

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4829960号
(P4829960)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 18 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2008-506249 (P2008-506249)	(73) 特許権者	000005821
(86) (22) 出願日	平成19年3月13日 (2007.3.13)		パナソニック株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2007/054894		大阪府門真市大字門真1006番地
(87) 国際公開番号	W02007/108359	(74) 代理人	100072604
(87) 国際公開日	平成19年9月27日 (2007.9.27)		弁理士 有我 軍一郎
審査請求日	平成22年3月2日 (2010.3.2)	(72) 発明者	福元 剛智
(31) 優先権主張番号	特願2006-76855 (P2006-76855)		日本国大阪府門真市大字門真1006番地
(32) 優先日	平成18年3月20日 (2006.3.20)		松下電器産業株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	萩原 尚
			日本国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
			日本国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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験体の表面から前記被験体の内部の血管に向かって少なくとも1本の超音波信号を照射する超音波信号照射部と、

超音波信号照射部により照射された超音波信号に対して前記被験体内部から反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する超音波エコー信号受信部と、

前記血管の中心軸と交差する方向の超音波エコー信号の振幅情報を処理する振幅情報処理部と、

前記血管の中心軸と交差する方向の前記超音波エコーの位相情報を処理する位相情報処理部と、

前記振幅情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果ならびに前記位相情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果に基づいて、前記血管を通して血液が流れる血流領域と前記血管の内膜との間の境界位置を示す血流内膜境界位置情報と、前記血管の中膜と外膜の境界位置を示す中膜外膜境界位置情報とを検出する境界位置検出部と、を備え、

前記境界位置検出部は、前記振幅情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果に基づいて体表面からの深さ方向の範囲において検出範囲を決定し、前記検出範囲において前記位相情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果の体表面からの深さ方向に沿った特徴を基に前記血流内膜境界位置情報を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記振幅情報処理部から送出された処理結果が超音波エコー信号の信号強度であり、前記位相情報処理部から送出された処理結果が超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の硬さ値であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記境界位置検出部において検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報から前記血管の内膜から中膜までの厚みを示す I M T 値を算出する I M T 値算出部を備えたことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血管壁は、前記超音波信号照射部に近い側の前壁と前記超音波信号照射部から遠い側の遠壁とを有し、皮膚表面からの深さ方向に沿った超音波エコー信号の振幅情報ならびに位相情報を処理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決定する関心領域決定部を備え、前記振幅情報処理部ならびに前記位相情報処理部は、前記関心領域決定部により決定された関心領域内から反射された超音波エコー信号の振幅情報および位相情報を処理することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記境界位置検出部は、前記振幅情報処理部ならびに前記位相情報処理部から送出された処理結果の、1 心拍サイクルにおける時間変化に基づいて、前記血流内膜境界位置情報と前記中膜外膜境界位置情報とを検出することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波信号照射部は、前記血管の長軸方向に沿った少なくとも 1 つの位置に向けて少なくとも 1 本の超音波パルスを照射し、前記振幅情報処理部、前記位相情報処理部ならびに前記境界位置検出部は、前記少なくとも 1 つの位置から反射された超音波エコー信号に対してそれぞれの処理ならびに前記血流内膜境界位置情報および前記中膜外膜境界位置情報の検出を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記振幅情報処理、前記位相情報処理部ならびに前記境界位置検出部において検出された処理結果、前記血流内膜境界位置情報および前記中膜外膜境界位置情報の検出結果を画像で表示する表示手段をさらに有する請求項 1 から請求項 6 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記振幅情報処理部から送出される処理結果の 1 つが、超音波エコー信号の体表面からの深さ方向に沿った超音波エコー信号の振幅強度であることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記位相情報処理部から送出される処理結果の 1 つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の硬さ値であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位相情報処理部から送出される処理結果の 1 つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、1 心拍サイクルにおける時間変化に基づく、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の歪であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記位相情報処理部から送出される処理結果の 1 つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の厚みであることを特徴とす

10

20

30

40

50

る請求項 1 から請求項 8 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記位相情報処理部から送出される処理結果の 1 つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、1 心拍サイクルにおける時間変化に基づく、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の移動速度であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記振幅情報処理部から送出される少なくとも 1 つの処理結果は、体表面からの深さ方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 2 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 4】

前記振幅情報処理部から送出される少なくとも 1 つの処理結果は体表面からの深さ方向ならびに前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 3 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記位相情報処理部から送出される少なくとも 1 つの処理結果は体表面からの深さ方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 4 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記位相情報処理部から送出される少なくとも 1 つの処理結果は体表面からの深さ方向ならびに前記血管の長軸方向にフィルタリングされた後に前記境界位置検出部に送出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 5 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 1 7】

前記境界位置検出部で検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報は前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記 I M T 値算出部に送出されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 6 までのいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記境界位置検出部で検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報は前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記表示手段に送出されることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

30

【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ものである。

【背景技術】

【0002】

超音波によって頸動脈の血管壁の I M T (Intima-Media Thickness: 内膜から中膜までの厚み)を検出する方法として、頸動脈が標準的な血管構造を有していることを前提とした、血管によって反射された超音波エコー信号に基づく画像データにおける輝度信号に従って頸動脈の血管壁の I M T の値を計測する方法が提案されている(例えば特許文献 1 参照)。

40

【0003】

しかしながら、この方法では、超音波エコー信号の強度を利用しているために、測定対象となる血管壁の内膜輝度が低い場合や、輝度情報がノイズを多く含む場合には、血流と内膜との境界位置や中膜と外膜との境界位置を正確に検出できず、正確な血管壁の I M T 値を計測することができないという問題があった。又、測定対象となる血管壁の構造が正常状態にあることが前提条件となっているため、測定対象となる血管内にアテロームのような局所病変が存在していると、前記境界位置を正確に計測することができないという問

50

題があった。

【 0 0 0 4 】

この問題を回避可能な手法として、超音波エコー信号の位相変化から算出した組織の硬さに基づいて血流と内膜との境界位置や中膜の位置を検出し、血管壁のIMT値を計測する方法が提案されている（例えば特許文献2参照）。しかしながら、この方法においても前述の輝度情報を利用した方法と同様、測定された組織の硬さにノイズが多く含まれる場合には、正確な血管壁のIMT値を計測することができないという問題があった。又、組織の硬さのみに着目しているため、検出された血流領域と血管壁の境界位置や中膜の位置が、操作者が超音波エコー信号の強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した位置と一致せず、血流と内膜との境界位置や、中膜と外膜との境界位置が不自然になってしまうという問題があった。

10

【特許文献1】特開平11-318896号公報

【特許文献2】国際公開第2004/112568号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記の従来技術における問題を解決するもので、超音波エコー信号の強度と組織の特性から抽出される情報を組み合わせ、操作者が視覚的に判断する場合と極めて近い血流と内膜との境界位置と、中膜と外膜との境界位置とを自動的に検出し、正確な血管壁のIMT値を計測できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

前記従来の問題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、被験体の表面から前記被験体の内部の血管に向かって少なくとも1本の超音波信号を照射する超音波信号照射部と、超音波信号照射部により照射された超音波信号に対して前記被験体内部から反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する超音波エコー信号受信部と、前記血管の中心軸と交差する方向の超音波エコー信号の振幅情報を処理する振幅情報処理部と、前記血管の中心軸と交差する方向の前記超音波エコーの位相情報を処理する位相情報処理部と、前記振幅情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果ならびに前記位相情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果に基づいて、前記血管を通して血液が流れる血流領域と前記血管の内膜との間の境界位置を示す血流内膜境界位置情報と、前記血管の中膜と外膜の境界位置を示す中膜外膜境界位置情報とを検出する境界位置検出部と、を備え、

30

前記境界位置検出部は、前記振幅情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果に基づいて体表面からの深さ方向の範囲において検出範囲を決定し、前記検出範囲において前記位相情報処理部から送出された少なくとも1つの処理結果の体表面からの深さ方向に沿った特徴を基に前記血流内膜境界位置情報を検出する構成を有している。

【 0 0 0 7 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、被験体内に存在する内膜輝度値の変化に大きく依存せず、かつ血管内にアテロームのような局所病変が存在する場合であっても、血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜との境界位置を正確に検出することができ、操作者が超音波エコー信号の強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した位置とに大きな差がなくなり、不自然さがなくなる。

40

【 0 0 0 8 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記振幅情報処理部から送出された処理結果が超音波エコー信号の信号強度であり、前記位相情報処理部から送出された処理結果が超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の硬さ値である構成を有している。

【 0 0 0 9 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、中膜と外膜との境界位置をより正確に検

