

(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2005-52424

(P2005-52424A)

(43) 公開日 平成17年3月3日(2005.3.3)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/08

F I

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2003-287002 (P2003-287002)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成15年8月5日 (2003.8.5)		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	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
		(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	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

最終頁に続く

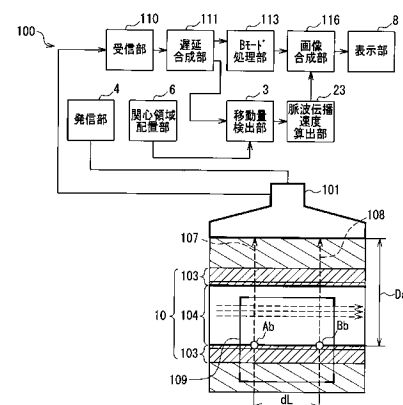
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 簡単な構成によって脈波伝播速度を測定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置100は、被験体の皮膚の表面から血管の長手方向に沿って超音波パルスを発信する発信部4と、血管における任意の第1の点において反射された第1の超音波パルスと血管における任意の第2の点において反射された第2の超音波パルスとに基づいて、血管の第1の点における組織の移動量と血管の第2の点における組織の移動量とをそれぞれ検出する移動量検出部3と、移動量検出部3によって検出された血管の第1の点における組織の移動量の時間的変化と血管の第2の点における組織の移動量の時間的変化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出部23とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験体に対して超音波信号を送受信する超音波診断装置において、

被験体の皮膚の表面から血管の長手方向に沿って超音波パルスを発信する発信手段と、
前記血管における任意の第 1 の点において反射された第 1 の超音波パルスと前記血管における任意の第 2 の点において反射された第 2 の超音波パルスとに基づいて、前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出する移動量検出手段と、

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的变化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記血管の前記第 1 の点および前記第 2 の点は、前記血管の内壁に位置しており、

前記脈波伝播速度算出手段は、前記血管の内壁を伝播する脈波伝播速度を算出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記血管の血管壁は、前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁とを有しており、

前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出するための関心領域を、前記前壁と前記後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 4】

前記移動量検出手段は、前記血管の第 3 の点において反射された第 3 の超音波パルスに基づいて前記血管の前記第 3 の点における組織の移動量をさらに検出し、

前記脈波伝播速度算出手段は、前記移動量検出手段によって検出された前記第 3 の点における組織の移動量の時間的变化と、前記第 1 の点における組織の移動量の時間的变化と前記第 2 の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、前記血管の長手方向に沿った脈波伝播速度の速度分布を算出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。 30

【請求項 5】

前記血管は、前記皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、

前記血管の第 1 の点の前記皮膚の表面からの深さと前記血管の第 2 の点の前記皮膚の表面からの深さとの間の差に基づいて、前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を角度補正する角度補正手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を、所定のサイクル以上前の脈波伝播速度と比較して、前記脈波伝播速度の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。 40

【請求項 7】

生体の皮膚の表面から前記生体の血管の長手方向に沿って超音波パルスを発信する発信手段と、

前記血管の第 1 の点において反射された第 1 の超音波パルスと前記血管の第 2 の点において反射された第 2 の超音波パルスとに基づいて、前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出する移動量検出手段と、

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的变化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、心拍により変動する血管内径値を計測する内径計測手段とを具備することを特徴とする 50

超音波診断装置。

【請求項 8】

前記血管の血管壁は、前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁とを有しており、

前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出するための関心領域を、前記前壁と前記後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備する、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的变化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段をさらに具備しており、

前記血管内径値と前記脈波伝播速度とに基づいて、前記血管を流れる血液の流量を算出する手段をさらに具備する、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記算出された前記血液の流量を示すデータを平均処理する手段をさらに具備する、請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記血管は、前記皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、

