

(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2012-192075

(P2012-192075A)

(43) 公開日 平成24年10月11日(2012.10.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-59104 (P2011-59104)
(22) 出願日 平成23年3月17日 (2011.3.17)

(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 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 田代 りか
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 BB02 BB21 BB22 DD20 EE09
EE10 GB04 JC20 JC37 KK24

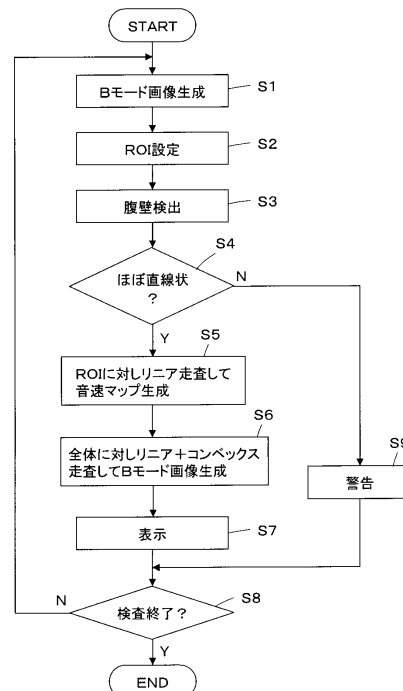
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 広範囲の領域に対応しつつ良好な画質のBモード画像を生成しながらも腹壁から受ける超音波ビームの屈折の影響を低減して正確な音速マップの生成を行うことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 Bモード画像上で検出された被検体の腹壁の形状がほぼ直線状である場合は(S4)、関心領域ROIに対し振動子アレイのリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて関心領域ROI内の音速マップを生成し(S5)、さらに撮影領域の全体に対し振動子アレイのリニア走査用アレイ部からBモード画像用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信すると共にコンベックス走査用アレイ部からBモード画像用超音波ビームをコンベックス走査させつつ送受信させてBモード画像を生成し(S6)、Bモード画像と音速マップ画像が表示される(S7)。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送信回路から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力される受信信号を受信回路で処理することで得られる受信データに基づいて画像生成部でBモード画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブの振動子アレイは、互いに連続して配置されたコンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部とを有し、

前記画像生成部で生成されたBモード画像上で被検体の腹壁を検出する腹壁検出部と、

前記腹壁検出部で検出された腹壁の形状がほぼ直線状である場合に前記振動子アレイのリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて音速マップ用受信データを取得するように前記送信回路および前記受信回路を制御する制御部と、

取得された前記音速マップ用受信データに基づいて音速マップを生成する音速マップ生成部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像生成部で生成された前記Bモード画像上で関心領域を設定するための関心領域設定部をさらに備え、

前記腹壁検出部は、前記関心領域設定部により設定された関心領域の上方に位置する被検体の腹壁を検出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記腹壁検出部で検出された腹壁の形状がほぼ直線状でない場合には、音速マップ用超音波ビームの送受信を行わないように前記送信回路および前記受信回路を制御する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記振動子アレイのコンベックス走査用アレイ部からBモード画像用超音波ビームをコンベックス走査させつつ送受信させると共にリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させてBモード画像用受信データを取得するように前記送信回路および前記受信回路を制御し、

前記画像生成部は、前記Bモード画像用受信データに基づいてBモード画像を生成する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

送信回路から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力される受信信号を受信回路で処理することで得られる受信データに基づいてBモード画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記Bモード画像上で被検体の腹壁を検出し、

検出された腹壁の形状がほぼ直線状である場合に前記振動子アレイの互いに連続して配置されたコンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部のうちリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて音速マップ用受信データを取得するように前記送信回路および前記受信回路を制御し、

取得された前記音速マップ用受信データに基づいて音速マップを生成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波プローブの振動子アレイから超音波を送受信することによりBモード画像の生成と関心領域内の音速マップの生成の双方を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

また、近年、被検体内の診断部位をより精度よく診断するために、診断部位における音速を測定することが行われている。

例えば、特許文献1には、診断部位の周辺に複数の格子点を設定し、各格子点に対して超音波ビームを送受信することにより得られる受信データに基づいて、局所音速値の演算を行う超音波診断装置が提案されている。

