

(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2005-21477
(P2005-21477A)

(43) 公開日 平成17年1月27日(2005.1.27)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/04
A61B 8/08

F I

A61B 8/04
A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-191753(P2003-191753)
(22) 出願日 平成15年7月4日(2003.7.4)

(71) 出願人 000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100093067
弁理士 二瓶 正敬
(72) 発明者 萩原 尚
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内
(72) 発明者 反中 由直
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内
(72) 発明者 渡辺 良信
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

最終頁に続く

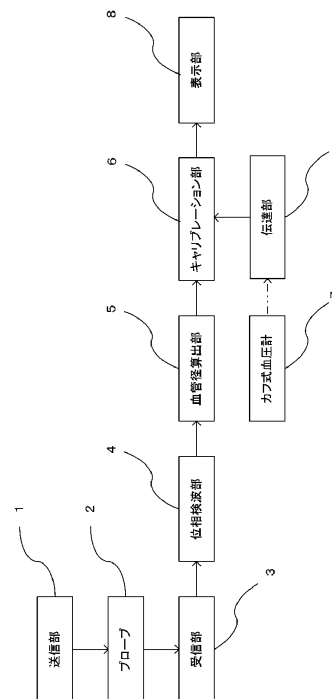
(54) 【発明の名称】 血圧モニタ装置及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる血圧モニタ装置を提供する。

【解決手段】 生体内に超音波パルス信号を送信し、生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段2と、超音波送受信手段によって電気信号に変換された超音波エコー信号の位相を検波し、血管の血管径を算出する血管径算出手段5と、血管径算出手段によって算出された血管径の最大値及び最小値を、生体の最高血圧及び最低血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段6とを備え、変換手段は、変換の基準として独自に取得した最高血圧及び最低血圧に血管径の最大値及び最小値を対応付ける。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に超音波パルス信号を送信し、前記生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、
前記超音波送受信手段によって前記電気信号に変換された前記超音波エコー信号の位相を検波し、前記血管の血管径を算出する血管径算出手段と、
前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の最大値及び最小値を、前記生体の最高血圧及び最低血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、
前記変換手段は、前記血管径の前記最大値及び前記最小値を、前記変換の基準として独自に取得した前記最高血圧及び前記最低血圧に対応付けるよう構成された血圧モニタ装置。

10

【請求項 2】

生体内に超音波パルス信号を送信し、前記生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、
前記超音波送受信手段によって前記電気信号に変換された前記超音波エコー信号の位相を検波し、前記血管の血管径を算出する血管径算出手段と、
前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の最大値及び平均値を、前記生体の最高血圧及び平均血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、
前記変換手段は、前記血管径の前記最大値及び前記平均値を、前記変換の基準として独自に取得した前記最高血圧及び前記平均血圧に対応付けるよう構成された血圧モニタ装置。

20

【請求項 3】

前記最高血圧及び前記最低血圧又は前記平均血圧を測定するキャリブレーション用カフ式血圧計を備えた請求項 1 又は 2 に記載の血圧モニタ装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の血圧モニタ装置における血圧の波形又は血圧の数値の少なくとも一方を表示する表示手段を備える超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体の連続血圧値を検出する血圧モニタ装置及び超音波診断装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来から血圧モニタ装置として様々なものが開発されている。従来の血圧モニタ装置は、被検体の皮膚外部から体表近くにある動脈に押しつけた圧力センサにより脈波波形を検出し、検出された脈波波形と、別途同一被検体に装着したカフ式血圧計により計測された血圧値とを対応付けて血圧波形をリアルタイムにモニタリングするものである。このような血圧モニタ装置が下記の特許文献 1 に開示されている。

【0003】**【特許文献 1】**

特開平 5 - 3858 号公報 (段落 0005)

