

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4890554号
(P4890554)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-530874 (P2008-530874)	(73) 特許権者	504157024
(86) (22) 出願日	平成19年8月15日 (2007.8.15)		国立大学法人東北大学
(86) 国際出願番号	PCT/JP2007/065901		宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(87) 国際公開番号	W02008/023618	(73) 特許権者	000005821
(87) 国際公開日	平成20年2月28日 (2008.2.28)		パナソニック株式会社
審査請求日	平成22年8月2日 (2010.8.2)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2006-224064 (P2006-224064)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成18年8月21日 (2006.8.21)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	金井 浩
			宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
			国立大学法人東北大学内
		(72) 発明者	長谷川 英之
			宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
			国立大学法人東北大学内

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】

動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、

前記超音波が前記被検体において反射することにより得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、

前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、

10

20

前記運動情報算出部は、異なる２つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項４】

前記運動情報算出部は、第１のフレームにおける受信信号の振幅情報と第２のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記２つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する請求項３に記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、

10

前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも１つの境界の位置を決定する請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流 - 内膜境界の位置を決定する請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項７】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜 - 外膜境界の位置を決定する請求項２に記載の超音波診断装置。

20

【請求項８】

前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する急峻な立ち下り位置に基づいて、前記外膜 - 体側の結合組織境界の位置を決定する請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも１つの境界を前記断層画像に重畳して表示する請求項１から８のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

30

前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、

前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する請求項９に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は医療用の超音波診断装置に関し、特に血管壁を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【０００２】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体内を観察する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を断層画像として得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。被検体内を非観血的に観察できるため、超音波診断装置はＸ線ＣＴやＭＲＩと並んで、臨床現場では不可欠な装置となっている。

【０００３】

近年、動脈硬化を患う人が増加しており、動脈硬化を診断するために、超音波診断装置を用いた頸動脈エコーが行われている。動脈硬化が進行すると血管壁が厚くなり血管が狭

50

窄してくる。このため、血管壁の厚さを計測することによって動脈硬化を診断することが可能である。頸動脈は、内側から順に内膜、中膜、外膜の3層を有する構造を備えていることが知られており、頸動脈エコーでは、この内膜と中膜をあわせた厚さ（内中膜複合体厚：以下IMTと呼ぶ）を計測し、動脈硬化の指標としている。非特許文献1によれば、IMTが1.1mm以上を異常肥厚と診断する。

【0004】

従来、IMTの計測は手動で行われている。具体的には、操作者が、上述した方法により得られた断層画像上において内膜、中膜および外膜の位置を判断し、超音波診断装置に一般的に標準装備されている断層画像上の長さ計測機能を用いて厚さが求められる。

【0005】

10

また、近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、特許文献1に開示されるように、反射波の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織、特に動脈血管壁の歪みや弾性率を求めることが試みられている。

【0006】

血管壁の弾性率を求める場合にも、血管壁の厚さを計測する必要がある。従来、内膜、中膜および外膜を合わせた血管壁の厚さを、上述したように、断層画像上の長さ計測機能を用いて、手動で計測することが行われている。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【非特許文献1】頸動脈エコー、古幡博、ベクトル・コア社、2004、ISBN4-938372-88-6

20

【非特許文献2】S. Golemati, et al., Ultrasound Med. Biol. vol. 29, pp. 387-399, 2003

【非特許文献3】J. Bang, et al., Ultrasound Med. Biol., vol. 29, pp. 967-976, 2003

【非特許文献4】M. Cinthio, et al., IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., vol. 52, pp. 1300-1311, 2005

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

30

しかしながら、断層画像に基づいて操作者が血管壁の厚さやIMTを測定する場合、操作者により、画像の認識や識別の仕方に癖があり、操作者による計測値のばらつきが生じる可能性がある。

【0008】

また、内膜の内側の境界、つまり、血流と内膜との境界は、血管壁に粥種が生じていると血流と粥種とは同程度の輝度で画像表示されることがあり、血流と内膜との境界が判別しにくい。同様に、外膜と体側の結合組織との境界も画像上における判別が困難である。

【0009】

さらに、被検体から得られるエコー信号には、スペックルと呼ばれる干渉波が重畳しており、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより得られる断層画像は、スペックルの影響を受ける。このため、スペックルにより、血管壁や血管壁を構成する各膜の境界が判別しにくくなることがある。このため、正確な血管壁の厚さやIMTを求めることが困難となる場合がある。