【0004】

特許文献1の装置では、超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送受信することで、診断部位における局所音速値を求めることができ、例えばBモード画像に局所音速値の情報を重畳させて表示することが可能となる。さらに、所定の領域内の各点における局所音速値の分布を示す音速マップを生成してBモード画像と共に表示すれば、診断部位の診断を行う上で有効なものとなる。

【0005】

また、超音波プローブとして、コンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部とが互いに連続して配列された振動子アレイを有する複合型のプローブが特許文献2に提案されている。

このような複合型の超音波プローブを用いて超音波ビームの送受信を行うことにより、被検体の浅部領域において大きな視野角と高画質を得ながら、深部領域においても視野を拡大することが可能となり、超音波診断に適したBモード画像を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-99452号公報

【特許文献2】特開2010-214015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、被検体内部の臓器等を覆っている腹壁付近は、脂肪の存在等に起因して他の箇所とは異なる音速を有しており、このため、特許文献2に記載されたような複合型の超音波プローブを用いて診断部位における局所音速値を求めようとしても、振動子アレイから送信された超音波ビームが腹壁を透過する際に、腹壁に対する入射角によっては、超音波ビームが屈折して音速を正確に測定することができなくなるという問題がある。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、広範囲の領域に対応しつつ良好な画質のBモード画像を生成しながらも腹壁から受ける超音波ビームの屈折の影響を低減して正確な音速マップの生成を行うことができる超音波診断装置および超音波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】

【0009】

この発明に係る超音波診断装置は、送信回路から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力される受信信号を受信回路で処理することで得られる受信データに基づいて画像生成部でBモード画像を生成す

10

20

30

40

50

る超音波診断装置であって、超音波プローブの振動子アレイは、互いに連続して配置されたコンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部とを有し、画像生成部で生成されたBモード画像上で被検体の腹壁を検出する腹壁検出部と、腹壁検出部で検出された腹壁の形状がほぼ直線状である場合に振動子アレイのリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて音速マップ用受信データを取得するように送信回路および受信回路を制御する制御部と、取得された音速マップ用受信データに基づいて音速マップを生成する音速マップ生成部とを備えたものである。

【0010】

画像生成部で生成されたBモード画像上で関心領域を設定するための関心領域設定部をさらに備え、腹壁検出部が、関心領域設定部により設定された関心領域の上方に位置する被検体の腹壁を検出するように構成することが好ましい。

10

また、制御部は、腹壁検出部で検出された腹壁の形状がほぼ直線状でない場合には、音速マップ用超音波ビームの送受信を行わないように送信回路および受信回路を制御してもよい。

さらに、制御部は、振動子アレイのコンベックス走査用アレイ部からBモード画像用超音波ビームをコンベックス走査させつつ送受信させると共にリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させてBモード画像用受信データを取得するように送信回路および受信回路を制御し、画像生成部は、Bモード画像用受信データに基づいてBモード画像を生成することができる。

【0011】

この発明に係る超音波画像生成方法は、送信回路から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力される受信信号を受信回路で処理することで得られる受信データに基づいてBモード画像を生成する超音波画像生成方法であって、Bモード画像上で被検体の腹壁を検出し、検出された腹壁の形状がほぼ直線状である場合に振動子アレイの互いに連続して配置されたコンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部のうちリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて音速マップ用受信データを取得するように送信回路および受信回路を制御し、取得された音速マップ用受信データに基づいて音速マップを生成する方法である。

20

30

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、被検体の腹壁を検出し、腹壁の形状がほぼ直線状である場合に振動子アレイのリニア走査用アレイ部から音速マップ用超音波ビームをリニア走査させつつ送受信させて音速マップ用受信データを取得するので、互いに連続して配置されたコンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部とを有する振動子アレイを用いて広範囲の領域に対応しつつ良好な画質のBモード画像を生成しながらも、腹壁から受ける超音波ビームの屈折の影響を低減して正確な音速マップの生成を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態で用いられた複合型の超音波プローブを示す図である。

