

(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2013-244136
(P2013-244136A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(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 14 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2012-119226 (P2012-119226)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年5月25日 (2012. 5. 25)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100073184
			弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	山本 拓明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD19 DD20 DD23 GA24 KK23

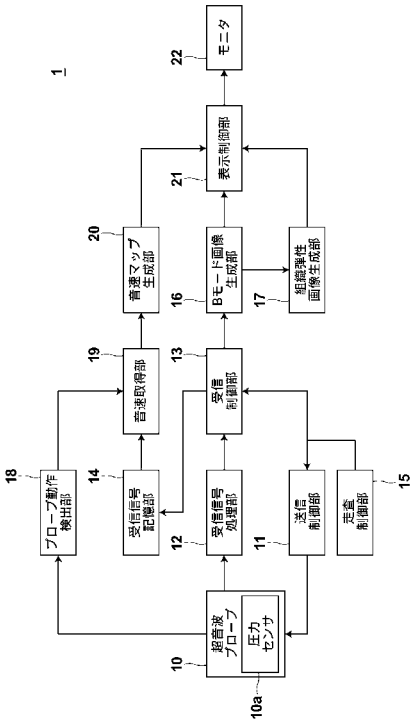
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】組織弾性画像を生成する超音波診断装置において、組織弾性画像を取得するとともに、これに並行して安定した音速分布を適切なタイミングで取得する。

【解決手段】超音波プローブ10による被検体内への超音波の送受信により取得された受信信号に基づいて、被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する組織弾性画像生成部17と、超音波プローブ10によって取得された受信信号に基づいて、被検体内の音速を取得する音速取得部19と、超音波プローブ10による組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブ10が静止状態になったことを検出するプローブ動作検出部18とを備え、音速取得部19が、プローブ動作検出部18によって超音波プローブの静止状態が検出されたタイミングに基づいて音速を取得する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブによる被検体内への超音波の送受信により取得された受信信号に基づいて、前記被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する組織弾性画像生成部と、

前記超音波プローブによって取得された受信信号に基づいて、前記被検体内の音速を取得する音速取得部と、

前記超音波プローブによる前記組織弾性画像を生成するための前記受信信号の取得中において、前記超音波プローブが静止状態になったことを検出するプローブ動作検出部とを備え、

前記音速取得部が、前記プローブ動作検出部によって前記超音波プローブの静止状態が検出されたタイミングに基づいて、前記音速を取得するものであることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記組織弾性画像を表示させる表示制御部を備え、

該表示制御部が、前記音速取得部によって取得された音速に基づいて生成された音速マップを表示させるものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御部が、前記組織弾性画像と前記音速マップとを同時に表示させるものであることを特徴する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記プローブ動作検出部が、前記超音波プローブによる前記被検体の圧迫情報に基づいて、前記超音波プローブの静止状態を検出するものであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記プローブ動作検出部が、前記超音波プローブに設けられた圧力センサの検出信号に基づいて、前記被検体の圧迫情報を取得するものであることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記プローブ動作検出部が、前記組織弾性画像を生成するために取得された前記受信信号の変化量に基づいて、前記超音波プローブの静止状態を検出するものであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記プローブ動作検出部が、前記組織弾性画像を構成するために取得された前記受信信号を用いて生成された B モード画像の変化量に基づいて、前記超音波プローブの静止状態を検出するものであることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記プローブ動作検出部が、前記超音波プローブの速度情報に基づいて、前記超音波プローブの静止状態を検出するものであることを特徴する請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

40

前記プローブ動作検出部が、前記超音波プローブに設けられた加速度センサの検出信号に基づいて、前記超音波プローブの速度情報を取得するものであることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記音速取得部が、前記組織弾性画像を生成するために取得された前記受信信号に基づいて、前記被検体内の音速を取得するものであることを特徴とする請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記組織弾性画像を生成するために取得された前記受信信号と、該受信信号が取得された時点における前記圧迫情報とを対応付けて記憶する受信信号記憶部を備え、

50

前記音速取得部が、該受信信号記憶部に記憶された前記圧迫情報を参照することによって音速取得用の前記受信信号を読み出して取得するものであることを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記組織弾性画像を生成するために取得された前記受信信号と、該受信信号が取得された時点における前記速度情報とを対応付けて記憶する受信信号記憶部を備え、

前記音速取得部が、該受信信号記憶部に記憶された前記速度情報を参照することによって音速取得用の前記受信信号を読み出して取得するものであることを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記音速取得部が、前記組織弾性画像を生成するために取得された前記受信信号とは別のタイミングで前記超音波プローブによって音速取得用に送受信された受信信号に基づいて、前記被検体内の音速を取得するものであることを特徴とする請求項1から9いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項14】

超音波プローブによって被検体内への超音波を送受信することにより受信信号を取得し、該受信信号に基づいて、前記被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する超音波診断画像生成方法において、