40

【0010】

本発明はこのような従来技術の課題を解決し、正確な血管壁の厚さやIMTを求めることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、動脈血管壁を含む被検体の計測領域へ超音波を送信するための超音波探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記被検体において反射することに

50

より得られる反射波を、前記超音波探触子を用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する運動情報算出部と、前記運動情報に基づいて、前記計測領域中における前記動脈血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界のうちの少なくとも1つの境界の位置を決定する境界位置決定部とを備える。

【0012】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の変位量の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出した変位量分布曲線を算出し、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

【0013】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、前記計測領域を前記超音波で走査することにより、1フレーム分の前記受信信号を複数回繰り返し取得し、前記運動情報算出部は、異なる2つのフレーム間において、前記受信信号の振幅を比較することにより、前記計測領域内の各計測点の軸方向の変位量を算出する。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、第1のフレームにおける受信信号の振幅情報と第2のフレームにおける受信信号の振幅情報との相関を計算することによって、前記計測領域内の各計測点の前記2つのフレーム間における軸方向の変位量を算出する。

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報算出部は、前記軸方向の運動情報の分布を前記動脈血管壁の径方向に沿って算出し、前記境界位置決定部は、前記運動情報の分布に基づいて、前記少なくとも1つの境界の位置を決定する。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、血管腔側に最も近接する急峻な立ち上がり位置に基づいて、前記血流 - 内膜境界の位置を決定する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する極小値の位置に基づいて、前記中膜 - 外膜境界の位置を決定する。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記境界位置決定部は、前記変位量分布曲線のうち、体側の結合組織側に最も近接する急峻な立ち下がり位置に基づいて、前記外膜 - 体側の結合組織境界の位置を決定する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域の断層画像を示す信号を生成する断層画像処理部を更に備え、前記少なくとも1つの境界を前記断層画像に重畳して表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づいて前記計測領域内の計測点間の弾性率を算出する弾性率値算出部をさらに備え、前記算出した弾性率値の二次元マッピング画像をさらに表示する。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、動脈血管の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界の少なくとも1つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さやIMTを求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 2 】

動脈血管は、動脈内を移動する血液の血流および血圧変化に応じて径方向に拡張・収縮する。このため、心周期に同期して動脈壁は径方向へ移動する。通常、動脈血管は血管が伸びる軸方向へ運動しないと見なされ、動脈壁の運動解析においても、軸方向への運動は考慮されていなかった。

【 0 0 2 3 】

しかし、非特許文献 2、3 および 4 などに示されているように、近年、動脈硬化の指標として計測される頸動脈の動脈壁は、心周期に同期してわずかに軸方向へ運動することが確認されている。この運動は、心臓の収縮・拡張に伴って、頸動脈が心臓に引っ張られることにより生じるものと考えられる。

10

【 0 0 2 4 】

図 1 (a) ~ (d) を参照して、頸動脈の血管壁の径方向および軸方向の運動について説明する。図 1 (a) は超音波診断装置を用いて計測を行った被検体の測定領域を模式的に示している。図 1 (a) に示すように、血管壁の血管腔に近い側から順に計測点 A、B、C を設定している。図 1 (b) は、一心周期分の心電波形を示しており、図 1 (c) および (d) は、それぞれ計測点 A、B、C の軸方向および径方向の変位量の一周期分を示している。図 1 (c) および (d) において、横軸は時間を示しており、心臓側への移動方向および血管の外側への移動方向を縦軸の正の方向にとっている。

【 0 0 2 5 】

これらの図に示すように、心臓の収縮期において血液が心臓により押し出され、血圧が上昇することによって血管が拡張し、血管壁の計測点 A、B、C が血管の外側へ移動する。一方、血管壁は血管壁の移動の少し前から心臓の収縮によって心臓方向に移動し、血管壁の変位量が最大となる時刻より少し遅れて心臓方向への変位量が最大となる。また、最大変位量は、軸方向においては血管壁の内側ほど大きくなっている。一方、径方向においては、最大変位量は計測点 A が最も大きく、計測点 B、C の最大変位量はほぼ等しくなっている。これは、頸動脈の外側は体側の結合組織に覆われていること、動脈壁は、内膜、中膜および外膜という異なる組織によって構成され、組織ごとに弾性率が異なることなどの理由により、動脈壁の位置によって軸方向および径方向の変位量が異なるためと考えられる。

