

(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2005-34543

(P2005-34543A)

(43) 公開日 平成17年2月10日(2005.2.10)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 5/022
A 6 1 B 5/0285
A 6 1 B 8/04

F I

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/04
A 6 1 B 5/02 3 3 7 A
A 6 1 B 5/02 3 4 O H

テーマコード (参考)

4 C O 1 7
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-277005 (P2003-277005)
(22) 出願日 平成15年7月18日 (2003.7.18)

(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 110000040
特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(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

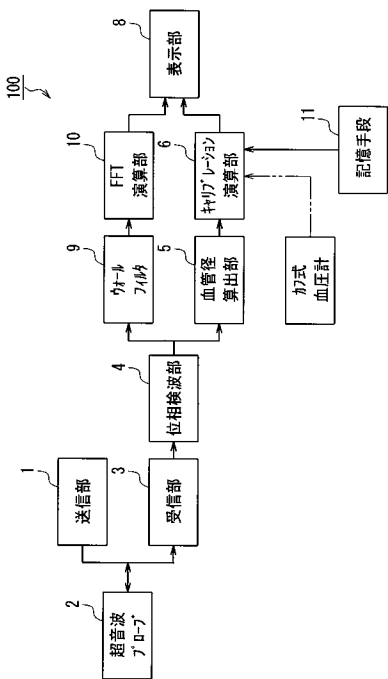
(54) 【発明の名称】 血流状態モニタ装置

(57) 【要約】

【課題】 被験体への負担を軽減することができ、安定して血圧を検出することができるとともに、動脈内を流れる血流速度およびその分布を表示することができる血流状態モニタ装置を提供する。

【解決手段】 血流状態モニタ装置100は、生体内の血管に超音波パルスを送信し、前記血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する送信部1および受信部3と、超音波エコー信号の位相を解析して、血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する血管径算出部5と、血管を流れる血液の最高血圧と最低血圧とを測定するカフ式血圧計7と、血管径算出部5によって算出された血管径の時間的変化とカフ式血圧計7によって測定された最高血圧と最低血圧とに基づいて、血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形を算出するキャリブレーション演算部6とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験体内の血管に超音波信号を送信し、前記血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、

前記超音波エコー信号を解析して、前記血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する血管径算出手段と、

あらかじめ取得された前記血管を流れる血液の最高血圧値と最低血圧値とを記憶する記憶手段と、

前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と前記記憶手段に記憶された前記最高血圧と前記最低血圧とに基づいて、前記血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形を算出するキャリブレーション演算手段とを具備することを特徴とする血流状態モニタ装置。 10

【請求項 2】

前記超音波エコー信号に基づいて、前記血管を流れる血液の血流速度を算出する血流速度演算手段をさらに具備する、請求項 1 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 3】

前記キャリブレーション演算手段は、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化の最大値を前記カフ式血圧計によって測定された前記最高血圧に対応させ、前記血管径の時間的変化の最小値を前記記憶手段によって記憶された前記最低血圧に対応させることによって、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化を血圧値に対応づける、請求項 1 記載の血流状態モニタ装置。 20

【請求項 4】

前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と、前記血流速度演算手段によって算出された前記血流速度とに基づいて、各心拍期間において前記血管を流れた血液の体積を表す血流量を算出する血流量算出手段をさらに具備する、請求項 2 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 5】

前記キャリブレーション演算手段によって算出された前記血圧波形を表示する表示手段をさらに具備する、請求項 1 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 6】

前記血流速度演算手段によって算出された前記血流速度を表示する表示手段をさらに具備する、請求項 2 記載の血流状態モニタ装置。 30

【請求項 7】

前記超音波送受信手段は、前記被験体の皮膚の表面に対向するように設けられる超音波送受信素子部を含んでいる、請求項 1 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブは、前記血管径を検出するための血管径検出ビームを、前記血管を構成する血管壁に対して略垂直な方向に沿って送信する第 1 要素と、

