

(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2009-444
(P2009-444A)

(43) 公開日 平成21年1月8日(2009.1.8)

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

F I
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-166783 (P2007-166783)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成19年6月25日 (2007. 6. 25)		パナソニック株式会社
		(74) 代理人	100101683
			弁理士 奥田 誠司
		(72) 発明者	加藤 真
			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 BB02 DD14 DD19 EE09 EE12
			FF08 HH15 HH16 HH31 JB42
			JC21 JC37 KK02 KK12 KK24
			LL04

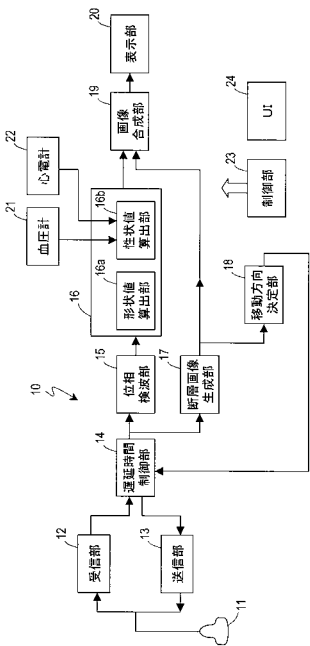
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管壁の軸方向への移動を考慮し、生体組織の厚さ変化量や弾性率を簡単な演算回路を用いて正確に計測することのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】本発明の超音波診断装置は、動脈の血管壁を含む被検体の計測領域へ、第1および第2の送信波を送信するように超音波探触子を駆動する送信部13と、前記第1および第2の送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記超音波探触子を用いて受信し、第1および第2の受信信号をそれぞれ生成する受信部12と、前記第1の受信信号に基づいて前記被検体中の血管壁の移動方向を決定する移動方向決定部18と、前記移動方向決定部が決定した移動方向と前記第2の送信波の音響線方向とが略平行になるように前記送信部を制御する遅延時間制御部14と、前記第2の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部16とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

動脈の血管壁を含む被検体の計測領域へ、第 1 および第 2 の送信波を送信するように超音波探触子を駆動する送信部と、

前記第 1 および第 2 の送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記超音波探触子を用いて受信し、第 1 および第 2 の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、

前記第 1 の受信信号に基づいて前記被検体中の血管壁の移動方向を決定する移動方向決定部と、

前記移動方向決定部が決定した移動方向と前記第 2 の送信波の音響線の方向とが略平行になるように前記送信部を制御する遅延時間制御部と、

前記第 2 の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記遅延時間制御部は、前記第 1 の送信波の音響線が前記動脈の軸に対して略垂直となるように前記送信部を制御し、前記第 1 および第 2 の送信波の音響線の方向は互いに異なっている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の受信信号の振幅情報に基づいて B モード画像用信号を生成する断層画像生成部をさらに備え、

前記送信部および受信部は前記計測領域を前記第 1 の送信波で走査することにより 1 フレーム分の前記第 1 の受信信号を複数フレーム分繰り返し生成し、

前記断層画像生成部は、フレームごとに前記 B モード画像用信号を生成し、

前記移動方向決定部は、前記 B モード画像用信号に基づいて前記被検体中の血管壁の移動方向を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記移動方向決定部は、前記複数のフレーム分の B モード画像用信号を用いて前記血管壁の軌跡を算出し、前記軌跡に基づいて前記血管壁の移動方向を決定する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動方向決定部は、前記複数のフレーム分の B モード画像用信号の相関を計算することによって前記血管壁の軌跡を算出する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記演算部は、前記形状値に基づいて前記被検体の性状値を算出する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記演算部は、前記計測領域内に設定された直交しない 2 方向に配列された複数の単位領域における性状値をそれぞれ算出し、前記性状値の二次元分布画像を示す分布信号を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記断層画像生成部が生成した B モード画像用信号による断層画像および前記演算部が生成した前記分布信号による二次元分布画像を重畳して表示する表示部をさらに備え、

前記二次元分布画像における単位領域は前記動脈の軸方向に対して非垂直な方向に配列されている請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記性状値は弾性率である請求項 8 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

50

る。

【背景技術】

【0002】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような疾病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。

【0003】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈硬化が深く関係している。具体的には、血管壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりすると、動脈は弾力性を失い、硬く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が引き起こされる。このため、動脈硬化を早期に診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

10

【0004】

従来、動脈硬化病変の診断は、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察することによって行われていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、被験者への負担が大きいという問題があった。このため、血管カテーテルによる観察は、動脈硬化病変が存在していることが確かである被験者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

20

【0005】

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、被験者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動脈硬化の度合いを直接示すものではない。

【0006】

また、動脈硬化を早期に診断して、動脈硬化の治療薬を被験者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈硬化の進展を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいと言われている。

【0007】

30

こうした理由から、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する早期段階において、動脈硬化の度合いを診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置としては、超音波診断装置が広く用いられている。従来の超音波診断装置は、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、被検体の構造を示す断層画像を得る。断層画像はリアルタイムで取得され、断層画像から被検体の内部の構造を診断するために利用されている。

【0009】

近年の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が可能となり、これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献1は、制約付き最小二乗法を用いて超音波エコー信号の振幅と位相を解析することにより、測定対象を高精度でトラッキングする技術を開示している。この技術を位相差トラッキング法と呼ぶ。この技術によれば、血管運動による振幅が数ミクロンであり、周波数が数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できる。このため、血管壁の厚さ変化や歪みを数ミクロンのオーダーで高精度に計測することが可能になると報告されている。

40

【0010】

特許文献2、3は、特許文献1の技術を利用して血管壁の形状値を取得し、弾性率を算出する技術を開示している。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

50

【特許文献2】国際公開第2006/011504号パンフレット

【特許文献3】国際公開第2006/043528号パンフレット

【特許文献4】特開平5-115479号公報

【特許文献5】特開平10-262970号公報

【特許文献6】米国特許第6770034号明細書

【特許文献7】米国特許第6258031号明細書

【非特許文献1】S. Golemati, et al., Ultrasound Med. Biol. vol. 29, pp. 387-399, 2003.