50

出すことができる。

【0010】

また、本発明の超音波診断装置は、前記境界位置検出部において検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報から前記血管の内膜から中膜までの厚みを示すIMT値を算出するIMT値算出部を備えた構成を有している。

【0011】

この構成により、正確な血管のIMT値を計測することが可能となる。

【0012】

また、本発明の超音波診断装置は、前記血管壁は、前記超音波信号照射部に近い側の前壁と前記超音波信号照射部から遠い側の遠壁とを有し、皮膚表面からの深さ方向に沿った超音波エコー信号の振幅情報ならびに位相情報を処理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決定する関心領域決定部を備え、前記振幅情報処理部ならびに前記位相情報処理部は、前記関心領域決定部により決定された関心領域内から反射された超音波エコー信号の振幅情報および位相情報を処理する構成を有していてもよい。

【0013】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、血流と内膜との境界位置、中膜と外膜との境界位置を検出することができる。

【0014】

また、本発明の超音波診断装置は、前記境界位置検出部は、前記振幅情報処理部ならびに前記位相情報処理部から送出された処理結果の、1心拍サイクルにおける時間変化に基づいて、前記血流内膜境界位置情報と前記中膜外膜境界位置情報とを検出する構成を有していてもよい。

【0015】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、血流と内膜との境界位置、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

【0016】

また、本発明の超音波診断装置は、前記超音波信号照射部は、前記血管の長軸方向に沿った少なくとも1つの位置に向けて少なくとも1本の超音波パルスを照射し、前記振幅情報処理部、前記位相情報処理部ならびに前記境界位置検出部は、前記少なくとも1つの位置から反射された超音波エコー信号に対してそれぞれの処理ならびに前記血流内膜境界位置情報および前記中膜外膜境界位置情報の検出を行う構成を有していてもよい。

【0017】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、血管の長軸方向に沿った血流と内膜との境界位置、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

【0018】

また、本発明の超音波診断装置は、前記振幅情報処理部、前記位相情報処理部ならびに前記境界位置検出部において検出された処理結果、前記血流内膜境界位置情報および前記中膜外膜境界位置情報の検出結果を画像で表示する表示手段をさらに有する構成を有していてもよい。

【0019】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、境界位置を視覚的に認識することができる。

【0020】

また、本発明の超音波診断装置は、前記振幅情報処理部から送出される処理結果の1つが、超音波エコー信号の体表面からの深さ方向に沿った超音波エコー信号の振幅強度である構成を有していてもよい。

【0021】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、血流と内膜との境界位置、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される処理結果の1つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の硬さ値である構成を有しても良い。

【 0 0 2 3 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

【 0 0 2 4 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される処理結果の1つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、1心拍サイクルにおける時間変化に基づき、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の歪である構成を有しても良い。

10

【 0 0 2 5 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

【 0 0 2 6 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される処理結果の1つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の厚みである構成を有しても良い。

【 0 0 2 7 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

20

【 0 0 2 8 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される処理結果の1つが、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、1心拍サイクルにおける時間変化に基づき、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の移動速度である構成を有しても良い。

【 0 0 2 9 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、中膜と外膜との境界位置をより正確に検出することができる。

【 0 0 3 8 】

30

また、本発明の超音波診断装置は、前記振幅情報処理部から送出される少なくとも1つの処理結果は、体表面からの深さ方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出される構成を有しても良い。

【 0 0 3 9 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、超音波エコー信号の強度に含まれるノイズに大きく依存せず血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜との境界位置を正確に検出することができる。

【 0 0 4 0 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記振幅情報処理部から送出される少なくとも1つの処理結果は体表面からの深さ方向ならびに前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出される構成を有しても良い。

40

【 0 0 4 1 】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、超音波エコー信号の強度に含まれるノイズに大きく依存せず血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜との境界位置を正確に検出することができる。

【 0 0 4 2 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される少なくとも1つの処理結果は体表面からの深さ方向にフィルタリング処理された後に前記境界位置検出部に送出される構成を有しても良い。

【 0 0 4 3 】

50

この構成により、本発明の超音波診断装置は、超音波エコー信号の位相情報に含まれるノイズに大きく依存せず血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜との境界位置を正確に検出することができる。

【0044】

また、本発明の超音波診断装置は、前記位相情報処理部から送出される少なくとも1つの処理結果は体表面からの深さ方向ならびに前記血管の長軸方向にフィルタリングされた後に前記境界位置検出部に送出される構成を有しても良い。

【0045】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、超音波エコー信号の位相情報に含まれるノイズに大きく依存せず血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜との境界位置を正確に検出することができる。

10

【0046】

また、本発明の超音波診断装置は、前記境界位置検出部で検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報は前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記IMT値算出部に送出される構成を有しても良い。

【0047】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、検出した境界位置と、操作者が超音波エコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した境界位置との間に大きな差がなくなり、不自然さがなくなる他、正確な血管のIMT値を計測することが可能になる。

【0048】

20

また、本発明の超音波診断装置は、前記境界位置検出部で検出された前記血流内膜境界位置情報ならびに前記中膜外膜境界位置情報は前記血管の長軸方向にフィルタリング処理された後に前記表示手段に送出される構成を有しても良い。

【0049】

この構成により、本発明の超音波診断装置は、検出した境界位置と、操作者が超音波エコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した境界位置との間に大きな差がなくなり、不自然さがなくなる他、正確な血管のIMT値を計測することが可能になる。

【発明の効果】

【0050】

本発明の超音波診断装置は、上記の特徴を備えることにより、被験体内に存在する内膜輝度値の変化に大きく依存せず、かつ血管内にアテロームのような局所病変が存在する場合であっても、血流領域と血管壁との境界位置を正しく検出することができる。又、このようにして検出された血流領域と血管壁の境界位置、中膜の位置は、操作者が超音波エコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した位置と大きな差がなくなり、不自然さもなくなる。このため、本発明の超音波診断装置は、超音波エコー強度と組織の特性から抽出される情報を組み合わせ、操作者が視覚的に判断する場合と極めて近い血流領域と血管壁の境界と、中膜の位置とを自動的に検出し、正確な血管壁のIMT値を計測できる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0051】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について図面を用いて説明する。

40

(第1の実施の形態)

図1は本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施の形態の超音波診断装置は、超音波パルスを生成する送信部1と、送信部1で生成された少なくとも1本の超音波パルスを被検体である生体の皮膚表面20から生体内の血管30に向かって放射し、血管30により反射された超音波エコーを受信する超音波プローブ101と、超音波プローブ101により受信された超音波エコーを超音波エコー信号に変換する受信部2と、受信部2で変換された超音波エコー信号の成分を必要に応じて遅延して合成する遅延合成部3と、遅延合成部3から出力された超音波エコー信号に基づいて、血管30の断面を表す画像情報を生成するB(brightness modulation)モード処理部4と、遅延合成部3から出力された超音波エコー信号の振幅情報

50

に対して少なくとも1つの処理を行い、その結果を送出する振幅情報処理部5と、遅延合成部3から出力された超音波エコー信号の位相情報に対して少なくとも1つの処理を行い、その結果を送出する位相情報処理部6と、振幅情報処理部5および位相情報処理部6から送られた処理結果に基づいて、血流と内膜との境界位置310ならびに中膜と外膜301との境界位置320を検出して血流と内膜との境界位置310ならびに中膜外膜境界位置320を表す血流内膜境界位置情報71および中膜外膜境界位置情報72を出力するとともに、結果の断層を表す2次元にマッピングしたカラー表示画像情報を生成する境界位置検出部7と、超音波エコー信号の振幅情報と位相情報を処理するための関心領域(ROI)40を皮膚表面20からの深さ方向に沿って決定する関心領域決定部8と、境界位置検出部7で検出された血流と内膜との境界位置310ならびに中膜と外膜301との境界位置320を表す血流内膜境界位置情報71および中膜外膜境界位置情報72からIMT値を算出するIMT値算出部9と、Bモード処理部4で生成された画像情報と境界位置検出部7で生成された画像情報とを合成する画像合成部10と、画像合成部10で合成された画像情報に基づいて画像を表示する表示部11とを備えている。超音波プローブ101および受信部2は本発明の超音波信号照射部、超音波エコー信号受診部を構成している。