【図3】Bモード画像を模式的に示す図である。

【図4】実施の形態における音速演算の原理を模式的に示す図である。

【図5】実施の形態の動作を示すフローチャートである。

【図6】超音波プローブから送信されたBモード画像用超音波ビームを示す図である。

【図7】超音波プローブから送信された音速マップ用超音波ビームを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

40

50

図 1 に、この発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、この超音波プローブ 1 に接続された診断装置本体 2 とを備えている。

超音波プローブ 1 は、複合型のプローブで、コンベックス走査用アレイ部とリニア走査用アレイ部とが互いに連続して配列された振動子アレイ 3 を有し、この振動子アレイ 3 に送信回路 4 と受信回路 5 が接続され、送信回路 4 および受信回路 5 にプローブ制御部 6 が接続されている。

【0015】

診断装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 に接続された信号処理部 11 を有し、この信号処理部 11 に D S C (Digital Scan Converter) 12、画像処理部 13、表示制御部 14 および表示部 15 が順次接続されている。画像処理部 13 には、画像メモリ 16 が接続されると共に腹壁検出部 17 が接続されている。さらに、診断装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 に接続されたシネメモリ 18 と音速マップ生成部 19 を有している。そして、信号処理部 11、D S C 12、表示制御部 14、腹壁検出部 17、シネメモリ 18 および音速マップ生成部 19 に本体制御部 20 が接続されている。さらに、本体制御部 20 には、操作部 21 と格納部 22 がそれぞれ接続されている。

また、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 6 と診断装置本体 2 の本体制御部 20 が互いに接続されている。

【0016】

超音波プローブ 1 の振動子アレイ 3 は、図 2 に示されるように、1つのリニア走査用アレイ部 G 1 と、リニア走査用アレイ部 G 1 の両側部にそれぞれ連続して配置された一対のコンベックス走査用アレイ部 G 2 から構成されている。リニア走査用アレイ部 G 1 は、直線状に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。各コンベックス走査用アレイ部 G 2 は、リニア走査用アレイ部 G 1 の超音波トランスデューサに対して連続的で且つ扇状に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。

リニア走査用アレイ部 G 1 およびコンベックス走査用アレイ部 G 2 の複数の超音波トランスデューサは、それぞれ送信回路 4 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、P M N - P T (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0017】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0018】

送信回路 4 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、プローブ制御部 6 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 3 の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

【0019】

受信回路 5 は、振動子アレイ 3 の各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅して A / D 変換した後、プローブ制御部 6 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ (音線信号) が生成される。

プローブ制御部 6 は、診断装置本体 2 の本体制御部 20 から伝送される各種の制御信号

10

20

30

40

50

に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

【 0 0 2 0 】

診断装置本体 2 の信号処理部 1 1 は、超音波プローブ 1 の受信回路 6 で生成された受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

D S C 1 2 は、信号処理部 1 1 で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

画像処理部 1 3 は、D S C 1 2 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 1 4 に出力する、あるいは画像メモリ 1 6 に格納する。

これら信号処理部 1 1、D S C 1 2、画像処理部 1 3 および画像メモリ 1 6 により画像生成部 2 3 が形成されている。

【 0 0 2 1 】

表示制御部 1 4 は、画像処理部 1 3 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 1 5 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 1 5 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 1 4 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【 0 0 2 2 】

腹壁検出部 1 7 は、画像処理部 1 3 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、図 3 に示されるように、B モード画像内に設定された関心領域 R O I の上方に位置する被検体の腹壁 P を検出する。

シネメモリ 1 8 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 から出力される受信データを順次格納する。また、シネメモリ 1 8 は、本体制御部 2 0 から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を上記の受信データに関連付けて格納する。

音速マップ生成部 1 9 は、本体制御部 2 0 による制御の下で、シネメモリ 1 8 に格納されている受信データに基づいて、診断対象となる被検体内の組織における局所音速値を演算し、音速マップを生成する。

本体制御部 2 0 は、操作者により操作部 2 1 から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

【 0 0 2 3 】

操作部 2 1 は、操作者が入力操作を行うためのもので、この発明の関心領域設定部を構成し、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 2 2 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、D V D - R O M 等の記録媒体を用いることができる。

なお、信号処理部 1 1、D S C 1 2、画像処理部 1 3、表示制御部 1 4 および音速マップ生成部 1 9 は、C P U と、C P U に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【 0 0 2 4 】

