手段 54 により決定された自己相関関数波形の極大点の数に基づいて判定する。すなわち、自己相関関数波形の極大点の数が所定数よりも少なければ、足首脈波は正常に検出されたと判定し、極大点の数が所定数（たとえば 3 つ）以上であれば、体動などのノイズにより足首脈波は正常に検出されなかったと判定する。

40

【0023】

狭窄関連情報決定手段 58 は、脈波弁別回路 26 から供給される足首脈波に基づいて、血管の狭窄に関連する生体情報である狭窄関連情報を決定し、決定した狭窄関連情報を表示器 40 に表示する。狭窄関連情報としては、たとえば、前記特許文献 1 に記載されている上昇特徴値、先鋭度、脈波伝播速度情報などがあるが、本実施例では、上昇特徴値であるアップストロークタイム（upstroke time（以下、U-time という））および先鋭度であ

50

る%MAPを決定する。U-timeは、脈波の立ち上がり点からピーク（最大点）までの時間であり、%MAPは、脈波のピーク高さH（すなわち脈圧）に対する脈波面積Sの重心位置の高さGの割合（ $=100 \times H/G$ ）である。これらU-timeや%MAPが表示器40に表示されると、その値から動脈の狭窄を判定することが可能となる。

【0024】

図5は、図2の機能ブロック線図に示した電子制御装置30の制御作動を説明するフローチャートである。まず、ステップ（以下、ステップを省略する）S1では、空気ポンプ22を起動させるとともに、調圧弁18を制御して、カフ圧PCの昇圧を開始する。続くS2では、カフ圧PCが脈波検出圧として設定された50mmHg以上となったか否かを判断する。このS2の判断が否定された場合は、S2の判断を繰り返し実行するが、肯定された場合は、続くS3において、調圧弁18を閉じることによりそのカフ圧PCを維持するとともに、空気ポンプ22を停止させる。

10

【0025】

そして、続くS4では、カフ圧PCが維持されている状態で、脈波弁別回路26から供給される脈波信号SMを読み込み、続くS5では、脈波信号SMを一拍分読み込んだか否かを判断する。この判断が否定された場合には、前記S4を繰り返し実行することにより脈波信号SMの読み込みを継続するが、肯定された場合には、続くS6において、調圧弁18を解放することによりカフ圧PCを大気圧まで排圧する。図5では、S1乃至S3および上記S6がカフ圧制御手段50に相当する。

【0026】

続くS7は脈波表示手段52に相当し、S4乃至S5の繰り返しにより読み込んだ一拍分の脈波信号SMが表す足首脈波を、たとえば前述の図3または図4に示すように、表示器40に表示する。

20

【0027】

続くS8は自己相関関数波形決定手段54に相当し、S4乃至S5の繰り返しにより読み込んだ一拍分の脈波信号SMに基づいて、前記式1から一拍分の足首脈波の自己相関関数波形を決定し、決定した自己相関関数波形を、たとえば前述の図3または図4に示すように、表示器40に表示する。

【0028】

続くS9乃至S10は検出結果判定手段56に相当し、S9では、上記S8で決定した自己相関関数波形の極大点の数を決定し、その極大点の数が予め設定されている所定数（たとえば3つ）以上であれば、足首脈波は正常に検出されていないと判定し、極大点の数が所定数よりも少なければ、足首脈波は正常に検出されたと判定する。そして、続くS10では、S9で判定した結果を表示器40に表示する。

30

【0029】

続くS11は狭窄関連情報決定手段58に相当し、S4乃至S5の繰り返しにより読み込んだ一拍分の足首脈波に基づいて、U-timeおよび%MAPを決定する。すなわち、読み込んだ足首脈波の立ち上がり点およびピークを決定し、その立ち上がり点からピークまでの時間をU-timeとし、足首脈波の面積Sの重心位置高さGおよび足首脈波のピーク高さHを決定し、そのピーク高さHに対する脈波面積Sの重心位置高さGの割合（ $=100 \times H/G$ ）を%MAPとして決定する。そして、決定したU-timeおよび%MAPを表示器40に表示する。

40

【0030】

本装置10を用いた診断では、S8で表示された自己相関関数波形やS10で表示された検出結果から、足首脈波が正常に検出されたかどうかを判断した上で、上記S11により表示されたU-timeおよび%MAPや、前記S7で表示された足首脈波の形状から、狭窄の有無を判断する。

【0031】

上述の実施例によれば、自己相関関数波形決定手段54（S8）により、カフ12によって検出された足首脈波の自己相関関数波形が決定され、ノイズが混入することによって極大点が増加した足首脈波に基づいて決定される自己相関関数波形は、ノイズの少ない正