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、特許文献 1 に開示されている従来の血圧モニタ装置では、リアルタイムの血圧波形を得るために動脈に対して圧力センサを一定の圧力で押しつける必要があるため、安定した血圧測定が困難であり、また取り付けも困難であるという問題があった。また、圧力センサにかける力や方向を精密に制御するための送りねじ、電動モータ、ダイヤフラムなどの構成要素が必要となり、圧力センサの小型化が困難となり被検体への負担が大きという問題もあった。

【0005】

本発明は、上記問題を解決するためになされたものであり、安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる血圧モニタ装置及び超

50

音波診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明では、超音波送受信手段と、血管径算出手段と、変換手段とを備える。すなわち、本発明によれば、生体内に超音波パルス信号を送信し、前記生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段によって前記電気信号に変換された前記超音波エコー信号の位相を検波し、前記血管の血管径を算出する血管径算出手段と、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の最大値及び最小値を、前記生体の最高血圧及び最低血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、前記変換手段は、前記血管径の前記最大値及び前記最小値を、前記変換の基準として独自に取得した前記最高血圧及び前記最低血圧に対応付けるよう構成された血圧モニタ装置が提供される。

10

【0007】

この構成により、安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる。

【0008】

また、本発明によれば、生体内に超音波パルス信号を送信し、前記生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段によって前記電気信号に変換された前記超音波エコー信号の位相を検波し、前記血管の血管径を算出する血管径算出手段と、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の最大値及び平均値を、前記生体の最高血圧及び平均血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、前記変換手段は、前記血管径の前記最大値及び前記平均値を、前記変換の基準として独自に取得した前記最高血圧及び前記平均血圧に対応付けるよう構成された血圧モニタ装置が提供される。

20

【0009】

この構成により、安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる。

【0010】

また、本発明に係る血圧モニタ装置が前記最高血圧及び前記最低血圧又は前記平均血圧を測定するキャリブレーション用カフ式血圧計を備えたことは、本発明の好ましい態様である。

30

【0011】

この構成により、安定した血圧値を測定することができる。

【0012】

また、請求項1から3のいずれか1つに記載の血圧モニタ装置における血圧の波形又は血圧の数値の少なくとも一方を表示する表示手段を備える超音波診断装置が提供される。

【0013】

この構成により、血圧の波形又は血圧の数値を視覚的に確認することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】

40

<第1の実施の形態>

以下、本発明の第1の実施の形態について図1から図5を用いて説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の構成を示すブロック図である。図2は、本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部におけるトラッキング演算について説明するための図である。ここで、トラッキング演算とは、後述する体表31に対する血管前壁部及び血管後壁部の位置を算出することである。図3は、本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部における血管径の算出の際の血管前壁部及び血管後壁部の位置の指定方法を説明するための図である。図4は、本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部において算出された血管径の波形を示す図である。図5は、図4の血管径の波形に対応させた血圧波形を示す図である。

50

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、送信部 1 から送信されるパルス信号はプローブ 2 により超音波パルス信号に変換され、不図示の被検体に照射される。プローブ 2 は親水性のゲルなどを用いて被検体に密着させる。照射された超音波パルス信号は不図示の被検体内で反射され超音波エコー信号となる。超音波エコー信号はプローブ 2 によって受信され、電気信号に変換され、受信部 3 に入力される。受信部 3 は入力された超音波エコー信号を増幅し、デジタル信号に変換する。デジタル化された超音波エコー信号は、位相検波部 4 に入力され位相検波処理され同相成分 I と直交成分 Q の複素ベースバンド信号に変換される。