前記血流速度を検出するための血流速度検出ビームを、前記第 1 要素から送信された前記血管径検出ビームと前記血管の内腔の略中央において交わるように送信する第 2 要素とを含んでいる、請求項 2 記載の血流状態モニタ装置。 40

【請求項 9】

前記血管径検出ビームと前記血流速度検出ビームとは、交互に送信される、請求項 8 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 10】

前記超音波プローブは、前記血管に対して前記第 2 要素を傾斜させるために設けられた傾斜手段をさらに含んでいる、請求項 8 記載の血流状態モニタ装置。

【請求項 11】

被験体の血管に超音波信号を送信し、前記血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、 50

前記超音波エコー信号を解析して、前記血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する血管径算出手段と、

あらかじめ取得された前記血管を流れる血液の最高血圧値と平均血圧値とを記憶する記憶手段と、

前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と前記記憶手段記憶された前記最高血圧と前記平均血圧とに基づいて、前記血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形を算出するキャリブレーション演算手段とを具備することを特徴とする血流状態モニタ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、医療器具の分野において、超音波を利用して血圧拍動に起因する生体内血管径を非侵襲的に測定して連続血圧値を求めるとともに、超音波エコーのドプラ解析により血流速度を求めることができる血流状態モニタ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、この種の血流状態モニタ装置としては、特開平5-3858号公報に示すように、非侵襲的にリアルタイムで血圧を計測する構成が提案されている。この構成によれば、被験体の皮膚の外部から体表近くにある動脈に押し付けた圧力センサーによって脈波波形を検出し、同一の被験体に別途装着したカフ式血圧計によって計測した最高血圧および平均血圧に基づいて、脈波波形と血圧値とを対応付け、血圧波形をリアルタイムにモニタする。

20

【特許文献1】特開平5-3858号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら前述した従来の血流状態モニタ装置の構成では、血圧波形をリアルタイムに得るために、圧力センサーを動脈に一定の圧力によって押し付ける必要がある。このため、圧力センサーにかかる力の大きさおよび方向を精密に制御するためにダイヤフラム等の構成要素を設ける必要がある。その結果、圧力センサー自体の小型化が困難となり、被験体への負担が大きくなるという問題がある。

30

【0004】

また前述した従来の血流状態モニタ装置の構成では、血圧を計測することができるのみであって、動脈内を流れる血流速度を計測しようとする、超音波診断装置等の血流速度を測定するための装置を別途設ける必要があるという問題があった。

【0005】

本発明の目的は、被験体への負担を軽減することができ、安定して血圧を検出することができるとともに、動脈内を流れる血流速度およびその分布を表示することができる血流状態モニタ装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

本発明に係る血流状態モニタ装置は、被験体内の血管に超音波信号を送信し、前記血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、前記超音波エコー信号を解析して、前記血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する血管径算出手段と、あらかじめ取得された前記血管を流れる血液の最高血圧値と最低血圧値とを記憶する記憶手段と、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と前記記憶手段に記憶された前記最高血圧と前記最低血圧とに基づいて、前記血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形を算出するキャリブレーション演算手段とを具備することを特徴とする。

【0007】

50

本発明に係る他の血流状態モニタ装置は、被験体内の血管に超音波信号を送信し、前記血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換する超音波送受信手段と、前記超音波エコー信号を解析して、前記血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する血管径算出手段と、あらかじめ取得された前記血管を流れる血液の最高血圧値と平均血圧値とを記憶する記憶手段と、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と前記記憶手段に記憶された前記最高血圧と前記平均血圧とに基づいて、前記血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形を算出するキャリブレーション演算手段とを具備することを特徴とする。

【0008】

本発明に係る血流状態モニタ装置においては、血管径算出手段によって算出された血管径の時間的変化とカフ式血圧計によって測定された最高血圧と最低血圧とに基づいて、血管を流れる血液の血圧の時間的変化を表す血圧波形をキャリブレーション演算手段が算出する。このため、血管を流れる血液の血圧の時間的変化を正確に求めることができる。

