

(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2008-167985
(P2008-167985A)

(43) 公開日 平成20年7月24日(2008.7.24)

(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 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-4724 (P2007-4724)
(22) 出願日 平成19年1月12日(2007.1.12)

(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 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 勝山 公人
神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 EE09 HH22 JB22 JB48
JC04 JC09 JC10 JC11 JC37

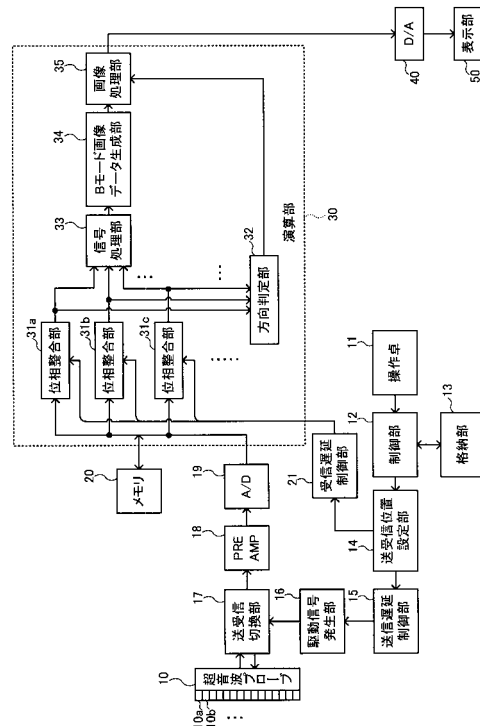
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体内における構造物の境界を高い精度で検出し、それに基づいて画像処理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】この超音波診断装置は、超音波トランスデューサから出力される検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより音線信号を生成する位相整合手段と、位相整合手段によって生成される音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより包絡線信号を生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成される包絡線信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、位相整合手段によって生成される音線信号に基づいて、被検体内における構造物の境界の方向を判定する方向判定手段と、方向判定手段によって得られる判定結果に従って、包絡線信号又は画像データに対して画像処理を施す画像処理手段とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、

該デジタル信号に対して少なくとも 1 種類の受信フォーカス処理を施すことにより少なくとも 1 種類の音線信号を生成する位相整合手段と、

前記位相整合手段によって生成される少なくとも 1 種類の音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより包絡線信号を生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成される包絡線信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記位相整合手段によって生成される少なくとも 1 種類の音線信号に基づいて、被検体内における構造物の境界の方向を判定する方向判定手段と、

前記方向判定手段によって得られる判定結果に従って、包絡線信号又は画像データに対して画像処理を施す画像処理手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の分散を算出する分散算出手段と、

前記分散算出手段によって算出された分散における最大値と最小値に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、

を含む、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の最大値と最小値との差を算出する差値算出手段と、

前記差値算出手段によって算出された最大値と最小値との差に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、

を含む、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の傾きを算出する傾き算出手段と、

前記傾き算出手段によって算出された傾きに基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、

を含む、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、

該デジタル信号に対して少なくとも 1 種類の受信フォーカス処理を施すことにより少なくとも 1 種類の音線信号を生成する位相整合手段と、

前記位相整合手段によって生成される少なくとも 1 種類の音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより包絡線信号を生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成される包絡線信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記位相整合手段によって生成される少なくとも 1 種類の音線信号の位相と、前記信号処理手段によって生成される包絡線信号の値とに基づいて、被検体内における構造物の境

10

20

30

40

50

界の方向を判定する方向判定手段と、

前記方向判定手段によって得られる判定結果に従って、包絡線信号又は画像データに対して画像処理を施す画像処理手段と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 6】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の分散を算出する第 1 の分散算出手段と、

前記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の分散を算出する第 2 の分散算出手段と、

前記第 1 の分散算出手段によって算出された分散における最大値と最小値、及び、前記第 2 の分散算出手段によって算出された分散における最大値と最小値に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、
を含む、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の最大値と最小値との差を算出する第 1 の差値算出手段と、

前記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の最大値と最小値との差を算出する第 2 の差値算出手段と、

前記第 1 の差値算出手段によって算出された最大値と最小値との差、及び、前記第 2 の差値算出手段によって算出された最大値と最小値との差に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、
を含む、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記方向判定手段が、

前記位相整合手段によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の傾きを算出する第 1 の傾き算出手段と、