操作者は操作部 2 1 から次の 3 つの表示モードのいずれかを選択することができる。すなわち、B モード画像を単独で表示するモード、B モード画像に音速マップを重畳して表示するモード（例えば、局所音速値に応じて色分けまたは輝度を変化させる表示、あるいは局所音速値が等しい点を線で結ぶ表示）、B モード画像と音速マップ画像とを並べて表示するモードのうち、所望のモードによる表示を行うことができる。

【 0 0 2 5 】

B モード画像を表示する際には、まず、超音波プローブ 1 の送信回路 4 から供給される駆動信号に従って振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 およびコンベックス走査用

10

20

30

40

50

アレイ部 G 2 の複数の超音波トランスデューサから超音波が送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信回路 5 に出力され、受信回路 5 で受信データが生成される。さらに、この受信データを入力した診断装置本体 2 の信号処理部 1 1 で B モード画像信号が生成され、D S C 1 2 で B モード画像信号がラスタ変換されると共に画像処理部 1 3 で B モード画像信号に各種の画像処理が施された後、この B モード画像信号に基づいて表示制御部 1 4 により超音波診断画像が表示部 1 5 に表示される。

【 0 0 2 6 】

一方、局所音速値の演算は、例えば本願の出願人により出願された特開 2 0 1 0 - 9 9 4 5 2 号公報に記載の方法により行うことができる。

この方法は、図 4 (A) に示されるように、被検体内に超音波を送信した際に、被検体の反射点となる格子点 X から振動子アレイ 1 に到達する受信波 W_x に着目したとき、図 4 (B) に示されるように、格子点 X よりも浅い位置、すなわち振動子アレイ 1 に近い位置に複数の格子点 A 1、A 2、... を等間隔に配列し、格子点 X からの受信波を受けた複数の格子点 A 1、A 2、... からのそれぞれの受信波 W_1 、 W_2 、... の合成波 W_{sum} が、ホイヘンスの原理により、格子点 X からの受信波 W_x に一致することを利用して、格子点 X における局所音速値を求める方法である。

【 0 0 2 7 】

まず、すべての格子点 X、A 1、A 2、... に対する最適音速値をそれぞれ求める。ここで、最適音速値とは、各格子点に対し、設定音速に基づきフォーカス計算をして撮影を行うことにより超音波画像を形成し、設定音速を種々変化させたときに画像のコントラスト、シャープネスが最も高くなる音速値であり、例えば特開平 8 - 3 1 7 9 2 6 号公報に記載のように、画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散等に基づいて最適音速値の判定を行うことができる。

【 0 0 2 8 】

次に、格子点 X に対する最適音速値を用いて、格子点 X から発せられる仮想的な受信波 W_x の波形を算出する。

さらに、格子点 X における仮定的な局所音速値 V を種々変化させて、それぞれ格子点 A 1、A 2、... からの受信波 W_1 、 W_2 、... の仮想的な合成波 W_{sum} を算出する。このとき、格子点 X と各格子点 A 1、A 2、... との間の領域 $R_x a$ における音速は一樣で、格子点 X における局所音速値 V に等しいものと仮定する。格子点 X から伝播した超音波が格子点 A 1、A 2、... に到達するまでの時間は $X A 1 / V$ 、 $X A 2 / V$ 、... となる。ここで、 $X A 1$ 、 $X A 2$ 、... は、それぞれ格子点 A 1、A 2、... と格子点 X との間の距離である。そこで、格子点 A 1、A 2、... からそれぞれ時間 $X A 1 / V$ 、 $X A 2 / V$ 、... だけ遅延して発した反射波を合成することにより、仮想的な合成波 W_{sum} を求めることができる。

【 0 0 2 9 】

次に、このように格子点 X における仮定的な局所音速値 V を種々変化させて算出された複数の仮想的な合成波 W_{sum} と格子点 X からの仮想的な受信波 W_x との誤差をそれぞれ算出し、誤差が最小になる仮定的な局所音速値 V を格子点 X における局所音速値と判定する。ここで、仮想的な合成波 W_{sum} と格子点 X からの仮想的な受信波 W_x との誤差の算出方法としては、互いの相互相関をとる方法、受信波 W_x に合成波 W_{sum} から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法、合成波 W_{sum} に受信波 W_x から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法等を採用することができる。