【0009】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記超音波エコー信号に基づいて、前記血管を流れる血液の血流速度を算出する血流速度演算手段をさらに具備する。この構成により、血管を流れる血液の血流速度も測定することができるので、循環器系の生体情報モニタとしてより多くの情報を提供することができる。

【0010】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記キャリブレーション演算手段は、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化の最大値を前記カフ式血圧計によって測定された前記最高血圧に対応させ、前記血管径の時間的変化の最小値を前記カフ式血圧計によって測定された前記最低血圧に対応させることによって、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化を血圧値に対応づけることができる。この構成により、簡単な構成によって血管径の時間的変化を血圧値に対応づけることができる。

【0011】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記血管径算出手段によって算出された前記血管径の時間的変化と、前記血流速度演算手段によって算出された前記血流速度とに基づいて、各心拍期間において前記血管を流れた血液の体積を表す血流量を算出する血流量算出手段をさらに具備する。この構成により、各心拍期間における血流量をリアルタイムで計測することができ、循環器系の生体状態モニタとしてより多くの情報を取得することができる。

【0012】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記キャリブレーション演算手段によって算出された前記血圧波形を表示する表示手段をさらに具備する。この構成により、血圧波形をリアルタイムで表示することができ、循環器系の生体状態モニタとしてより多くの情報を表示することができる。

【0013】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記血流速度演算手段によって算出された前記血流速度を表示する表示手段をさらに具備することが好ましい。この構成により、血流速度をリアルタイムで表示することができ、循環器系の生体状態モニタとしてより多くの情報を表示することができるからである。

【0014】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記超音波送受信手段は、前記生体の皮膚の表面に対向するように設けられる超音波プローブを含んでいる。この構成により、生体内の血管に超音波パルスを送信し、血管によって反射された超音波エコーを受信して超音波エコー信号に変換するためである。

【0015】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記超音波プローブは、前記血管径を検出するための血管径検出ビームを、前記血管を構成する血管壁に対して略垂直な方向に沿って送

10

20

30

40

50

信する第 1 要素と、前記血流速度を検出するための血流速度検出ビームを、前記第 1 要素から送信された前記血管径検出ビームと前記血管の内腔の略中央において交わるように送信する第 2 要素とを含んでいる。この構成により、血管の軸方向に沿った血流速度を検出することができる。

【 0 0 1 6 】

本発明に係る血流状態モニタ装置では、前記血管径検出ビームと前記血流速度検出ビームとは、交互に送信される。この構成により、互いの送信超音波の干渉を防ぐためである。

【 0 0 1 7 】

前記超音波プローブは、前記血管に対して前記第 2 要素を傾斜させるために設けられた傾斜手段をさらに含んでいる。この構成により、第 1 要素と第 2 要素とは、ともに単一振動子によって構成することができるので、超音波プローブを小型化することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、被験体への負担を軽減することができ、安定して血圧を検出することができるとともに、動脈内を流れる血流速度およびその分布を表示することができる血流状態モニタ装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 0 】

(第 1 の実施の形態)

図 1 は、第 1 の実施の形態に係る血流状態モニタ装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。血流状態モニタ装置 1 0 0 は、送信部 1 を備えている。送信部 1 は、生体内の血管に送信するための超音波パルスを生成して超音波送受信部である超音波プローブ 2 へ供給する。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、超音波プローブ 2 の構成を説明するための断面図である。超音波プローブ 2 は、被験体の体表 3 1 の上に配置された超音波カップリング材 3 5 を有している。超音波カップリング材 3 5 は、水を主成分としたゲル等によって構成されていることが好ましい。さらに好ましくは、シート形状をしたゲルであって、体表 3 1 との密着が持続するように粘着性を有するゲルによって構成する。

【 0 0 2 2 】

超音波プローブ 2 は、リニアアレイプローブであって、超音波ビームの位置および方向を制御するために微小な振動子が複数個一次元方向に配列された振動子の集合体である。図 2 に示す例では、動脈の前壁 3 2、動脈の後壁 3 3 および動脈血管内腔 3 4 によって構成される血管の軸方向と平行な図 2 に示す横方向に沿って振動子が配列されるように超音波プローブ 2 が配置されている。