【非特許文献2】J. Bang, et al., Ultrasound Med. Biol., vol. 29, pp. 967-976, 2003.

【非特許文献3】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】

【0011】

動脈は、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。動脈の拡張・収縮は、動脈の軸方向と垂直な方向へのみの運動によるため、動脈の軸を通る断面において、軸方向と垂直な方向から超音波ビームを走査させた場合、各超音波ビームから得られるエコー信号によって血管壁の運動を解析することが可能である。言い換えれば、各超音波ビーム上にある血管壁の組織の運動は、隣接する超音波ビームによるエコー信号を用いることなく、求めることができる。このため、動脈の軸を通る断面において、軸方向と垂直な方向から超音波ビームを動脈へ入射させ、超音波エコーを受信することにより、比較的少ない演算量で、血管壁組織の厚さ変化量の二次元分布を測定することができ、弾性率を求めることができる。

【0012】

しかしながら、非特許文献1、2、3などに開示されているように、頸動脈の血管壁は、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。このような場合には、上述したように、軸方向へ運動していないと仮定して求められた弾性率は正確ではない。

【0013】

血管壁が軸方向へ移動する場合、動脈の軸を通る断面において、血管壁の二次元運動を正確に測定すれば、正確な弾性率を求めることができると考えられる。たとえば、特許文献4から7に示された方法を用いて血管壁の運動を二次元的に解析し、弾性率を求めることが考えられる。しかし、これらの方法により、二次元運動を測定するためには、大規模な計測回路が必要となり、また、測定対象点の追跡を行うための演算量も膨大なものになってしまう。特に、生体組織の厚さ変化量や弾性率を求めるための演算量は、測定対象点の運動速度を求めるための演算量に比べ膨大である。このため、従来の超音波診断装置に用いられていた演算回路では、そのような膨大な演算を行うことが非常に困難である。また、演算能力が非常に高いコンピュータを超音波診断装置に採用する場合、超音波診断装置が高価になってしまう。

【0014】

本発明は、このような従来技術の課題を解決するためになされたものであり、血管壁の軸方向への移動を考慮し、生体組織の厚さ変化量や弾性率を簡単な演算回路を用いて正確に計測することのできる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】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、動脈の血管壁を含む被検体の計測領域へ、第1および第2の送信波を送信するように超音波探触子を駆動する送信部と、前記第1および第2の送信波が前記被検体において反射することによりそれぞれ得られる反射波を前記超音波探触子

10

20

30

40

50

を用いて受信し、第 1 および第 2 の受信信号をそれぞれ生成する受信部と、前記第 1 の受信信号に基づいて前記被検体中の血管壁の移動方向を決定する移動方向決定部と、前記移動方向決定部が決定した移動方向と前記第 2 の送信波の音響線方向とが略平行になるように前記送信部を制御する遅延時間制御部と、前記第 2 の受信信号に基づいて前記被検体の形状値を算出する演算部とを備える。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記遅延時間制御部は、前記第 1 の送信波の音響線が前記動脈の軸に対して略垂直となるように前記送信部を制御し、前記第 1 および第 2 の送信波の音響線方向は互いに異なっている。

【0017】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記第 1 の受信信号の振幅情報に基づいて B モード画像用信号を生成する断層画像生成部をさらに備え、前記送信部および受信部は前記計測領域を前記第 1 の送信波で走査することにより 1 フレーム分の前記第 1 の受信信号を複数フレーム分繰り返し生成し、前記断層画像生成部は、フレームごとに前記 B モード画像用信号を生成し、前記移動方向決定部は、前記 B モード画像用信号に基づいて前記被検体中の血管壁の移動方向を決定する。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記移動方向決定部は、前記複数のフレーム分の B モード画像用信号を用いて前記血管壁の軌跡を算出し、前記軌跡に基づいて前記血管壁の移動方向を決定する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記移動方向決定部は、前記複数のフレーム分の B モード画像用信号の相関を計算することによって前記血管壁の軌跡を算出する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記形状値に基づいて前記被検体の性状値を算出する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記計測領域内に設定された直交しない 2 方向に配列された複数の単位領域における性状値をそれぞれ算出し、前記性状値の二次元分布画像を示す分布信号を生成する。

【0022】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記断層画像生成部が生成した B モード画像用信号による断層画像および前記演算部が生成した前記分布信号による二次元分布画像を重ねて表示する表示部をさらに備え、前記二次元分布画像における単位領域は前記動脈の軸方向に対して非垂直な方向に配列されている。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記性状値は弾性率である。

【発明の効果】

【0024】

本発明の超音波診断装置によれば、第 1 の送信波を用いて血管壁の移動方向を求め、第 2 の送信波の音響線を血管壁の移動方向と平行に設定する。これにより、第 2 の送信波の音響線上を血管壁が移動することになるため、形状値を算出する際、血管壁は音響線に沿って 1 次元に運動すると見なすことができ、複雑な演算を行わなくとも正確な弾性率などの特性値を求めることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下本発明による超音波診断装置の実施の形態を説明する。図 1 は、本発明による超音波診断装置 10 の構造を示すブロック図である。

【0026】

超音波診断装置 10 は、受信部 12、送信部 13、遅延時間制御部 14、位相検波部 1

10

20

30

40

50

5、演算部 16、断層画像生成部 17、移動方向決定部 18 および画像合成部 19 を備える。また、操作者が超音波診断装置 10 に指令を与えるためのユーザインターフェース 24 と、ユーザインターフェース 24 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 23 とを備えている。