前記超音波プローブによる前記組織弾性画像を生成するための前記受信信号の取得中において、前記超音波プローブが静止状態となったことを検出し、

該検出タイミングに基づいて、前記超音波プローブによって取得された受信信号を用いて前記被検体の音速を取得することを特徴とする超音波診断画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検体の組織弾性画像を取得する際、被検体内の音速も取得する超音波診断装置および超音波診断画像生成方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体に対して超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波診断装置が提案されている。

【0003】

この超音波診断装置における超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波を人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織など）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

このように、従来の超音波診断装置において表示される超音波画像は、生体から反射された超音波エコーの受信信号の強度に応じて輝度変調を行うことによって得られる断層像である。したがって、この断層像は被検体内の組織形状を表すものとなり、被検体内の組織性状を表すものとしては適切ではない。

【0005】

一方、被検体内の組織各部の弾性率が組織性状の情報を与えることが一般に知られており、超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて弾性率に相当する値の分布を組織弾性画像（エラストグラフィ）として表示する方法も提案されている（特許文献1、特許文献2参照）。たとえば、腫瘍は他の組織と比べて一般的に硬くなるので弾性率が大きくなることになる。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-250803号公報

【特許文献2】特開2010-264243号公報

【特許文献3】特開2010-46444号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、上述した組織弾性画像は、超音波プローブにより被検体を圧迫することによって組織の歪みの違いを算出して画像化したものであるため、圧迫する手技や組織内部の非線形性や応力の不均一性などの影響によって組織弾性を正確に計測することが難しい。

10

【0008】

一方、音速は弾性率の関数として与えられるものであるから、生体内の組織各部の音速が示す臨床的価値は弾性率と同等であると考えられる。したがって、音速による断層像も組織弾性画像と同様に臨床的価値があるものと推察することができ、たとえば特許文献3においては、被検体内の各サンプル点における音速を直接的に求める方法が提案されている。

【0009】

しかしながら、上述した組織弾性画像を計測しながら、かつ音速分布を安定して計測する方法についてはこれまでに何も提案されていない。

20

【0010】

本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、組織弾性画像を取得するとともに、これに並行して安定した音速分布を適切なタイミングで取得することができる超音波診断装置および超音波診断画像生成方法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、超音波プローブによる被検体内への超音波の送受信により取得された受信信号に基づいて、被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する組織弾性画像生成部と、超音波プローブによって取得された受信信号に基づいて、被検体内の音速を取得する音速取得部と、超音波プローブによる組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブが静止状態になったことを検出するプローブ動作検出部とを備え、音速取得部が、プローブ動作検出部によって超音波プローブの静止状態が検出されたタイミングに基づいて、音速を取得するものであることを特徴とする。

30

【0012】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、組織弾性画像を表示させる表示制御部を設け、表示制御部を、音速取得部によって取得された音速に基づいて生成された音速マップを表示させるものとできる。

【0013】

また、表示制御部を、組織弾性画像と音速マップとを同時に表示させるものとできる。

40

【0014】

また、プローブ動作検出部を、超音波プローブによる被検体の圧迫情報に基づいて、超音波プローブの静止状態を検出するものとできる。

【0015】

また、プローブ動作検出部を、超音波プローブに設けられた圧力センサの検出信号に基づいて、被検体の圧迫情報を取得するものとできる。

【0016】

また、プローブ動作検出部を、組織弾性画像を生成するために取得された受信信号の変化量に基づいて、超音波プローブの静止状態を検出するものとできる。

【0017】

50

また、プローブ動作検出部を、組織弾性画像を構成するために取得された受信信号を用いて生成されたBモード画像の変化量に基づいて、超音波プローブの静止状態を検出するものとする。

【0018】

また、プローブ動作検出部を、超音波プローブの速度情報に基づいて、超音波プローブの静止状態を検出するものとする。

【0019】

また、プローブ動作検出部を、超音波プローブに設けられた加速度センサの検出信号に基づいて、超音波プローブの速度情報を取得するものとする。

【0020】

また、音速取得部を、組織弾性画像を生成するために取得された受信信号に基づいて、被検体内の音速を取得するものとする。

【0021】

また、組織弾性画像を生成するために取得された受信信号と、その受信信号が取得された時点における圧迫情報とを対応付けて記憶する受信信号記憶部を設け、音速取得部を、受信信号記憶部に記憶された圧迫情報を参照することによって音速取得用の受信信号を読み出して取得するものとする。

【0022】

また、組織弾性画像を生成するために取得された受信信号と、その受信信号が取得された時点における速度情報とを対応付けて記憶する受信信号記憶部を設け、音速取得部を、受信信号記憶部に記憶された速度情報を参照することによって音速取得用の受信信号を読み出して取得するものとする。

【0023】

また、音速取得部を、組織弾性画像を生成するために取得された受信信号とは別のタイミングで超音波プローブによって音速取得用に送受信された受信信号に基づいて、被検体内の音速を取得するものとする。