20

【 0 0 2 6 】

前述したように、頸動脈の動脈壁の軸方向の運動は、心臓の収縮・拡張によるものであると考えられるため、動脈壁を含む被検体の計測領域において、軸方向の運動を検出すれば、心臓に引っ張られない血管腔および体側の結合組織と、動脈壁との境界を決定できる。また、動脈壁を構成する各組織の境界も軸方向の運動を検出することにより決定できるものと考えられる。本願発明者は、このような知見に基づき、血管壁の厚さや I M T を求めることが可能な超音波診断装置を発明した。

30

【 0 0 2 7 】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。図 2 は、本発明による超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。本発明の超音波診断装置を用いて境界の検出が可能な動脈は頸動脈に限られず、心臓に近接し、心臓の収縮・拡張に伴って心臓に引っ張られる動脈であれば境界を検出することができる。

40

【 0 0 2 8 】

本実施形態の超音波診断装置は、受信部 1 0 1、送信部 1 0 2、遅延合成部 1 0 4、直交検波部 1 0 5、断層画像処理部 1 0 6、振幅情報処理部 1 0 7、位相情報処理部 1 0 8、境界位置検出部 1 0 9、運動情報算出部 1 1 0、弾性率算出部 1 1 1、厚さ算出部 1 1 2 および画像合成部 1 1 3 を備える。また、操作者が超音波診断装置に指令を与えるためのユーザインターフェース 1 2 0 と、ユーザインターフェース 1 2 0 からの指令に基づき、これらの各構成要素を制御するマイコンなどからなる制御部 1 2 1 とを備えている。

【 0 0 2 9 】

なお、図 2 に示す各構成要素は必ずしも独立したハードウェアによって構成される必要

50

はない。例えば、位相情報処理部 108、境界位置検出部 109、運動情報算出部 110、弾性率算出部 111 および厚さ算出部 112 などは、マイコンおよびソフトウェアにより構成され、各部の機能が実現されていてもよい。

【0030】

送信部 102 および受信部 101 には超音波を被検体へ向けて送信し、被検体から超音波エコーを受信するための探触子 103 が接続される。超音波診断装置は専用の探触子 103 を備えていてもよいし、汎用の探触子を探触子 103 として用いてもよい。探触子 103 内には複数の圧電素子が配置され、遅延合成部 104 による圧電素子の選択、および、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングの設定によって、送受信する超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

10

【0031】

送信部 102 は、制御部 121 の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子 103 を駆動する高圧信号を発生する。探触子 103 は、送信部 102 で発生した送信信号を超音波に変換して被検体に照射する。

【0032】

被検体内部から反射してきた超音波エコーは、探触子 103 を用いて電気信号に変換され、受信部 101 により増幅されることによって受信信号が生成する。前述したように受信部 101 は、遅延合成部 104 による探触子 103 の圧電変換素子の選択によって、定められた位置（フォーカス）または方向（偏向角）からの超音波のみを検出することができる。

20

【0033】

送信部 102、受信部 101 および遅延合成部 104 のこのような動作により、探触子 103 から照射する超音波が被検体の計測領域を超音波で走査し、1 フレーム分の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を繰り返し、複数のフレーム分の受信信号を得る。たとえば、百数十フレーム分の受信信号を取得する。

【0034】

断層画像処理部 106 はフィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、受信部 101 から受け取った受信信号を信号強度に応じた輝度情報を有する信号に変換する。これにより、被検体の計測領域における断層画像を示す信号が得られる。

【0035】

直交検波部 105 は受信信号を直交検波する。振幅情報処理部 107 は、直交検波された受信信号から振幅情報を求め、運動情報算出部 110 へ出力する。

30

【0036】

運動情報算出部 110 は、直交検波された受信信号の振幅情報に基づき、動脈血管壁の少なくとも軸方向の運動情報を算出する。軸方向の運動情報が得られる限り、運動情報算出部 110 は、二次元の運動情報を求めてもよいし、三次元の運動情報を求めてもよい。境界位置決定部 109 は、得られた運動情報に基づいて計測領域中における動脈血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界のうちの少なくとも 1 つの境界を決定し、決定した境界の計測領域中における位置情報を生成する。