前記血管の第 1 の点の前記皮膚の表面からの深さと前記血管の第 2 の点の前記皮膚の表面からの深さとの間の差に基づいて、前記計測された血管内径値を角度補正する角度補正手段をさらに具備する、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記計測された血管内径値を、所定のサイクル以上前の血管内径値と比較して、前記計測された血管内径値の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備する、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的变化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、前記血管の血管壁の硬さ値を算出する手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記血管壁の硬さ値と前記脈波伝播速度とを同一部位ごとに比較して動脈硬化指数を算出する手段をさらに具備する、請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記算出された動脈硬化指数を平均処理する手段をさらに具備する、請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記算出された動脈硬化指数を、所定のサイクル以上前の動脈硬化指数と比較して、前記算出された動脈硬化指数の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備する、請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度の速度分布をモニタ表示する手段をさらに具備する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管の状態を超音波によって診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

特開平 1 1 - 7 6 2 3 3 号公報には、複数箇所における血管の断面形状の時間的变化に基づいて、複数箇所の断面の間の脈波の伝送速度および血液の流量を算出する超音波診断装置が開示されている。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 7 6 2 3 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

しかしながら上記公報に記載の超音波診断装置では、少なくとも 2 箇所の血管の断面の形状を同時に検出する装置が必要であり、しかも複数個のプロープを平行に設置するか、または複合形状をした大型のプロープを設置する必要がある。このため、実際の診断における使用には不向きであるという問題がある。 10

【 0 0 0 4 】

本発明の目的は、簡単な構成によって心拍による血管壁の移動量を時間変化とともに算出し、脈波伝播速度、血管内径値あるいは血流量を算出することができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明に係る超音波診断装置は、被験体に対して超音波信号を送受信する超音波診断装置において、被験体の皮膚の表面から血管の長手方向に沿って超音波パルスを発信する発信手段と、前記血管における任意の第 1 の点において反射された第 1 の超音波パルスと前記血管における任意の第 2 の点において反射された第 2 の超音波パルスとに基づいて、前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出する移動量検出手段と、前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的変化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的変化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段とを具備することを特徴とする。 20

【 0 0 0 6 】

本発明に係る他の超音波診断装置は、生体の皮膚の表面から前記生体の血管の長手方向に沿って超音波パルスを発信する発信手段と、前記血管の第 1 の点において反射された第 1 の超音波パルスと前記血管の第 2 の点において反射された第 2 の超音波パルスとに基づいて、前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出する移動量検出手段と、前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量の時間的変化と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量の時間的変化とに基づいて、心拍により変動する血管内径値を計測する内径計測手段とを具備することを特徴とする。 30

【 0 0 0 7 】

本実施の形態に係る超音波診断装置においては、移動量検出手段によって検出された血管の第 1 の点における組織の移動量の時間的変化と血管の第 2 の点における組織の移動量の時間的変化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を脈波伝播速度算出手段が算出する。このため、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を簡単な構成によって測定することができる。 40

【 0 0 0 8 】

この実施の形態では、前記血管の前記第 1 の点および前記第 2 の点は、前記血管の内壁に位置しており、前記脈波伝播速度算出手段は、前記血管の内壁を伝播する脈波伝播速度を算出することが好ましい。

【 0 0 0 9 】

前記血管の血管壁は、前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁とを有しており、前記前記血管の前記第 1 の点における組織の移動量と前記血管の前記第 2 の点における組織の移動量とをそれぞれ検出するための関心領域を、前記前壁と前記後壁 50

との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備することが好ましい。

【0010】

前記発信手段は、第3の超音波パルスをさらに発信し、前記移動量検出手段は、前記血管の第3の点において反射された前記第3超音波パルスに基づいて前記血管の前記第3の点における組織の移動量をさらに検出し、前記脈波伝播速度算出手段は、前記移動量検出手段によって検出された前記第3の点における組織の移動量の時間的变化と、前記第1の点における組織の移動量の時間的变化と前記第2の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、前記血管の長手方向に沿った脈波伝播速度の速度分布を算出することが好ましい。