【 0 0 2 3 】

超音波カップリング材 3 5 の上には、プローブ部分要素 3 6 a とプローブ部分要素 3 6 b とが互いに隣り合うように設けられている。プローブ部分要素 3 6 a は、動脈の前壁 3 2 および動脈の後壁 3 3 に対して略直角な方向に沿って血管径検出用超音波ビーム 3 7 を照射する。プローブ部分要素 3 6 b は、送信信号の位相を制御し、ビームフォーミング技術によって動脈血管内腔 3 4 の略中央において血管径検出用超音波ビーム 3 7 と交差するように速度検出用超音波ビーム 3 8 を照射する。このように、速度検出用超音波ビーム 3 8 は血管の軸方向に対して斜めに交差する方向に沿って照射されるので、血管の軸方向に沿った血流速度を検出することができる。

【 0 0 2 4 】

血管径検出用超音波ビーム 3 7 と速度検出用超音波ビーム 3 8 とは、互いの送信超音波の干渉を防ぐために交互に照射される。血管によって反射された血管径検出用超音波ビー

ム 3 7 は、超音波プローブ 2 によって電気信号に変換され、各素子からの信号を遅延加算し、受信部 3 によって増幅されてデジタル信号に変換され、位相検波部 4 によって位相検波処理され、同相成分 I と直交成分 Q との複素ベースバンド信号に変換されて血管径算出部 5 へ供給される。

【 0 0 2 5 】

血管径算出部 5 は、血管径検出用超音波ビーム 3 7 に基づいて血管前壁 3 2 および血管後壁 3 3 のエコー信号のトラッキング演算を行い、それらの距離差に基づいて、血管の径を表す血管径の時間的変化を算出する。

【 0 0 2 6 】

血流状態モニタ装置 1 0 0 は、記憶手段 1 1 を有し、あらかじめカフ式血圧計等で取得された被験体の最高血圧および最低血圧の測定値を記憶しており、キャリブレーション演算部 6 へ供給する。 10

【 0 0 2 7 】

キャリブレーション演算部 6 は、血管径波形の 1 心拍分に対して血管径最大値を記憶手段 1 1 から読み出した最高血圧値に対応付け、血管径最小値を最低血圧値に対応付けて表示部 8 へ供給する。表示部 8 は、血圧値に換算された血管径波形を血圧波形として表示する。

【 0 0 2 8 】

血管によって反射された速度検出用超音波ビーム 3 8 は、超音波プローブ 2 によって電気信号に変換され、受信部 3 によって増幅されてデジタル信号に変換され、位相検波部 4 によって位相検波処理され、同相成分 I と直交成分 Q との複素ベースバンド信号に変換されてウォールフィルタ 9 へ供給される。 20

【 0 0 2 9 】

ウォールフィルタ 9 は、速度検出用超音波ビーム 3 8 から血流からの反射成分のみを抽出するために、ハイパスフィルタリング処理を行い、その出力信号を F F T 演算部 1 0 へ供給する。F F T 演算部 1 0 は、ウォールフィルタ 9 からの出力の周波数解析を高速フーリエ変換演算によって行う。F F T 演算部 1 0 による周波数解析結果は表示部 8 に送出され、キャリブレーション演算部 6 からの血圧出力とともに血流速度波形が表示される。なお、位相検波部 4 は、後工程が 1 系統（ウォールフィルタ 9 側、血管径算出部 5 側）あることから、それぞれ個別に設けてもよい。この場合、演算量が減ることから、コンパクト 30 化、コストダウンが図れる。