【0037】

厚さ算出部 112 は、境界位置決定部 109 が動脈血管壁の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界のうちの 2 つ以上を決定した場合において、決定した境界間の厚さ（距離）を求める。

40

【0038】

位相情報処理部 108 は、直交検波された受信信号の位相情報を生成し、弾性率値算出部 111 へ出力する。弾性率値算出部 111 は、位相情報から、計測領域内の各計測点の径方向における移動量を算出する。また、外部から被検体の血圧に関する情報を受け取り、厚さ算出部 112 から得られる境界間の厚さと、血圧に関する情報と、各計測点の径方向における移動量とから各計測点間の弾性率値を求める。

【0039】

50

画像合成部 113 は、断層画像処理部 106 から被検体の計測領域における断層画像を示す信号を受け取る。また、境界位置検出部 109 から検出した境界の位置情報を受け取り、厚さ算出部 112 から求めた境界間の厚さを受け取る。そして、境界の位置情報に基づき、決定した境界を示す線を断層画像に重畳した画像信号を生成し、表示部 114 へ出力する。さらに境界間の厚さを示す数値を生成し、表示部 114 へ出力する。

【0040】

また、画像合成部 113 は、各計測点間の弾性率値を受け取り、弾性率値に応じた色調や諧調で弾性率の計測領域における分布を示す二次元マッピングデータを生成し、表示部へ出力する。表示部 114 は画像合成部 113 から出力されるデータを表示する。

【0041】

ユーザインターフェース 120 は、操作者が超音波診断装置に指令を与えるための入力部である。具体的には、ユーザインターフェース 120 はキーボードやトラックボール、マウスなどの入力デバイスである。操作者は、ユーザインターフェース 120 を用いて、弾性率を算出するための関心領域 (ROI) を設定したり、境界位置決定部 109 で決定する境界や厚さ算出部 112 で求める境界間の厚さを選択する。

【0042】

次に、運動情報算出部 110 および境界位置決定部 109 の動作を詳細に説明する。前述したように、本発明では血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を構成する組織の境界を被検体の軸方向の運動を検出することにより決定する。このために、運動情報算出部 110 は、振幅情報処理部 107 から受信信号の振幅情報を受け取り、被検体の軸方向の運動情報の分布を動脈血管壁の径方向に沿って算出し、算出した運動情報の分布に基づいて境界を決定する。運動情報は軸方向の運動速度であってもよいし、軸方向の変位量であってもよい。本実施形態では、軸方向の変位量を利用して境界を検出する。

【0043】

動脈の軸方向の運動情報は、例えば、被検体に向けて径方向と非平行な方向に超音波を送信することによって得ることができる。しかし、通常の超音波診断装置では、径方向と平行な方向に超音波を送受信し被検体内部の情報を得るため、受信信号から直接、軸方向の運動成分を検出することが難しい。このため、本実施形態では、計測領域を超音波で走査することにより、1 フレーム分の受信信号を複数回繰り返し取得し、異なる 2 つのフレーム間において、受信信号の相関を計算することによって、軸方向の変位量を各計測点について推定する。これにより、計測を行った超音波ビームの音響線上の変位量分布曲線が得られる。血管腔および体側の結合組織と動脈壁との境界および動脈壁を構成する組織の境界は、変位量分布曲線から決定される。

【0044】

図 3 を参照して軸方向の変位量の算出を詳細に説明する。まず、図 3 (a) に示すように、例えば第 1 フレームにおける計測領域 20 中に相関を計算するための関心領域 21 を設定する。計測領域 20 において計測点が例えば n 行 m 列で配置されているとする。基準領域 21 は計測点 (s, t) (s, t はそれぞれ n, m 以下の整数) の移動量を求めるために用いられる。