【0027】

なお、図 1 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はない。例えば、位相検波部 15、演算部 16、移動方向決定部 18 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。

【0028】

超音波診断装置 10 には、超音波を送受信するための探触子 11 および計測結果を表示する表示部 20 が接続される。これらは、超音波診断装置 10 が備えていてもよいし、汎用の探触子 11 および表示部 20 を利用してもよい。探触子 11 には、複数の圧電素子が少なくとも一次元に配列された二次元アレイの超音波プローブを用いることができる。表示部 20 には、例えば、パーソナルコンピュータなどで利用されるモニタを好適に用いることができる。

【0029】

送信部 13 は、制御部 23 の指令を受けて、指定されたタイミングで探触子 11 を駆動する高圧の送信信号を発生する。探触子 11 は、送信部 13 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。以下において詳細に説明するように、探触子 11 から、第 1 の送信波および第 2 の送信波が送信されるように、送信部 13 は探触子 11 を駆動する。第 1 の送信波は、被検体の断層画像を生成するため、および、被検体に含まれる血管壁の移動方向を決定するために用いられる。また、第 2 の送信波は、血管壁の形状値を算出し、さらに性状値を算出するために用いられる。

【0030】

被検体内部から反射してきた第 1 および第 2 の送信波による第 1 および第 2 の反射波は、探触子 11 を用いて電気信号に変換され、受信部 12 により増幅される。これにより第 1 および第 2 の受信信号がそれぞれ生成する。

【0031】

遅延時間制御部 14 は、送信部 13 および受信部 12 を制御することによって、探触子 11 内の圧電素子の選択、および、圧電素子に電圧を与えるタイミングの調整を行い、第 1 および第 2 の送信波の音響線の偏向角およびフォーカスを制御する。また、第 1 および第 2 の反射波として受信すべき超音波の偏向角およびフォーカスを制御する。

【0032】

以下において詳細に説明するように、遅延時間制御部 14 は、第 1 の送信波の音響線の偏向方向が動脈の軸に対して概ね垂直となるように送信部 13 を制御する。これに対し、第 2 の送信波の音響線の方向は、移動方向決定部 18 によって決定された移動方向に対して概ね平行になるように送信部 13 を制御する。ここで、概ね垂直あるいは平行とは、垂直あるいは平行な方向に対して数度程度の傾きの範囲内にあることを言う。

【0033】

送信部 13、受信部 12 および遅延時間制御部 14 のこのような動作により、探触子 11 から照射する第 1 および第 2 の超音波が被検体の計測領域を超音波で走査し、1 フレーム分の第 1 および第 2 の受信信号を得る。被検体の一心周期中にこの走査を複数回繰り返し、複数のフレーム分の第 1 および第 2 の受信信号を得る。たとえば、数十フレーム分の受信信号を取得する。

【0034】

位相検波部 15 は、第 2 の受信信号を直交検波する。演算部 16 は、形状値算出部 16a および性状値算出部 16b を含む。形状値算出部 16a は、直交検波された第 2 の受信信号に基づいて被検体の形状値を算出する。具体的には、被検体の計測領域内に設定される関心領域 (ROI) 内において二次元に設定された測定対象位置の運動速度を第 2 の受信信号から算出し、運動速度から位置変位量を求める。性状値算出部 16b は、各測定対

10

20

30

40

50

象位置間または任意の２つの測定対象位置間の歪み量を位置変位量から求める。また、血圧計２１から動脈の血圧に関する情報を受け取り、歪み量から弾性率を求める。歪み量や弾性率などの性状値は、測定対象位置で挟まれる対象組織ごとに求められるため、関心領域内において性状値の二次元分布が求められる。性状値算出部１６ｂは、画像表示に適した分布信号をさらに生成する。演算部１６における演算は、心電計２２から受け取る心電波形などをトリガとして心周期ごとに行われる。

【００３５】

断層画像生成部１７は、例えば、フィルタ、対数増幅器および検波器などを含み、第１の受信信号からその信号強度（振幅の大きさ）に応じた輝度情報を有するＢモード画像用信号を生成する。

10

【００３６】

移動方向決定部１８は、第１の受信信号に基づいて血管壁の移動方向を決定する。第１の受信信号を利用する限り、どのような方法で血管壁の移動方向を決定してもよい。例えば、ドップラ効果を利用して移動方向を決定してもよい。本実施形態では、移動方向決定部１８は、第１の受信信号に基づいて断層画像生成部１７が生成したＢモード画像用信号の相関を求め、血管壁の軌跡を算出し、軌跡から血管壁の移動方向を決定する。決定した移動方向に関する情報は遅延時間制御部１４へ出力される。

【００３７】

画像合成部１９は、断層画像生成部１７が生成したＢモード画像用信号による計測領域の断層画像と演算部１６の性状値算出部１６ｂが生成した分布信号による性状値の二次元分布画像を重畳した画像信号を生成し表示部２０へ出力する。表示部２０は画像信号に基づきこれらの画像を表示する。

20

【００３８】

次に、超音波診断装置１０の動作を詳細に説明する。まず、血管壁軸方向へ移動する場合、従来の方法では正確な弾性率の計測ができない理由を説明する。図２は、従来の超音波診断装置における弾性率の測定手順を模式的に示している。図２に示すように圧電素子１１ａが一次元に配列された探触子１１から血管壁５１に向けて超音波が送信される。超音波の音響線Ｌ１は血管壁５１の軸に対して垂直に設定される。