以上のようにして、超音波プローブ 1 の受信回路 5 で生成された受信データに基づき、被検体内の局所音速値を高精度に演算することができる。さらに、同様にして、設定された関心領域内の局所音速値の分布を示す音速マップを生成することができる。

【 0 0 3 0 】

次に、図 5 のフローチャートを参照して実施の形態 1 の動作を説明する。

まず、ステップ S 1 で、B モード画像が生成される。このとき、超音波プローブ 1 の送

10

20

30

40

50

信回路 4 からの駆動信号に従って、図 6 に示されるように、振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 の複数の超音波トランスデューサからリニア走査させつつ B モード画像用の超音波ビーム B 1 が送受信されると共にコンベックス走査用アレイ部 G 2 の複数の超音波トランスデューサからコンベックス走査させつつ B モード画像用の超音波ビーム B 2 が送受信される。各超音波トランスデューサで受信された受信信号が受信回路 5 に出力されて B モード画像用の受信データが生成され、さらに、診断装置本体 2 の画像生成部 2 3 で生成された B モード画像信号に基づいて表示制御部 1 4 により B モード画像が表示部 1 5 に表示される。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 2 で、操作者が操作部 2 1 を操作することにより、表示部 1 5 に表示されている B モード画像上に関心領域 R O I が設定されると、ステップ S 3 で、図 3 に示されるように、関心領域 R O I の上方に位置する被検体の腹壁 P が腹壁検出部 1 7 により検出され、さらにステップ S 4 で、本体制御部 2 0 により、腹壁検出部 1 7 で検出された被検体の腹壁 P の形状がほぼ直線状であるか否かが判定される。

10

【 0 0 3 2 】

そして、腹壁 P の形状がほぼ直線状であると判定された場合は、ステップ S 5 に進み、図 7 に示されるように、関心領域 R O I に対し振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 から音速マップ用超音波ビーム G 3 をリニア走査させつつ送受信させて関心領域 R O I 内の音速マップを生成する。

【 0 0 3 3 】

すなわち、本体制御部 2 0 により関心領域 R O I 内に複数の格子点が設定され、これらの格子点のそれぞれに送信焦点を形成してリニア走査用アレイ部 G 1 からリニア走査させつつ順次音速マップ用超音波ビーム B 3 の送受信が行われる。このとき、腹壁 P の形状がほぼ直線状であるので、図 7 に示されるように、振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 から複数の音速マップ用超音波ビーム B 3 を平行に送信しても、各音速マップ用超音波ビーム B 3 は腹壁 P に対してほぼ垂直に入射し、腹壁 P からほとんど屈折の影響を受けることなく、腹壁 P を透過して関心領域 R O I 内の各格子点に送信焦点を形成することとなる。そして、被検体からの超音波エコーがリニア走査用アレイ部 G 1 の複数の超音波トランスデューサで受信される。

20

【 0 0 3 4 】

音速マップ用超音波ビーム B 3 を受信する毎に受信回路 5 で生成される音速マップ用の受信データは順次シネメモリ 1 8 に格納される。関心領域 R O I 内のすべての格子点に関して音速マップ用の受信データが取得されると、本体制御部 2 0 から音速マップ生成部 1 9 に音速マップ形成の指令が出力され、音速マップ生成部 1 9 は、シネメモリ 1 8 に格納されている音速マップ用の受信データを用いて、各格子点における局所音速値を演算し、関心領域 R O I 内の音速マップを生成する。音速マップ生成部 1 9 で得られた音速マップに関するデータは、D S C 1 2 でラスタ変換され、画像処理部 1 3 で各種の画像処理が施される。

30

【 0 0 3 5 】

このようにして、関心領域 R O I 内の音速マップが生成されると、ステップ S 6 で、撮影領域の全体に対し振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 からリニア走査させつつ B モード画像用超音波ビーム B 1 が送受信されると共にコンベックス走査用アレイ部 G 2 からコンベックス走査させつつ B モード画像用超音波ビーム B 2 が送受信され、B モード画像が生成される。