【 0 0 1 6 】

血管径算出部 5 は変換された複素ベースバンド信号に基づいて、血管前壁部及び血管後壁部の超音波エコー信号によるトラッキング演算を行い、これらの距離の差によって血管径を算出する。伝達部 9 は、血圧モニタ装置の構成要素ではない別途のカフ式血圧計 7 などから最高血圧及び最低血圧を受け取り、キャリアレーション部 6 へ出力する。ここで、カフ式血圧計 7 は手動式であってもよい。なお、カフ式血圧計 7 の動作は定期的に行われることが望ましいが、任意に不定期に設定しても構わない。キャリアレーション部 6 は、1 心拍分又は一定サイクルの平均値として取得した血管径最大値を最高血圧値に、血管径最小値を最低血圧値にそれぞれ対応付ける。表示部 8 は、血管径波形の血管径を血圧値に換算した血圧波形や血圧数値など（以下、血圧情報と言う）を表示する。ここで、血圧情報は表示部 8 によって表示されているがこれに限られるものではない。血圧情報を認識することができれば目的を達成することができるため、表示部 8 に代えて紙面などに血圧情報を印刷する印刷部としても構わない。また、表示部 8 及び印刷部の双方を備えても構わない。なお、表示部 8 を血圧モニタ装置の構成要素とせず不図示の外部の超音波診断装置の構成要素とし、この超音波診断装置を血圧モニタ装置に接続することによって同様の処理をすることも可能である。

【 0 0 1 7 】

送信部 1、プローブ 2、受信部 3、位相検波部 4、血管径算出部 5、キャリアレーション部 6、伝達部 9 は、例えば CPU に該当し、表示部 8 は、例えばディスプレイに該当する。なお、位相検波部 4、血管径算出部 5、キャリアレーション部 6 における処理を 1 つ又は 2 つの CPU によって処理することも可能である。2 つの CPU によって処理する場合には、例えば、位相検波部 4 及び血管径算出部 5 の処理を 1 つの CPU が担当し、キャリアレーション部 6 の処理を 1 つの CPU が担当することが考えられる。

【 0 0 1 8 】

次に、血管径算出部 5 におけるトラッキング演算について図 2 を用いて説明する。ここでは、血管前壁部におけるトラッキング演算について説明するが、血管後壁部におけるトラッキング演算についても同様に考えられる。図 2 に示すように、 $E_1(x)$ は送信部 1 から時刻 T_1 に送信されたパルス信号に対して、受信部 3 から出力されたデジタル化された超音波エコー信号を示している。これにより、深さ x a 近傍に反射体（以下、血管前壁部とも言う）が存在していることがわかる。 $E_2(x)$ は送信部 1 からパルス信号が送信された時刻 T_1 から t 経過した時刻 T_2 に送信されたパルス信号に対して、受信部 3 から出力されたデジタル化された超音波エコー信号を示している。 $E_2(x)$ のデジタル化された超音波エコー信号は、 $E_1(x)$ のデジタル化された超音波エコー信号に比べ、深度が浅くなっている。これは、 t の間に血管前壁部の深度に変化があったことを示している。送信時刻 T_1 から T_2 の間における血管前壁部の移動距離、すなわち深度差を x とすると、 $E_1(x)$ 、 $E_2(x)$ は一般に下記の式 (1) 及び式 (2) のように表わされる。

【 0 0 1 9 】

$$E_1(x) = A(x - x_a) \times \cos(w_0(x - x_a)) \cdots (1)$$

【 0 0 2 0 】

$$E_2(x) = A(x - x_a - x) \times \cos(w_0(x - x_a - x)) \cdots (2)$$

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

$A(x)$ はデジタル化された超音波エコー信号の包絡線を示す関数である。また w_0 は、超音波エコー信号の中心周波数を f 、超音波エコー信号の音速を c とした場合に下記の式(3)のように表される定数である。

【0022】

$$w_0 = 2\pi f / c \cdots (3)$$

【0023】

$E_1(x)$ 及び $E_2(x)$ は、位相検波部4によって位相検波され複素ベースバンド信号に変換される。位相検波の処理は、 $E_1(x)$ 及び $E_2(x)$ に $\cos(w_0 x)$ を乗算したものを実数成分とし、 $E_1(x)$ 及び $E_2(x)$ に $\sin(w_0 x)$ を乗算したものを虚数成分とし、それぞれの成分から低周波成分のみを取り出すものである。よって、 $E_1(x)$ の位相検波出力を $I_1(x) + j \times Q_1(x)$ と表し、 $E_2(x)$ の位相検波出力を $I_2(x) + j \times Q_2(x)$ と表すと、 $E_1(x)$ の位相検波出力及び $E_2(x)$ の位相検波出力は、式(1)及び式(2)を用いて下記の式(4)及び式(5)のように表される。

