

(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2013-244137
(P2013-244137A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

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 15 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-119227 (P2012-119227)
(22) 出願日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(71) 出願人 306037311
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 JC06 JC37

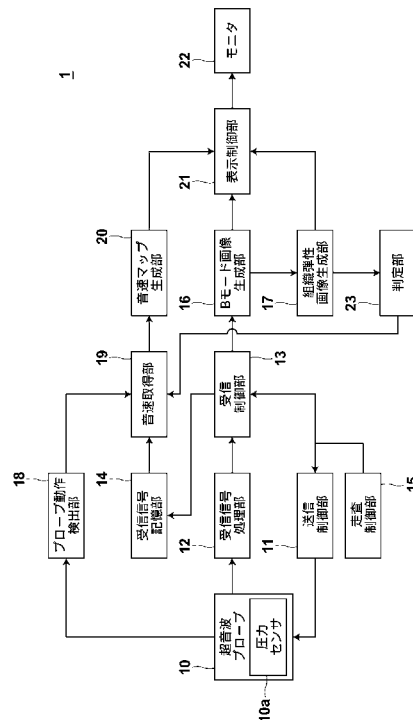
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断画像生成方法

(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、組織弾性画像に基づいて、音速取得部19による音速取得を実行するか否かを判定する判定部23とを備え、音速取得部19が、判定部23において音速取得を実行すると判定された場合に音速取得を実行する。

【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、

前記組織弾性画像に基づいて、前記音速取得部による音速取得を実行するか否かを判定する判定部とを備え、

前記音速取得部が、前記判定部において前記音速取得を実行すると判定された場合に前記音速取得を実行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】

前記判定部が、前記組織弾性画像における特徴量の大きさと所定の閾値とを比較することによって前記音速取得を実行するか否かを判定す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】

前記判定部が、前記組織弾性画像を構成する画素毎について前記音速取得を実行するか否かを判定するものであることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記判定部が、前記組織弾性画像全体を単位として前記音速取得を実行するか否かを判定するものであることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記判定部が、前記組織弾性画像内を複数の領域に分割した各分割領域を単位として前記音速取得を実行するか否かを判定するものであることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記判定部が、前記組織弾性画像を構成する各画素の特徴量に基づいて、前記音速取得を実行する範囲を設定するものであることを特徴とする請求項 4 または 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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を備え、

30

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請求項 1 から 6 いずれか 1 項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 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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、

40

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 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 8 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

50

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8いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項12】

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から11いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記特徴量が、組織の歪み量であることを特徴とする請求項2または6記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記特徴量が、組織の弾性率であることを特徴とする請求項2または6記載の超音波診断装置。

【請求項15】

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際、

前記組織弾性画像に基づいて、前記音速取得を実行するか否かを判定し、

前記音速取得を実行すると判定された場合に、前記音速取得を実行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

10

20

30

40

50

くなることになる。

【先行技術文献】

【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】

10

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。

【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。

20

【0009】

しかしながら、上述した組織弾性画像を計測しながら、かつ音速分布を適切なタイミングで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。

【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】

30

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、組織弾性画像に基づいて、音速取得部による音速取得を実行するか否かを判定する判定部とを備え、音速取得部が、判定部において音速取得を実行すると判定された場合に音速取得を実行するものであることを特徴とする。

【0012】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、判定部を、組織弾性画像における特徴量の大きさと所定の閾値とを比較することによって音速取得を実行するか否かを判定するものとする。

【0013】

40

また、上記特徴量として組織の歪み量や弾性率を用いることができる。

【0014】

また、判定部を、組織弾性画像を構成する画素毎について音速取得を実行するか否かを判定するものとする。

【0015】

また、判定部を、組織弾性画像全体を単位として音速取得を実行するか否かを判定するものとする。

【0016】

また、判定部を、組織弾性画像内を複数の領域に分割した各分割領域を単位として音速取得を実行するか否かを判定するものとする。

50

【0017】

また、判定部を、組織弾性画像を構成する各画素の特徴量に基づいて、音速取得を実行する範囲を設定するものとする。

【0018】

また、上記特徴量として組織の歪み量や弾性率を用いることができる。

【0019】

また、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を設け、音速取得部を、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とする。

10

【0020】

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、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。