【 0 0 3 0 】

図 3 (a) および図 3 (b) は、実施の形態 1 に係る血流状態モニタ装置 1 0 0 によって測定された血圧および血流速度を示す波形図である。図 3 (a) を参照すると、表示部 8 において表示される波形 2 1 は、キャリブレーション演算部 6 からの血圧波形であって、血圧値の時間的変化を表している。図 3 (b) を参照すると、表示部 8 において表示される波形 2 2 は、F F T 演算部 1 0 からの血流速波形を示しており、高速フーリエ変換演算結果の周波数を縦軸に取り、高速フーリエ変換演算結果のパワーを輝度として濃淡表示し、その画像の時間的変化を示している。このように、血圧波形と血流速波形とを同期させて同一画面上において表示することができる。 40

【 0 0 3 1 】

以上のように、本発明の第 1 の実施の形態に係る血流状態モニタ装置によれば、超音波エコーを用いて血管径を測定することによって血圧を非侵襲でリアルタイムに測定することができると同時に、超音波エコーを用いて同一の血管中を流れる血流速度情報も測定することができる。例えば、被験体の血圧が下がった場合に、血流速度波形を見ることによって十分な血液が末梢に送られているか否かを判断することができるので、よりの確な処置が可能となる。

【 0 0 3 2 】

また、血圧も血流速度も超音波に基づいて測定するため、超音波の送信部、受信部および位相検波部を共用することができる。従って、被験体に取り付ける超音波センサーの小 50

型化および血流状態モニタ装置の小型化が容易になるという効果を奏する。なお、超音波プローブ2は、リニアアレイプローブとしたが、コンベックスアレイ、コンケーブ形状、2次元配列のアレイでもよい。さらに、本実施の形態において、キャリブレーションを行うに当たり、記憶手段に記憶された最高血圧値と最低血圧値とを基準としたが、カフ式血圧計からの測定値をオンラインでほぼリアルタイムにデータ転送するようにしてもよい。

【0033】

(第2の実施の形態)

図4は、第2の実施の形態に係る血流状態モニタ装置100Aの構成を示すブロック図である。第1の実施の形態において図1を参照して前述した血流状態モニタ装置100の構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。前述した血流状態モニタ装置100と異なる点は、超音波プローブ2の替わりに超音波プローブ2Aを備えている点である。

10

【0034】

図5は、超音波プローブ2Aの構成を説明するための断面図である。第1の実施の形態において図2を参照して前述した構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。

【0035】

超音波プローブ2Aは、超音波カップリング材35の上に設けられた血管径測定用振動子43aと、血管径測定用振動子43aの隣に設けられた傾斜手段であるスタンドオフ40cとを有している。スタンドオフ40cには、血管径測定用振動子43aとは反対側に斜面が形成されている。スタンドオフ40cの斜面の角度は鋭角部(α)で10°程度でもいいが、血流をより正確に測定するためには、30°程度が好ましい。スタンドオフ40cに形成された斜面には、血流速度測定用振動子40bが設けられている。スタンドオフ40cは、超音波を減衰させない水を主成分としたゲル、または(ブタジエン)ゴム材等を主な成分とする材質によって構成されている。

20

【0036】

血管径測定用振動子43aは、動脈の前壁32および動脈の後壁33に対して略直角な方向に沿って血管径検出用超音波ビーム37を照射する。血流速度測定用振動子40bは、動脈血管内腔34の略中央において血管径検出用超音波ビーム37と交差するように速度検出用超音波ビーム38を照射する。

30

【0037】

スタンドオフ40cに形成された斜面に設けられた血流速度測定用振動子40bは、超音波カップリング材35の上に設けられた血管径測定用振動子43aと同様に、その表面に垂直な方向に沿って超音波ビームを照射する。このため、血管径測定用振動子43aおよび血流速度測定用振動子40bは、共に単一振動子によって構成することができる。従って、血管径測定用振動子43aおよび血流速度測定用振動子40bにおいて、超音波ビームの送信部および受信部の回路構成を単純化することができる。

【0038】

このようにスタンドオフ40cを設けることによって、速度検出用超音波ビーム38は血管の軸方向に対して斜めに交差する方向に沿って照射されるので、血管の軸方向に沿った血流速度を検出することができる。