【0045】

図 3 (b) に示すように、第 1 フレームから所定の時間が経過した第 k フレームでは、動脈壁が拡張することにより径方向へ dy 移動するとともに心臓に引っ張られ軸方向に dx 移動したとする。この場合、設定した関心領域 21 は、軸方向および径方向へ移動し、計測点 (p, q) を中心とする領域 21' へ移動している。この場合、図 3 (c) に示すように、第 k フレームにおいて、計測領域 20 内の各計測点について基準領域 21 と同じ大きさの領域 23 を設定し、第 1 フレームの関心領域 21 に対応する受信信号の振幅情報と第 k フレームにおける領域 23 に対応する受信信号の振幅情報との相関を相関関数を用いて計算し、相関係数を求める。計測領域 20 内のすべての計測点について領域 23 を設定し、相関を計算した場合、図 3 (b) に示すように、領域 21' との相関が最も高く、

10

20

30

40

50

相関係数も最大となる。したがって、関心領域 2 1 は第 k フレームにおいて領域 2 1 ' へ移動したと推定され、このときの軸方向の変位量は d_x となる。受信信号の相関を利用して 2 つのフレーム間における注目する部位の位置を特定する方法は、例えば、特開平 8 - 1 6 4 1 3 9 号公報に開示されている。

【 0 0 4 6 】

運動情報算出部 1 1 0 は、この計算を各計測点について行うことにより、計測領域内のすべての計測点の所定の 2 つのフレーム間での変位量を求める。本発明において動脈血管壁の境界の決定に用いるのは軸方向の変位量であるため、径方向の変位量は求めなくてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、相関を求める際、位相情報処理部 1 0 8 において求めた位相情報を参照してもよい。位相情報を用いれば、2 つのフレーム間の位相を比較することによって、各計測点の径方向の変位量を求めることができる。このため、相関を計算すべき領域 2 3 のうち、径方向については位相から求めた変位量だけ径方向にシフトした位置にある領域 2 3、または、その近傍の領域 2 3 のみの相関を計算することによって相関係数が最大となる領域 2 3 を決定できる。その結果、計算量を大幅に低減することができる。

【 0 0 4 8 】

相関を求める計算の精度は、関心領域 2 1 の大きさに依存する。一般に、関心領域が大きくなるほど計算の精度は高くなるが、計算量が増大する。このため、計算量と必要な計算精度とを考慮して関心領域 2 1 の大きさを定めることが好ましい。

【 0 0 4 9 】

上述の方法によって、求められる変位量の軸方向および径方向の分解能は、図 4 に示すように、計測領域に設定された計測点の軸方向および径方向の間隔によって決まる。具体的には、軸方向の分解能は、超音波ビームの音響線 2 3 の間隔 l_1 となる。また、径方向の分解能は、音響線 2 3 上に設定された計測点 2 4 の間隔 l_2 となる。間隔 l_1 または間隔 l_2 が十分には小さくないため、変位量の計測精度があまり高くない場合には、隣接する音響線 2 3 の受信信号を補間し、補間信号 2 3 ' を生成してもよい。これにより軸方向の分解能を高くすることができる。また、同様に音響線 2 3 上の 2 つの計測点間において受信信号を補間し、補間計測点 2 4 ' を生成してもよい。

【 0 0 5 0 】

図 5 において模式的に示すように一心周期中において、第 1 フレームから第 K フレームまでの計測領域 2 0 の受信信号が得られる。第 1 から第 K フレームの中から任意の 2 つのフレームを選択することにより、選択した 2 つのフレーム間に動脈壁が移動した変位量を求めることができる。一般的には、図 1 (c) に示す心臓方向への変位が最も少ない時刻のフレームおよび心臓方向への変位が最も大きい時刻のフレームを選択することにより、軸方向の最大変位量が得られる。これにより、ノイズ等の影響を低減し、以下において説明する、軸方向変位量の径方向分布曲線を精度良く得ることができ、境界の判別精度を高めることができる。しかし、図 1 (c) に示すように、一心周期中において動脈壁の軸方向の運動のタイミングは径方向の位置によって異なる。このため、境界の判別がし易くなるような軸方向変位量の径方向分布曲線が得られるフレームを選択することが好ましい。

【 0 0 5 1 】

運動情報算出部 1 1 0 は、上述した方法により得られた各計測点の軸方向の移動量を 1 つの音響線 (径方向) に沿って求めた変位量分布曲線を生成する。図 6 に示すように、径方向に配列している計測点における変位量をプロットすることにより、変位量分布曲線 6 1 が得られる。図 6 には、対応する計測領域の断面画像を模式的に合わせて示している。