10

【0011】

前記血管は、前記皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、前記血管の第1の点の前記皮膚の表面からの深さと前記血管の第2の点の前記皮膚の表面からの深さとの間の差に基づいて、前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を角度補正する角度補正手段をさらに具備することが好ましい。

【0012】

前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を、所定のサイクル以上前の脈波伝播速度と比較して、前記脈波伝播速度の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備することが好ましい。

【0013】

本実施の形態に係る他の超音波診断装置においては、移動量検出手段によって検出された血管の第1の点における組織の移動量の時間的变化と血管の第2の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、心拍により変動する血管内径値を計測する。このため、心拍により変動する血管内径値を正しく計測することができる。

20

【0014】

この実施の形態では、前記血管の血管壁は、前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁とを有しており、前記血管の前記第1の点における組織の移動量と前記血管の前記第2の点における組織の移動量とをそれぞれ検出するための関心領域を、前記前壁と前記後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する関心領域配置手段をさらに具備することが好ましい。

30

【0015】

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第1の点における組織の移動量の時間的变化と前記血管の前記第2の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段をさらに具備しており、前記血管内径値と前記脈波伝播速度とに基づいて、前記血管を流れる血液の流量を算出する手段をさらに具備することが好ましい。

【0016】

前記算出された前記血液の流量を示すデータを平均処理する手段をさらに具備することが好ましい。

【0017】

前記血管は、前記皮膚の表面に対して傾いた方向に沿って伸びており、前記血管の第1の点の前記皮膚の表面からの深さと前記血管の第2の点の前記皮膚の表面からの深さとの間の差に基づいて、前記計測された血管内径値を角度補正する角度補正手段をさらに具備することが好ましい。

40

【0018】

前記計測された血管内径値を、所定のサイクル以上前の血管内径値と比較して、前記計測された血管内径値の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備することが好ましい。

【0019】

前記移動量検出手段によって検出された前記血管の前記第1の点における組織の移動量

50

の時間的变化と前記血管の前記第2の点における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、前記血管の血管壁の硬さ値を算出する手段をさらに具備することが好ましい。

【0020】

前記血管壁の硬さ値と前記脈波伝播速度とを同一部位ごとに比較して動脈硬化指数を算出する手段をさらに具備することが好ましい。

【0021】

前記算出された動脈硬化指数を平均処理する手段をさらに具備することが好ましい。

【0022】

前記算出された動脈硬化指数を、所定のサイクル以上前の動脈硬化指数と比較して、前記算出された動脈硬化指数の安定度合いを判断する安定度合い判断手段をさらに具備することが好ましい。 10

【0023】

前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度の速度分布をモニタ表示する手段をさらに具備することが好ましい。

【発明の効果】

【0024】

以上のように本発明によれば、簡単な構成によって心拍による血管壁の移動量を時間変化とともに算出し、脈波伝播速度、血管内径値あるいは血流量を算出することができる超音波診断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】 20

【0025】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0026】

(実施の形態1)

図1は、本実施の形態に係る超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。超音波診断装置100は、発信部4を備えている。発信部4は、第1および第2の超音波パルス(以下、第1および第2超音波パルス)を生成して超音波プローブ101へ供給する。超音波プローブ101は、発信部4から供給された第1および第2超音波パルスを、生体の皮膚の表面から生体内の血管10の長手方向に沿って所定の距離dLを開けて配置された走査線107および108に沿って発信する。 30

【0027】

血管10は、血液が流れる血液流領域104を囲むように構成された血管壁103を有している。血管壁103は、超音波プローブ101に近い側の前壁と、超音波プローブ101から遠い側の後壁とを有している。

【0028】

超音波診断装置100には、関心領域配置部6が設けられている。関心領域配置部6は、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の移動量を得るための関心領域(ROI)109を、前壁と後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する。図1に示す例では、関心領域109は、後壁を跨ぐように配置されている。