【００３９】

血管壁５１は、血管を流れる血液の圧力変化に応じて矢印Ｅで示すように径方向に拡張し、拡張した状態の血管壁５１'となる。血管壁５１'はその後収縮し、元に戻る。これらの状態を繰り返す。図２に示すように、例えば、収縮時の血管壁５１上に測定対象位置Ａ１を設定した場合、測定対象位置Ａ１は、拡張後の血管壁５１'においてＡｎへ移動する。図に示すように、血管壁５１の拡張・収縮にともなって、測定対象位置Ａ１は同じ超音波の音響線Ｌ１上に位置している。血管壁５１が拡張・収縮しても、測定対象位置Ａ１はつねに同じ超音波の音響線Ｌ１上にあるため、各超音波ビーム上にある血管壁の組織の運動は、隣接する超音波ビームによる受信信号を用いることなく、求めることができる。

30

【００４０】

しかし、図２において示すように血管壁５１が例えば軸方向Ｆにも移動する場合、拡張した血管壁５１'において測定対象位置Ａ１は軸方向へ移動する。例えば、点Ａ１'へ移動している。このため、同一音響線上の超音波を解析しても組織の正確な運動を解析することはできない。

40

【００４１】

本発明の超音波診断装置１０では、血管壁５１が軸方向へも移動する場合において、血管壁５１の弾性率などの性状値を求めるため、まず、第１の送信波を用いて、移動方向決定部１８が被検体の血管壁が一心周期において移動する軌跡を求める。軌跡を求めるためには、以下で説明するように、Ｂモード画像の相関を利用することができる。例えば図３に示すように、収縮状態の血管壁５１に設定した測定対象位置Ａ１の軌跡Ｔを求める。軌跡Ｔは一心周期中の全体にわたって求めてもよい。最大歪み量や弾性率を求める場合には、血管壁５１が最も厚くなる時刻および最も薄くなる時刻における測定対象位置の位置が

50

正確に測定できればよい。このため、収縮 - 拡張 - 収縮という一心周期のサイクルのうち、少なくとも収縮から拡張の間あるいは拡張から収縮の間における血管壁の軌跡を求めればよい。

【 0 0 4 2 】

移動方向決定部 1 8 は、求めた軌跡から血管壁の移動方向を決定する。これには、軌跡を直線で近似し、近似した直線の傾きを決定する。あるいは、動脈が最も収縮した時刻および最も拡張した時刻における測定対象位置の位置を結ぶ直線の傾きを決定してもよい。

【 0 0 4 3 】

次に、遅延時間制御部 1 4 の制御により、求めた血管壁の移動方向と概ね音響線が平行となるように第 2 の送信波を送信し、第 2 の送信波による第 2 の受信信号を取得する。演算部 1 6 が第 2 の受信信号から血管壁の形状値を算出し、さらに特性値を算出する。

10

【 0 0 4 4 】

図 3 に示すように、血管壁の移動方向と一致するように送信された第 2 の送信波を用いれば、軸方向に血管壁が移動する場合であっても、概ね第 2 の送信波の音響線 L 2 にそって、血管壁に設定する各測定対象位置は移動する。つまり、第 2 の送信波に対して各測定対象位置は 1 次元に運動する。したがって、第 2 の送信波の音響線 L 2 上に測定対象位置を設定すれば、その第 2 の送信波のみを用いて測定対象位置の運動を正しく解析することができ、性状値を求めることができる。これにより、測定対象位置の運動を二次元的に解析することなく、血管壁の正確な特性値を求めることが可能となる。

【 0 0 4 5 】

20

第 2 の送信波は、測定領域内を同じ方向で走査する必要がある。第 2 の送信波の音響線の方が測定領域内で異なる場合、音響線が交差し、正しく測定対象位置の解析をすることができないからである。このため、移動方向決定部 1 8 は、第 2 の送信波の音響線の方となる血管壁の移動方向を 1 つ定める。

【 0 0 4 6 】

図 4 に示すように、収縮した血管壁 5 1 の厚さ t に比べて、拡張した血管壁 5 1' の厚さ t' は薄い。このため、収縮した血管壁 5 1 の半径方向の異なる位置に基準点 A 1 および A 2 を設定した場合、拡張した血管壁 5 1' におけるこれらの点の移動後の位置 A 1' および A 2' の間隔は、基準点 A 1 および A 2 の間隔より狭くなっている。つまり、測定対象位置 A 1 の軌跡と測定対象位置 A 2 の軌跡は完全には平行ではない。

30

【 0 0 4 7 】

これらの点を考慮し、移動方向決定部 1 8 は、計測領域において、血管壁に複数の移動方向を定めるための基準点を設定し、それらの軌跡を平均することによって移動方向を決定することが好ましい。あるいは、血管壁の半径方向における中央付近に基準点 A 3 を設定し、基準点 A 3 の軌跡を求め、血管壁の移動方向を決定してもよい。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、探触子 1 1 から送信する第 1 の送信波 1 1 b および第 2 の送信波 1 1 c を模式的に示している。図 5 に示すように、探触子 1 1 は一次元に配列された複数の圧電素子 1 1 a を含み、圧電素子に送信部からの送信信号が印加されることにより、超音波が発生する。探触子 1 1 から送信される超音波は、一般的には隣接する複数（数個から数十個程度）の圧電素子に印加する送信信号の位相やタイミングを遅延時間制御部 1 4 が制御することによって、送信される超音波ビームの方向や広がりを制御する。本実施形態では第 1 の送信波 1 1 b は探触子 1 1 の端面に対してほぼ垂直な音響線 L 1 を有する超音波ビームである。

40

【 0 0 4 9 】

また、第 2 の送信波 1 1 c は、垂直方向から角度 θ だけ傾いた音響線 L 2 を有する超音波ビームである。第 2 の送信波 1 1 c の音響線 L 2 の方向は、上述したように、移動方向決定部 1 8 によって求められた血管壁の移動方向と概ね平行となるように角度 θ が決定されている。