【0024】

本発明の超音波診断画像生成方法は、超音波プローブによって被検体内への超音波を送受信することにより受信信号を取得し、その受信信号に基づいて、被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する超音波診断画像生成方法において、超音波プローブによる組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブが静止状態となったことを検出し、その検出タイミングに基づいて、超音波プローブによって取得された受信信号を用いて被検体の音速を取得することを特徴とする。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波診断装置および超音波診断画像生成方法によれば、超音波プローブによって被検体内への超音波を送受信することにより受信信号を取得し、その受信信号に基づいて、被検体の組織弾性を表す組織弾性画像を生成する際、超音波プローブによる組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブが静止状態となったことを検出し、その検出タイミングに基づいて、超音波プローブによって取得された受信信号を用いて被検体の音速を取得するようにしたので、組織弾性画像を取得するとともに、これに並行して安定した音速分布を適切なタイミングで取得することができる。

【0026】

そして、このように圧迫などの手技の必要のない音速分布計測を組織弾性計測と同時にを行い、組織弾性画像だけでなく音速分布の情報（音速マップ）も表示することによって、より正確な組織性状の情報を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

10

20

30

40

50

【図 2】被検体内の局所音速を算出方法の一例を説明するための図

【図 3】本発明の超音波診断装置の一実施形態を用いた超音波診断システムの作用を説明するためのフローチャート

【図 4】本発明の超音波診断装置のその他の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【図 5】本発明の超音波診断装置のその他の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、図面を参照して本発明の超音波診断装置および超音波診断画像生成方法の一実施形態を用いた超音波診断システムについて詳細に説明する。図 1 は、本実施形態の超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。

【0029】

本実施形態の超音波診断システム 1 は、図 1 に示すように、超音波プローブ 10、送信制御部 11、受信信号処理部 12、受信制御部 13、受信信号記憶部 14、走査制御部 15、B モード画像生成部 16、組織弾性画像生成部 17、プローブ動作検出部 18、音速取得部 19、音速マップ生成部 20、表示制御部 21 およびモニタ 22 を備えている。

【0030】

超音波プローブ 10 は、被検体内の診断部位に向けて超音波を送信するとともに体内で反射してきた超音波を受信するものである。本実施形態の超音波プローブ 10 は、1 次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えており、各超音波トランスデューサは、例えば P Z T 等の圧電素子の両端に電極を形成した振動子によって構成されている。この電極は信号線によって受信信号処理部 12 および送信制御部 11 に接続されている。そして、この電極には、送信制御部 11 から出力された駆動パルス電圧信号に応じた電圧が印加され、振動子はこの電圧印加に応じて超音波を発生するものである。また、振動子は反射してきた超音波を受信すると電気信号を発生し、この電気信号を受信信号として受信信号処理部 12 に出力するものである。

【0031】

また、本実施形態の超音波プローブ 10 には、超音波プローブ 10 が被検体に押しつけられた際の圧力情報を検出する圧力センサ 10 a が設けられている。この圧力センサ 10 a によって検出された検出信号は、プローブ動作検出部 18 に出力され、プローブ動作検出部 18 によって超音波プローブ 10 が静止状態であるか否かを判定するために用いられる。

【0032】

また、圧力センサ 10 a の検出信号は、組織弾性画像生成部 17 において組織弾性画像を生成するために用いるようにしてもよい。すなわち、超音波プローブ 10 の被検体への押し付け前後のタイミングの受信信号を取得するために用いるようにしてもよい。

【0033】

送信制御部 11 は、走査制御部 15 から出力された送信遅延時間に基づいて、超音波プローブ 10 の各超音波トランスデューサに対して駆動パルス電圧信号を出力し、上記送信遅延時間に応じた超音波を各超音波トランスデューサの振動子から送波させることによって、所定の焦点に収束するような超音波を超音波プローブ 10 から送波させるものである。

【0034】

受信信号処理部 12 は、超音波プローブ 10 の各超音波トランスデューサに対応して設けられた複数の増幅器および複数の A / D 変換器を備えている。各超音波トランスデューサから出力された受信信号は、増幅器において増幅され、増幅器から出力されたアナログの受信信号は、A / D 変換器によってデジタル信号の受信信号に変換され、そのデジタルの受信信号は受信制御部 13 に出力される。

【0035】

10

20

30

40

50

受信制御部 13 は、受信信号処理部 12 から出力された受信信号に対し、走査制御部 15 から出力された受信遅延時間に基づいて受信フォーカス処理を施すことによって、超音波エコーの焦点が絞こまれた音線信号（以下、RF 信号という）を生成するものである。

【0036】

受信信号記憶部 14 は、半導体メモリなどのストレージデバイスから構成されるものであり、受信制御部 13 において生成された RF 信号を一時的に記憶するものである。超音波プローブ 10 によって超音波の送受信を 1 回行う毎に 1 フレーム分の RF 信号が取得され、このフレーム毎の RF 信号が受信信号記憶部 14 に記憶される。そして、本実施形態の受信信号記憶部 14 は、リアルタイムに取得された 1 フレームの RF 信号だけでなく、過去に取得された RF 信号も記憶するものである。なお、本実施形態においては、受信フォーカス処理が施された RF 信号を記憶するようにしたが、受信フォーカス処理が施される前の受信信号を記憶するようにしてもよい。