50

常な足首脈波に基づいて決定される自己相関関数波形よりも極大点の多い複雑な形状の波形となるので、自己相関関数波形から足首脈波が正常に検出されたかどうかを精度良く判断することが可能となる。

【0032】

また、本実施例によれば、自己相関関数波形決定手段54(S8)により決定された自己相関関数波形が表示器40に表示されることから、その表示された自己相関関数波形から、医師等が、脈波が正常に検出されたかどうかを判断することができる。

【0033】

また、本実施例によれば、検出結果判定手段56(S9乃至S10)により、自己相関関数波形決定手段54(S8)によって決定された自己相関関数波形に基づいて、カフ12により検出された足首脈波が正常に検出されたかどうかを自動的に判定されるので、ノイズを含んだ足首脈波に基づく誤った診断がされることが防止される。

10

【0034】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【0035】

たとえば、前述の実施例の検出結果判定手段56では、自己相関関数波形の極大点の数に基づいて足首脈波が正常に検出されたかどうかを判定していたが、自己相関関数波形のパワースペクトルを求めて、そのパワースペクトルから、足首脈波が正常に検出されたかどうかを判定してもよい。図6は、そのパワースペクトルの一例を示す図であって、(a)は正常な足首脈波に基づいて決定された自己相関関数波形のパワースペクトルの一例であり、(b)はノイズが多く混入している正常でない足首脈波に基づいて決定された自己相関関数波形のパワースペクトルの一例である。ノイズが多く混入していると、図6(b)に示されるように、そのノイズに起因してパワースペクトルの高周波部分が増加して、高周波部分にピークが確認できることから、パワースペクトルから足首脈波が正常に検出されたかどうかを判定できるのである。

20

【0036】

また、前述の実施例では、相関関数波形として自己相関関数波形を決定していたが、それに代えて、相互相関関数波形を決定してもよい。なお、相互相関関数波形を決定するための2つの脈波は、異なる2つの部位からそれぞれ検出される2つの脈波であってもよいし、同一部位であるが検出時間が異なる2つの脈波であってもよい。図7は、検出部位が異なる2つの脈波(第1脈波 $x(t)$ および第2脈波 $y(t)$)、およびその2つの脈波から決定される相互相関関数波形を示す図である。なお、相互相関関数波形は、式2に記述される相互相関関数 $R_{xy}(\tau)$ によって表される波形である。

30

【数2】

$$(式2) \quad R_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t+\tau)dt$$

40

【0037】

相関関数波形として相互相関関数波形を決定する場合、その相互相関関数波形から、脈波センサにより検出された脈波が正常であるかどうかを判定する方法は、前述の自己相関関数波形と同様に、極大点の数に基づく方法や相関関数波形のパワースペクトルに基づく方法であってもよいが、相互相関関数波形の左右の対称性に基づく方法であってもよい。相互相関関数波形の左右の対称性に基づく方法とは、図7に例示したような相互相関関数波形をその最大値を示す時点(図7では時間 $\tau = 0$)を基準点(0点)として左右に分けて、図8に示すように、左側波形(すなわちマイナス側の波形) $L(\tau)$ と右側波形(すなわちプラス側の波形) $R(\tau)$ とし、その左側波形 $L(\tau)$ と右側波形 $R(\tau)$ との相関係数 c を求め、その相関係数 c が所定値よりも低い場合には、脈波検出が正常に行われなかったと判

50

定する方法である。

【0038】

なお、上記相関係数 c は0と1の間の値であるが、第1脈波 x および第2脈波 y ともにノイズの混入が少ない場合には、第1脈波 x と第2脈波 y とは比較的似た形状となるので、相互相関関数波形の左側波形 $L(\quad)$ と右側波形 $R(\quad)$ は比較的高い対称性を示し、相関係数 c は1に近い値となる。一方、第1脈波 x および第2脈波 y の一方にノイズが混入して、第1脈波 x の形状と第2脈波 y の形状とは比較的大きく異なると、相互相関関数波形の左側波形 $L(\quad)$ の形状と右側波形 $R(\quad)$ の形状は比較的大きく異なるので、相関係数 c は1よりも十分に小さい値となる。従って、脈波検出が正常に行われたかどうかを判断するための所定値は、1よりも小さい範囲で1に比較的近い値に設定される。

10

【0039】

また、前述の実施例では、図3および図4に示すように、時間がマイナスである領域についても自己相関関数波形が示されているが、相関関数が自己相関関数である場合には、相関関数波形は時間 $=0$ を中心として対称となるので、時間がマイナスである領域の波形を決定しなくてもよい。

【0040】

また、前述の実施例では、脈波を検出した場合には、その脈波に基づいて必ず狭窄関連情報を決定していたが、検出結果判定手段56により正常に検出されたと判定された場合にのみ、その脈波から狭窄関連情報を決定するようになっていてもよい。