前記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の傾きを算出する第 2 の傾き算出手段と、

前記第 1 の傾き算出手段によって算出された傾き、及び、前記第 2 の傾き算出手段によって算出された傾きに基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する境界検出手段と、
を含む、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像処理手段が、前記境界検出手段によって構造物の境界が検出されなかった領域に対してスムージング処理を行う、請求項 2 ~ 4 及び 6 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像処理手段が、前記方向判定手段によって判定された構造物の境界の方向と平行な方向にスムージング処理を行う、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像処理手段が、前記方向判定手段によって判定された構造物の境界の方向と直交する方向にエッジ強調処理を行う、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器や骨等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、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撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やR I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

10

【 0 0 0 3 】

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、超音波ビーム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点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、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【 0 0 0 4 】

関連する技術として、下記の特許文献1には、スムージング処理及びエッジ強調処理を、対象物に応じて適応的に行い、常に良好な超音波断層像を得るための超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、被検体内の各部の位置における反射信号の強さに関して、表示する各点に対して、その点を通して異なる方向の分散値を求め、その分散値の内の最小分散値を求め、その直交方向の直交分散値を求め、直交分散値が所定値より大きいか否かを判定し、直交分散値が所定値より大きいときに最小分散値の方向に辺縁があると判定して、この辺縁方向にスムージング処理を行うと共に、辺縁方向と直交する方向にエッジ強調処理を行う。しかしながら、特許文献1によれば、被検体からの超音波エコーに基づくRF信号に対して包絡線検波処理等を施して得られるBモード画像信号の振幅のみに基づいて境界検出を行うので、情報量が限られており、境界検出における検出精度を高くできないという問題がある。

20

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 2 4 2 8 3 6 号 公 報 (第 1 頁、 図 1)

30

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体内における構造物の境界を高い精度で検出し、それに基づいて画像処理を行うことが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 】

【 0 0 0 6 】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、該デジタル信号に対して少なくとも1種類の受信フォーカス処理を施すことにより少なくとも1種類の音線信号を生成する位相整合手段と、位相整合手段によって生成される少なくとも1種類の音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより包絡線信号を生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成される包絡線信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、位相整合手段によって生成される少なくとも1種類の音線信号に基づいて、被検体内における構造物の境界の方向を判定する方向判定手段と、方向判定手段によって得られる判定結果に従って、包絡線信号又は画像データに対して画像処理を施す画像処理手段とを具備する。

40

【 発明の効果 】

50

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、少なくとも1種類の音線信号に基づいて被検体内における構造物の境界の方向を判定することによって、被検体内における構造物の境界を高い精度で検出し、それに基づいて画像処理を行うことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施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。本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ10と、操作卓11と、制御部12と、格納部13と、送受信位置設定部14と、送信遅延制御部15と、駆動信号発生部16と、送受信切換部17と、前置増幅器(PREAMP)18と、A/D変換器19と、メモリ20と、受信遅延制御部21と、演算部30と、D/A変換器40と、表示部50とを有している。

10

【 0 0 0 9 】

超音波プローブ10は、被検体に当接させて用いられ、被検体に向けて超音波ビームを送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信する。超音波プローブ10は、印加される駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に、伝播する超音波エコーを受信して検出信号を出力する複数の超音波トランスデューサ10a、10b、・・・を含んでいる。これらの超音波トランスデューサ10a、10b、・・・は、1次元又は2次元状に配列されて、トランスデューサアレイを構成している。

20

【 0 0 1 0 】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(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ている。こ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、圧電体が伸縮する。この伸縮により、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、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝播する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

30

【 0 0 1 1 】

操作卓11は、キーボードや、調整ツマミや、マウス等を含んでおり、オペレータが命令や情報を超音波診断装置に入力する際に用いられる。制御部12は、操作卓11を用いて入力された命令や情報に基づいて、超音波診断装置の各部を制御する。本実施形態においては、制御部12が、中央演算装置(CPU)と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成される。格納部13は、記録媒体としてハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いて、CPUに動作を実行させるプログラム等を格納する。