10

【0037】

また、フレーム毎の RF 信号と、その RF 信号が取得された時点において圧力センサ 10a によって検出された圧力情報とを対応付けて受信信号記憶部 14 に記憶するようにしてもよい。

【0038】

走査制御部 15 は、送信制御部 11 および受信制御部 13 に対し、送信遅延時間や受信遅延時間を出力し、送信フォーカス処理および受信フォーカス処理を制御するものである。

20

【0039】

B モード画像生成部 16 は、RF 信号に対して、増幅、ダイナミックレンジ、STC、エコーエンハンス等の各種信号処理を施して、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像（受信信号の振幅を点の明るさ（輝度）により表した画像）を生成する。なお、B モード画像は、被検体内の着目領域（ROI）内の複数の格子点において生成される。着目領域とは、B モード画像として断面の画像化が可能な被検体内の領域である。

【0040】

組織弾性画像生成部 17 は、超音波プローブ 10 を被検体に押し付ける前の B モード画像と、超音波プローブ 10 を被検体に押し付けた後の B モード画像とを取得し、この 2 つの B モード画像の差に基づいて被検体内の組織の動き量を算出し、その動き量を組織の歪みに換算して組織の弾性情報として取得し、その歪み量を用いて組織弾性画像を生成するものである。組織弾性画像は、たとえば歪み量の大きさに応じて、赤や青などの互い異なる色が割り当てられた複数の画素から構成されるものである。組織弾性画像の生成範囲については、ユーザによって任意に設定することができる。

30

【0041】

超音波プローブの被検体への押し付け前後の B モード画像を取得する方法としては、上述したように、たとえば超音波プローブ 10 に設けられた圧力センサ 10a の圧力情報を用いるようにしてもよいし、ユーザが所定の操作入力部（図示省略）を用いて指示したタイミングに基づいて押し付け前後の B モード画像を取得するようにしてもよい。なお、組織弾性画像の生成方法については、たとえば特開 2010-264243 号公報などに記載されている方法などその他の種々の公知な方法を用いることができ、その詳細については既に公知であるので説明を省略する。

40

【0042】

プローブ動作検出部 18 は、超音波プローブ 10 による組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブ 10 が静止状態になったことを検出するものである。すなわち、組織弾性画像を生成するためにユーザが超音波プローブ 10 を押圧状態を変化させながら被検体に押し付けている間に、超音波プローブ 10 が静止状態になったことを判定し、そのタイミングを検出するものである。

【0043】

50

具体的には、本実施形態のプローブ動作検出部 18 は、超音波プローブ 10 に設けられた圧力センサ 10a によって検出された圧力情報を取得し、その圧力情報が最も大きくなった状態を超音波プローブ 10 が静止状態になったものとして判定し、そのタイミングを検出するものである。そして、プローブ動作検出部 18 は、その検出タイミング信号を音速取得部 19 に出力するものである。なお、圧力情報が最も大きくなった時点の判定方法としては、たとえば圧力情報の時間的な変化量が最も小さくなった時点が圧力情報が最も大きくなった時点として判定することができる。

【0044】

音速取得部 19 は、プローブ動作検出部 18 による超音波プローブ 10 の静止状態の検出タイミングに基づいて、被検体の音速を取得するものである。すなわち、音速取得部 19 は、超音波プローブ 10 が静止状態となった時点近傍において超音波プローブ 10 によって取得された受信信号を用いて被検体内の音速を取得するものである。

【0045】

具体的には、本実施形態の音速取得部 19 は、超音波プローブ 10 が静止状態となった時点に最も近い時点において超音波プローブ 10 によって取得された受信信号に基づく RF 信号を受信信号記憶部 14 から取得し、その RF 信号に基づいて、たとえば特開 2010-99452 号公報に記載の手法を用いて被検体の最適音速、さらには局所音速を取得するものである。なお、このとき受信信号記憶部 14 に RF 信号と圧力情報とが対応付けられて記憶されている場合には、その圧力情報を参照することによって圧力情報が最大の RF 信号を音速取得のための RF 信号として読み出すようにしてもよい。また、最適音速および局所音速を取得する際に用いる信号は、RF 信号でなく、受信フォーカス処理を施す前の受信信号でもよい。

【0046】

より詳細には、音速取得部 19 は、まず、RF 信号を用いて B モード画像を生成し、その B モード画像に基づいて、被検体の着目領域内に設定されたすべての格子点における最適音速を算出する。ここで、最適音速とは、B モード画像のコントラスト、シャープネスが最も高くなる音速であり、各格子点における実際の局所音速とは必ずしも一致しない。最適音速の算出方法としては、例えば、特開平 8-317926 号公報に記載されたように、B モード画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散等に基づいて計測する方法を用いることができる。なお、最適音速の算出方法は、これに限定されるものではなく、その他の種々の公知な方法を用いることができる。