【0029】 40

血管壁103における任意の第1の点であるポイントAbおよび第2の点であるポイントBbにおいてそれぞれ反射された第1および第2超音波パルスは、超音波プローブ101によって受信され、受信部110および遅延合成部111を経由して移動量検出部3へ供給される。

【0030】

移動量検出部3は、血管壁103におけるポイントAbにおいて反射された第1超音波パルスと血管壁103におけるポイントBbにおいて反射された第2超音波パルスとに基づいて、血管壁103のポイントAbにおける組織の移動量と血管壁103のポイントBbにおける組織の移動量とをそれぞれ検出する。

【0031】 50

超音波診断装置 100 は、脈波伝播速度算出部 23 を備えている。脈波伝播速度算出部 23 は、移動量検出部 3 によって検出された血管壁 103 のポイント A b における組織の移動量の時間的变化と血管壁 103 のポイント B b における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する。脈波伝播速度算出部 23 はさらに、血管 10 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して画像合成部 116 へ供給する。

【0032】

超音波診断装置 100 は、B モード処理部 113 を備えている。B モード処理部 113 は、遅延合成部 111 を経由して供給された超音波パルスに基づいて、血管 10 の断面を表す画像情報を生成して画像合成部 116 へ供給する。

10

【0033】

画像合成部 116 は、B モード処理部 113 から供給された画像情報と脈波伝播速度算出部 23 から供給された画像情報とを合成して表示部 8 にモニタ表示する。

【0034】

図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するためのグラフである。この図 2 では、ECG 波形 200 の心拍サイクルに同期させてプロットした血管壁 13 のポイント A b における組織の移動軌跡 201 と、血管壁 13 のポイント B b における組織の移動軌跡 202 との双方のグラフを比較して、移動軌跡 201 と移動軌跡 202 との間の時間変化 dT を算出する。

【0035】

20

ポイント A b とポイント B b との間の脈波伝播速度 V_p は、下記に示す(式 1)によって求めることができる。

【0036】

$$V_p = dL \div dT \quad \dots (式 1)、$$

同様の演算を N 本 (N は 3 以上の整数) の走査線について実施すると、($N - 1$) 箇所の脈波伝播速度を求めることができる。このため、この ($N - 1$) 箇所の脈波伝播速度を脈波伝播の速度分布情報として表示することができる。

【0037】

なお、本実施の形態においては、血管壁 103 の表面を伝播する脈波伝播速度を求める例を示したが、本発明はこれに限定されない。血管壁 103 の表面から血管壁 103 の組織の内部に一定の深さだけ入った位置同士で同様の演算を行うと、血管壁 103 の内部の一定の深さにおける脈波伝播速度を求めることができる。従って、例えば 100 マイクロメートル (μm) ごとに血管壁 103 をスライスした状態における脈波伝播速度を求めて、その速度分布を 2 次元的に表示することもできる。

30

【0038】

以上のように本実施の形態によれば、移動量検出部 3 によって検出された血管壁 103 のポイント A b における組織の移動量の時間的变化と血管壁 103 のポイント B b における組織の移動量の時間的变化とに基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を脈波伝播速度算出部 23 が算出する。このため、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を簡単な構成によって測定することができる。

40

【0039】

(実施の形態 2)

図 3 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 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。

【0040】

超音波診断装置 100 には、角度補正部 25 が設けられている。角度補正部 25 は、血管壁 103 のポイント A b の皮膚の表面からの深さと血管壁 103 のポイント B b の皮膚の表面からの深さとの間の差に基づいて、脈波伝播速度算出部 23 によって算出された脈波伝播速度を角度補正する。

50

【 0 0 4 1 】

図 4 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の他の動作を説明するための模式図である。図 1 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。