40

【0039】

以上のように実施の形態2によれば、超音波プローブを2個の単一振動子とスタンドオフとによって構成することができる。このため、超音波プローブを小型化することができる。さらに、超音波ビームの送信部および受信部の回路構成を単純化することができる。従って、血流状態モニタ装置を小型化および低価格化することができる。

【0040】

(第3の実施の形態)

図6は、第3の実施の形態に係る血流状態モニタ装置100Bの構成を示すブロック図である。第1の実施の形態において図1を参照して前述した血流状態モニタ装置100の

50

構成要素と同一の構成要素には同一の参照符号を付している。従って、これらの構成要素の詳細な説明は省略する。前述した血流状態モニタ装置 100 と異なる点は、FFT 演算部 10 の替わりに FFT 演算部 10 B を備えている点である。

【0041】

図 7 は、血流状態モニタ装置 100 B に設けられた超音波プローブ 2 から発信された超音波によって血流量を算出する方法を説明するための断面図である。トラッキングによって得られた血管径を D とし、血管径検出用超音波ビーム 37 と速度検出用超音波ビーム 38 とが交差する角度を θ とする。

【0042】

速度検出用超音波ビーム 38 の進行方向に沿って血管の中心から距離 R だけ離れた位置における血流速度を $v(R, t)$ とすると、単位時間あたりの流量 $F(t)$ は、下記に示す(式 1)によって計算することができる。

【0043】

【数 1】

$$F(t) = \int_0^{D/2} \pi r (v(r/\cos \theta, t) + v(-r/\cos \theta, t)) / \sin \theta \, dr$$

20

【0044】

血流速度 $v(R, t)$ を求めるためには、速度検出用超音波ビーム 38 に基づくエコーを深さ方向に沿って複数個サンプリングし、それぞれのサンプリング点において FFT 計算を行えばよい。

【0045】

さらに、単位時間あたりの流量 $F(t)$ を心拍時間で時間積分すると、心拍ごとの血流量 V_{ol} を求めることができる。

【0046】

図 8(a)、図 8(b) および図 8(c) は、血流状態モニタ装置 100 B によって測定された血圧、血流量および血流速度を示す波形図である。血圧波形 21、心拍ごとの血流量波形 61 および血流速度波形 22 は、同一の画面に表示される。心拍ごとの血流量は、1 心拍ごとに 1 回算出されるので、図 8(b) に示すように血流量波形 61 は 1 心拍期間ごとに直線として表示される。

【0047】

心拍期間は、別途設置した心電図によって求めることができる。また、血管径波形もしくは血流速度波形の急激な立ち上がりを検出することによって心臓の収縮期タイミングを捉えることが可能であり、これらの波形に基づいて心拍期間を求めることも可能である。

【0048】

以上のように本発明の第 3 の実施の形態に係る血流状態モニタ装置によれば、血圧および血流量が表示可能であり、被験体の血流状態をより詳細にモニタすることができる。

【産業上の利用可能性】

【0049】

本発明は、血流速度を求めるための医療機器に適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図 1】実施の形態 1 に係る血流状態モニタ装置の構成を示すブロック図