【0052】

本実施の形態では、血管30は、血液が流れる血流領域304を囲むように構成された第1血管壁305と第2血管壁311を含む血管壁を有している。第1血管壁305は、超音波プローブに近い側の前壁を構成しており、第2血管壁311は超音波プローブに遠い側の後壁を構成している。第1血管壁305と第2血管壁311で囲まれた内側には、局所的病変であるアテローム306が形成されており、関心領域決定部8は、超音波エコー信号の振幅情報と位相情報を処理するための関心領域(ROI)40を、皮膚表面20からの深さ方向に沿って第1血管壁305と第2血管壁311の少なくとも一方を跨ぐように決定するものとする。関心領域決定部8は他の装置と連携して関心領域(ROI)40を決定しても良いし、またはオペレータの操作により関心領域(ROI)40を決定しても良い。

【0053】

図2および図3を参照して、実施の形態の超音波診断装置の基本的な動作を説明する。

【0054】

図2では、照射された1本の超音波パルスに対して血管30によって反射された超音波エコーに基づいて振幅情報処理部5により算出された深度Dでの超音波エコーの信号強度B(D)とその深さ方向での変化率 $dB(D)/dD$ 、および位相情報処理部6により算出された超音波エコーの位相に基づく深度Dでの組織の硬さ値E(D)から、境界位置検出部7において血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜301との境界位置を検出する場合を説明する模式図である。

【0055】

まず、超音波パルスの進路を示す走査線上の点R0~R5に着目する。図2(a)に示すように、点R0は血流領域に配置されており、点R1は第2血管壁311と血流領域304との境界位置に配置されており、R2は第2血管壁311に形成されたアテローム306内に配置されており、点R3は内中膜302に含まれる中膜と外膜301との境界位置に配置されており、R5は外膜301と血管外組織との境界位置に配置されている。エコー強度B(D)の特性としては、図2(c)に示すように、血流と内膜との境界位置310上の点R1に相当するB1と中膜と外膜301との境界位置320上の点R3に相当するB3とに明確な2つのピークを有するのが理想的であり、血管が正常であり、超音波エコーの測定が正確に行われていれば、そのピーク値を示す位置を明確に検出可能である。しかし、一般的な血管や、特に緻密な医療診断が必要なアテロームを持つ血管を測定する場合、エコー強度は、血流領域304に対応するB0から、血流と内膜との境界位置310上の点R1に対応するB1を経て、アテロームの中R2に対応するB2まで、緩やかに変化したり、ノイズを含む等の理由から明確な2つのピークが認められない場合がある。そのため、血流と内膜との境界位置310および中膜と外膜301との境界位置320を正確に検出することができない。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

これに対し、組織の硬さ値E(D)は、図2(d)に示すように血流と内膜との境界位置310上の点R1に対応するE1にてエコー強度に比べ顕著なピーク値を示すため、血流と内膜との境界位置310を、エコー強度B(D)を利用した場合に比べて正確に検出することができる。しかしながら、設定された関心領域40内にて最大のピーク値を検出する方法をとると、測定されたエコーの位相や組織の硬さ値E(D)を算出する際に混入するノイズの影響により血流と内膜との境界位置310とは無関係に別のピーク値が発生してしまい、関心領域40内に偽のピーク値が存在してしまうという問題がある。又、硬さ値E(D)には、血流と内膜との境界位置310を検出可能な特性があるが、中膜と外膜301との境界位置320を検出する手掛かりとなる明確な特性がない。

10

【 0 0 5 7 】

そこで、本実施の形態の超音波診断装置では、境界位置検出部7において組織の硬さ値E(D)を基に血流と内膜との境界位置310を検出する際に、エコー強度B(D)によって検出範囲に制限を設ける。

【 0 0 5 8 】

その概要について図3を参照して説明する。図3は、図2と同様に、振幅情報処理部5により算出された深度Dでの超音波エコーの信号強度B(D)とその深さ方向での変化率dB(D)/dD、および位相情報処理部6により算出された超音波エコーの位相から深度Dでの組織の硬さ値E(D)を示しているが、関心領域40に対応するエコー信号強度B(D)、変化率dB(D)/dD、組織の硬さ値E(D)の範囲を実線で囲っている。本実施の形態で重要なのは、関心領域40に対応する範囲内に振幅情報処理部5および位相情報処理部6の検出範囲を決定することである。

20

【 0 0 5 9 】

具体的には以下の手順で位相情報処理部6により得られる硬さ値E(D)の検出範囲120を決定する。図3(c)において、設定された関心領域40に対応する実線で囲まれた範囲の中で、エコー強度B(D)が所定の閾値73を上回る音響走査線上の位置を被験体の皮膚表面に近い方から探索し、その位置をF0とする。次に、エコー強度B(D)が最大値を取る音響走査線上の位置をF0から皮膚表面に遠い方向へ探索し、その位置をF1とする。次いで、図3(c)に示すF0からF1までの範囲に、図3(d)において対応する範囲を検出範囲120として設定し、その検出範囲120内で硬さ値E(D)が最大値を取る位置を血流と内膜との境界位置310上の点R1に相当するP1とする。ここで、図1に示すように、前記閾値73は外部から設定可能とする。

30

【 0 0 6 0 】

また、本実施の形態において、血流と内膜との境界位置310を検出する際に、位相情報処理部6により送出される処理結果として、超音波エコーの位相に基づいて算出した体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の硬さ値E(D)を用いたが、本発明はこれに限定されるものではない。位相情報処理部6により送出される処理結果としてはこの他に、例えば、1心拍サイクルにおける時間変化に基づく、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の歪、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の厚み、1心拍サイクルにおける時間変化に基づく体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の移動速度など、血流と内膜との境界位置310を検出する手掛かりとなる特性を表すものならば何でも良い。

40

【 0 0 6 1 】

なお、上述の説明において、血流と内膜との境界位置310を検出する際に、位相情報処理部6により算出された超音波エコーの位相に基づく深度Dでの組織の硬さ値E(D)の特性に着目しているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、組織の厚さ値、歪値、移動速度の高周波成分など、血流と血管壁との組織の特性の差が明確に反映される値であれば何でも良い。具体的には、1心拍サイクルにおける時間変化に基づく、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の歪、超音波エコー信号の位相情報を基に算出した、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の厚み、1心拍サイクルにおける時間

50

変化に基づき、体表面からの深さ方向に沿った被験体内の組織の移動速度など、血流と内膜との境界位置 3 1 0 が正確に検出できる決定方法であればどのような決定方法を用いても構わない。例えば、血流領域では組織の硬さ値は低いが、組織の速度の高周波成分は大きくなる。反対に血管壁領域では組織の硬さ値は高いが、組織の速度の高周波成分は小さくなる。この性質に着目をして、位相情報処理部 6 により得られる 1 心拍サイクルにおける時間変化に基づく組織の速度の高周波成分の速度に基づいて検出範囲に制限を設け、この検出範囲内で組織の硬さ値が最大値を取る位置を血流と内膜との境界位置として検出しても良い。

【 0 0 6 2 】

中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 を検出する際には、血流と内膜との境界位置 3 1 0 と同様に明確なピークが測定値に存在することが理想的である。そこで、エコー強度 $B(D)$ のみに着目して、血流と内膜との境界位置 3 1 0 以外でエコー強度 $B(D)$ がピーク値をとる位置を中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 とするのが最も簡単な方法である。しかしながら、前述したように、実際の測定においては、血流と内膜との境界位置 3 1 0 が不明瞭な場合が多く、図 2 (c) のような理想的な血流と内膜との境界位置 3 1 0 および中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 において明確な 2 つのピークが $B(D)$ 、もしくは、ノイズにより $B(D)$ に偽のピークが生ずるといったことが考えられるため、正確な中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 の検出は困難である。もしくは、エコー強度の深さ方向の変化率 $\text{dB}(D)/\text{dD}$ がゼロクロスする位置やピークを取る位置を基に境界位置を検出するという方法も考えられるが、同様の理由から $B(D)$ もしくは $\text{dB}(D)/\text{dD}$ のいずれか一方のみを利用した場合では、正確な中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 の検出は困難となる。さらに、組織の硬さ値 $E(D)$ には中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 を検出できるような明確な特性はない。

【 0 0 6 3 】

ここで、本実施の形態の超音波診断装置では、エコー強度の深さ方向への変化率 $\text{dB}(D)/\text{dD}$ が正の最大ピーク値をとる位置をエコー強度 $B(D)$ によって制限された境界位置検出範囲 1 2 1 にて検出し、その位置を基に中膜と外膜との境界位置 3 2 0 を検出する構成になっている。このような構成にすることでより正確な中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 を検出可能になる。この概要について図 3 を参照して説明する。