【 0 0 1 2 】

送受信位置設定部14は、被検体内の所定の撮像領域を超音波ビームによって走査する場合に、超音波プローブ10から送信される超音波ビームの送信方向、少なくとも1つの受信方向、焦点深度、及び、超音波トランスデューサアレイの開口径を設定することができる。その場合に、送信遅延制御部15は、送受信位置設定部14によって設定された超音波ビームの送信方向、焦点深度、及び、開口径に従って送信フォーカス処理を行うために、複数の駆動信号に与えるべき遅延時間(遅延パターン)を設定する。

40

【 0 0 1 3 】

駆動信号発生部16は、送信遅延制御部15において設定された遅延時間に基づいて、超音波トランスデューサ10a、10b、・・・に供給すべき複数の駆動信号をそれぞれ発生する複数の駆動回路を含んでいる。送受信切換部17は、制御部11の制御の下、超

50

音波プローブ 10 に駆動信号を供給する送信モードと、超音波プローブ 10 から検出信号を入力する受信モードとを切り換える。

【0014】

本実施形態においては、構造物の境界を求めるために、各受信焦点の周囲における所定の画素間の音線信号の位相関係が用いられるので、送信される超音波ビームの位相と、被検体の走査における各方向への送信開始タイミングとを同期させる必要がある。あるいは、超音波トランスデューサ 10 a、10 b、・・・から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くようにしても良い。以下においては、後者の場合について説明する。

【0015】

前置増幅器 18 及び A/D 変換器 19 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a、10 b、・・・に対応する複数のチャンネルを有しており、超音波トランスデューサ 10 a、10 b、・・・からそれぞれ出力される検出信号を入力し、各検出信号に対して前置増幅及びアナログ/デジタル変換を行うことにより、デジタルの検出信号 (RF データ) を生成してメモリ 20 に格納する。

【0016】

受信遅延制御部 21 は、超音波エコーの受信方向及び焦点深度に応じた複数の遅延パターン (位相整合パターン) を有しており、送受信位置設定部 14 によって設定された複数の受信方向及び焦点深度に従って、検出信号に与えるべき遅延時間 (遅延パターン) を選択し、それを演算部 30 に供給する。

【0017】

演算部 30 は、処理速度を高めるために並列的に設けられている複数の位相整合部 31 a、31 b、31 c、・・・と、方向判定部 32 と、信号処理部 33 と、B モード画像データ生成部 34 と、画像処理部 35 とを含んでいる。演算部 30 は、デジタル回路やアナログ回路で構成しても良いし、CPU とソフトウェアとによって構成しても良い。

【0018】

位相整合部 31 a、31 b、31 c、・・・の各々は、受信遅延制御部 21 から供給される遅延パターンに基づいて、メモリ 20 に格納されている複数チャンネルの検出信号を読み出して、検出信号にそれぞれの遅延を与え、それらを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音線信号 (音線データ) が形成される。

【0019】

方向判定部 32 は、構造物の境界の方向を判定するために、撮像領域において、位相整合部 31 a、31 b、31 c、・・・のいずれかによって順次形成される各受信焦点 (画素に相当する) の周囲における所定の大きさの領域を順次設定する。この領域は、 $M \times N$ 個の画素を含むものとする。ここで、 M 及び N の各々は、2 以上の整数であり、例えば、 $M = N = 3, 4, 5, \dots$ とすることができる。順次選択される複数の領域は、互いに重なっていても良いし、重ならず隣接するようにしても良い。以下においては、順次選択される複数の領域が互いに隣接する場合について説明する。

【0020】

方向判定部 32 は、各領域内の $M \times N$ 個の画素における音線信号の値に基づいて、被検体内における構造物の境界の方向を判定する。本実施形態においては、複数の位相整合部 31 a、31 b、31 c、・・・が設けられているので、 M 種類又は N 種類の音線信号を並列的に求めることができる。以下においては、 $M = N = 3$ の場合について説明する。

【0021】

信号処理部 33 は、位相整合部 31 a、31 b、31 c から並列的に出力される 3 種類の音線信号の内の 1 つを順次選択し、その音線信号に対して、STC (Sensitivity Time gain Control: センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール) によって、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した後、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号 (包絡線データ) を生成する。なお、順次

10

20

30

40

50

選択される複数の領域が1画素ずつずれて行く場合には、信号処理部33は、例えば、位相整合部31bから出力される1種類の音線信号に基づいて、包絡線信号を生成することができる。