10

【0024】

$$I_1(x) + j \times Q_1(x) = A(x - x_a) \times \exp(j \times w_0 \times x_a) / 2 \cdots (4)$$

【0025】

$$I_2(x) + j \times Q_2(x) = A(x - x_a - x) \times \exp(j \times w_0 \times (x_a + x)) / 2 \cdots (5)$$

20

【0026】

j は虚数単位を表す。よって、血管前壁部の移動距離 $x(x)$ は、式(4)及び式(5)に基づいて導出される下記の式(6)によって算出される。

【0027】

$$x(x) = (\text{ang}(I_2(x) + j \times Q_2(x)) - \text{ang}(I_1(x) + j \times Q_1(x))) / w_0 \cdots (6)$$

【0028】

$\text{ang}(Y)$ は複素数 Y の位相角を表す。これにより、送信時刻 T_1 で深さ x_a に存在した血管前壁部は、送信時刻 T_2 で $x_a + x$ に移動することになる。同様に送信時間ごとに血管前壁部の移動距離を算出し、累積加算することで血管前壁部の深度変化を捉えることができる。同様にして血管後壁部の位置についても算出することができる。これにより、算出された血管後壁部の位置と血管前壁部の位置との差によって血管径を算出することができる。図4はこのように算出された血管径の波形を示す図である。

30

【0029】

ここで、動脈血管は一般に弾性特性をもった円筒状のパイプと見なすことができるため、動脈血管内部の圧力と血管の直径とは比例の関係となる。よって、図4に示す血管径波形を図5に示すような血圧波形と見なすことができる。血管径波形を血圧波形とするため、図5に示すように、キャリブレーション部6は、伝達部9を介して出力された最高血圧 P_{max} 及び最低血圧 P_{min} に、1心拍分又は一定サイクルの平均値として取得した血管径の最大値 D_{max} 及び最小値 D_{min} をそれぞれ対応させる。これにより、キャリブレーションされた血圧波形が得られる。なお、血管前壁部の位置及び血管後壁部の位置はそれぞれ変化しているが、血管前壁部及び血管後壁部が同じように変化した場合には血管径が変化しないため、血管前壁部の位置又は血管後壁部の位置のみの波形で代用することも可能である。ただし、血管前壁部の位置のみを使用する場合は、血管前壁部の後述する体表31に対する距離は圧力が上がる時に小さくなる方向に動くので、符号を変えて相対的な血管径として扱う。

40

【0030】

なお、血管前壁部の移動距離 $x(x)$ を算出する式(6)には2回のアークタンジェント計算が必要となるが、先に $I_2(x) + j \times Q_2(x)$ 及び $I_1(x) + j \times Q_1(x)$ の複素乗算を行うことにより、下記の式(7)に示すように1回のアークタンジェント

50

計算で $x(x)$ を算出することが可能となる。

【0031】

$$x(x) = \text{ang}((I2(x) + j \times Q2(x)) \times \text{conj}(I1(x) + j \times Q1(x))) / w0 \dots (7)$$

【0032】

$\text{conj}(Y)$ は複素数 Y の共役複素数を表す。これにより、一般に演算コストのかかるアークタンジェント計算を減らすことが可能で、演算のためのハードウェアリソースを大きく節約できる。また、 x a 近傍のデータを用い、複素乗算結果を平均化した後、アークタンジェント計算をすることにより演算結果をより安定させることが可能である。