【 0 0 6 4 】

具体的には以下の手順で振幅情報処理部 5 により得られるエコー強度の深さ方向への変化率 $\text{dB}(D)/\text{dD}$ の検出範囲 1 2 1 を決定する。上記の血流と内膜との境界位置 3 1 0 を検出する際に決定した図 2 (c) に示す範囲 1 2 0 つまり、 F_0 から F_1 までの範囲に、図 3 (b) において対応する範囲を検出範囲 1 2 1 として設定し、その検出範囲 1 2 1 内でエコー強度の深さ方向の変化率 $\text{dB}(D)/\text{dD}$ が最後にピーク値を有する位置を F_0 から順に探索し、その点を中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 上の点 R_3 に相当する点 P_2 とする。こうすることで、例えば、エコー強度 $B(D)$ が血流と内膜との境界位置 3 1 0 と中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 において明確なピークを持たない特性であっても、血流と内膜との境界位置 3 1 0、中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 の正確な検出が可能である。

【 0 0 6 5 】

なお、上述の説明において、境界位置検出部 7 が中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 を検出する際に、組織の硬さ値 $E(D)$ の特性に着目して検出範囲を設けているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、エコー強度やその深さ方向への変化率のみではなく、エコー強度の変曲点などの特性によって決定するなど、中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 が正確に検出できる決定方法であればどのような決定方法を用いても構わないことは言うまでもない。

【 0 0 6 6 】

I M T 値算出部 9 では、境界位置検出部 7 にてこうして検出され、出力された上述の血流と内膜との境界位置 3 1 0、中膜と外膜 3 0 1 との境界位置 3 2 0 表す血流内膜境界位置情報 7 1 ならびに中膜外膜境界位置情報 7 2 に基づいて I M T 値が算出され、画像合成

10

20

30

40

50

部 10 へ送出される。B モード処理部 4 では、遅延合成部 3 を経由して供給された超音波エコー信号に基づいて、血管 30 の断面を表す画像情報を生成して画像合成部 10 へ供給する。画像合成部 10 は、B モード処理部 4 から供給された画像情報と境界位置検出部 7 から供給された結果とを合成して、モニタ等により構成される表示部 11 は画像合成部 10 により合成された画像情報に基づいて画像を表示する。なお、表示部 11 に表示された B モード画像と検出された境界位置に微妙なずれが生ずる場合があるため、境界検出部 7 から入力した血流内膜境界位置情報 71 ならびに中膜外膜境界位置情報 72 に所定の固定値をオフセット値 74 として加算もしくは減算しても良い。具体的には、図 1 に示すように、オフセット値 74 は、上述の閾値 73 とともに外部から設定可能としても良い。本実施の形態における超音波診断装置では、これを境界検出部 7 に設けたが、本発明はそれを

10

【 0067 】

なお、1 心拍間（2 つの R 波タイミング間）に、超音波プローブ 101 と、前記各境界位置との位置関係はそれぞれ時々刻々変化するため、どのタイミングで I M T 値を算出するかによって、I M T 値が異なってしまうが、通常、I M T 値は血管壁が収縮していない心拡張期に計測されるものであるため、I M T 値を算出するタイミングについては、一心拍間の心拡張期付近にて I M T 値が最大値をとるタイミングにて決定すればよい。例えば、ある R 波タイミングから次の R 波タイミングまで時々刻々、前記境界位置をそれぞれ検出し、時々刻々血流 - 内膜境界位置と中膜 - 外膜境界位置との距離を求め、そのうちの最大値を I M T 値とすれば良いが、本発明はその決定方法をこの例に限定するものではない。

20

【 0068 】

以上説明したように、本実施の形態の超音波診断装置は、被験体の表面から被験体の内部の血管に向かって少なくとも 1 本の超音波信号を照射する超音波プローブ 101 と、超音波プローブ 101 により照射された超音波信号に対して被験体内部から反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する受信部 2 と、血管の中心軸と交差する方向の超音波エコー信号の振幅情報を処理する振幅情報処理部 5 と、血管の中心軸と交差する方向の超音波エコーの位相情報を処理する位相情報処理部 6 と、振幅情報処理部 5 から送出された少なくとも 1 つの処理結果ならびに位相情報処理部 6 から送出された少なくとも 1 つの処理結果に基づいて、血管を通過して血液が流れる血流領域と血管の内膜との間の境界位置を示す血流内膜境界位置情報と、血管の中膜と外膜 301 の境界位置を示す中膜外膜境界位置情報とを検出する境界位置検出部 7 と、境界位置検出部 7 において検出された血流内膜境界位置情報ならびに中膜外膜境界位置情報から血管の内膜から中膜までの厚みを示す I M T 値を算出する I M T 値算出部 9 とを備えたことにより、被験体内に存在する内膜輝度値の変化に大きく依存せず、かつ血管内にアテロームのような局所病変が存在する場合であっても、血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜 301 との境界位置を正確に検出することができ、操作者が超音波エコー信号の強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した位置とに大きな差がなくなり、不自然さがなくなる他、正確な血管の I M T 値を計測することが可能になる。

30

40

【 0069 】

（第 2 の実施の形態）

図 4 は本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図 4 において、前述の第 1 の実施の形態の超音波診断装置と同じ構成要素については同じ符号用い、説明を省略する。また、血管の血流内膜境界位置情報 71、中膜外膜境界位置情報 72 の検出方法については、第 1 の実施の形態と同様であるので、説明を省略する。

【 0070 】

10

20

30

40

50

図4に示すように、本実施の形態の超音波診断装置は、第1の実施の形態の超音波診断装置の構成に加えて、振幅情報処理部5の結果をフィルタリング処理して境界位置検出部7へ送出する第1フィルタ部25と、振幅情報処理部6の結果をフィルタリング処理して境界位置検出部7へ送出する第2フィルタ部26と、境界位置検出部7の処理結果をフィルタリング処理してIMT値算出部9および画像合成部10へ送出する第3フィルタ部27と、第1フィルタ部25、第2フィルタ部26、第3フィルタ部27を制御するフィルタ制御部28とを設けている。

【0071】

以下、本実施の形態の超音波診断装置の動作について図5～図7を参照して説明する。なお、本実施の形態の超音波診断装置の動作は、第1の実施の形態の超音波診断装置の動作に対し、第1フィルタ部25、第2フィルタ部26、第3フィルタ部27、フィルタ制御部28により実行される処理が異なるだけなので、その他の動作の説明は省略する。

10

【0072】

まず、振幅情報処理部5から送出された処理結果は第1フィルタ部25にて、又、位相情報処理部6から送出された処理結果は第2フィルタ部26にて、それぞれ、体表面からの深さ方向にフィルタリング処理され、境界検出部7へと送出される。

【0073】

第1フィルタ部25で実行されるフィルタリング処理の一例について図5を参照して説明する。図5において、超音波パルスの進路を示すある音響走査線H上の深さDの点における振幅情報処理結果51をA(H, D)として、第1フィルタ部25から境界検出部7へ送出される出力データの1つをA'(H, D)として表している。出力データA'(H, D)は、振幅情報処理結果51を体表面から深さ方向へフィルタリング処理した場合のデータとすると、以下のように表される。

20

【0074】

$$A'(H, D) = \{ A(H, D-1) + A(H, D) + A(H, D+1) \} / 3$$

これは、第1フィルタ部25に一番単純なフィルタである加重平均フィルタを採用した場合の例である。第2フィルタ部26においても同様のフィルタリング処理を位相情報処理結果61に行い、出力データを境界位置検出部7へ送出する。

【0075】

なお、上述の説明では、着目するデータのある点における処理結果、例えば、A(H, D)とその周辺の2点における処理結果、例えば、A(H, D-1)、A(H, D+1)の3個とし、第1フィルタ部25および第2フィルタ部26が採用するフィルタの種類を加重平均フィルタとして説明しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、着目するデータ数は幾つでも良く、又、第1フィルタ部25および第2フィルタ部26は、一般的なFIRフィルタや非線形フィルタなど、振幅情報処理結果51ならびに位相情報処理結果61に含まれるノイズを除去可能なものであれば如何なるフィルタでも良い。さらに、振幅情報処理結果51と位相情報処理結果61に適用するフィルタの種類や特性は同一である必要はないことは言うまでもない。

30

【0076】

図6にフィルタリング処理の別の一例を示す。図6は、ある音響走査線H上の深さDにおける点における振幅情報処理結果51をA(H, D)とし、第1フィルタ部25から境界位置検出部7へ送出される出力データの1つをA"(H, D)として表している。出力データA"(H, D)は、振幅情報処理結果51を体表面から深さ方向ならびに音響走査線方向へフィルタリング処理した場合のデータとすると、以下のように表される。