【0041】

また、前述の実施例では、一拍分の脈波を検出していたが、複数拍分の脈波を検出し、その複数拍分の脈波から狭窄関連情報をそれぞれ決定してもよい。なお、そのように複数拍分の脈波を用いる場合、すべての脈波に基づいて狭窄関連情報を決定してもよいし、前述のように、正常に検出されたと判定された脈波についてのみ狭窄関連情報を決定してもよい。

20

【0042】

また、前述の実施例では、カフ12が脈波センサとして機能していたが、脈波センサは前述の実施例のものに限定されず、押圧面に備えられた感圧素子により圧脈波を検出する型式など、圧脈波を検出する圧脈波センサを用いることもでき、また、酸素飽和度測定用の光電脈波検出プローブ、脈拍検出などのために指尖部などに装着される光電脈波センサなど、容積脈波を検出するセンサなどを用いることもできる。

30

【0043】

また、前述の実施例では、脈波を検出する部位は足首14であったが、頸部など他の部位で脈波を検出してもよい。なお、正常に検出された脈波同士であっても検出部位によって極大点の数は異なるので、脈波の検出部位が異なれば、相関関数波形の極大点の数も異なる。従って、相関関数波形の極大点の数に基づいて、検出された脈波が正常であるかどうかを判断する場合、相関関数波形の極大点の数が幾つより少なければ正常であるかは、脈波の検出部位によって異なる。

【0044】

以上、本発明の実施の形態を説明したが、本発明は前述の実施の形態に限定されず、当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の脈波検出装置としての機能を備えた狭窄診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1の狭窄診断装置における電子制御装置の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。

【図3】図2の脈波表示手段および自己相関関数波形決定手段により表示器に表示される足首脈波および自己相関関数波形の一例を示す図であって、ノイズの少ない正常に検出された足首脈波およびそれから決定される自己相関関数波形である。

50

【図4】図2の脈波表示手段および自己相関関数波形決定手段により表示器に表示される足首脈波および自己相関関数波形の一例を示す図であって、ノイズが多い異常な足首脈波およびそれから決定される自己相関関数波形を示している。

【図5】図2の機能ブロック線図に示した電子制御装置の制御作動を説明するフローチャートである。

【図6】図2の検出結果判定手段において足首脈波が正常に検出されたかどうかを判定するために決定するパワースペクトルの一例を示す図である。

【図7】検出部位が異なる2つの脈波（第1脈波x(t)および第2脈波y(t)）、およびその2つの脈波から決定される相互相関関数波形を示す図である。

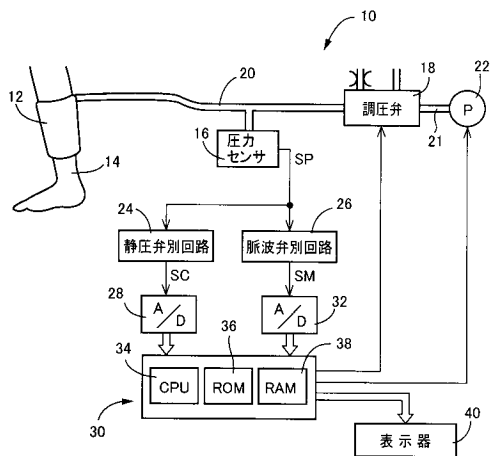
【図8】図7の相互相関関数波形の左側波形と右側波形とを示す図である。

【符号の説明】

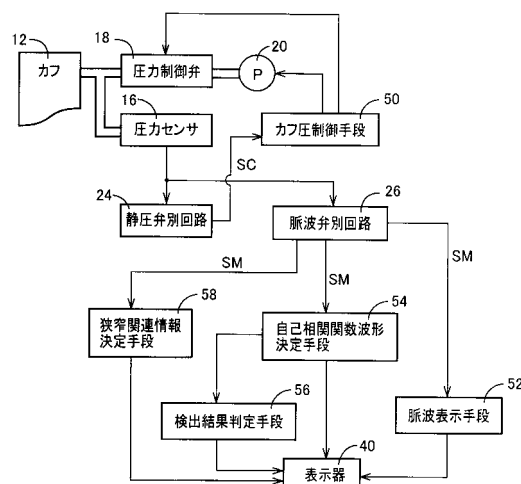
【0046】

- 10：狭窄診断装置（脈波検出装置）
- 12：カフ（脈波センサ）
- 40：表示器（出力装置）
- 52：脈波表示手段
- 54：自己相関関数波形決定手段
- 56：検出結果判定手段