【0033】

以下では、血管径算出部 5 における血管径の算出の際に指定する血管前壁部及び血管後壁部の位置の指定方法について図 3 を用いて説明する。図 3 は、第 1 の実施の形態に係る血圧モニタ装置に接続された不図示の超音波診断装置に断層画像を表示したものである。この場合の血圧モニタ装置は、例えばリニアアレイタイプのプローブ 2 を用いているが、これに限られるものではない。図 3 に示すように、被検体の体表 3 1 の内側には血管前壁部である頸動脈の前壁 3 2 及び血管後壁部である頸動脈の後壁 3 3 が示されており、頸動脈の前壁 3 2 と頸動脈の後壁 3 3 との間に頸動脈 3 4 が示されている。血管前壁部である頸動脈の前壁 3 2 及び血管後壁部である頸動脈の後壁 3 3 の位置の指定は、例えば、不図示のトラックボールなどの入力機器を用いて前壁指定用グラフィックカーソル 3 5 及び後壁指定用グラフィックカーソル 3 6 を操作することによって行われる。指定がされると、音響線位置を表すグラフィックライン 3 7 に沿って超音波パルス信号及び超音波エコー信号が送受信される。

10

20

【0034】

また、血管前壁部及び血管後壁部の位置のより詳細な指定方法は、例えば、超音波エコー信号の振幅を分析し、前壁指定用グラフィックカーソル 3 5 を体表 3 1 に対して血管である頸動脈 3 4 内部の深い位置から追跡させ、急激に振幅が大きくなった位置を血管前壁部の位置とし、後壁指定用グラフィックカーソル 3 6 を体表 3 1 に対して血管である頸動脈 3 4 内部の浅い位置から追跡させ、急激に振幅が大きくなった位置を血管後壁部の位置とする。この指定方法は、血管壁が強反射体であり、また血管内が弱反射体であるという生体の特性を利用したものである。なお、断層画像を表示する代わりに、超音波の M モード

30

【0035】

以上のように、第 1 の実施の形態に係る血圧モニタ装置によれば、超音波エコー信号を用いて血管径を測定することにより血圧を非侵襲的でリアルタイムに測定可能である。圧力センサを高精度に被検体の動脈真上に圧接する必要がある従来の血圧モニタ装置に比べ、プローブ 2 を被検体にゲルなどで密着させるのみで安定した血圧測定が可能となり、また取り付けが非常に容易で被検体への負担も軽減させることができる。

40

【0036】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、本発明の第 2 の実施の形態について図 6 を用いて説明する。図 6 に示すように、第 1 の実施の形態に係る血圧モニタ装置では血圧値を測定するカフ式血圧計 7 を別途の構成要素としたが、第 2 の実施の形態に係る血圧モニタ装置ではカフ式血圧計 7 を構成要素とする。カフ式血圧計 7 は定期的に動作し、不図示の被検体の最高血圧及び最低血圧を測定し、キャリアレーション部 6 へ出力する。

キャリアレーション部 6 は、理想的にはカフ式血圧計 7 が動作した直後の血管径波形の 1 心拍分に対して、血管径最大値を最高血圧値に、血管径最小値を最低血圧値にそれぞれ対応付ける。このように、第 2 の実施の形態に係る血圧モニタ装置によれば、カフ式血圧計

50

7を接続する手間を省くことができる。

【0037】

<第3の実施の形態>

以下、本発明の第3の実施の形態について図7及び図8を用いて説明する。図7は、本発明の第3の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径の波形を示す図である。図8は、本発明の第3の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血圧波形を示す図である。本発明の第3の実施の形態では、図7に示すように、血管径算出部5は1心拍間Tccにおける血管径の平均値Daveを算出する。第1の実施の形態の場合、キャリブレーション部6は、伝達部9を介して出力された最高血圧Pmax及び平均血圧Paveに、1心拍分又は一定サイクルの平均値として取得した血管径の最大値Dmax及び平均値Daveをそれぞれ対応させる。一方、第2の実施の形態の場合、キャリブレーション部6は、動作させたカフ式血圧計7から出力された最高血圧Pmax及び平均血圧Paveに、理想的にはカフ式血圧計7を動作させた直後の1心拍における血管径波形の最大値Dmax及び平均値Daveをそれぞれ対応させる。