40

【0077】

$$A''(H, D) = \{ A(H-1, D-1) + A(H-1, D) + A(H-1, D+1) + A(H, D-1) + A(H, D) + A(H, D+1) + A(H+1, D-1) + A(H+1, D) + A(H+1, D+1) \} / 9$$

これは、第1フィルタ部25に単純なフィルタリング処理として加重平均2次元フィルタを用いた場合の例である。第2フィルタ部26においても同様のフィルタリング処理を位相情報処理結果61に行い、境界位置検出部7へ出力データを境界位置検出部7へ送出

50

する。

【 0 0 7 8 】

なお、上述の説明では、着目するデータのある点における処理結果、例えば、A(H,D)、とその周辺の8点における処理結果、例えば、A(H-1, D-1)、A(H-1, D)、A(H-1, D+1)、A(H, D-1)、A(H, D+1)、A(H+1, D-1)、A(H+1, D)、A(H+1, D+1)の9個とし、第1フィルタ部25および第2フィルタ部26が採用するフィルタの種類を加重平均2次元フィルタとして説明しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、着目するデータ数は幾つでも良く、又、第1フィルタ部25および第2フィルタ部26は、一般的な2次元FIRフィルタや2次元非線形フィルタなど、振幅情報処理結果51ならびに位相情報処理結果61に含まれるノイズを除去可能なものであれば何でも良い。さらに、振幅情報処理結果51と位相情報処理結果61に適用するフィルタの種類や特性は同一である必要はないことは言うまでもない。

10

【 0 0 7 9 】

このような構成にすることで、境界位置検出部7はエコー信号の強度ならびに位相情報を処理した結果に含まれるノイズの影響を受けにくくなり、より正確な血流内膜境界位置情報71ならびに中膜外膜境界位置情報72を検出可能となる。

【 0 0 8 0 】

境界位置検出部7において検出された血流内膜境界位置情報71ならびに中膜外膜境界位置情報72は第3フィルタ部27へそれぞれ送出され、血管の画像が長軸方向へ滑らかに繋がるようにフィルタリング処理される。この第3フィルタ部27の主な役割は、境界位置検出部7にて検出された血流内膜境界位置情報71および中膜外膜境界位置情報72に含まれるノイズを除去するためであり、境界位置と操作者がエコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した境界位置とに大きな差をなくし、不自然さをなくすことである。

20

【 0 0 8 1 】

第3フィルタ部27で実行されるフィルタリング処理の一例について図7を参照して説明する。図7において、超音波パルスの進路を示すある音響走査線H上での境界位置をK(H)として、第3フィルタ部28からIMT値算出部9へ送出される出力データの1つをK'(H)として表している。出力データK'(H)は、血流内膜境界位置情報71をフィルタリング処理した場合のデータとすると、以下のように表される。

30

【 0 0 8 2 】

$$K'(H) = \{K(H-1) + K(H) + K(H+1)\} / 3$$

これは、第3フィルタ部27に一番単純なフィルタである加重平均フィルタを採用した場合の例である。ここでは、血流内膜境界位置情報71を例にしたが、中膜外膜境界位置情報72に対しても同様の処理を行う。

【 0 0 8 3 】

以上説明したように、本実施の形態の超音波診断装置は、被験体の表面から被験体の内部の血管に向かって少なくとも1本の超音波信号を照射する超音波プローブ101と、超音波プローブ101により照射された超音波信号に対して被験体内部から反射された超音波エコー信号を受信し、電気信号に変換する受信部2と、血管の中心軸と交差する方向の超音波エコー信号の振幅情報を処理する振幅情報処理部5と、血管の中心軸と交差する方向の超音波エコーの位相情報を処理する位相情報処理部6と、振幅情報処理部5から送出された少なくとも1つの処理結果ならびに位相情報処理部6から送出された少なくとも1つの処理結果とに基づいて、血管を通過して血液が流れる血流領域と血管の内膜との間の境界位置を示す血流内膜境界位置情報と、血管の中膜と外膜301の境界位置を示す中膜外膜境界位置情報とを検出する境界位置検出部7と、境界位置検出部7において検出された血流内膜境界位置情報ならびに中膜外膜境界位置情報から血管の内膜から中膜までの厚みを示すIMT値を算出するIMT値算出部9に加えて、振幅情報処理部5の結果をフィルタリング処理して境界位置検出部7へ送出する第1フィルタ部25と、振幅情報処理部6の結果をフィルタリング処理して境界位置検出部7へ送出する第2フィルタ部26と、境

40

50

界位置検出部 7 の処理結果をフィルタフィルタリング処理して I M T 値算出部 9 および画像合成部 10 へ送出する第 3 フィルタ部 27 と、第 1 フィルタ部 25、第 2 フィルタ部 26、第 3 フィルタ部 27 を制御するフィルタ制御部 28 とを設けているため、被験体内に存在する内膜輝度値の変化に大きく依存せず、かつ血管内にアテロームのような局所病変が存在する場合であっても、血流と内膜との境界位置ならびに中膜と外膜 301 との境界位置を正確に検出することができるとともに、境界位置検出部 7 にて検出された血流内膜境界位置情報 71 および中膜外膜境界位置情報 72 に含まれるノイズが除去されるため、エコー信号の強度ならびに位相情報を処理した結果に含まれるノイズの影響を受けにくくなり、I M T 値算出部 9 はより正確に I M T 値を算出することができ、画像合成部 10 もより正確に、B モード処理部 4 で生成された画像情報と境界位置検出部 7 で生成された画像情報とを合成することができるため、検出した境界位置と、操作者が超音波エコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した境界位置との間に大きな差がなくなり、不自然さがなくなる他、正確な血管の I M T 値を計測することが可能になる。

10

【0084】

なお、上記説明は、着目するデータをある点における処理結果、例えば、K(H)とその周辺の 2 点における処理結果、例えば、K(H-1)、K(H+1)の 3 個とし、第 3 フィルタ部 27 が採用するフィルタの種類を加重平均フィルタとして説明しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、着目するデータ数はいくつでも良く、又、第 3 フィルタ部 27 は、一般的な F I R フィルタや I I R フィルタ、非線形フィルタなど、境界位置検出部 7 にて検出された血流内膜境界位置情報 71 および中膜外膜境界位置情報 72 に含まれるノイズを除去可能なものであれば如何なるフィルタでも良い。さらに、血流内膜境界位置情報 71 と中膜外膜境界位置情報 72 とに適用するフィルタの種類や特性は同一である必要はない。フィルタ制御部 28 は第 1 フィルタ部 25、第 2 フィルタ部 26、第 3 フィルタ部 27 に適用するフィルタ係数を、他の装置と連携して、またはオペレータによる操作により設定可能とする。

20

【産業上の利用可能性】

【0085】

以上説明したように、本発明に係わる超音波診断装置は、被験体内に存在する内膜輝度値の変化に大きく依存せず、かつ血管内にアテロームのような局所病変が存在する場合であっても、血流領域 304 と血管壁 305、311 との境界位置を正しく検出することができる。又、このようにして検出された血流領域 304 と血管壁 305、311 の境界位置、中膜の位置と、操作者がエコー強度を利用した輝度情報から視覚的に判断した位置とに大きな差がなくなり、不自然さもなくなる。このため、本発明の超音波診断装置は、エコー強度と組織の特性から抽出される情報を組み合わせ、操作者が視覚的に判断する場合と極めて近い血流領域 304 と血管壁 305、311 の境界と、中膜の位置とを自動的に検出し、正確な血管壁の I M T 値を計測できることから、医用分野において超音波エコーを利用した血管性状の画像表示や診断などに有用である。

30

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

40

【図 2】図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の基本的な動作を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の基本的な動作を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 5】図 5 は、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置を構成する第 1 フィルタ部および第 2 フィルタ部の動作例を説明するための模式図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置を構成する第 1 フィルタ部

50

および第2フィルタ部の動作の一例を説明するための模式図である。

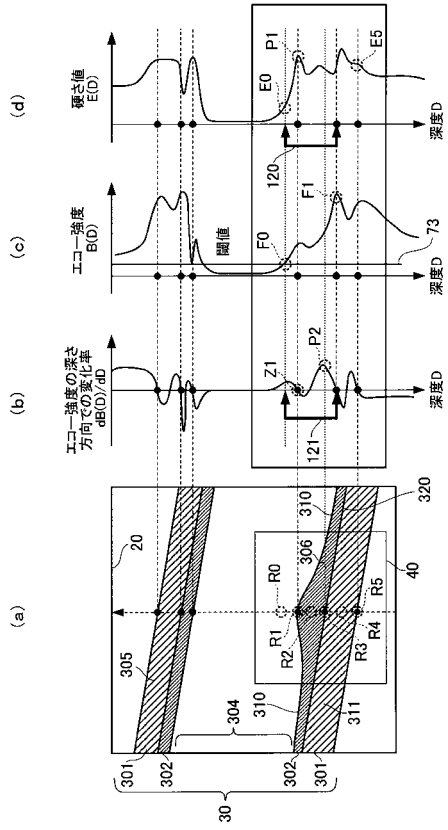
【図7】図7は、本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置を構成する第3フィルタ部の動作の一例を説明するための模式図である。