【 0 0 5 0 】

50

第 1 の送信波 1 1 b および第 2 の送信波 1 1 c は、生成に使用する圧電素子 1 1 a の組み合わせを替えながら、音響線の位置が矢印 C で示す方向にシフトするように、送信され、計測領域を第 1 の送信波 1 1 b または第 2 の送信波 1 1 c が走査する。図 5 では、第 1 の送信波 1 1 b および第 2 の送信波 1 1 c が一緒に示されているが、第 1 の送信波 1 1 b および第 2 の送信波 1 1 c は同時には送信されない。

【 0 0 5 1 】

図 6 (a) は、第 1 の送信波 1 1 b および第 2 の送信波 1 1 c を送信するタイミングを示している。一心周期中に n フレームのデータが取得され、各フレームにおいて、第 1 の送信波を送信する期間 I と第 2 の送信波を送信する期間 II が含まれる。各期間において第 1 の送信波または第 2 の送信波は計測領域を走査する。

10

【 0 0 5 2 】

上述したように第 1 の送信波を用いて血管壁の移動方向が決定され、決定した移動方向と第 2 の送信波の音響線とが平行となるように第 2 の送信波が制御される。移動方向の決定には、少なくとも一心周期の血管が最も収縮する時刻から最も拡張する時刻までの間、第 1 の送信波を送信し、第 1 の受信信号を生成する必要がある。このため、血管壁の移動方向と平行の音響線を有する第 2 の送信波が送信されるのは、少なくとも 2 心周期目からである。つまり図 6 (b) に示すように、心周期 S 1 において取得したデータに基づき移動方向を決定し、決定した移動方向と平行な第 2 の送信波を心周期 S 2 において送信する。血管壁の移動方向の演算に時間を要する場合には、心周期 S 1 において取得したデータに基づき移動方向を決定し、決定した移動方向と平行な第 2 の送信波を心周期 S 3 以降において送信してもよい。一心周期中、最も血管収縮する時刻および拡張する時刻は一心周期の前半部分に位置するため、一心周期の前半部分、つまり、一心周期において n フレーム分のデータを取得する場合には、 $1 \sim n/2$ フレーム分の第 1 の送信波を用い、一心周期中の残りの期間で血管壁の移動方向を求める演算を行えば、第 2 の送信波の音響線の方

20

【 0 0 5 3 】

各心周期で血管壁の移動方向を求め、次の心周期以降において、第 2 の送信波の音響線の方

30

【 0 0 5 4 】

次に図 7 (a) ~ (c)、および図 8 を参照しながら、第 1 の送信波から血管壁の移動方向を決定する方法を詳細に説明する。図 7 (a) に示すように、計測領域 3 0 内に測定対象位置が例えば n 行 m 列で配置されているとして、例えば第 j ($j = 1 \sim N - 1$) フレームにおける計測領域 3 0 中に、血管壁内に 1 つ以上の基準点 (s, t) (s, t はそれぞれ n, m 以下の整数) を設定する。さらに設定した基準点を含む基準領域 3 1 を決定する。計測領域 3 0 において相関を求める計算の精度は、基準領域 3 1 の大きさに依存する。一般に、基準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 3 1 の大きさを定めることが好ましい。基準点の設定は、表示部 2 0 に表示される断層画像上において、カーソルなどをユーザインターフェース 2 4 により操作者が移動させ、カーソルの位置を指定することによって行ってもよいし、制御部 2 3 あるいは、移動方向決定部 1 8 が自動的に決定してもよい。また、操作者が基準点ではなく、基準領域を指定してもよい。表示部 2 0 に表示される断層画像上において、血管壁の特性値を求めたい領域 (関心領域) 全体、あるいは、特性値を求めたい領域内に基準領域を設定する。この場合、移動方向決定部 1 8 は基準領域の中心に基準点を設定する。

40

【 0 0 5 5 】

なお、基準領域の中心に基準点を設定する場合には基準領域が血流部分を含まないよう

50

にすることが好ましい。血流部分は血管壁組織とは異なる動きをするため、基準として血流部分に基準点を設定すると、正しい血管壁の移動方向を求めることができないからである。これらのことから、基準領域内に血管壁と異なる動き（血流部分）が含まれる場合には、断層画像の血管壁の部分のみを抽出し、表示部 20 に表示したり、血流部分であることを断層画像上において区別がつくように表示部 20 に表示し、操作者が基準点を正しく設定できるように補助を行うことが好ましい。

【0056】

図 7 (b) に示すように、第 j フレームから所定の時間が経過した第 k ($k = j + 1$) フレームでは、血管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、設定した基準領域 31 は、軸方向および径方向へ移動し、基準点 (p, q) を中心とする領域 31' へ移動している。図 7 (c) に示すように、第 k フレームにおいて、計測領域 30 内の各測定対象位置において基準領域 31 と同じ大きさの領域 33 を設定し、第 j フレームの基準領域 31 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 33 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 30 内に設定したすべての測定対象位置について領域 33 を設定し、相関を計算した場合、図 7 (b) に示すように、領域 31' との相関が最も高く、相関係数も最大となる。したがって、基準領域 31 は第 k フレームにおいて領域 31' へ移動したと推定され、このときの軸方向の変位量は dx であり径方向への変位量は dy である。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 - 164139 号公報に開示されている。なお、相関の計算の際、基準点の移動方向としてありえない方向が分かっている場合には、その方向へ移動した場合の演算を省略してもよい。これにより、演算量を低減することができる。

【0057】

移動方向決定部 18 は、この計算をすべての基準点について、複数のフレーム間で行い、設定した基準点の軌跡を順次求める。各フレーム間の上述の演算を行うことによって各フレームにおける基準点の軌跡を求めてもよい。あるいは、隣接フレーム間では時間が短いため移動量が大きくない場合には 2 フレーム以上隔てた 2 つのフレーム間で軌跡を求めてもよい。