【図 2】実施の形態 1 に係る血流状態モニタ装置に設けられた超音波プローブの構成を説明するための断面図

【図 3】実施の形態 1 に係る血流状態モニタ装置によって測定された血圧および血流速度を示す波形図

50

【図 4】実施の形態 2 に係る血流状態モニタ装置の構成を示すブロック図

【図 5】実施の形態 2 に係る血流状態モニタ装置に設けられた超音波プローブの構成を説明するための断面図

【図 6】実施の形態 3 に係る血流状態モニタ装置の構成を示すブロック図

【図 7】実施の形態 3 に係る血流状態モニタ装置に設けられた超音波プローブから発信された超音波の経路を説明するための断面図

【図 8】実施の形態 3 に係る血流状態モニタ装置によって測定された血圧、血流量および血流速度を示す波形図

【符号の説明】

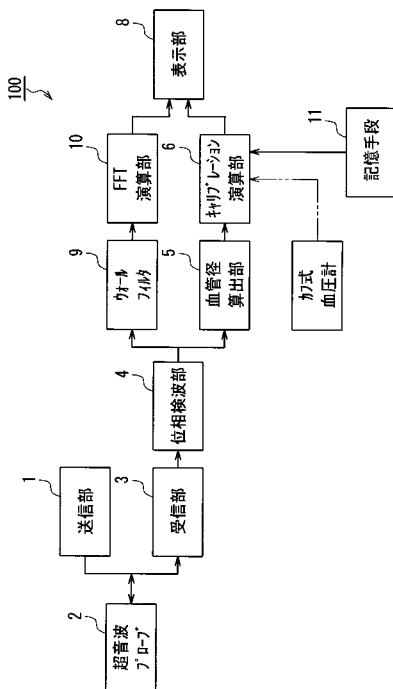
【 0 0 5 1 】

- 1 送信部
 - 2 超音波プローブ
 - 3 受信部
 - 4 位相検波部
 - 5 血管径算出部
 - 6 キャリブレーション演算部
 - 7 カフ式血圧計
 - 8 表示部
 - 9 ウォールフィルタ
 - 10 FFT 演算部
 - 11 記憶手段
- 1 0 FFT 演算部
- 1 0 0 血流状態モニタ装置