【0047】

次に、各格子点における最適音速を用いて、各格子点における局所音速を算出する。以下、局所音速の算出方法について説明する。

【0048】

音速取得部 19 は、図 2 に示すように、被検体内の着目領域内において、局所音速を算出する対象となる格子点を格子点 X とし、その格子点 X よりも浅い（すなわち、超音波プローブ 10 に近い）位置に X 方向に等間隔で配置された複数の格子点を格子点 A1, A2, ... とする。なお、少なくとも格子点 X と各格子点 A1, A2, ... との間の局所音速はそれぞれ一定と仮定する。

【0049】

そして、格子点 X における最適音速に基づいて、格子点 X を反射点とした時の仮想的な受信波 W_x の波形を算出する。

【0050】

次に、格子点 X における仮定音速の初期値を設定する。そして、仮定音速が 1 ステップずつ順次変更されて、仮想的な合成受信波 W_{SUM} を算出する。具体的には、格子点 X における局所音速を V と仮定すると、格子点 X から伝播した超音波が格子点 A1, A2, ... に到達するまでの時間は $XA1/V$, $XA2/V$, ... となる。ここで、XA1, XA2, ... は、それぞれ格子点 A1, A2, ... と格子点 X との間の距離である。格子点 A1, A2, ... における最適音速は既知のため、各格子点 A1, A2, ... からの受信波は予め求めるこ

10

20

30

40

50

とができる。したがって、格子点 $A_1, A_2, \dots$ からそれぞれ遅延 $X_{A_1}/V, X_{A_2}/V, \dots$ で発した反射波を合成することにより、仮想合成受信波 W_{SUM} を求めることができる。

【0051】

次に、たとえば仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の互いの相互相関をとることによって、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} との誤差が算出される。仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差を算出する方法としては、種々の公知な方法を採用することができる。

【0052】

そして、全ての仮定音速について、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差がそれぞれ算出される。ホイヘンスの原理を厳密に適用した場合、仮想合成受信波 W_{SUM} の波形は、格子点 X における局所音速値を V と仮定した場合の仮想受信波 W_X の波形と等しくなる。したがって、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} との差が最小になる仮定音速を格子点 X における局所音速として取得する。なお、局所音速の算出方法としては、上述した方法に限らず、その他の種々の公知な方法を採用することができる。

【0053】

なお、本実施形態においては、音速取得部 19 において最適音速および局所音速を取得するようにしたが、最適音速もしくは局所音速のみを取得するようにしてもよい。

【0054】

音速マップ生成部 20 は、音速取得部 19 において取得された各格子点の局所音速に基づいて、被検体の音速マップを生成するものである。音速マップとは、被検体内における各格子点の局所音速の分布状態を表すものであり、たとえば局所音速の大きさに応じて、赤や青などの互い異なる色が割り当てられて生成されるものである。音速マップの生成範囲については、ユーザによって任意に設定することができる。

【0055】

表示制御部 21 は、Bモード画像生成部 16 において生成されたBモード画像、組織弾性画像生成部 17 において生成された組織弾性画像、および音速マップ生成部 20 において生成された音速マップに基づいて表示制御信号を生成し、その表示制御信号をモニタ 22 に出力するものである。

【0056】

モニタ 22 は、入力された表示制御信号に基づいて被検体のBモード画像、組織弾性画像および音速マップを表示するものである。

【0057】

次に、本実施形態の超音波診断システム 1 の作用について、図 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【0058】

まず、超音波プローブ 10 の各超音波トランスデューサから超音波が発生され、被検体に送波される。

【0059】

そして、各超音波トランスデューサから送波された超音波は被検体内を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で次々と反射し、この反射によるエコーが各超音波トランスデューサによって検出されて受信信号として受信信号処理部 12 に出力される。

【0060】

そして、受信信号処理部 12 において、各超音波トランスデューサから出力された受信信号が増幅器によって増幅され、その増幅されたアナログ信号は A/D 変換器によってデジタル信号の受信信号に変換されて受信制御部 13 に出力される。

【0061】

受信制御部 13 においては、複数の超音波トランスデューサから出力された複数の受信信号に対して走査制御部 15 から出力された所定の受信遅延時間に基づいて受信フォーカ

10

20

30

40

50

ス処理が施されてＲＦ信号が生成され、フレーム毎のＲＦ信号がＢモード画像生成部１６に出力されるとともに、受信信号記憶部１４に出力されて順次記憶される。

【００６２】

そして、Ｂモード画像生成部１６において入力されたＲＦ信号に基づいてＢモード画像が生成され、そのＢモード画像に基づいて表示制御部２１において表示制御信号が生成され、その表示制御信号に基づいてモニタ２２においてＢモード画像が表示される（Ｓ１０）。

【００６３】

ここで、モニタ２２に表示されたＢモード画像を観察しているユーザが、組織弾性画像も表示させたいと考えた場合には、所定の設定入力部（図示省略）を用いて組織弾性画像表示モードがユーザによって設定入力される（Ｓ１２，ＹＥＳ）。

10

【００６４】

次いで、組織弾性画像を生成するため、ユーザによって超音波プローブ１０が被検体に対して押圧状態を変化させられながら押し付けられ、その押し付け前のＢモード画像と押し付け後のＢモード画像とが取得されて組織弾性画像生成部１７に出力される。なお、ユーザによる超音波プローブ１０の押圧は繰り返して複数回行われる。