40

【 0 0 3 6 】

すなわち、リニア走査用アレイ部 G 1 から送信された B モード画像用超音波ビーム B 1 の超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信回路 5 に出力されると共にコンベックス走査用アレイ部 G 2 から送信された B モード画像用超音波ビーム B 2 の超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサから受信信号が受信回路 5 に出力されて B モード画像用受信データが生成され、この B モード画像用受信データが診断装

50

置本体 2 のシネメモリ 1 8 に格納されると共に信号処理部 1 1 に入力して B モード画像信号が生成され、D S C 1 2 で B モード画像信号がラスタ変換されると共に画像処理部 1 3 で B モード画像信号に各種の画像処理が施される。

【 0 0 3 7 】

そして、ステップ S 7 において、画像処理部 1 3 で各種の画像処理が施された関心領域 R O I 内の音速マップに関するデータと B モード画像信号が表示制御部 1 4 へ送られ、操作者により操作部 2 1 から入力された表示モードに従って、B モード画像に音速マップを重畳した状態で表示部 1 5 に表示される、あるいは、B モード画像と音速マップ画像とが並べて表示部 1 5 に表示される。

【 0 0 3 8 】

さらに、ステップ S 8 で検査を終了するか否かが確認され、検査を継続する場合には、ステップ S 1 に戻り、検査を終了する場合には、一連の処理を完了する。

なお、ステップ S 4 で、腹壁 P の形状がほぼ直線状ではないと判定された場合は、超音波プローブ 1 の振動子アレイ 3 のリニア走査用アレイ部 G 1 から音速マップ用超音波ビーム B 3 をリニア走査させつつ送受信しても、腹壁 P に対する音速マップ用超音波ビーム B 3 の入射角が大きくなって腹壁 P から屈折の影響を大きく受けるため、関心領域 R O I 内の音速マップを精度よく生成することはできないとして、音速マップ用超音波ビーム B 3 の送受信を行わないように送信回路 4 および受信回路 5 が制御され、ステップ S 9 で表示部 1 5 等に警告を発した後、ステップ S 8 へ進んで検査を終了するか否かの確認がなされる。

【 0 0 3 9 】

なお、ステップ S 4 における、腹壁 P の形状がほぼ直線状であるか否かの判定は、例えば、次のようにして行うことができる。

まず、腹壁検出部 1 7 で検出された腹壁 P 上に複数の測定点 Q_i ($i = 1 \sim n$) を設定し、これら測定点 Q_i の画像上の座標 (X_i, Y_i) を用いて最小二乗法により近似直線を求め、このときの各測定点 Q_i の残差 $d Y_i$ の変動係数 $C V$ を算出する。

複数の測定点 Q_i の残差 $d Y_i$ の平均値を $d Y_m$ としたとき、残差 $d Y_i$ の変動係数 $C V$ は、

$$C V = [(1/n) (d Y_i^2 - d Y_m^2)]^{1/2} / d Y_m \quad \dots (1)$$

で表される。なお、 \sum は、 $i = 1 \sim n$ に対する総和を表している。

そこで、許容範囲として、例えば、しきい値 $C V_1 = 0.1$ を設定し、上記の式 (1) で算出された残差 $d Y_i$ の変動係数 $C V$ がしきい値 $C V_1$ 以下のときには、腹壁 P の形状がほぼ直線状であると判定し、設定値 $C V_1$ より大きいときには、腹壁 P の形状がほぼ直線状ではないと判定することができる。

【 0 0 4 0 】

なお、しきい値 $C V_1$ は、「0.1」に限るものではなく、実際にリニア走査させつつ音速マップ用超音波ビームを送受信して、波面の乱れが音速の計測に悪影響を及ぼさない程度となるしきい値 $C V_1$ を求めることが好ましい。

【 0 0 4 1 】

また、ステップ S 4 における、腹壁 P の形状がほぼ直線状であるか否かの判定については、相関係数を用いることもできる。

すなわち、腹壁検出部 1 7 で検出された腹壁 P 上に複数の測定点 Q_i ($i = 1 \sim n$) を設定し、これら測定点 Q_i の画像上の座標 (X_i, Y_i) の相関係数 r を算出する。