【符号の説明】

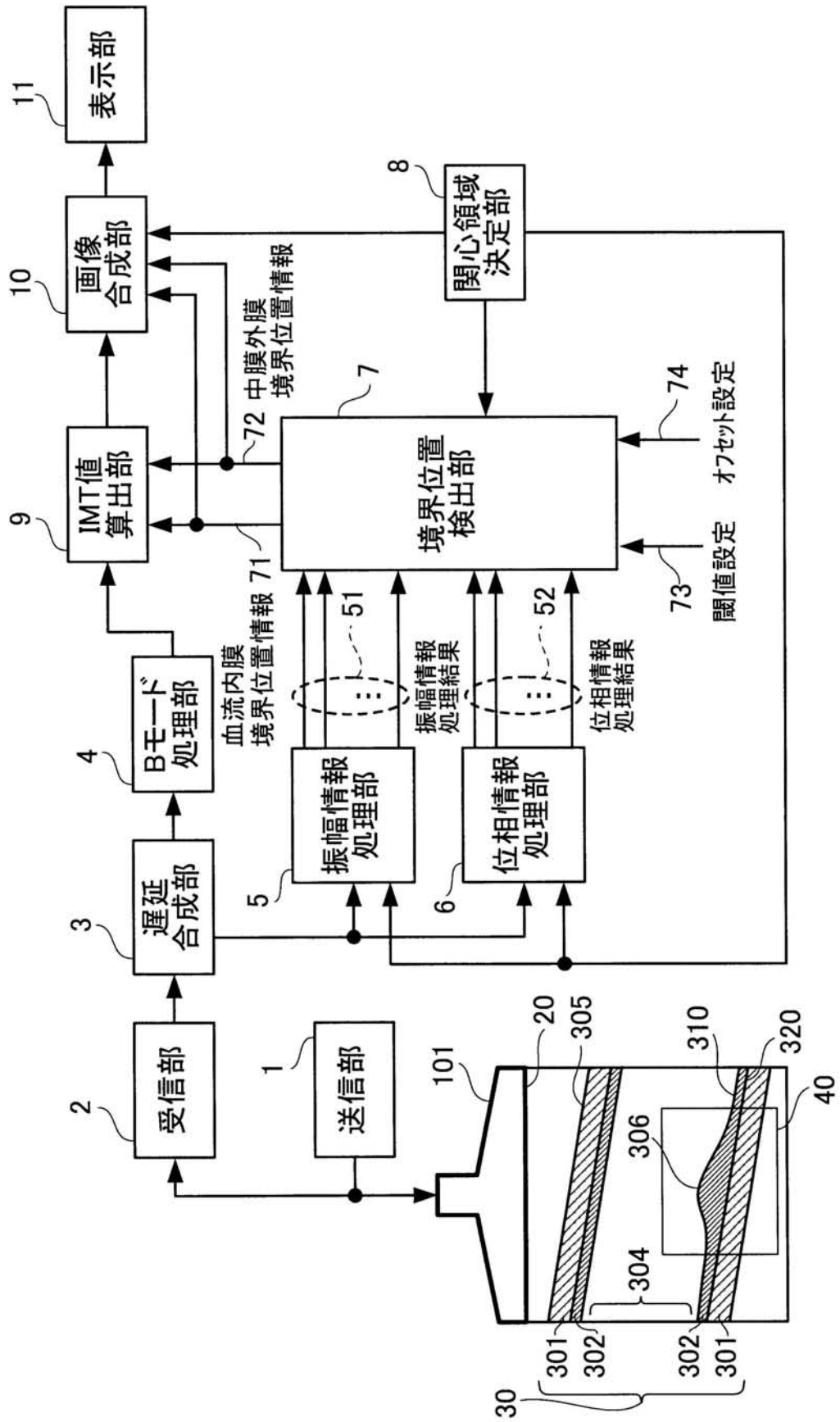
【0087】

- 1 送信部
- 2 受信部（超音波エコー信号受信部）
- 3 遅延合成部
- 4 Bモード処理部
- 5 振幅情報処理部 10
- 6 位相情報処理部
- 7 境界位置検出部
- 8 関心領域決定部
- 9 I M T 値算出部
- 10 画像合成部
- 11 表示部（表示手段）
- 20 被験体の皮膚表面
- 25 第1フィルタ部
- 26 第2フィルタ部
- 27 第3フィルタ部 20
- 28 フィルタ制御部
- 30 血管
- 40 関心領域
- 51、52 振幅情報処理結果
- 61、62 位相情報処理結果
- 71 血流内膜境界位置情報
- 72 中膜外膜境界位置情報
- 73 閾値
- 74 オフセット値
- 101 超音波プローブ（超音波信号照射部） 30
- 120、121 境界位置検出範囲
- 301 外膜
- 302 内中膜
- 304 血流領域
- 305 第1血管壁
- 306 アテローム
- 310 血流と内膜との境界位置
- 311 第2血管壁
- 320 中膜と外膜との境界位置