【００６５】

そして、組織弾性画像生成部１７において、入力された押し付け前後のＢモード画像に基づいて組織弾性画像が生成され、その組織弾性画像に基づいて表示制御部２１において表示制御信号が生成され、その表示制御信号に基づいてモニタ２２において組織弾性画像が表示される（Ｓ１４）。

20

【００６６】

ここで、モニタ２２に表示されたＢモード画像や組織弾性画像を観察しているユーザが、さらに音速マップも表示させたいと考えた場合には、所定の設定入力部（図示省略）を用いて音速マップ表示モードがユーザによって設定入力される（Ｓ１６，ＹＥＳ）。

【００６７】

上述したように音速マップ表示モードが設定されると、超音波プローブ１０に設けられた圧力センサ１０ａによって超音波プローブ１０の被検体に対する圧力情報が検出され、その検出信号がプローブ動作検出部１８に出力される。

【００６８】

30

そして、プローブ動作検出部１８は、上述したような組織弾性画像の計測中において、圧力センサ１０ａによって検出された圧力情報が最大となるタイミングを超音波プローブ１０が静止状態になったタイミングとして検出し、その検出タイミング信号を音速取得部１９に出力する（Ｓ１８，ＹＥＳ）。

【００６９】

音速取得部１９は、入力された検出タイミング信号に基づいて、超音波プローブ１０が静止状態となった時点近傍において超音波プローブ１０によって取得されたＲＦ信号を受信信号記憶部１４から取得する。そして、音速取得部１９は、受信信号記憶部１４から取得したＲＦ信号に基づいて被検体の最適音速、さらには局所音速を取得する。

【００７０】

40

音速取得部１９によって取得された局所音速は音速マップ生成部２０に出力され、音速マップ生成部２０は、入力された局所音速の分布に基づいて音速マップを生成する。音速マップ生成部２０において生成された音速マップは、表示制御部２１に出力され、表示制御部２１は、入力された音速マップを用いて表示制御信号を生成し、モニタ２２は、入力された表示制御信号に基づいて音速マップをＢモード画像や組織弾性画像とともに表示する（Ｓ２０）。

【００７１】

なお、組織弾性画像および音速マップについては、ユーザによる超音波プローブ１０の被検体への押圧が繰り返して行われる毎に順次取得され、モニタ２２において順次更新されて表示される。

50

【 0 0 7 2 】

上記実施形態の超音波診断システム 1 によれば、超音波プローブ 1 0 による組織弾性画像を生成するための受信信号の取得中において、超音波プローブ 1 0 が静止状態となったことを検出し、その検出タイミングに基づいて、超音波プローブ 1 0 によって取得された受信信号を用いて被検体の音速を取得するようにしたので、組織弾性画像を取得するとともに、これに並行して安定した音速分布を適切なタイミングで取得することができる。

【 0 0 7 3 】

また、上記実施形態の超音波診断システム 1 においては、プローブ動作検出部 1 8 によって超音波プローブ 1 0 の静止状態が検出された際、音速取得部 1 9 が、組織弾性画像を生成するため（B モード画像を生成するため）に取得された R F 信号に基づいて被検体内の最適音速および局所音速を取得するようにしたが、これに限らず、超音波プローブ 1 0 の静止状態が検出された際、組織弾性画像（B モード画像）を生成するための超音波の送受信とは別のタイミングで音速取得用の超音波の送受信を超音波プローブ 1 0 によって行い、音速取得部 1 9 が、上述した音速取得用に送受信された受信信号に基づく R F 信号を用いて被検体内の最適音速および局所音速を取得するようにしてもよい。

【 0 0 7 4 】

また、上記実施形態の超音波診断システム 1 においては、超音波プローブ 1 0 に設けられた圧力センサ 1 0 a によって検出された圧力情報に基づいて超音波プローブ 1 0 の静止状態を検出するようにしたが、これに限らず、たとえば、図 4 に示す超音波診断システム 2 に示すように、組織弾性画像の計測中において B モード画像生成部 1 6 によって生成された B モード画像に基づいて超音波プローブ 1 0 の静止状態を検出するようにしてもよい。

【 0 0 7 5 】

具体的には、図 4 に示す超音波診断システム 2 は、組織弾性画像の計測中において B モード画像生成部 1 6 によって生成された B モード画像を取得するプローブ動作検出部 2 3 を備えている。

【 0 0 7 6 】

図 4 に示すプローブ動作検出部 2 3 は、組織弾性画像の計測中において B モード画像生成部 1 6 によって生成された B モード画像を順次取得し、その経時変化を順次算出する。そして、B モード画像の経時変化量が最も大きくなった時点を超音波プローブ 1 0 が静止状態となった時点として検出し、その検出タイミング信号を音速取得部 1 9 に出力する。その他の作用については、上記実施形態の超音波診断システム 1 と同様である。なお、B モード画像の経時変化量の算出方法としては、たとえば B モード画像中のエッジを検出し、そのエッジの経時変化量を算出方法があるが、その他の種々の公知な方法を用いることができる。