X_i の平均値を X_m 、 Y_i の平均値を Y_m としたとき、相関係数 r は、

$$r = [(X_i - X_m)(Y_i - Y_m)] / [(X_i - X_m)^2 (Y_i - Y_m)^2]^{1/2} \quad \dots (2)$$

で表される。なお、 \sum は、 $i = 1 \sim n$ に対する総和を表している。

そこで、許容範囲として、例えば、しきい値 $r_1 = 0.7$ を設定し、上記の式 (2) で算出された相関係数 r の絶対値がしきい値 r_1 以上のときには、腹壁 P の形状がほぼ直線状であると判定し、しきい値 r_1 未満のときには、腹壁 P の形状がほぼ直線状ではないと

10

20

30

40

50

判定する。

この場合も、しきい値 r_1 は、「0.7」に限るものではなく、実際の計測に適した値とすることが好ましい。

【0042】

このように、腹壁検出部17で検出された腹壁Pの形状がほぼ直線状であるか否かを判定し、ほぼ直線状である場合にのみ振動子アレイ3のリニア走査用アレイ部G1から音速マップ用超音波ビームB3をリニア走査させつつ送受信させるので、リニア走査用アレイ部G1とコンベックス走査用アレイ部G2とが互いに連続して配列された振動子アレイ3を有する複合型の超音波プローブ1を用いながらも腹壁Pから受ける屈折の影響を低減して正確な音速マップの生成を行うことが可能となる。

10

また、振動子アレイ3のリニア走査用アレイ部G1からリニア走査させつつBモード画像用超音波ビームB1が送受信されると共にコンベックス走査用アレイ部G2からコンベックス走査させつつBモード画像用超音波ビームB2が送受信されるので、広範囲の領域に対応しつつ良好な画質のBモード画像を生成することができる。

【0043】

上記の実施の形態では、受信回路5から出力される受信データを一旦シネメモリ18に格納し、音速マップ生成部19がシネメモリ18に格納された受信データを用いて関心領域ROI内の各格子点における局所音速値を演算し、関心領域ROI内の音速マップを生成したが、音速マップ生成部19が受信回路5から出力される受信データを直接入力して音速マップの生成を行うこともできる。

20

また、シネメモリ18には、音速マップ用受信データだけでなく、Bモード画像生成用の受信データも格納されているため、本体制御部20の制御により、必要に応じてシネメモリ18からBモード画像生成用の受信データを読み出し、画像生成部23でBモード画像を生成することもできる。