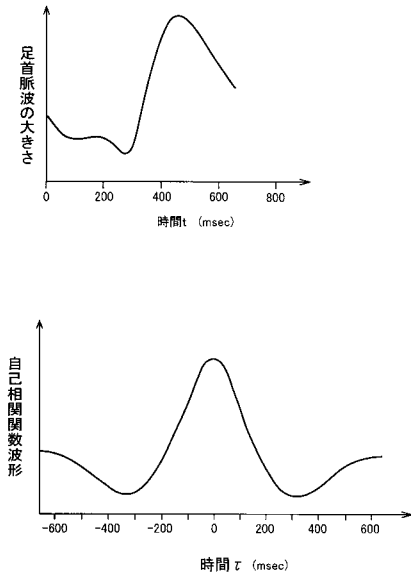
【図1】



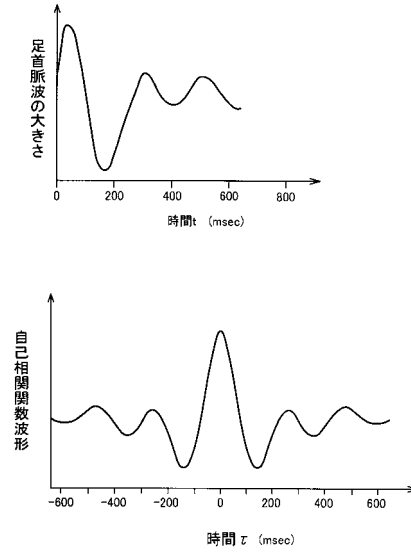
【図2】



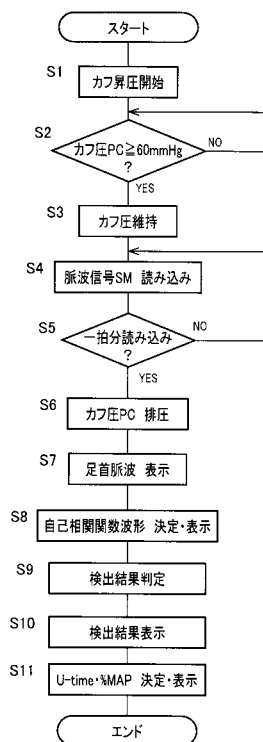
【 図 3 】



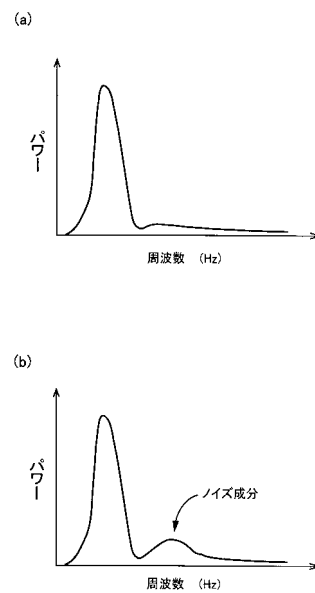
【 図 4 】



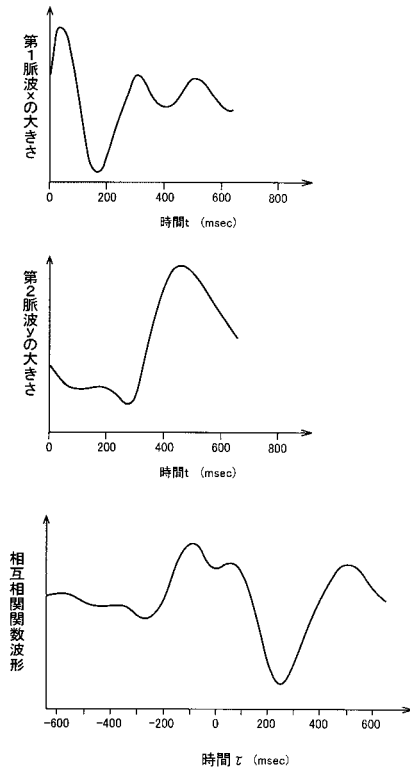
【 図 5 】



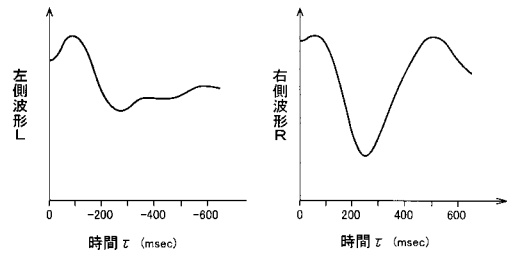
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(72)発明者 反保 明

愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 コーリンメディカルテクノロジー株式会社内

(72)発明者 成松 清幸

愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 コーリンメディカルテクノロジー株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AC03 BC11