【 0 0 5 2 】

境界位置決定部 1 0 9 は、運動情報算出部 1 1 0 から得られる変位量分布曲線を用いて動脈壁の境界を決定する。図 6 に示すように、得られた変位量分布曲線 6 1 において、血管腔 4 1 側に最も近接する急峻な立ち上がり位置 6 2 が、血管腔 4 1 の血流と内膜 4 2 との境界 5 1 の位置を表す。また、体側の結合組織 4 5 側に最も近接する極小値の位置 6 3

10

20

30

40

50

が、中膜 4 3 と外膜 4 4 との境界 5 3 の位置を表す。体側の結合組織 4 5 側に最も近接する急峻な立ち下がり位置 5 4 は、外膜 4 4 と体側の結合組織 4 5 との境界 5 4 の位置を表している。

【 0 0 5 3 】

このように変位量分布曲線と動脈壁の境界位置とを対応させることができるのは、血流や体側の結合組織は軸方向へ運動しないこと、および、動脈壁を構成する各組織は弾性率が異なるために、軸方向の運動特性が異なることによるものと考えられる。

【 0 0 5 4 】

境界位置決定部 1 0 9 は、上述の關係を用いて、1 つの変位量分布曲線から血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界のうちの少なくとも 1 つの境界の位置を決定する。具体的には、径方向に計測点をシフトさせながら直線の計測点との変位量を比較し、上述した曲線の立ち上がり位置や極小値や立ち下りの位置を決定する。変位量分布曲線は、各音響線において求められるので、各変位量分布曲線において、境界を定めることにより、計測領域全体において、血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界または外膜 - 体側の結合組織境界の位置を決定することができる。

【 0 0 5 5 】

図 7 は、本実施形態の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において表示部 1 1 4 に表示される画像の一例を示している。図 7 に示すように、表示部 1 1 4 には、計測領域の断層画像 7 0 が表示される。断層画像は動脈の血管腔 4 1、内膜 4 2、中膜 4 3、外膜 4 4 および体側の結合組織 4 5 が示されている。また、断層画像 7 0 には弾性率を計測する領域である関心領域 8 0 が表示されている。関心領域 8 0 の位置や大きさは操作者がユーザインターフェース 1 2 0 (図 2) を用いて、任意に設定できる。

【 0 0 5 6 】

また、関心領域 8 0 内において、境界位置決定部 1 0 9 が決定した血流 - 内膜境界線 7 5 と中膜 - 外膜境界線 7 6 が表示されている。どの境界を表示するかは、操作者がユーザインターフェース 1 2 0 を用いて指定できる。

【 0 0 5 7 】

表示部 1 1 4 の画面にはさらに断層画像 7 0 上において設定した関心領域 8 0 内の弾性率値が断層画像 7 1 に重畳され、二次元マッピング表示されている。弾性率値は、カラーバー 7 3 で示される弾性率値に応じた色調または諧調で表示されている。境界位置決定部 1 0 9 が決定した血流 - 内膜境界線 7 5 ' と中膜 - 外膜境界線 7 6 ' を断層画像 7 1 上に表示してもよい。

【 0 0 5 8 】

また、表示部 1 1 4 の画面にはカーソル 8 1 上における境界線 7 5 と境界線 7 6 との距離である I M T の値 7 7 が表示される。図 7 には外膜 - 体側の結合組織境界 4 5 は表示されていないが、血流 - 内膜境界線 7 5 と外膜 - 体側の結合組織境界線とを表示させた場合には、血管壁の厚さの値 7 8 が表示される。

【 0 0 5 9 】

本実施形態によれば、動脈血管の血流 - 内膜境界、中膜 - 外膜境界および外膜 - 体側の結合組織境界の少なくとも 1 つを動脈血管の軸方向の運動情報に基づき決定する。このため、操作者による計測値のばらつきが生じることなく、血管壁の厚さや I M T を求めることができる。また、軸方向の移動量を、受信信号の振幅情報のパターンマッチングを利用して決定するため、多少ノイズが受信信号に重畳していても、精度良く移動量を算出することができる。このため、スペックルなどの影響を受けにくく、正確に境界の位置を決定することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