20

【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】

また、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する。

【0025】

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際、組織弾性画像に基づいて、音速取得を実行するか否かを判定し、音速取得を実行すると判定された場合に、音速取得を実行することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0026】

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、その生成した組織弾性画像に基づいて音速取得を実行するか否かを判定し、音速取得を実行すると判定された場合に音速取得を実行するようにしたので、たとえば組織弾性画像内に腫瘍が存在し、組織弾性画像の歪み量が所定の閾値より小さい場合などを判定し、その判定結果に基づいて音速取得を実行することができるので、組織弾性画像の取得とともに、これに並行して音速取得を適切なタイミングで行うことができる。

40

【0027】

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。

【0028】

50

また、上記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おいて、組織弾性画像を構成する画素毎について音速取得を実行するか否かを判定するようにした場合には、たとえば腫瘍部などの診断上重要な部分についてのみ音速取得を実行することができるので、音速取得のための演算処理を軽くすることができ、処理速度を向上させることができる。

【0029】

また、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し、その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ようにした場合には、適切なタイミングでかつ安定した音速分布を取得することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0030】

【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

【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

20

【発明を実施するための形態】

【0031】

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。

【0032】

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、判定部23、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。

30

【0033】

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PZT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。

40

【0034】

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10aが設けられている。この圧力センサ10a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。

【0035】

また、圧力センサ10a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

50

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。

【0036】

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。

【0037】

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。

10

【0038】

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りこまれた音線信号(以下、RF信号という)を生成するものである。

【0039】

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。

20

【0040】

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。

30

【0041】

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。

【0042】

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。

40

【0043】

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。

50

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

判定部23は、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に基づいて、音速取得部19における音速取得を実行するか否かを判定するものである。具体的には、たとえば、被検体内に腫瘍部が存在する部分について音速取得を行いたい場合には、一般的に腫瘍部は正常組織よりも硬いものであるため、組織弾性画像を構成する各画素の歪み量と所定の閾値とをそれぞれ比較し、所定の閾値よりも小さい歪み量の画素に対応する後述する格子点については音速取得を実行すると判定し、所定の閾値以上の歪み量の画素に対応する格子点については音速取得を実行しないと判定する。すなわち、組織弾性画像を構成する画素単位で音速取得を行うか否かを判定する。なお、本実施形態においては、歪み量と閾値とを比較するようにしたが、歪み量に限らず、組織弾性画像を構成する各画素の特徴量であればよく、たとえば弾性率と閾値とを比較するようにしてもよい。

10

【 0 0 4 6 】

上述したように画素単位で音速取得を行うか否かを判定する場合に用いられる上記閾値としては、たとえば組織弾性画像の全ての画素の歪み量の平均値や、組織弾性画像の所定の一部の領域の画素の歪み量の平均値などを用いることができる。

20

【 0 0 4 7 】

また、上述したように腫瘍部などの病変部が存在する部分について音速取得を行いたい場合には、その病変部について予め取得された歪み量の標準値を用いることができる。

【 0 0 4 8 】

また、腫瘍部に限らず、たとえば被検体内に水分を多く含んだ部分が存在する場合に音速取得を行いたい場合には、所定の閾値よりも大きい歪み量の画素に対応する格子点については音速取得を実行すると判定し、所定の閾値以下の歪み量の画素に対応する格子点については音速取得を実行しないと判定するようにすればよい。この場合の閾値についても予め取得したものをを用いるようにすればよい。

30

【 0 0 4 9 】

また、上記のような判定方法に限らず、閾値の上限値と下限値を設定し、上記上限値と下限値との間の範囲外の大きさの歪み量の画素に対応する格子点については音速取得を実行すると判定し、上記範囲内の大きさの歪み量の画素に対応する格子点については音速取得を実行しないと判定するようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

また、上述した閾値についてはユーザが目的に応じて任意の設定したものをを用いるようにしてもよい。

40

【 0 0 5 1 】

また、音速取得を実行するか否かを判定する単位としては、上述したように組織弾性画像を構成する画素単位に限らず、たとえば組織弾性画像全体を単位として音速取得を実行するか否かを判定するようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