【0022】

Bモード画像データ生成部34は、信号処理部33から出力される包絡線信号に対して、Log(対数)圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施してBモード画像データを生成し、生成されたBモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う表示用の画像データに変換(ラスタ変換)する。

【0023】

画像処理部35は、方向判定部32によって得られた判定結果に従って、Bモード画像データ生成部34から出力される画像データに対して画像処理を施す。D/A変換器40は、演算部30から出力される表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して表示部50に出力する。これにより、表示部50において、超音波画像が表示される。

10

【0024】

図2は、図1に示す方向判定部の第1の構成例を示すブロック図であり、図3及び図4は、方向判定部における演算内容を説明するための図である。第1の構成例においては、方向判定部32が、分散算出部32aと境界検出部32bとを含んでいる。分散算出部32aは、位相整合部31bによって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の分散を算出する。境界検出部32bは、分散算出部32aによって算出された分散における最大値と最小値に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

20

【0025】

図3には、位相整合部31bによって順次形成される複数の受信焦点(画素)の内の1つとして、画素P22が示されており、画素P22の周囲において選択される2次元領域として、領域Rが示されている。領域Rには、3×3個の画素P11~P33が含まれている。

【0026】

位相整合部31aは、第1列の画素P11~P31に焦点を順次合わせるように受信フォーカス処理を行い、位相整合部31bは、第2列の画素P12~P32に焦点を順次合わせるように受信フォーカス処理を行い、位相整合部31cは、第3列の画素P13~P33に焦点を順次合わせるように受信フォーカス処理を行う。なお、複数の位相整合部を設ける替わりに、1つの位相整合部を用いて、3列の画素P11~P33に焦点を順次合わせるようにしても良い。

30

【0027】

図3において、超音波の送信ビームが被検体内の画素P11~P33において反射されて生じる超音波エコーが、超音波プロブによって受信される。ここで、画素P11~P33における音線信号の値をそれぞれE11~E33とすると、第1の方向D1に並ぶ画素P21~P23における音線信号の値E21~E23の平均値A1は、次式で表される。

$$A1 = (E21 + E22 + E23) / 3$$

40

第1の方向D1に並ぶ画素P21~P23における音線信号の値E21~E23の分散1は、次式で表される。

$$1 = \{ (E21 - A1)^2 + (E22 - A1)^2 + (E23 - A1)^2 \} / 3$$

【0028】

同様に、第2の方向D2に並ぶ画素P11~P33における音線信号の値E11~E33の平均値A2は、次式で表される。

$$A2 = (E11 + E22 + E33) / 3$$

第2の方向D2に並ぶ画素P11~P33における音線信号の値E11~E33の分散2は、次式で表される。

$$2 = \{ (E11 - A2)^2 + (E22 - A2)^2 + (E33 - A2)^2 \} / 3$$

50

【0029】

第3の方向D3に並ぶ画素P12～P32における音線信号の値E12～E32の平均値A3は、次式で表される。

$$A3 = (E12 + E22 + E32) / 3$$

第3の方向D3に並ぶ画素P12～P32における音線信号の値E12～E32の分散3は、次式で表される。

$$3 = \{ (E12 - A3)^2 + (E22 - A3)^2 + (E32 - A3)^2 \} / 3$$

【0030】

第4の方向D4に並ぶ画素P13～P31における音線信号の値E13～E31の平均値A4は、次式で表される。

$$A4 = (E13 + E22 + E31) / 3$$

第4の方向D4に並ぶ画素P13～P31における音線信号の値E13～E31の分散4は、次式で表される。

$$4 = \{ (E13 - A4)^2 + (E22 - A4)^2 + (E31 - A4)^2 \} / 3$$

【0031】

図2に示す分散算出部32aは、上記の式に従って、分散1～4を算出する。境界検出部32bは、分散算出部32aによって算出された分散1～4の中で、最大値をMAX、最小値をMINとして、最大値と最小値との比MAX/MINを算出し、これを閾値T1と比較する。なお、最大値と最小値との比MAX/MINの代わりに、最大値と最小値との差(MAX - MIN)を用いても良い。

【0032】

境界検出部32bは、最大値と最小値との比MAX/MINが閾値T1以上であれば、領域R内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、最小値MINを与える方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