10

これにより、図8に示すようなキャリブレーションされた血圧波形が得られる。

【0038】

以上のように、第3の実施の形態に係る血圧モニタ装置によれば、カフ式血圧計7において、より安定した測定が可能な平均血圧値を用いてキャリブレーションをすることにより、より安定した血圧値の表示が可能となる。

【0039】

20

【発明の効果】

以上説明したように、本発明は、生体内に超音波パルス信号を送信し、生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、超音波送受信手段によって電気信号に変換された超音波エコー信号の位相を検波し、血管の血管径を算出する血管径算出手段と、血管径算出手段によって算出された血管径の最大値及び最小値を、生体の最高血圧及び最低血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、変換手段は、血管径の最大値及び最小値を、変換の基準として独自に取得した最高血圧及び最低血圧に対応付けるので、安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる(請求項1)。

【0040】

30

また、本発明は、生体内に超音波パルス信号を送信し、生体内の血管からの反射信号である超音波エコー信号を受信して電気信号に変換する超音波送受信手段と、超音波送受信手段によって電気信号に変換された超音波エコー信号の位相を検波し、血管の血管径を算出する血管径算出手段と、血管径算出手段によって算出された血管径の最大値及び平均値を、生体の最高血圧及び平均血圧にそれぞれ対応付けて変換する変換手段とを備え、変換手段は、血管径の最大値及び平均値を、変換の基準として独自に取得した最高血圧及び平均血圧に対応付けるので、安定した血圧測定ができ、取り付けも非常に容易で、被検体への負担を軽減させることができる(請求項2)。

【0041】

また、本発明は、請求項1から3のいずれか1つに記載の血圧モニタ装置における血圧の波形又は血圧の数値の少なくとも一方を表示する表示手段を備えるので、血圧の波形又は血圧の数値を視覚的に確認することができる(請求項4)。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の構成を示すブロック図

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部におけるトラッキング演算について説明するための図

【図3】本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部における血管径の算出の際の血管前壁部及び血管後壁部の位置の指定方法を説明するための図

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径算出部において算出された血管径の波形を示す図

50

【図5】本発明の第1の実施の形態における図4の血管径の波形に対応させた血圧波形を示す図

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る血圧モニタ装置の構成を示すブロック図

【図7】本発明の第3の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血管径の波形を示す図

【図8】本発明の第3の実施の形態に係る血圧モニタ装置の血圧波形を示す図

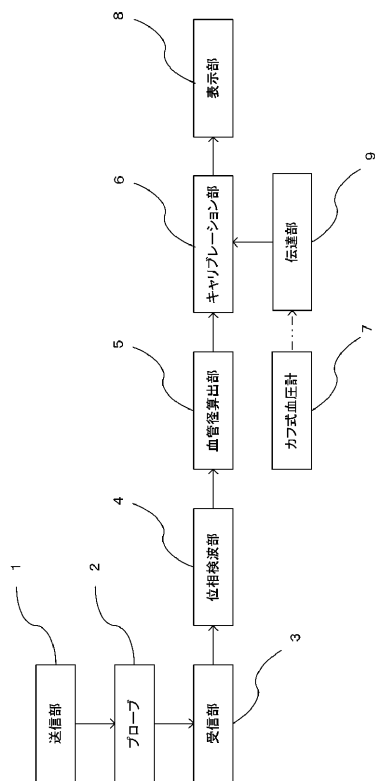
【符号の説明】

- 1 送信部
- 2 プローブ（超音波送受信手段）
- 3 受信部
- 4 位相検波部（血管径算出手段）
- 5 血管径算出部（血管径算出手段）
- 6 キャリブレーション部（変換手段）
- 7 カフ式血圧計（キャリブレーション用カフ式血圧計）
- 8 表示部
- 9 伝達部
- 3 1 体表
- 3 2 頸動脈の前壁
- 3 3 頸動脈の後壁
- 3 4 頸動脈
- 3 5 前壁指定用グラフィックカーソル
- 3 6 後壁指定用グラフィックカーソル
- 3 7 グラフィックライン