【 0 0 4 2 】

血管 1 0 は、体表に対して傾いた方向に沿って伸びている。複数の走査線 3 0 3 および 3 0 4 に沿って照射された超音波から得られた血管壁の位置情報（例えば血管壁の表面の位置）に基づいて脈波伝播速度の角度補正をすることができる。前述した（式 1）によって求められた脈波伝播速度 V_p に対して角度補正を実施した脈波伝播速度 V_c は、下記に示す（式 2）によって求めることができる。

10

【 0 0 4 3 】

$$V_c = V_p \times ((L \times L) + (dD \times dD))^{1/2} \dots (\text{式 2})$$

もちろん、体表に近い側の血管壁の表面の位置である点 A_t および点 B_t の位置情報に基づいて角度補正の精度をさらに高めることもできる。

【 0 0 4 4 】

（実施の形態 3）

図 5 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 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。

【 0 0 4 5 】

超音波診断装置には、安定度判定部 2 1 が設けられている。安定度判定部 2 1 は、脈波伝播速度算出部 2 3 によって算出された脈波伝播速度を、所定のサイクル以上前の脈波伝播速度と比較して、脈波伝播速度の安定度合いを判断する。

20

【 0 0 4 6 】

図 6 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 0 0 のさらに他の動作を説明するためのグラフである。図 6 には、1 心拍サイクル中に変動する血管壁の移動の様子が示されている。被検体とプローブとの間の位置関係が一定であるか、被検体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において理想的な測定データが得られた場合には心拍毎の血管壁の移動軌跡が近似することを利用して、脈波伝播速度を計測するための測定自体の安定（一定）度合いを判断することができる。

30

【 0 0 4 7 】

例えば、ECG 波形 4 0 0 の心拍サイクルに対して直前のサイクルにおける移動軌跡 4 1 0 に許容誤差範囲 4 1 1 を加味した領域範囲と、次回の測定サイクルにおける移動軌跡とを比較する。移動軌跡 4 2 0 のように許容誤差範囲 4 1 1 の中に常に収まっているときは安定測定と判断する。移動軌跡 4 3 0 のように許容誤差範囲 4 1 1 から外れる箇所 4 3 1 が発生する場合には非安定測定と判断することができる。

【 0 0 4 8 】

このような安定測定であるか非安定測定であるかを示す情報を測定者にリアルタイムに通知すると、現在の測定結果が信頼することのできる測定結果であるか否かを測定中に判断することができる。その結果、測定時間を短縮することができる。

40

【 0 0 4 9 】

もちろん、直前のサイクルにおける移動軌跡との間の差分を比較しても同様の効果が得られる。また、直前のサイクルだけでなく過去の複数サイクルから求めた安定移動軌跡と比較しても同様の効果が得られる。また、安定測定と非安定測定とを区別するための閾値を変動させることによっても、さらなる効果を得ることができる。

【 0 0 5 0 】

また、境界判定には不向きなエコー輝度値から求められる値（例えば擬似境界判別位置等）について、直前のサイクルにおいて得られた値と現在のサイクルにおいて得られた値とを比較することによっても同様な効果を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

50

当然、測定 of 安定度合いを判断する複数の機能を組み合わせると測定結果の信頼性をさらに高めることができるし、安定測定であるか非安定測定であるかを判断するための閾値を上げることによっても測定結果の信頼性をさらに高めることができる。

【0052】

(実施の形態4)

図7は、実施の形態4に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1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。

【0053】

超音波診断装置は、血管径算出部22を備えている。血管径算出部22は、移動量検出部3によって検出された血管壁103のポイントAbにおける組織の移動量の時間的変化と血管壁103のポイントBbにおける組織の移動量の時間的変化とに基づいて、心拍により変動する血管内径値を計測する。 10

【0054】

(実施の形態5)

図8は、実施の形態5に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1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。

【0055】

超音波診断装置には、血液流量算出部26が設けられている。血液流量算出部26は、血管径算出部22によって算出された血管内径値と脈波伝播速度算出部23によって算出された脈波伝播速度とに基づいて、血管10を流れる血液の流量を算出する。 20