【0033】

図3に示すように、構造物に対する送信ビームの入射角がゼロである場合には、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23を通過する超音波エコーの振幅及び位相は互いに揃っているため、分散1は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅及び位相はランダムとなるため、分散2～4は比較的大きな値となる。従って、最大値と最小値との比MAX/MINが閾値T1以上となることにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、最小値MINを与える第1の方向D1とほぼ平行であることが分る。

【0034】

一方、図4に示すように、構造物に対する送信ビームの入射角が45°である場合には、第2の方向D2における超音波エコーの振幅及び位相が互いに揃うことになり、分散2は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅及び位相はランダムとなるため、分散1、3、4は比較的大きな値となる。従って、最大値と最小値との比MAX/MINが閾値T1以上となることにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、最小値MINを与える第2の方向D2とほぼ平行であることが分る。

【0035】

領域Rについての判定が終了すると、図1に示す位相整合部31bは、例えば、画素P22よりもX軸方向に3画素分だけずれた位置に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を行う。それに従って、方向判定部32は、3×3個の画素を含む新たな領域を設定する。

【0036】

画像処理部35は、方向判定部32における判定結果に従って、画像データに対して画像処理を施す。例えば、画像処理部35は、境界検出部32bによって構造物の境界が検出されなかった領域に対してスムージング処理を行うようにしても良い。さらに、画像処理部35は、方向判定部32によって判定された構造物の境界の方向と平行な方向にスム

10

20

30

40

50

ージング処理を行うようにしても良いし、構造物の境界の方向と直交する方向にエッジ強調処理を行うようにしても良い。これにより、超音波画像において、構造物の境界を不明瞭にすることなくノイズを低減したり、ノイズをあまり増加させずに構造物の境界を明瞭にしたりすることができる。

【 0 0 3 7 】

図 5 は、図 1 に示す方向判定部の第 2 の構成例を示すブロック図である。第 2 の構成例においては、方向判定部 3 2 が、差値算出部 3 2 c と境界検出部 3 2 d とを含んでいる。差値算出部 3 2 c は、位相整合部 3 1 b によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の最大値と最小値との差を算出する。境界検出部 3 2 d は、差値算出部 3 2 c によって算出された最大値と最小値との差に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

10

【 0 0 3 8 】

再び図 4 を参照すると、差値算出部 3 2 c は、第 1 の方向 D 1 に並ぶ画素 P 2 1 ~ P 2 3 における音線信号の値 E 2 1 ~ E 2 3 の最大値と最小値との差 E 1 と、第 2 の方向 D 2 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における音線信号の値 E 1 1 ~ E 3 3 の最大値と最小値との差 E 2 と、第 3 の方向 D 3 に並ぶ画素 P 1 2 ~ P 3 2 における音線信号の値 E 1 2 ~ E 3 2 の最大値と最小値との差 E 3 と、第 4 の方向 D 4 に並ぶ画素 P 1 3 ~ P 3 1 における音線信号の値 E 1 3 ~ E 3 1 の最大値と最小値との差 E 4 とを算出する。

【 0 0 3 9 】

境界検出部 3 2 d は、分散算出部 3 2 a によって算出された最大値と最小値との差 E 1 ~ E 4 を閾値 T 2 と比較し、最大値と最小値との差 E 1 ~ E 4 の内のいずれか 1 つが閾値 T 2 以下であれば、領域 R 内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、最大値と最小値との差が閾値 T 2 以下となる方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

20

【 0 0 4 0 】

図 4 に示すように、第 2 の方向 D 4 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における超音波エコーの振幅及び位相は互いに揃っているため、第 2 の方向 D 2 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における音線信号の最大値と最小値との差 E 2 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅及び位相はランダムとなるため、音線信号の最大値と最小値との差 E 1、E 3、E 4 は比較的大きな値となる。従って、最大値と最小値との差 E 2 が閾値 T 2 以下となることにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、最大値と最小値との差が閾値 T 2 以下となる第 2 の方向 D 2 とほぼ平行であることが分る。

30

【 0 0 4 1 】

図 6 は、図 1 に示す方向判定部の第 3 の構成例を示すブロック図である。第 3 の構成例においては、方向判定部 3 2 が、傾き算出部 3 2 e と境界検出部 3 2 f とを含んでいる。傾き算出部 3 2 e は、位相整合部 3 1 b によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の値の傾きを算出する。境界検出部 3 2 f は、傾き算出部 3 2 e によって算出された傾きに基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