【0058】

移動方向決定部 18 は、複数の基準点の軌跡を求めた場合には、これらを平均することによって 1 つの軌跡を算出する。

【0059】

図 8 は、このようにして求めた測定対象位置の軌跡 T を模式的に示している。移動方向決定部 18 は軌跡 T から最小二乗法などによって近似直線 L を求め、血管壁 51 の軸と垂直な方向からの傾き θ を求める。傾き θ が血管壁の移動方向となる。遅延時間制御部 14 は移動方向決定部 18 が求めた血管壁の移動方向 θ と第 2 の送信波の音響線 L2 の方向とが平行となるように送信部 13 を制御する。演算部 16 は、血管壁の移動方向に平行に送信された第 2 の送信波を受信し、血管壁の特性値を求める。以下、演算部 16 における演算を説明する。

【0060】

図 9 に示すように、探触子 11 から送信される第 2 の送信波 11c は、血管外組織 52 および血管壁 51 中を伝播し、その過程において血管外組織 52 および血管壁 51 によって反射または散乱した超音波の一部が探触子 11 へ戻り、反射波として受信される。反射波は時系列信号 $r(t)$ として検出され、探触子 11 に近い組織から得られる反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。第 2 の送信波 11c の音響線 $L2$ は血管壁 51 の軸に垂直な方向に対して角度 θ をなしている。

【0061】

音響線 $L2$ 上に位置する血管壁 51 (前壁) の複数の測定対象位置 P_n ($P_1, P_2, P_3, P_k, \dots, P_n$, n は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔で探触子 11 に近い順に P_1 、

10

20

30

40

50

P_2 、 P_3 、 $P_k \cdots P_n$ と配列している。図9の上方を正、下方を負とする座標軸を深さ方向に設け、測定対象位置 P_1 、 P_2 、 P_3 、 $P_k \cdots P_n$ の座標をそれぞれ Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_k 、 $\cdots Z_n$ とすると、測定対象位置 P_k からの反射は、時間軸上で $t_k = 2Z_k / c$ に位置することになる。ここで c は体組織内での超音波の音速を示す。反射波信号 $r(t)$ を位相検波部15において位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離して演算部16に入力する。測定対象位置 P_n は一心周期中の基準となる時刻、例えば、最も血管壁が収縮する時刻において、血管壁組織に設定される。これらの測定対象位置 P_n は血管壁の拡張・伸縮に伴い音響線L2上を移動し、次の心周期における基準時刻に再び元の位置に戻る。

【0062】

10

演算部16は位相検波した信号から形状値算出部16aにおいて位置変位量を求め、性状値算出部16bにおいて、厚さ変化量および厚さ変化量の最大値、最小値を順に求める。具体的には、形状値算出部16aは、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 Δt 後の反射波信号 $r(t + \Delta t)$ において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、反射波信号 $r(t)$ と $r(t + \Delta t)$ との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める(制約付最小二乗法)。この位相差から、測定対象位置 P_n の運動速度 $V_n(t)$ を求め、さらにこれを積分することにより、位置変位量 $d_n(t)$ を求める。

【0063】

20

図10は、測定対象位置 P_n と弾性率を求める対象組織 T_n との関係を模式的に示している。対象組織 T_k は、隣接する測定対象位置 P_k と P_{k+1} とに挟まれた範囲に厚さ h を有して位置している。本実施形態では n 個の測定対象位置 $P_1 \cdots P_n$ から $(n - 1)$ 個の対象組織 $T_1 \cdots T_{n-1}$ を規定している。

【0064】

性状値算出部16bは、測定対象位置 P_k と P_{k+1} の位置変位量 $d_k(t)$ と $d_{k+1}(t)$ とから、厚さ変化量 $D_k(t)$ を $D_k(t) = d_k(t) - d_{k+1}(t)$ の関係をを用いて求める。

【0065】

さらに性状値算出部16bは、厚さ変化量の最大値および最小値を求める。血管前壁の組織 T_k の厚さの変化は、血管前壁が構成する血管を流れる血液が心拍によって変化することにより生じる。よって、対象組織 T_k の厚さの最大値 H_k (最低血圧時の値)、対象組織の厚さ変化量 $D_k(t)$ の最大値と最小値との差 Δh_k および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧 Δp を用い、対象組織 T_k の歪み率である血管半径方向の弾性率 E_k を以下の式によって求めることができる。最低血圧値と最高血圧値とは、血圧計21から受け取る。

30

【0066】

ただし、血圧の情報である脈圧 Δp は血管の軸に対して垂直方向において求められる値であるのに対して、血管前壁の組織 T_k の厚さの変化は血管壁の軸方向への運動も含んだ運動情報に基づいている。このため、厚さの変化の血管壁の軸方向と垂直な方向の成分を求めて、弾性率を算出する。

40

【0067】

$$E_k = (\Delta p \times H_k) / (\Delta h_k \cdot \cos \theta)$$

【0068】

上記説明では、隣接する測定対象位置間の対象組織 T_n の弾性率を求めているが、弾性率は複数ある測定対象位置の任意の2点を選択することができる。この場合には、選択した2点間の厚さの最大値および選択した2点間の厚さ変化量の最大値と最小値との差を用いて同様に計算することができる。

【0069】

このようにして、第2の送信波の音響線上において、複数の対象組織 T_n が設定され、その弾性率が算出される。第2の送信波は、計測領域を走査するように、血管壁51の軸

50

方向にそって複数送信されるため、計測領域内において弾性率が二次元で求められる。

【0070】

図11は、表示部20に表示される画面40の一例を示している。表示部20の画面40には断層画像生成部17が生成した血管壁51を含む断層画像41が示されている。断層画像41には、弾性率を求める領域を指定する関心領域42が示される。関心領域42はユーザインターフェース24により、操作者が任意の位置に指定することができる。