なお、上記実施形態では、超音波診断装置は弾性率の分布を求めるために直交検波部と位相情報処理部を備えているが、弾性率を求めない場合には、これらの構成を備えていなくてもよい。この場合、断層画像処理部から得られる信号を受け取り運動情報算出部が動

10

20

30

40

50

脈壁の軸方向の運動情報を算出してもよく、振幅情報処理部を断層画像処理部とは別に設けなくてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0061】

本発明は医療用の超音波診断装置に好適に用いられ、特に、動脈血管の診断に用いる超音波診断装置に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】頸動脈の動脈壁の運動を説明する図であって、(a)は動脈壁に設定した計測点の位置を示す模式図であり、(b)は、被検体の心電図を示し、(c)および(d)は、計測点の軸方向および径方向の一周期中の移動量を示すグラフである。

10

【図2】本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図3】(a)～(c)は動脈壁の移動量を算出する手順を説明する図である。

【図4】計測領域における計測点を説明する図である。

【図5】超音波による計測がフレーム単位で行われることを説明する図である。

【図6】軸方向変位量の径方向における分布曲線から動脈壁の境界を定める方法を説明する図である。

【図7】図1の超音波診断装置を用いて動脈壁を含む被検体の計測を行った場合において、表示部に表示される画像の一例を示している。

【符号の説明】

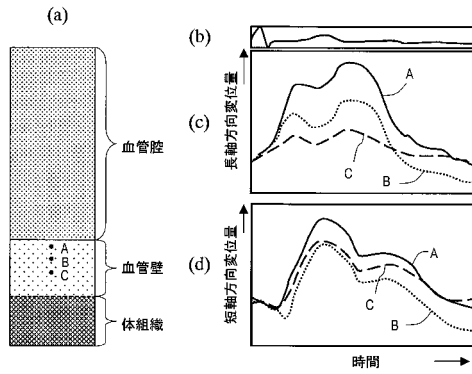
20

【0063】

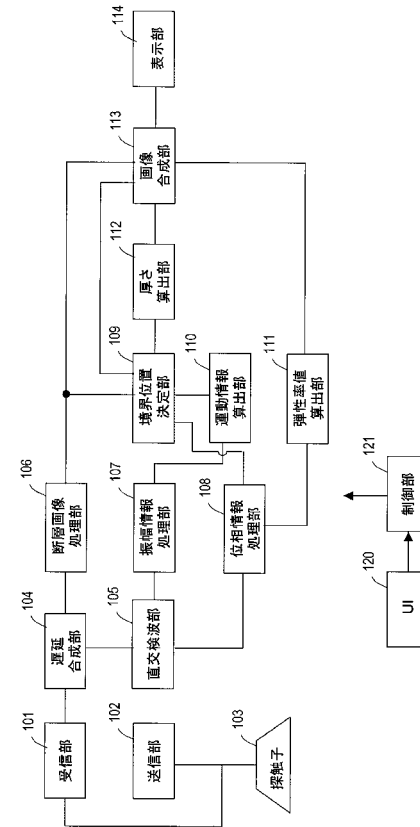
- 101 受信部
- 102 送信部
- 103 探触子
- 104 遅延合成部
- 105 直交検波部
- 106 断層画像処理部
- 107 振幅情報処理部
- 108 位相情報処理部
- 109 境界位置決定部
- 110 運動情報算出部
- 111 弾性率値演算部
- 112 厚さ算出部
- 113 画像合成部
- 114 表示部
- 120 ユーザーインターフェース
- 121 制御部