40

【 0 0 4 2 】

再び図 4 を参照すると、傾き算出部 3 2 e は、第 1 の方向 D 1 に並ぶ画素 P 2 1 ~ P 2 3 における音線信号の値 E 2 1 ~ E 2 3 の傾き S 1 を、例えば、次式 (1) ~ (3) のいずれかによって算出する。ここで、X は、X 軸方向に隣接する 2 つの画素間の距離 (定数) である。

$$S 1 = (E 2 3 - E 2 1) / 2 \quad X \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

$$S 1 = \{ (E 2 3 - E 2 2) / X + (E 2 2 - E 2 1) / X \} / 2 \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$S 1 = M A X \{ (E 2 3 - E 2 2) / X , (E 2 2 - E 2 1) / X \} \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

50

同様に、傾き算出部 3 2 e は、第 2 の方向 D 2 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における音線信号の値 E 1 1 ~ E 3 3 の傾き S 2 と、第 3 の方向 D 3 に並ぶ画素 P 1 2 ~ P 3 2 における音線信号の値 E 1 2 ~ E 3 2 の傾き S 3 と、第 4 の方向 D 4 に並ぶ画素 P 1 3 ~ P 3 1 における音線信号の値 E 1 3 ~ E 3 1 の傾き S 4 とを算出する。

【 0 0 4 3 】

境界検出部 3 2 f は、傾き算出部 3 2 e によって算出された傾き S 1 ~ S 4 を閾値 T 3 と比較し、傾き S 1 ~ S 4 の内のいずれか 1 つが閾値 T 3 以下であれば、領域 R 内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、傾きが閾値 T 3 以下となる方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

【 0 0 4 4 】

図 4 に示すように、第 2 の方向 D 4 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における超音波エコーの振幅及び位相は互いに揃っているため、第 2 の方向 D 2 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における音線信号の傾き S 2 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通る超音波エコーの振幅及び位相はランダムとなるため、音線信号の傾き S 1、S 3、S 4 は比較的大きな値となる。従って、音線信号の傾き S 2 が閾値 T 3 以下となることにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、音線信号の傾き S 2 が閾値 T 3 以下となる第 2 の方向 D 2 とほぼ平行であることが分る。

【 0 0 4 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

図 7 は、本発明の第 2 の実施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。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置においては、図 1 に示す方向判定部 3 2 の代わりに、方向判定部 3 6 が設けられている。

【 0 0 4 6 】

方向判定部 3 6 は、構造物の境界の方向を判定するために、撮像領域において、位相整合部 3 1 a、3 1 b、3 1 c、・・・のいずれかによって順次形成される各受信焦点（画素に相当する）の周囲における所定の大きさの領域を順次設定する。この領域は、M x N 個の画素を含むものとする。また、方向判定部 3 6 は、各領域内の M x N 個の画素について、位相整合部 3 1 a ~ 3 1 c によって生成される音線信号の位相と、信号処理部 3 3 によって生成される包絡線信号の値（基本的には、音線信号の振幅に相当する）とに基づいて、被検体内における構造物の境界の方向を判定する。以下においては、M = N = 3 の場合について説明する。

【 0 0 4 7 】

図 8 は、図 7 に示す方向判定部の第 1 の構成例を示すブロック図である。第 1 の構成例においては、方向判定部 3 6 が、位相検波部 3 6 a と、分散算出部 3 6 b 及び 3 6 c と、境界検出部 3 6 d とを含んでいる。位相検波部 3 6 a は、音線信号に対して位相検波処理を施すことにより、音線信号の位相成分を抽出する。

【 0 0 4 8 】

分散算出部 3 6 b は、位相整合部 3 1 b によって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の分散 p を算出する。分散算出部 3 6 c は、上記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の分散 a を算出する。境界検出部 3 6 d は、分散算出部 3 6 b によって算出された分散における最大値 p_{MAX} と最小値 p_{MIN} 、及び、分散算出部 3 6 c によって算出された分散における最大値 a_{MAX} と最小値 a_{MIN} に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

【 0 0 4 9 】

再び図 3 を参照すると、分散算出部 3 6 b は、第 1 の方向 D 1 に並ぶ画素 P 2 1 ~ P 2 3 における音線信号の位相の分散 p_1 と、第 2 の方向 D 2 に並ぶ画素 P 1 1 ~ P 3 3 における音線信号の位相の分散 p_2 と、第 3 の方向 D 3 に並ぶ画素 P 1 2 ~ P 3 2 における音線信号の位相の分散 p_3 と、第 4 の方向 D 4 に並ぶ画素 P 1 3 ~ P 3 1 における音線信号の位相の分散 p_4 とを算出する。