具体的には、たとえば腫瘍部の音速取得を行いたい場合には、組織弾性画像を構成する全ての画素の特徴量(たとえば歪み量や弾性率)の平均値や最大値や最小値といった統計値と所定の閾値とを比較し、その統計値が所定の閾値よりも小さい場合には、音速取得を実行すると判定し、統計値が所定の閾値以上の場合には、全ての画素に対応する格子点について音速取得を実行しないと判定するようにしてもよい。音速取得を実行する格子点に

50

については、組織弾性画像を構成する全ての画素に対応する格子点について実行するようにしてもよいし、上述した画素単位での判定の場合と同様に、所定の閾値よりも小さい特徴量の画素に対応する格子点の範囲を設定するようにしてもよい。なお、閾値の設定の仕方については上記と同様である。

【0053】

また、音速取得を実行するか否かを判定する単位としては、たとえば組織弾性画像を複数の領域に分割した分割領域を単位として音速取得を実行するか否かを判定するようにしてもよい。なお、この分割領域とは複数の画素から構成される領域である。

【0054】

具体的には、たとえば腫瘍部の音速取得を行いたい場合には、分割領域内の全ての画素の特徴量（たとえば歪み量や弾性率）の平均値や最大値や最小値といった統計値と所定の閾値とを比較し、その統計値が所定の閾値よりも小さい場合には、音速取得を実行すると判定し、統計値が所定の閾値以上の場合には、分割領域内の全ての画素に対応する格子点について音速取得を実行しないと判定するようにしてもよい。音速取得を実行する格子点については、分割領域内の全ての画素に対応する格子点について実行するようにしてもよいし、上述した画素単位での判定の場合と同様に、所定の閾値よりも小さい特徴量の画素に対応する格子点の範囲を設定するようにしてもよい。なお、閾値の設定の仕方については上記と同様である。

10

【0055】

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。

20

【0056】

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。

30

【0057】

音速取得部19は、判定部23における判定結果と、プローブ動作検出部18から出力された検出タイミング信号とに基づいて、被検体内の音速取得を実行するものである。

【0058】

すなわち、本実施形態の音速取得部19は、判定部23における判定結果を取得した後、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を取得し、その取得した検出タイミングに基づいて、音速取得を実行すると判定された格子点について音速取得を実行するものである。

40

【0059】

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近傍、たとえば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、音速取得を実行すると判定された格子点について、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

50

す前の受信信号でもよい。

【0060】

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。

10

【0061】

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。

【0062】

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。

【0063】

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。

20

【0064】

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とができる。したがって、格子点A1, A2, ...からそれぞれ遅延 $XA1/V$, $XA2/V$, ...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。

30

【0065】

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。

【0066】

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。

40

【0067】

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。

【0068】

50

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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

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。

【0074】

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。

【0075】

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。

【0076】

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)。

【0077】

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)。

【0078】

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。

【0079】

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)。

【0080】

10

20

30

40

50

ここで、モニタ 2 2 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、この設定入力に応じて判定部 2 3 において音速取得を実行するか否かの判定が行われる（S 1 6）。そして、その判定結果が、音速取得部 1 9 に出力される。

【0081】

次いで、プローブ動作検出部 1 8 において、圧力センサ 1 0 a により検出された圧力情報が最大となるタイミングが超音波プローブ 1 0 が静止状態になったタイミングとして検出され、その検出タイミング信号が音速取得部 1 9 に出力される（S 1 8, Y E S）。

【0082】

そして、音速取得部 1 9 は、プローブ動作検出部 1 8 から出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 1 0 が静止状態となった時点近傍において超音波プローブ 1 0 によって取得された R F 信号を受信信号記憶部 1 4 から取得する。そして、音速取得部 1 9 は、判定部 2 3 から出力された判定結果に基づいて、受信信号記憶部 1 4 から取得した R F 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。なお、判定部 2 3 から出力された判定結果が、全ての格子点について音速取得を実行しないという判定結果であった場合には、音速取得部 1 9 は、音速取得を行うことなく処理を終了する。

【0083】

そして、音速取得部 1 9 によって取得された局所音速は音速マップ生成部 2 0 に出力され、音速マップ生成部 2 0 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 2 0 において生成された音速マップは、表示制御部 2 1 に出力され、表示制御部 2 1 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 2 2 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（S 2 0）。