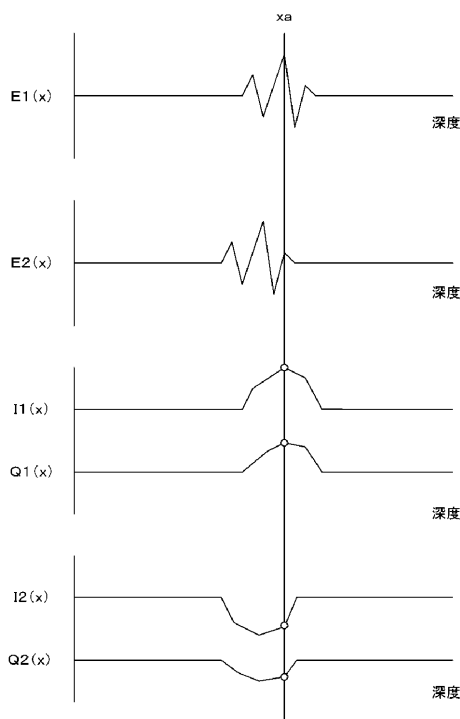
10

20

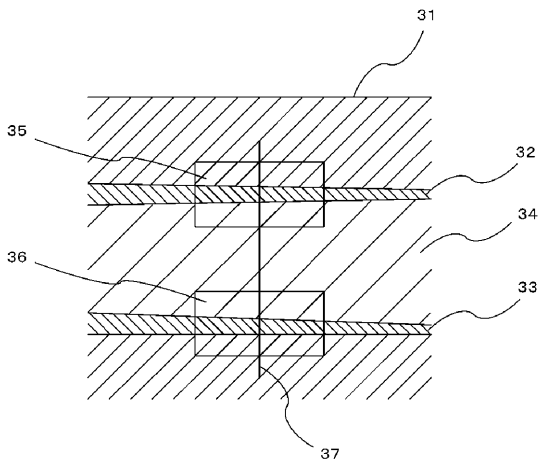
【図1】



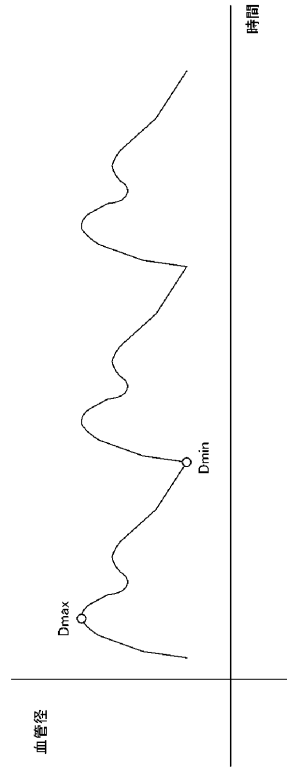
【図2】



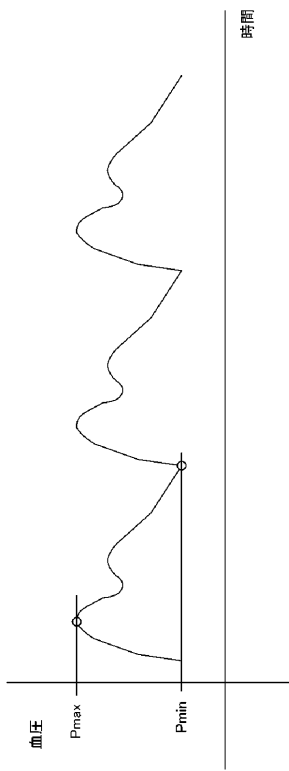
【 図 3 】



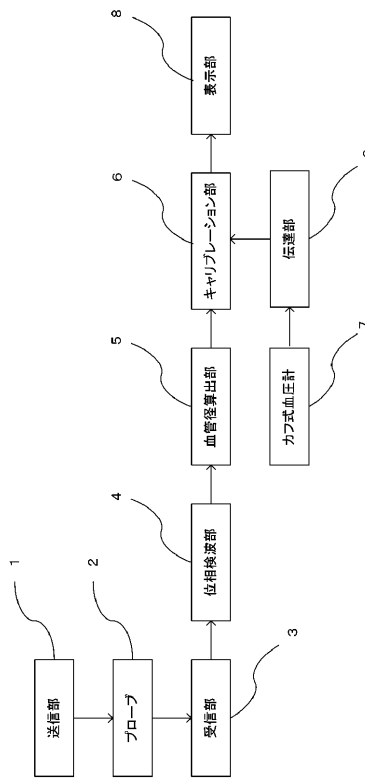
【 図 4 】



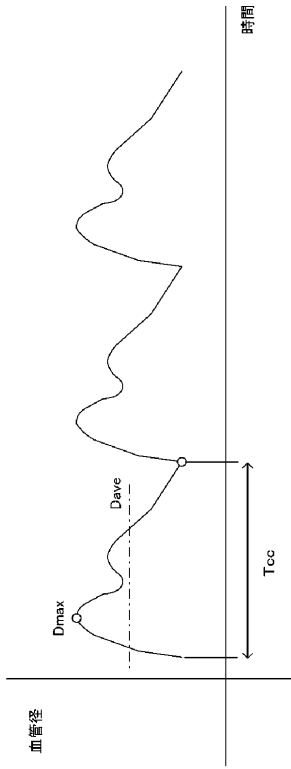
【 図 5 】



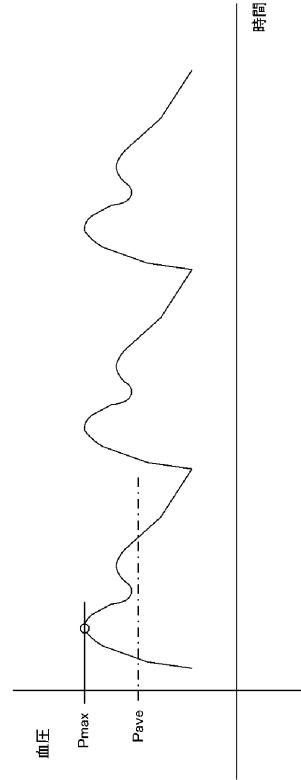
【 図 6 】



【 图 7 】



【 图 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 隆夫

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD06 DD14 DE03 EE20 JB23 KK31

专利名称(译)	血压监测装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2005021477A	公开(公告)日	2005-01-27
申请号	JP2003191753	申请日	2003-07-04
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	萩原尚 反中由直 渡边良信 鈴木隆夫		
发明人	萩原 尚 反中 由直 渡边 良信 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/04 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/04 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE20 4C601/JB23 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够执行稳定的血压测量，非常容易安装并且减轻对象负担的血压监视器装置。 解决方案：超声波发送/接收装置2，用于将超声波脉冲信号发送到活体内，从活体内的血管接收作为反射信号的超声波回波信号并将其转换为电信号，以及超声波发送/接收装置 检测被转换为电信号的超声回波信号的相位，并且，用于计算血管的血管直径的血管直径计算装置5，以及由血管直径计算装置计算的血管直径的最大值和最小值，转换装置6将收缩压和舒张压彼此相关联地转换，并且转换装置将作为转换基准而独立获得的收缩压和舒张压与血管直径的最大值和最小值相关联。 [选型图]图1