【0071】

求めた弾性率の二次分布画像44は、断層画像43に重畳され、画面40に表示される。二次分布画像44は、弾性率の値に応じた諧調あるいは色調で示され、弾性率と諧調あるいは色調との対応を示すバー45が合わせて画面40に示される。

10

【0072】

図11に示すように、二次分布画像44において、対象組織を示す単位領域44aは、第2の送信波の音響線方向にそって配列されている。つまり、血管壁51の軸方向に対して直垂直ではない方向に配列している。このため、それぞれの単位領域44aの形状も平行四辺形になっている。これは、図9に示すように第2の送信波の音響線が、血管壁51の軸方向に垂直な方向から角度 θ だけ傾いており、測定対象位置も斜めに配列しているからである。このように単位領域44aを配置することによって、断層画像43で示される対象組織と弾性率を求めた対象組織との位置が正しく対応する。単位領域44aの配列方向は、第2の送信波の音響線と平行であることが好ましい。したがって、性状値算出部16bは、単位領域が第2の送信波の音響線と平行になるように、性状特性値の二次元分布画像を示す分布信号を生成することが好ましい。

20

【0073】

ただし、単位領域44aは、第2の送信波の音響線方向にそって配列されていればよく、例えば、図12に示すように、各単位領域44aの形状は正方形あるいは長方形にし、配列を第2の送信波の音響線方向に沿って非垂直な方向にすることもできる。

【0074】

このように本発明の超音波診断装置によれば、第1の送信波を用いて血管壁の移動方向を求め、第2の送信波の音響線を血管壁の移動方向と平行に設定する。これにより、第2の送信波の音響線上を血管壁が移動することになるため、形状値を算出する際、血管壁は音響線に沿って1次元に運動すると見なすことができ、複雑な演算を行わなくとも正確な弾性率などの特性値を求めることが可能となる。

30

【0075】

なお、本実施形態では、血管の軸に平行な断面の弾性特性を計測する例を説明したが、本発明は、血管の軸に垂直な断面において、血管の弾性率を計測することも可能である。動脈の軸に垂直な断面において、血管の周囲の血管外組織が不均一である場合、例えば、筋肉と脂肪とが不均一に血管の周囲に分布している場合、血管の収縮に伴って血管は軸に垂直な断面において移動する場合がある。このような場合にも本発明の超音波診断装置を用いることによって血管の軸に垂直な断面における血管壁の弾性率を求めることができる。

【0076】

血管の軸に垂直な断面では、血管壁は半径方向に拡張・収縮するため、血管が断面内で移動しない場合でも、血管壁の位置によって移動方向が異なる。このため、血管の軸に垂直な断面において弾性率を計測する場合、従来技術によれば血管の軸を通る音響線上でしか正確な弾性率を求めることができず、軸を通る音響線を持つ超音波を決定してからでなければ、正しい弾性率を求めることはできなかった。

40

【0077】

これに対して、超音波診断装置10によれば、相関を求める基準領域を大きく設定しない限り、第1の送信波を用いる上述の方法によって、血管全体が移動していても、血管全体の移動方向に加え、計測領域が半径方向のどの方向に移動しているかを正確に決定することができる。例えば、図13に示すように、収縮した血管壁51と拡張した血管壁51

50

’ において、中心が C_0 から C_0' へ移動する場合、矢印で示す血管壁の各部移動には、血管全体の移動による成分と血管壁の拡張による成分とが含まれる。しかし、超音波診断装置 10 によれば、基準領域 42 を設定し、設定した基準領域 42 の移動方向を移動方向決定部 18 が決定するため、血管壁がどのような原因により移動しているかに関わらず、正しい移動方向を求めることができる。その結果、求めた移動方向と平行な音響線を持つ第 2 の送信波を用いて、計測を行うことによって、従来に比べ、容易にかつ正確に、血管の軸に垂直な断面における血管壁の弾性率も求めることができる。

【産業上の利用可能性】

【0078】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の性状特性の測定に好適に用いられ、特に弾性率を正確に測定するのに適している。

10

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図 1】本発明の超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図 2】従来の超音波診断装置を用いて動脈壁の測定を行う場合の超音波ビームを説明する模式図である。

【図 3】本発明の超音波診断装置を用いて動脈壁の測定を行う場合の超音波ビームを説明する模式図である。

【図 4】血管壁の移動方向を説明する模式図である。

【図 5】本発明の超音波診断装置において、探触子から送信する超音波ビームを説明する図である。

20

【図 6】(a) は、一心周期中に第 1 および第 2 の送信波を送信するタイミングを説明する図であり、(b) は、第 2 の送信波の音響線を設定するタイミングを説明する図である。