【0084】

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 1 0 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 2 2 において順次更新されて表示される。

【0085】

上記実施形態の超音波診断システムによれば、超音波プローブ 1 0 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、その生成した組織弾性画像に基づいて音速取得を実行するか否かを判定し、音速取得を実行すると判定された場合に音速取得を実行するようにしたので、たとえば組織弾性画像内に腫瘍が存在し、組織弾性画像の歪み量が所定の閾値より小さい場合などを判定し、その判定結果に基づいて音速取得を実行することができるので、組織弾性画像の取得とともに、これに並行して音速取得を適切なタイミングで行うことができる。

【0086】

また、上記実施形態の超音波診断システムにおいて、組織弾性画像を構成する画素毎について音速取得を実行するか否かを判定するようにした場合には、たとえば腫瘍部などの診断上重要な部分についてのみ音速取得を実行することができるので、音速取得のための演算処理を軽くすることができ、処理速度を向上させることができる。

【0087】

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

10

20

30

40

50

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。

【0088】

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に基づいて超音波プローブ10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16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10の静止状態を検出するようにしてもよい。

【0089】

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16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24を備えている。

10

【0090】

図4に示すプローブ動作検出部24は、組織弾性画像の計測中においてBモード画像生成部16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10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19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。

20

【0091】

また、超音波プローブ10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10に設けられた加速度センサ10bによって超音波プローブ10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10の静止状態を検出するようにしてもよい。

【0092】

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10b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10bによって検出された

30

【0093】

図5に示すプローブ動作検出部25は、組織弾性画像の計測中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を取得する。そして、プローブ動作検出部24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10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19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。

【0094】

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。

40

【0095】

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、

50

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。

【0096】

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モード画像をモニタ22に表示するようにしてもよい。

【符号の説明】

【0097】

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, 24, 25 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