【 0 0 7 7 】

また、超音波プローブ 1 0 の静止状態を検出する方法としては、上述した方法に限らず、たとえば、図 5 に示す超音波診断システム 3 に示すように、組織弾性画像の計測中において超音波プローブ 1 0 に設けられた加速度センサ 1 0 b によって超音波プローブ 1 0 の加速度情報を検出し、その速度情報に基づいて超音波プローブ 1 0 の静止状態を検出するようにしてもよい。

【 0 0 7 8 】

具体的には、図 5 に示す超音波診断システム 3 は、上述した加速度センサ 1 0 b を備えているとともに、組織弾性画像の計測中において加速度センサ 1 0 b によって検出された加速度情報を取得するプローブ動作検出部 2 4 を備えている。

【 0 0 7 9 】

図 5 に示すプローブ動作検出部 2 4 は、組織弾性画像の計測中において加速度センサ 1 0 b によって検出された加速度情報を取得する。そして、プローブ動作検出部 2 4 は、入力された加速度情報が最も小さくなった時点（略ゼロの時点）を超音波プローブ 1 0 が静止状態となった時点として検出し、その検出タイミング信号を音速取得部 1 9 に出力する

10

20

30

40

50

。その他の作用については、上記実施形態の超音波診断システム 1 と同様である。

【0080】

なお、図 5 に示す超音波診断システム 3 においては、組織弾性画像の計測中において取得されたフレーム毎の RF 信号と、その RF 信号が取得された時点において加速度センサ 10b によって検出された加速度情報とを対応付けて受信信号記憶部 14 に記憶するようにしてもよい。そして、音速取得部 19 が、受信信号記憶部 14 に記憶された加速度情報を参照することによって音速取得用の受信信号を読み出して取得するようにしてもよい。

【0081】

また、上記実施形態の超音波診断システム 1 ~ 3 においては、B モード画像、組織弾性画像および音速マップをそれぞれ別個に表示するようにしてもよいし、これらのうちの少なくとも 2 つを重ね合わせて同時に表示するようにしてもよい。たとえば B モード画像に対して組織弾性画像または音速マップを重ね合わせて表示するようにしてもよいし、組織弾性画像と音速マップとを重ね合わせて表示するようにしてもよいし、もしくは 3 つの画像を全て重ね合わせて表示するようにしてもよい。また、組織弾性画像や音速マップについては、上述したように色画像で表示するのではなく、歪み量や局所音速を数値で表示するようにしてもよい。

【0082】

また、音速取得部 19 において取得された局所音速に基づく送信遅延時間および受信遅延時間を算出し、その送信遅延時間に基づく送信フォーカスを行うとともに、受信遅延時間を用いて受信信号に対して受信フォーカス処理を施して RF 信号を生成し、その RF 信号に基づく B モード画像や組織弾性画像をモニタ 22 に表示するようにしてもよい。

【符号の説明】

【0083】

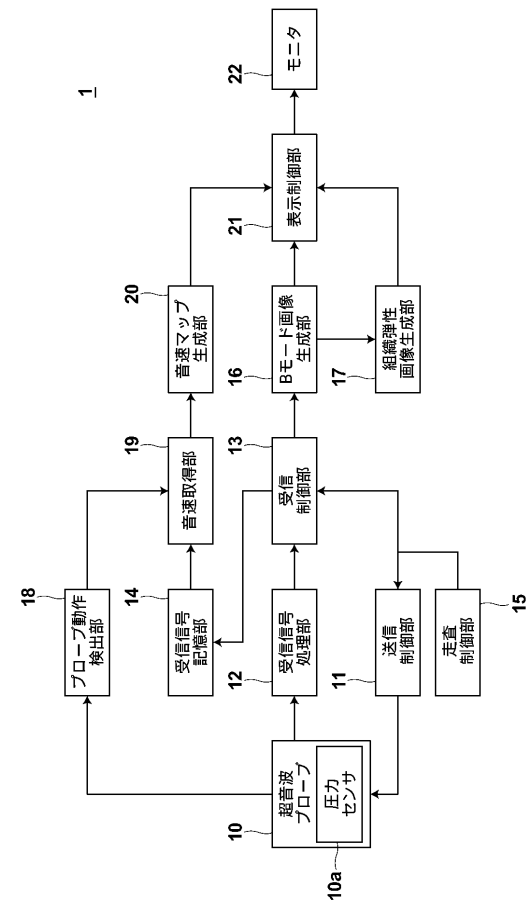
- 1 - 3 超音波診断システム
- 10 超音波プローブ
- 10a 圧力センサ
- 10b 加速度センサ
- 16 B モード画像生成部
- 17 組織弾性画像生成部
- 18, 23, 24 プローブ動作検出部
- 19 音速取得部
- 20 音速マップ生成部
- 21 表示制御部