なお、上記の実施の形態における超音波プローブ1と診断装置本体2との接続は、有線による接続および無線通信による接続のいずれの形態をとることもできる。

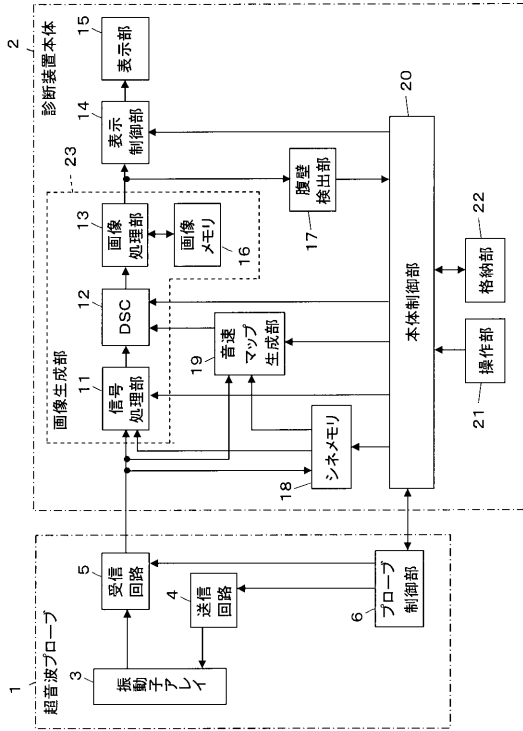
【符号の説明】

【0044】

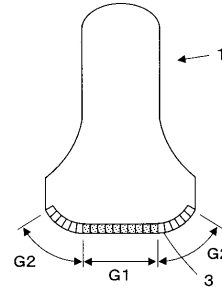
1 振動子プローブ、2 診断装置本体、3 振動子アレイ、4 送信回路、5 受信回路、6 プローブ制御部、11 信号処理部、12 DSC、13 画像処理部、14 表示制御部、15 表示部、16 画像メモリ、17 腹壁検出部、18 シネメモリ、19 音速マップ生成部、20 本体制御部、21 操作部、22 格納部、23 画像生成部、G1 リニア走査用アレイ部、G2 コンベックス走査用アレイ部、P 腹壁、ROI 関心領域、X, A1, A2 格子点、W1, W2, Wx 受信波、Wsum 合成波、B1, B2 Bモード画像用超音波ビーム、B3 音速マップ用超音波ビーム。

30

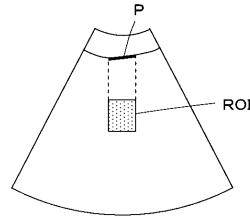
【図1】



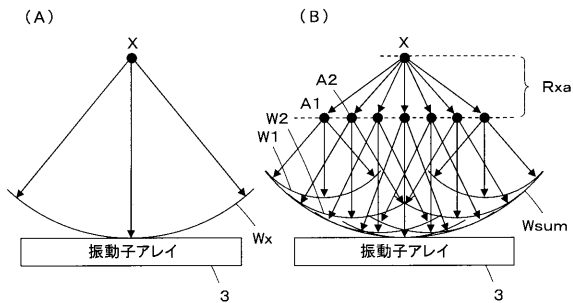
【図2】



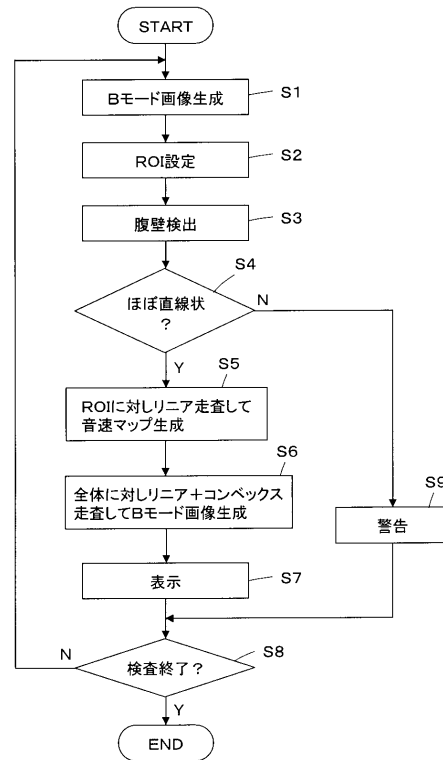
【図3】



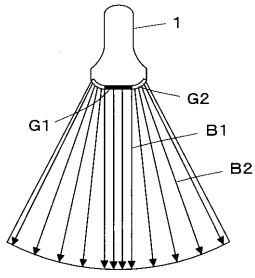
【図4】



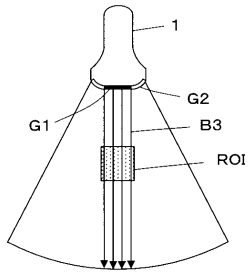
【図5】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP2012192075A	公开(公告)日	2012-10-11
申请号	JP2011059104	申请日	2011-03-17
[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	田代りか		
发明人	田代りか		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/DD20 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于通过减少从腹壁接收的超声波束的折射影响来产生精确的声速图，同时对应于宽范围的区域并产生具有良好图像质量的B模式图像。解决方案：当在B模式图像上检测到的对象的腹壁形状几乎是线性的时（S4），用于声速图的超声波束由振动器阵列的线性扫描阵列部分发送/接收，同时受到相对于感兴趣区域ROI进行线性扫描以在感兴趣区域ROI中产生声速图（S5），此外，在通过线性扫描阵列进行线性扫描的同时发送/接收用于B模式图像的超声波束。相对于整个拍摄区域的振动器阵列的一部分，并且用于B模式图像的超声波束在经过凸面扫描的同时被发送/接收。凸起扫描阵列部分用于生成B模式图像（S6），并且显示B模式图像和声速图图像（S7）。