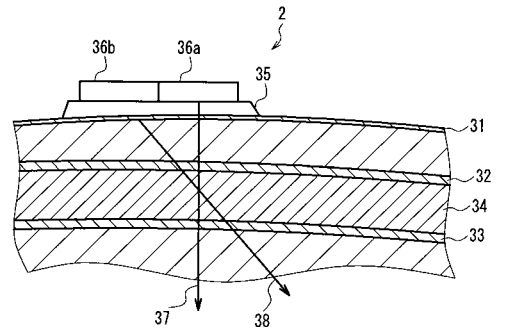
10

20

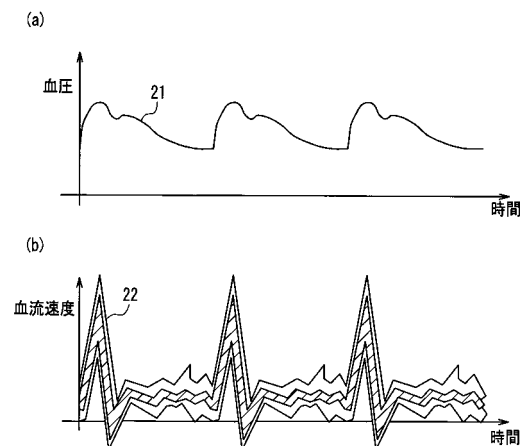
【図 1】



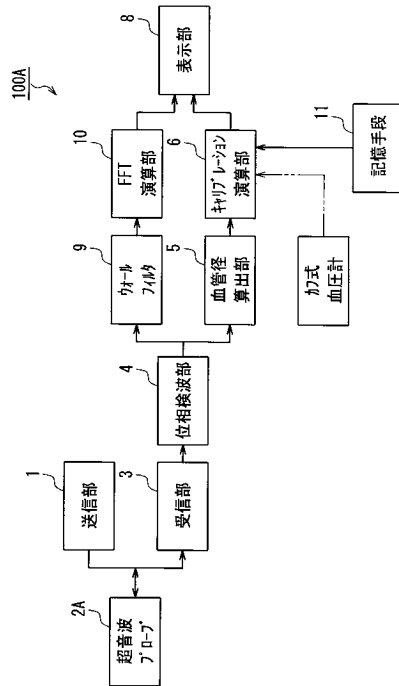
【図 2】



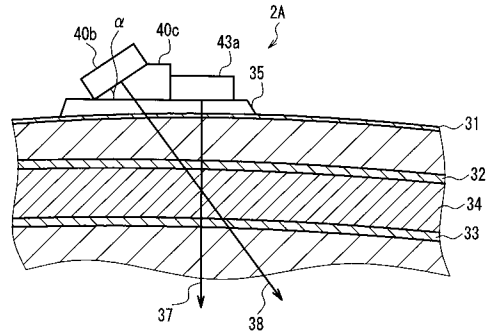
【図 3】



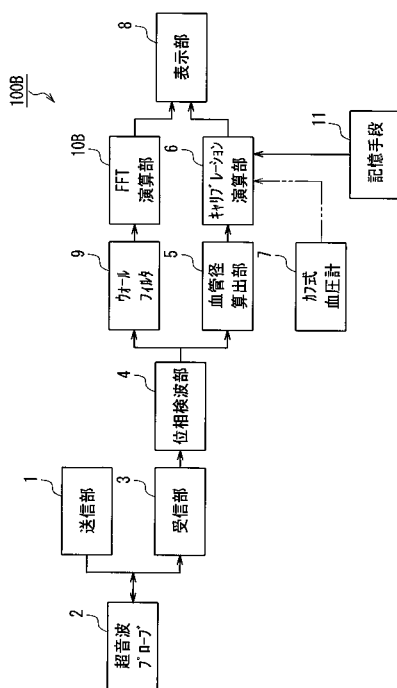
【図 4】



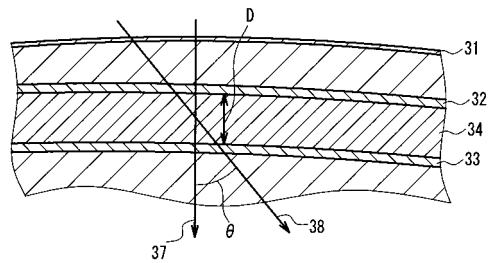
【図 5】



【図 6】



【図 7】

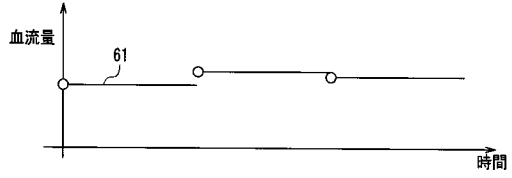


【 図 8 】

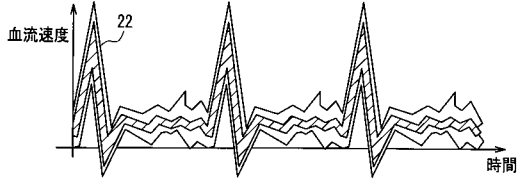
(a)



(b)



(c)



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 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA08 AC01 BC11 EE15

4C601 BB21 DD03 DD06 DD14 DE03 EE20 FF01 FF08 GA01 GC03

HH16 KK17

专利名称(译)	血流状况监测装置		
公开(公告)号	JP2005034543A	公开(公告)日	2005-02-10
申请号	JP2003277005	申请日	2003-07-18
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 渡辺良信 鈴木隆夫		
发明人	萩原 尚 反中 由直 渡辺 良信 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/0285 A61B8/04 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/04 A61B5/02.337.A A61B5/02.340.H A61B5/02.634.A A61B5/02.840.H A61B5/022.400.A A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AC01 4C017/BC11 4C017/EE15 4C601/BB21 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE20 4C601/FF01 4C601/FF08 4C601/GA01 4C601/GC03 4C601/HH16 4C601/KK17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种血流状态监视装置，其能够减轻被检者的负担，稳定地检测血压，并显示在动脉中流动的血流速度及其分布。要做。血流状态监视装置（100）将超声波脉冲发送到生物体内的血管，接收由血管反射的超声波回波，并将该超声波回波信号转换为超声波回波信号。参照图3，分析超声波回波信号的相位，计算代表血管直径的血管直径的时间变化的血管直径计算单元5，以及测量流过血管的血液的最大血压和最小血压的袖带。基于血压监测器7和由血管直径计算单元5计算出的血管直径的时间变化以及由袖带血压监测器7测量的收缩压和舒张压 并且，校准计算单元（6）计算代表变化的血压波形。[选型图]图1