【図 7】(a) ~ (c) は、移動方向決定部において、血管壁の移動方向を求める手順を説明する図である。

【図 8】血管壁の軌跡から血管壁の移動方向を決定する手順を説明する図である。

【図 9】第 2 の送信波の音響線上に設定する測定対象位置を説明する図である。

【図 10】測定対象位置と対象組織および弾性率の関係を示す図である。

【図 11】本発明の超音波診断装置の表示部に表示される画像の一例を示す図である。

30

【図 12】性状値の二次元分布画像の他のパターンを示す図である。

【図 13】軸に垂直な断面における血管の収縮および拡張を示す図である。

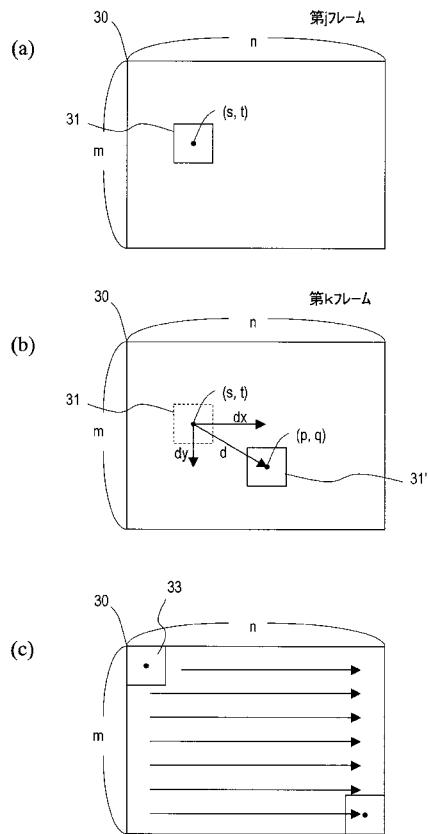
【符号の説明】

【0080】

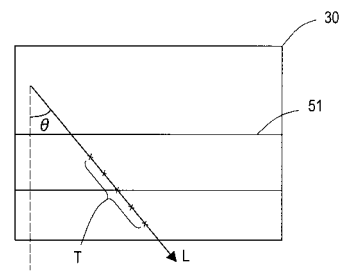
- 10 超音波診断装置
- 11 探触子
- 12 受信部
- 13 送信部
- 14 遅延時間制御部
- 15 位相検波部
- 16 演算部
- 16 a 形状値算出部
- 16 b 性状値算出部
- 17 断層画像生成部
- 18 移動方向決定部
- 19 画像合成部
- 20 表示部
- 21 血圧計
- 22 心電計

40

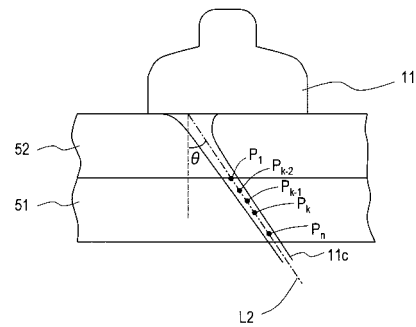
【図 7】



【図 8】



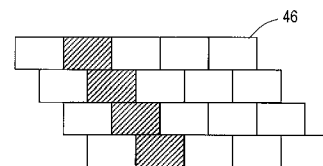
【図 9】



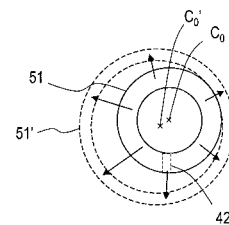
【図 10】

$$\begin{array}{l}
 P_1 \quad \text{---} \quad d_1(t) \\
 P_2 \quad \text{---} \quad T_1 \quad d_2(t) \\
 P_3 \quad \text{---} \quad T_2 \quad d_3(t) \\
 \vdots \\
 P_{k-2} \quad \text{---} \quad T_{k-2} \quad d_{k-2}(t) \\
 P_{k-1} \quad \text{---} \quad T_{k-1} \quad d_{k-1}(t) \\
 P_k \quad \text{---} \quad T_k \quad d_k(t) \\
 P_{k+1} \quad \text{---} \quad T_{k+1} \quad d_{k+1}(t) \\
 P_{k+2} \quad \text{---} \quad T_{k+2} \quad d_{k+2}(t) \\
 \vdots \\
 P_{n-1} \quad \text{---} \quad T_{n-1} \quad d_{n-1}(t) \\
 P_n \quad \text{---} \quad T_n \quad d_n(t)
 \end{array}
 \begin{array}{l}
 \left. \begin{array}{l} d_1(t) \\ d_2(t) \\ d_3(t) \end{array} \right\} D_1(t) \rightarrow E_1 \\
 \left. \begin{array}{l} d_{k-2}(t) \\ d_{k-1}(t) \\ d_k(t) \end{array} \right\} D_{k-2}(t) \rightarrow E_{k-2} \\
 \left. \begin{array}{l} d_{k-1}(t) \\ d_k(t) \\ d_{k+1}(t) \end{array} \right\} D_k(t) \rightarrow E_k \\
 \left. \begin{array}{l} d_{k+1}(t) \\ d_{k+2}(t) \end{array} \right\} D_{k+1}(t) \rightarrow E_{k+1} \\
 \left. \begin{array}{l} d_{n-1}(t) \\ d_n(t) \end{array} \right\} D_{n-1}(t) \rightarrow E_{n-1}
 \end{array}$$

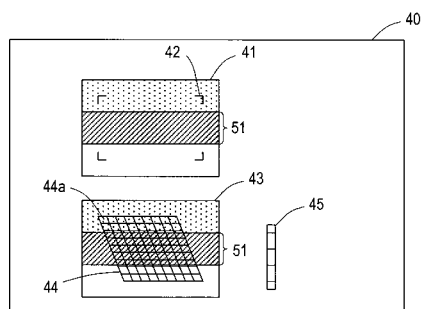
【図 12】



【図 13】



【図 11】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009000444A	公开(公告)日	2009-01-08
申请号	JP2007166783	申请日	2007-06-25
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	加藤真		
发明人	加藤 真		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/FF08 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH31 4C601/JB42 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL04		
代理人(译)	奥田诚治		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过考虑血管壁的轴向运动，使用简单的运算电路提供能够精确测量生物组织的厚度变化和弹性模量的超声波诊断设备。

ŽSOLUTION：该超声波诊断设备包括：传输部分13，其致动超声波探头以将第一和第二传输波传输到包括动脉壁的对象测量区域；接收部分12接收分别在第一和第二传输波反射在物体上时采集的反射波，使用超声探头分别产生第一和第二接收信号；移动方向确定部分18，用于根据第一接收信号确定对象的血管壁的移动方向；延迟时间控制部分14控制发送部分，使由移动方向确定部分确定的移动方向基本上与第二发送波的声线方向平行；计算部分16用于根据第二接收信号计算对象的形状值。 Ž