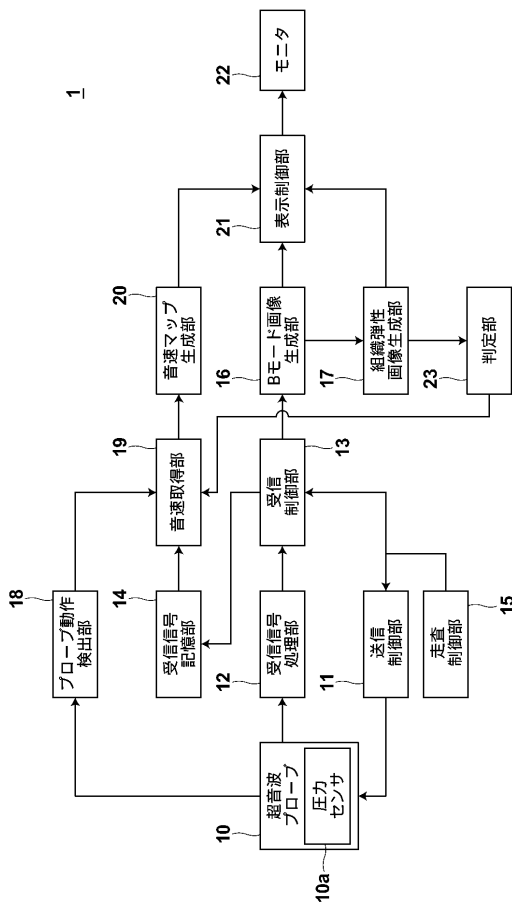
22 モニタ

23 判定部

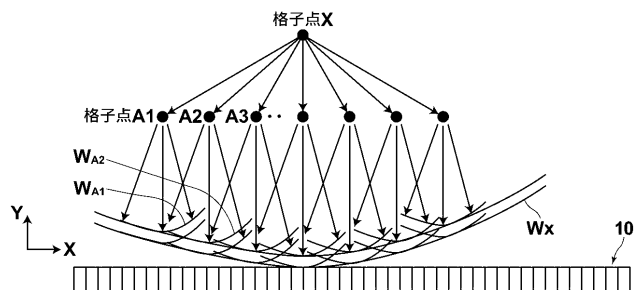
10

20

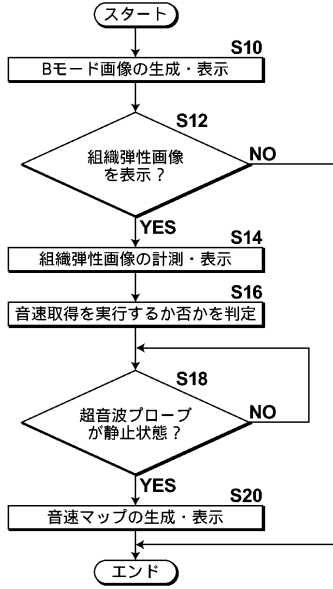
【図1】



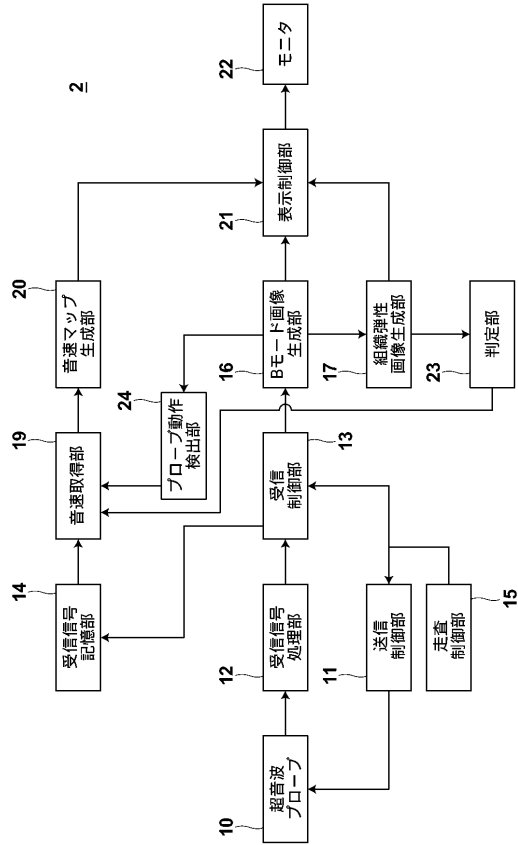
【図2】



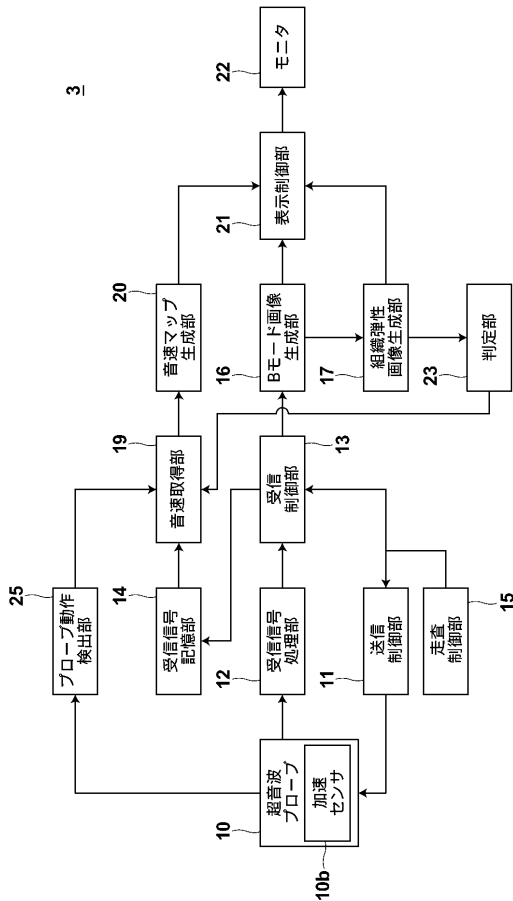
【 図 3 】



【 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	JP2013244137A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012119227	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/JC06 4C601/JC37		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声诊断设备中获取组织弹性图像，用于产生组织弹性图像并在与其平行的适当时刻获取声速分布。组织弹性图像生成单元17，用于基于通过超声波探头10向对象发送和接收超声波而获取的接收信号，生成表示对象的组织弹性的组织弹性图像，声速获取单元19基于由声波探测器10获取的接收信号获取对象中的声速，并且基于组织弹性图像确定是否执行声速获取单元19的声速获取并且确定单元23。当确定声速获取单元19在确定单元23中执行声速获取时，声速获取单元19执行声速获取。 点域1