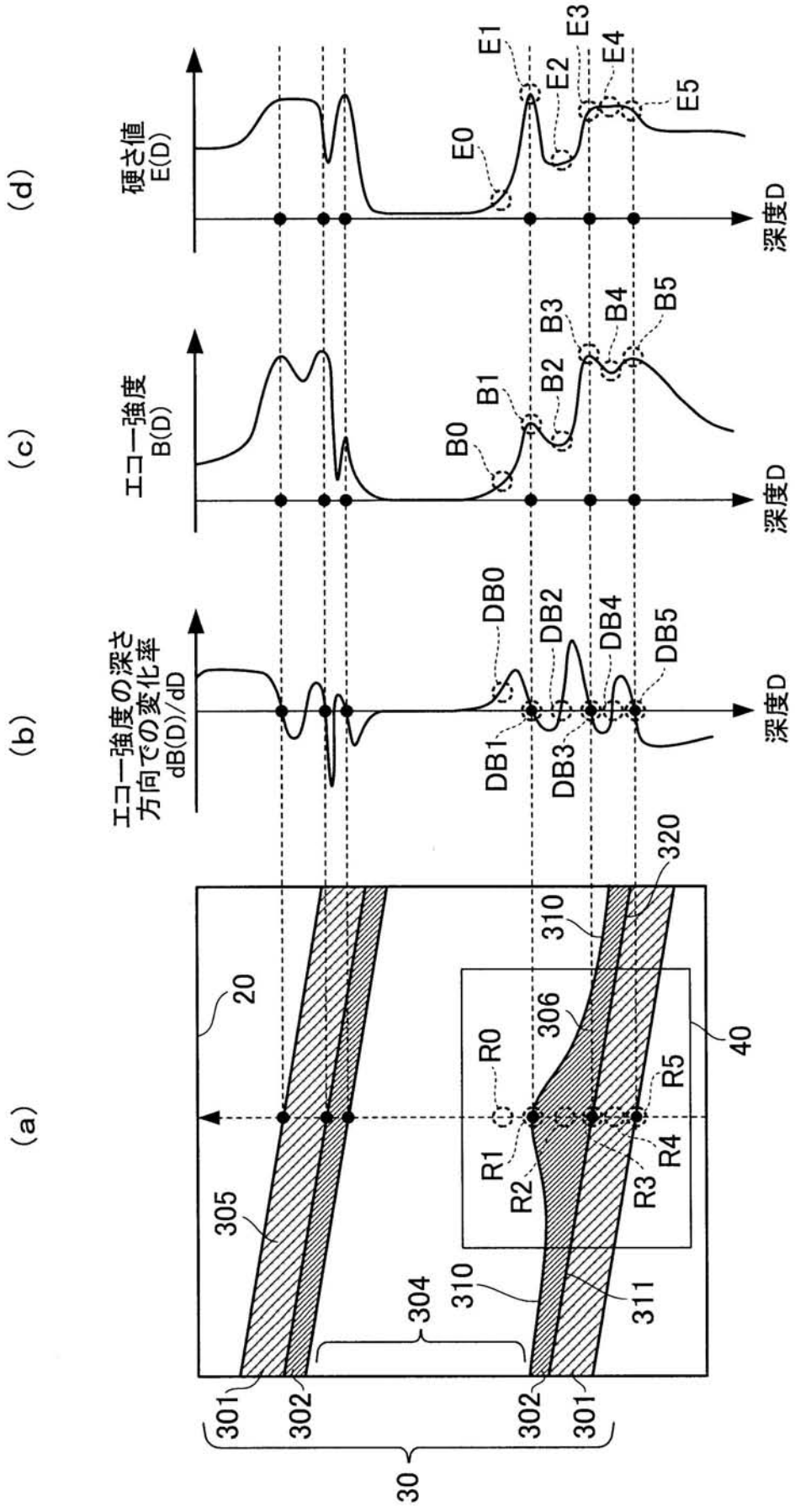
【 図 3 】



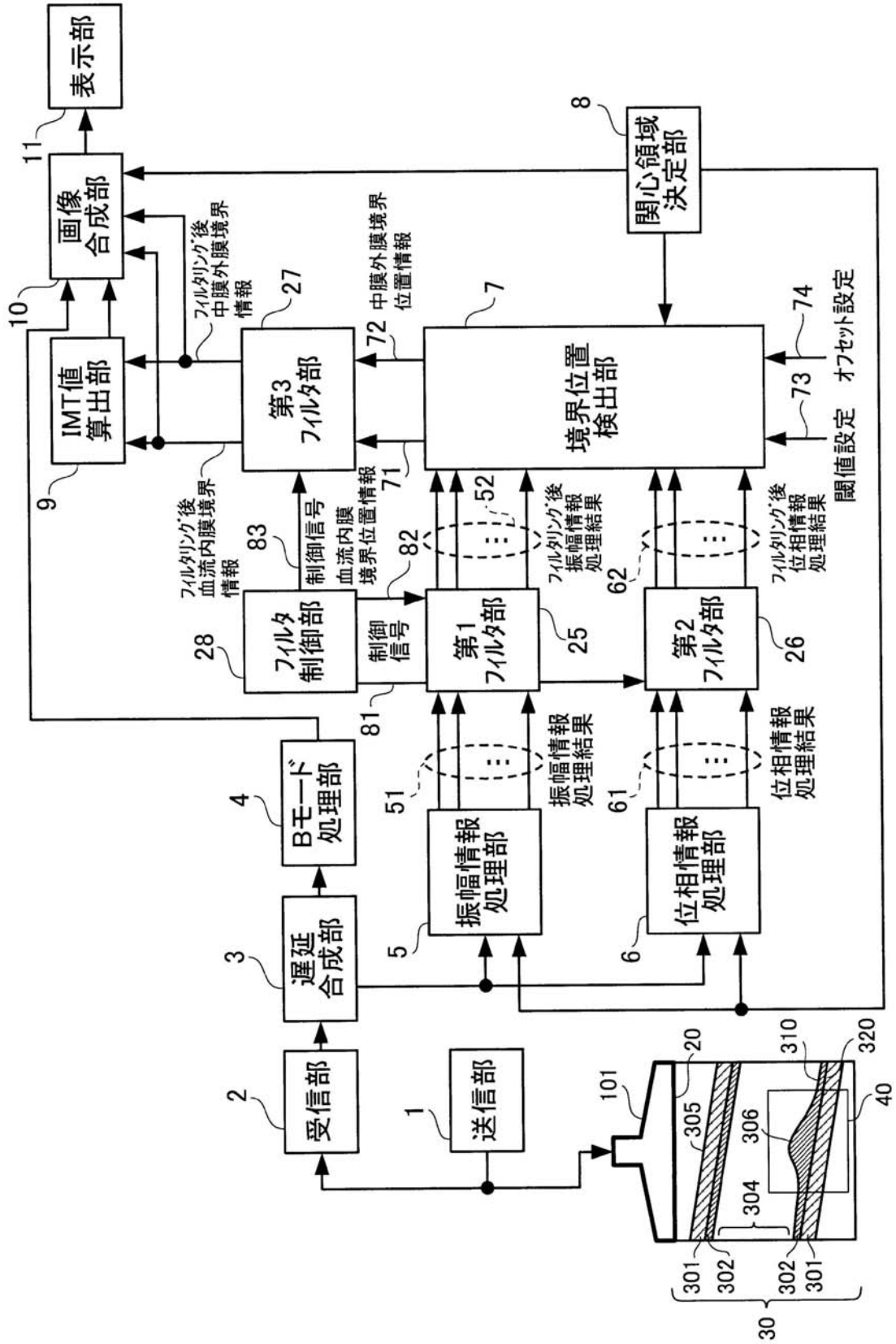
【図1】



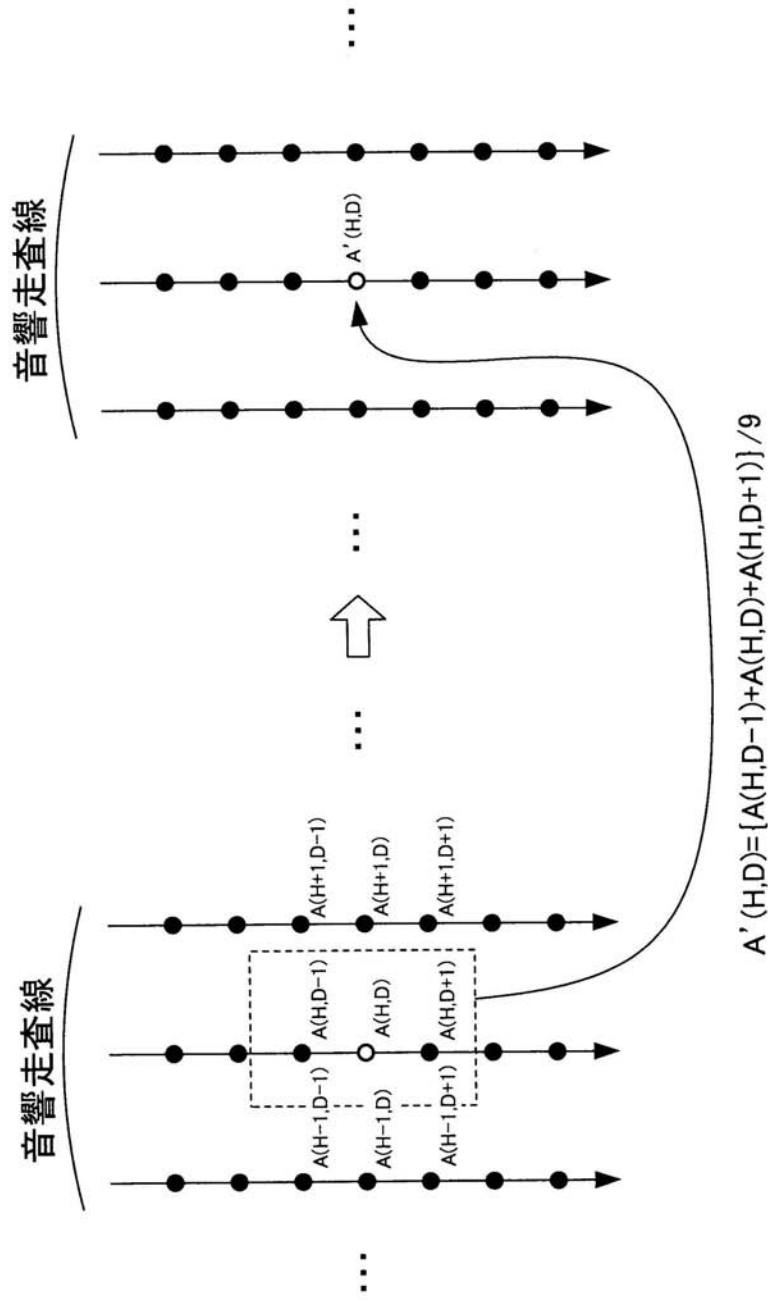
【 図 2 】



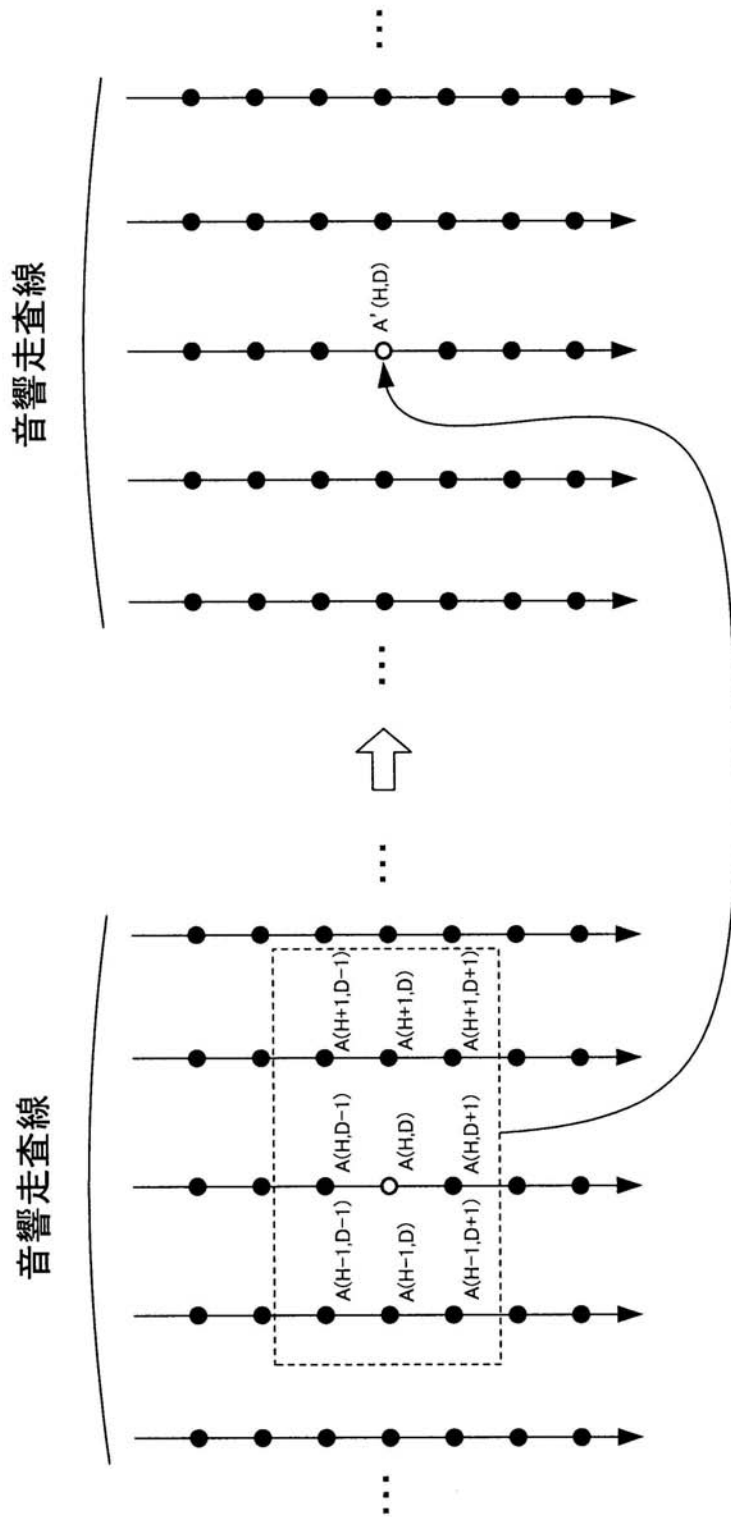
【 図 4 】



【 図 5 】

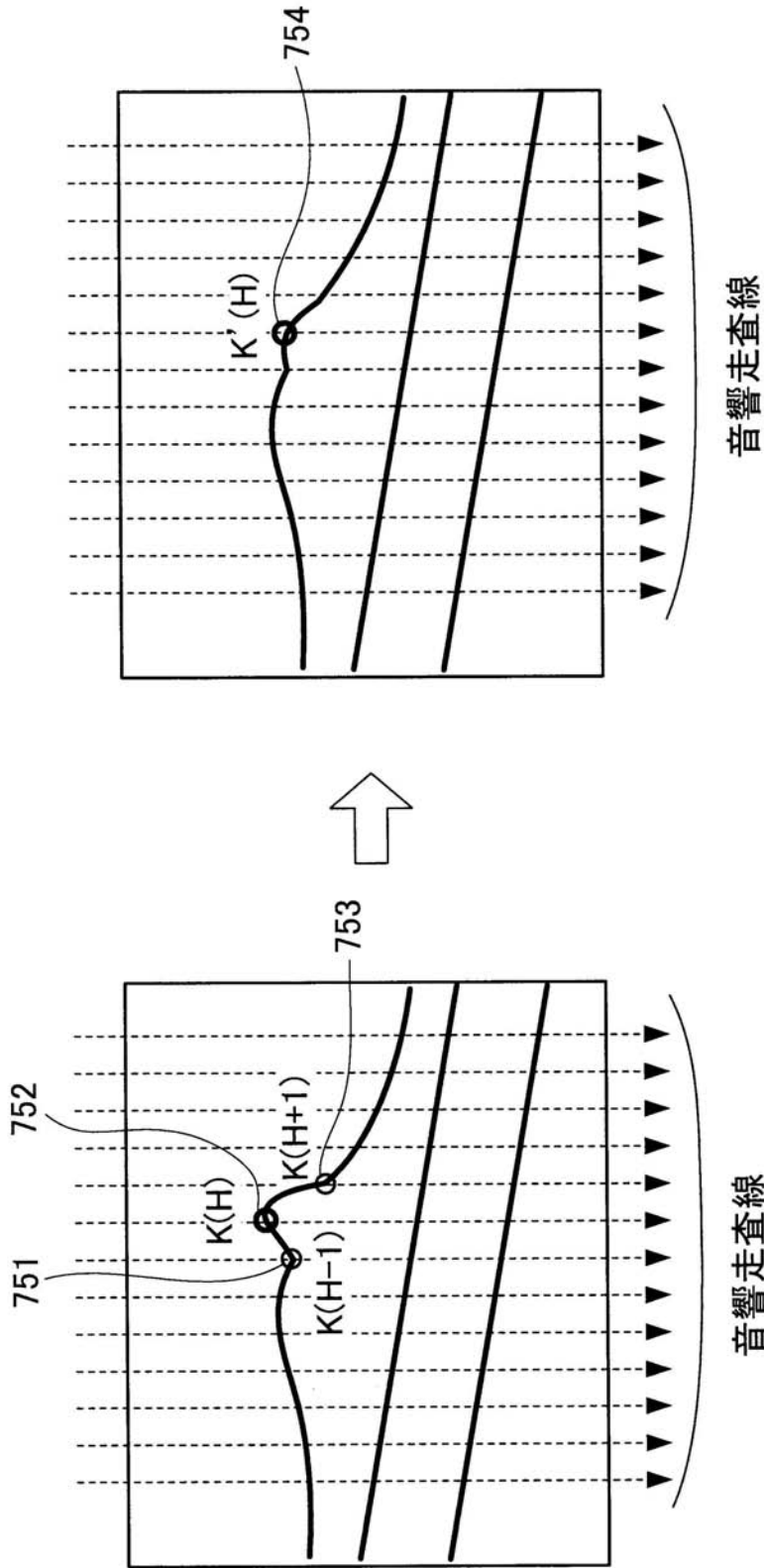


【 図 6 】



$$A'(H,D) = [A(H-1,D-1) + A(H-1,D) + A(H-1,D+1) + A(H,D-1) + A(H,D) + A(H,D+1) + A(H+1,D-1) + A(H+1,D) + A(H+1,D+1)] / 9$$

【 図 7 】



$$K'(H) = [K(H-1) + K(H) + K(H+1)] / 3$$

フロントページの続き

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平11-318896(JP,A)
国際公開第2004/112568(WO,A1)
国際公開第2005/002446(WO,A1)
国際公開第2004/103185(WO,A1)
特開2001-292995(JP,A)
特開2000-271117(JP,A)
特開2004-344370(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4829960B2	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2008506249	申请日	2007-03-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福元刚智 萩原尚 鈴木隆夫		
发明人	福元 刚智 萩原 尚 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2006076855 2006-03-20 JP		
其他公开文献	JPWO2007108359A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够通过超声波正确测量IMT值的超声波诊断装置。用于照射超声波脉冲的发送单元1，用于接收从对象内部反射的超声回波信号并将其转换为电信号的接收单元2，用于处理超声回波信号的幅度信息的幅度信息处理单元5相位信息处理单元6，用于处理超声回波信号的相位信息，从幅度信息处理单元发送的至少一个处理结果和从相位信息处理单元发送的至少一个处理结果，边界位置检测单元7，用于确定流动与内膜之间的边界位置以及内侧与心外膜之间的边界位置，边界位置检测单元7，用于确定血流与内膜之间的边界位置，内侧与心外膜之间的边界位置并且IMT值计算单元9用于计算血管的IMT值。

3