【0056】

(実施の形態6)

図9は、実施の形態6に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1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。

【0057】

超音波診断装置は、血管壁硬さ値算出部27を備えている。血管壁硬さ値算出部27は、移動量検出部3によって検出された血管壁103のポイントAbにおける組織の移動量の時間的変化と血管壁103のポイントBbにおける組織の移動量の時間的変化とに基づいて、血管10の血管壁103の硬さ値を算出する。 30

【0058】

(実施の形態7)

図10は、実施の形態7に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1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。

【0059】

超音波診断装置には、動脈硬化指数算出部28が設けられている。動脈硬化指数算出部28は、血管壁硬さ値算出部27によって算出された血管壁の硬さ値と脈波伝播速度算出部23によって算出された脈波伝播速度とを同一部位ごとに比較して動脈硬化指数を算出する。 40

【0060】

なお、超音波診断装置の機能として、以上の実施の形態1～7に示したものの他に、これらの機能を複数種類組み合わせてもよい。図11に、複数種類組み合わせた超音波診断装置のブロック図を示す。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】実施の形態2に係る超音波診断装置の動作を説明するためのグラフ

- 【図 3】実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 4】実施の形態 2 に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図
 【図 5】実施の形態 3 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 6】実施の形態 3 に係る超音波診断装置のさらに他の動作を説明するためのグラフ
 【図 7】実施の形態 4 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 8】実施の形態 5 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 9】実施の形態 6 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 10】実施の形態 7 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【図 11】実施の形態 7 に係る他の超音波診断装置の構成を示すブロック図
 【符号の説明】

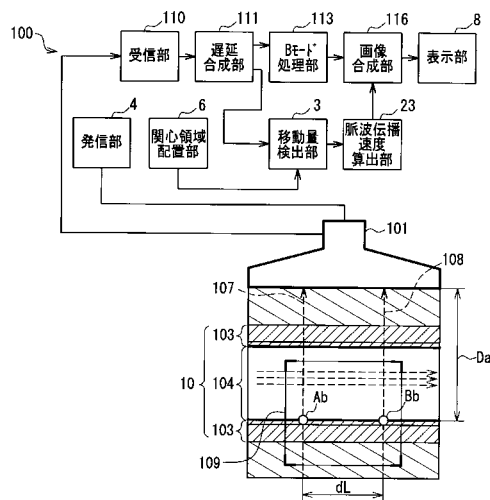
10

【0062】

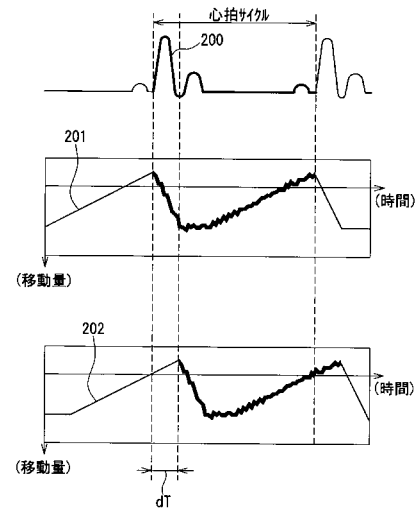
- 3 移動量検出部
 4 発信部
 21 安定度判断部
 22 血管径算出部
 23 脈波伝播速度算出部
 24 I M T 算出部
 25 角度補正部
 26 血液流量算出部
 27 血管壁硬さ値算出部
 28 動脈硬化指数算出部
 100 超音波診断装置