30

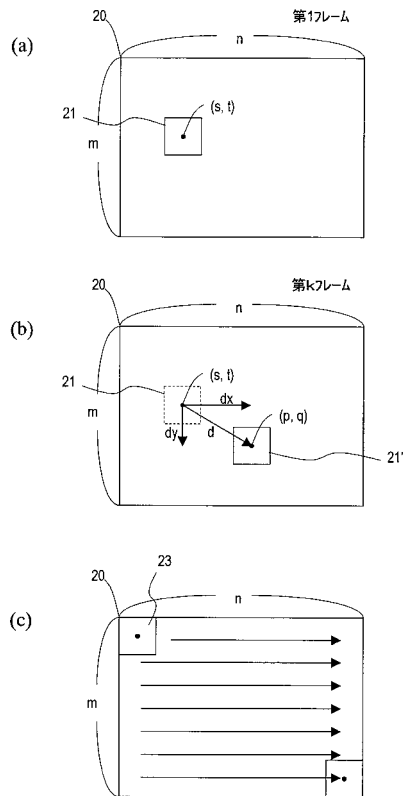
【図 1】



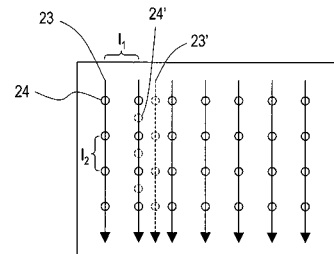
【図 2】



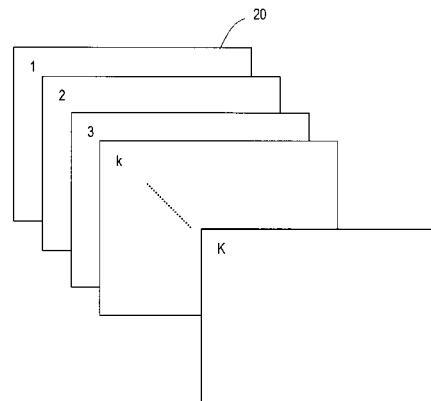
【図 3】



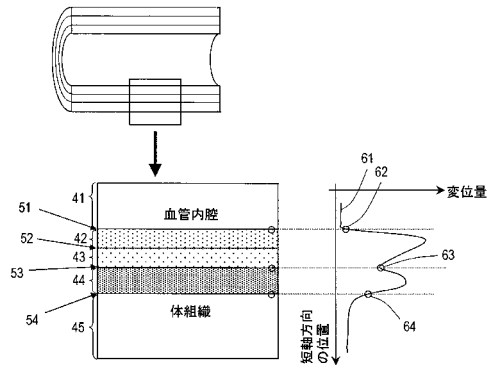
【図 4】



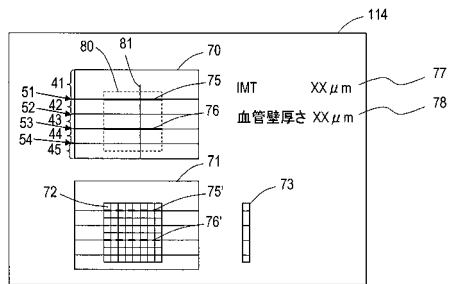
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 福元 剛智

愛媛県東温市南方 2 1 3 1 番地 1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平 1 0 - 5 2 2 6 (J P , A)

M.Cinthio, et al., Evaluation of an Ultrasonic Echo-Tracking Method for Measurements of Arterial Wall Movements in Two Dimensions, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., 米国, IEEE, 2 0 0 5 年 8 月, Vol.52, No.8, p.1300-1311

S.Golemati, et al., Cardiac Artery Wall Motion Estimated from B-mode Ultrasound Using Region Tracking and Block Matching, Ultrasound in Medicine and Biology, 米国, 2 0 0 3 年 3 月, vol.29, no.3, p.387-399

沼田高典、外 2 名, 動脈壁の長軸方向変位計測のための超音波RF信号の補間法の検討, 信学技法, 日本, 電子情報通信学会, 2 0 0 5 年 9 月 2 3 日, 第105巻, 第313号, p.43-47

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 8/08

IEEE Xplore

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4890554B2	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	JP2008530874	申请日	2007-08-15
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
[标]发明人	金井 浩 長谷川 英之 福元 剛智		
发明人	金井 浩 長谷川 英之 福元 剛智		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	奥田诚治		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2006224064 2006-08-21 JP		
其他公开文献	JPWO2008023618A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置包括：发送单元（102），用于驱动超声波探头，用于将超声波发送到包括动脉血管壁的对象测量区域，以及超声波换能器接收单元101，其接收由超声波探头使用超声波探头获得的反射波并产生接收信号，并且至少基于接收信号计算关于动脉血管壁在轴向上的运动的信息。运动信息计算单元，基于运动信息计算测量区域中的动脉血管壁的血流-内膜边界，介质-外膜边界和外膜-身体侧结缔组织边界中的至少一个并且边界位置确定单元109用于确定至少一个边界的位置。