10

20

30

40

50

【0050】

また、分散算出部36cは、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23における包絡線信号の値の分散 a_1 と、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における包絡線信号の値の分散 a_2 と、第3の方向D3に並ぶ画素P12～P32における包絡線信号の値の分散 a_3 と、第4の方向D4に並ぶ画素P13～P31における包絡線信号の値の分散 a_4 とを算出する。

【0051】

境界検出部36dは、分散算出部36bによって算出された分散 $p_1 \sim p_4$ の内、最大値を p_{MAX} 、最小値を p_{MIN} として、最大値と最小値との比 p_{MAX} / p_{MIN} を算出し、これを閾値 T_{4p} と比較する。なお、最大値と最小値との比 p_{MAX} / p_{MIN} の代わりに、最大値と最小値との差 $(p_{MAX} - p_{MIN})$ を用いても良い。

10

【0052】

また、境界検出部36dは、分散算出部36cによって算出された分散 $a_1 \sim a_4$ の内、最大値を a_{MAX} 、最小値を a_{MIN} として、最大値と最小値との比 a_{MAX} / a_{MIN} を算出し、これを閾値 T_{4a} と比較する。なお、最大値と最小値との比 a_{MAX} / a_{MIN} の代わりに、最大値と最小値との差 $(a_{MAX} - a_{MIN})$ を用いても良い。

【0053】

境界検出部36dは、最大値と最小値との比 p_{MAX} / p_{MIN} が閾値 T_{4p} 以上であり、及び/又は、最大値と最小値との比 a_{MAX} / a_{MIN} が閾値 T_{4a} 以上であれば、領域R内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、最小値 p_{MIN} 又は最小値 a_{MIN} を与える方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

20

【0054】

図3に示すように、構造物に対する送信ビームの入射角 θ がゼロである場合には、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23を通過する超音波エコーの位相は互いに揃っているので、音線信号の位相の分散 p_1 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの位相はランダムとなるので、音線信号の位相の分散 $p_2 \sim p_4$ は比較的大きな値となる。

【0055】

同様に、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23を通過する音線信号の振幅は互いに揃っているので、包絡線信号の値の分散 a_1 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅はランダムとなるので、包絡線信号の値の分散 $a_2 \sim a_4$ は比較的大きな値となる。

30

【0056】

従って、音線信号の位相の分散における最大値と最小値との比 p_{MAX} / p_{MIN} が閾値 T_{4p} 以上となり、包絡線信号の値の分散における最大値と最小値との比 a_{MAX} / a_{MIN} が閾値 T_{4a} 以上となる。これにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、最小値 p_{MIN} 及び最小値 a_{MIN} を与える第1の方向D1とほぼ平行であることが分る。

40

【0057】

一方、図4に示すように、構造物に対する送信ビームの入射角 θ が 45° である場合には、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における超音波エコーの位相は互いに揃うことになり、音線信号の位相の分散 p_2 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの位相はランダムとなるので、音線信号の位相の分散 p_1 、 p_3 、 p_4 は比較的大きな値となる。

【0058】

同様に、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における音線信号の振幅は互いに揃っているので、包絡線信号の値の分散 a_2 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅はランダムとなるので、包絡線信号の値の

50

分散 a_1 、 a_3 、 a_4 は比較的大きな値となる。

【0059】

従って、音線信号の位相の分散における最大値と最小値との比 p_{MAX} / p_{MIN} が閾値 T_{4p} 以上となり、包絡線信号の値の分散における最大値と最小値との比 a_{MAX} / a_{MIN} が閾値 T_{4a} 以上となる。これにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、最小値 p_{MIN} 及び最小値 a_{MIN} を与える第2の方向 D_2 とほぼ平行であることが分る。境界検出部36cは、音線信号の位相の分散に基づいて算出された構造物の境界の方向と、包絡線信号の値の分散に基づいて算出された構造物の境界の方向との重み付け平均を算出することにより、構造物の境界の方向を判定しても良い。