20

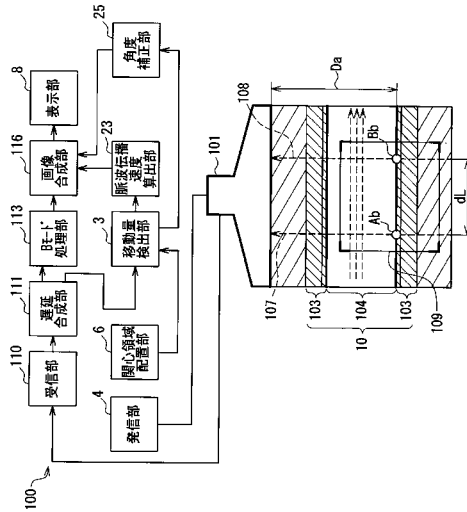
【図 1】



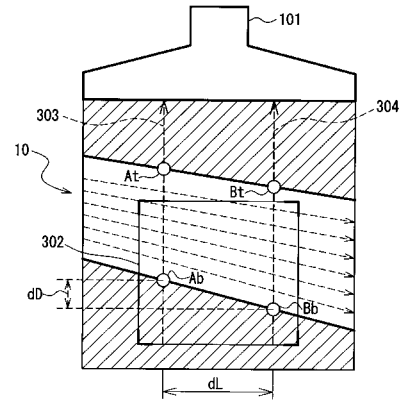
【図 2】



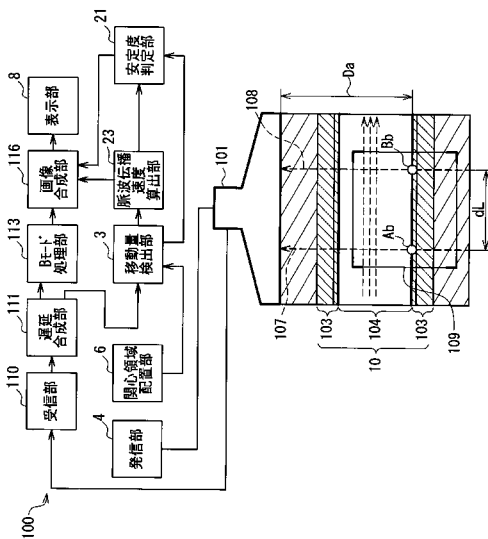
【図 3】



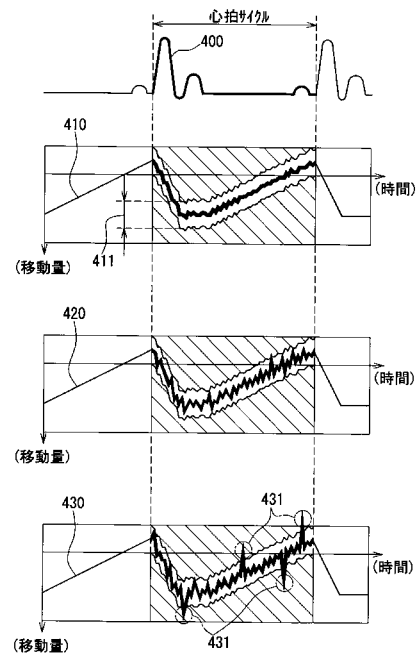
【図 4】



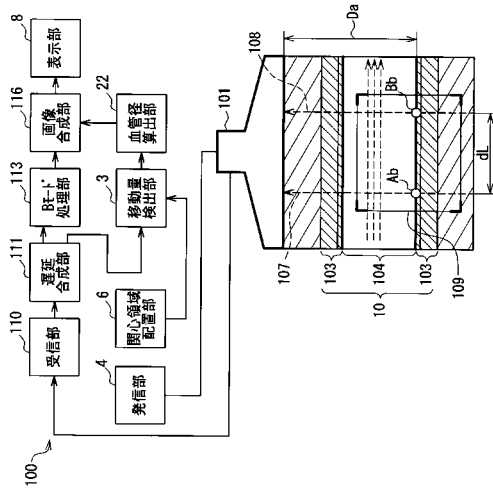
【図 5】



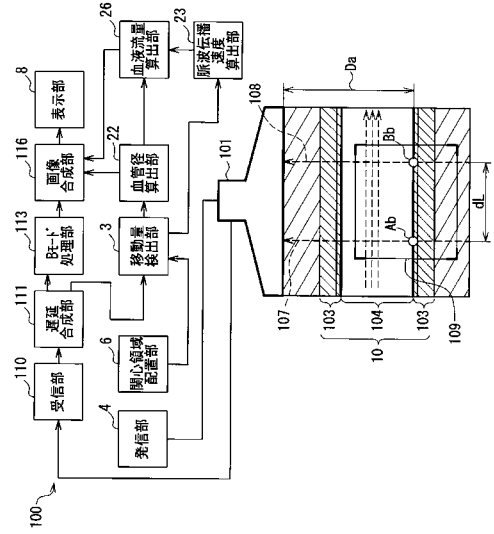
【図 6】



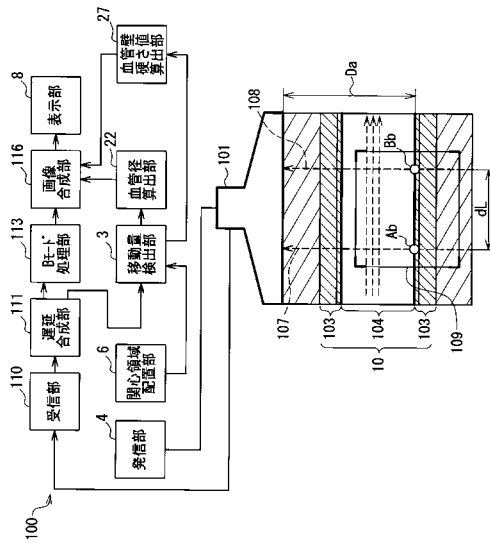
【 図 7 】



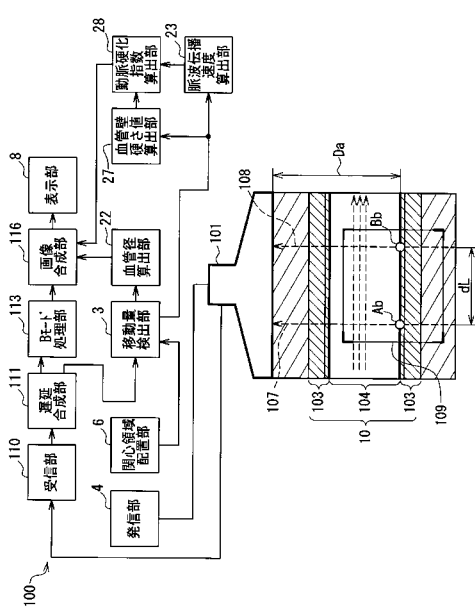
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



フロントページの続き

(72)発明者 萩原 尚

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) 4C601 BB02 DD04 DD07 DD14 EE12 FF08 JB38 JB40 JC37 KK02

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005052424A	公开(公告)日	2005-03-03
申请号	JP2003287002	申请日	2003-08-05
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	渡辺良信 反中由直 鈴木隆夫 萩原尚		
发明人	渡辺 良信 反中 由直 鈴木 隆夫 萩原 尚		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD04 4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/EE12 4C601/FF08 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JC37 4C601/KK02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够以简单的结构测量脉搏波速度。 超声波诊断装置（100）具备：沿着血管的长度方向从被检者的皮肤表面发送超声波脉冲的发送器（4）；以及在血管的任意的第一点反射的第一部分。 基于血管的超声脉冲和在血管中的任何第二点处反射的第二超声脉冲，在血管的第一点处的组织运动量和在血管的第二点处的组织运动量 由移动量检测单元3检测到的在血管的第一点处的组织的运动量和在血管的第二点处的组织的运动量分别 脉搏波速度计算部分23用于基于时间变化来计算代表脉搏波的速度。 [选型图]图1