10

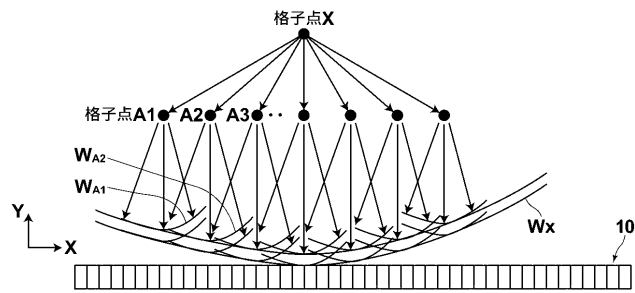
20

30

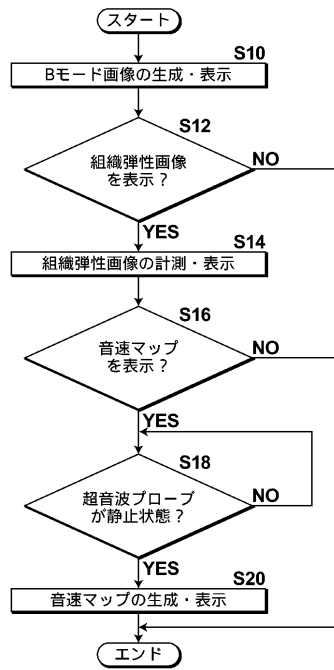
【 図 1 】



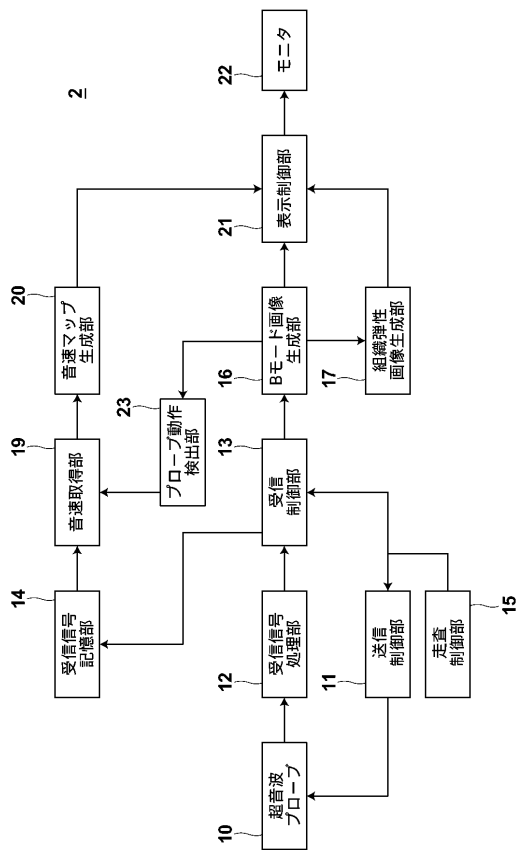
【 図 2 】



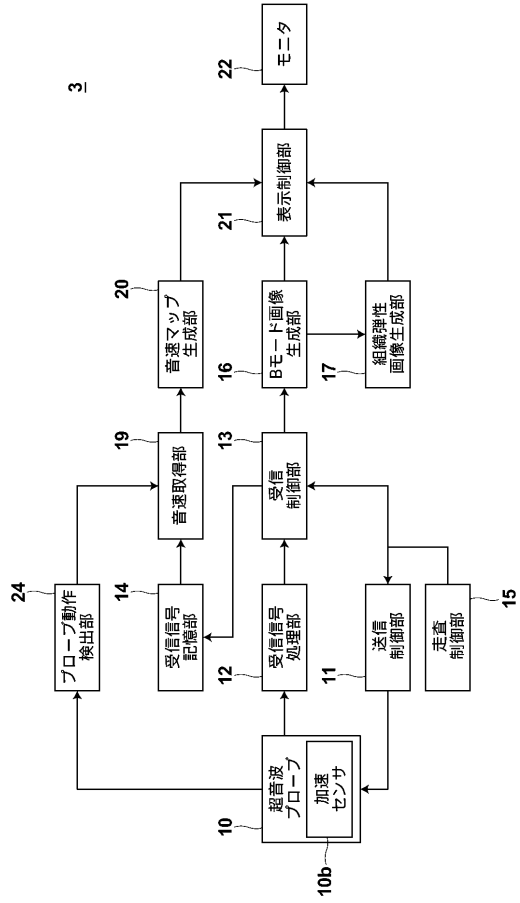
【 図 3 】



【 図 4 】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断图像生成方法		
公开(公告)号	JP2013244136A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012119226	申请日	2012-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/GA24 4C601/KK23		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供用于产生组织弹性图像的超声诊断设备，其获取组织弹性图像并且在适当的时间与其同时获得稳定的声速分布。解决方案：超声波诊断设备包括：组织弹性图像生成单元17，其基于通过超声波将超声波发送到对象/从对象接收的接收信号，生成指示对象的组织弹性的组织弹性图像。探针10；声速获取单元19基于由超声波探头10获取的接收信号获取对象中的声速；探测器操作检测单元18在通过超声波探头10获取用于产生组织弹性图像的接收信号期间检测超声波探头10进入静止状态。声速获取单元19获取声速基于探头操作检测单元18检测到超声波探头的静止状态的定时。