10

【0060】

図9は、図7に示す方向判定部の第2の構成例を示すブロック図である。第2の構成例においては、方向判定部36が、位相検波部36aと、差値算出部36e及び36fと、境界検出部36gとを含んでいる。

【0061】

差値算出部36eは、位相整合部31bによって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q を算出する。差値算出部36fは、上記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の最大値と最小値との差 A を算出する。あるいは、境界検出部36gは、差値算出部36dによって算出された最大値と最小値との差 Q 、及び、差値算出部36eによって算出された最大値と最小値との差 A に基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

20

【0062】

再び図4を参照すると、差値算出部36eは、第1の方向 D_1 に並ぶ画素 $P_{21} \sim P_{23}$ における音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_1 と、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_2 と、第3の方向 D_3 に並ぶ画素 $P_{12} \sim P_{32}$ における音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_3 と、第4の方向 D_4 に並ぶ画素 $P_{13} \sim P_{31}$ における音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_4 とを算出する。

【0063】

また、差値算出部36fは、第1の方向 D_1 に並ぶ画素 $P_{21} \sim P_{23}$ における包絡線信号の値の最大値と最小値との差 A_1 と、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における包絡線信号の値の最大値と最小値との差 A_2 と、第3の方向 D_3 に並ぶ画素 $P_{12} \sim P_{32}$ における包絡線信号の値の最大値と最小値との差 A_3 と、第4の方向 D_4 に並ぶ画素 $P_{13} \sim P_{31}$ における包絡線信号の値の最大値と最小値との差 A_4 とを算出する。

30

【0064】

境界検出部36gは、分散算出部36eによって算出された最大値と最小値との差 $Q_1 \sim Q_4$ を閾値 T_{5p} と比較し、分散算出部36fによって算出された最大値と最小値との差 $A_1 \sim A_4$ を閾値 T_{5a} と比較する。境界検出部36gは、差 $Q_1 \sim Q_4$ の内のいずれか1つが閾値 T_{5p} 以下であるか、及び/又は、差 $A_1 \sim A_4$ の内のいずれか1つが閾値 T_{5a} 以下であれば、領域 R 内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、差 Q が閾値 T_{5p} 以下となる方向、又は、差 A が閾値 T_{5a} 以下となる方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

40

【0065】

図4に示すように、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における超音波エコーの位相は互いに揃っているため、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_2 は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの位相はランダムとなるため、音線信号の位相の最大値と最小値との差 Q_1 、 Q_3 、 Q_4 は比較的大きな値となる。

50

【0066】

同様に、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における超音波エコーの振幅は互いに揃っているため、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における包絡線信号の値の最大値と最小値との差A2は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅はランダムとなるため、包絡線信号の値の最大値と最小値との差A1、A3、A4は比較的大きな値となる。

【0067】

従って、音線信号の位相の最大値と最小値との差Q2が閾値T5p以下となり、包絡線信号の値の最大値と最小値との差A2が閾値T5a以下となる。これにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、差Q4が閾値T5p以下となり差A4が閾値T5a以下となる第2の方向D2とほぼ平行であることが分る。あるいは、境界検出部36gは、音線信号の位相の最大値と最小値との差に基づいて算出された構造物の境界の方向と、包絡線信号の値の最大値と最小値との差に基づいて算出された構造物の境界の方向との重み付け平均を算出することにより、構造物の境界の方向を判定しても良い。

10

【0068】

図10は、図7に示す方向判定部の第3の構成例を示すブロック図である。第3の構成例においては、方向判定部36が、位相検波部36aと、傾き算出部36h及び36iと、境界検出部36jとを含んでいる。

20

【0069】

傾き算出部36hは、位相整合部31bによって順次形成される各受信焦点の周囲における所定数の画素について、複数の異なる方向において音線信号の位相の傾きSpを算出する。また、傾き算出部36iは、上記領域内で、複数の異なる方向において包絡線信号の値の傾きSaを算出する。境界検出部36jは、傾き算出部36hによって算出された傾きSp、及び、傾き算出部36iによって算出された傾きSaに基づいて、被検体内における構造物の境界を検出する。

【0070】

再び図4を参照すると、傾き算出部36hは、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23における音線信号の位相の傾きSp1と、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における音線信号の位相の傾きSp2と、第3の方向D3に並ぶ画素P12～P32における音線信号の位相の傾きSp3と、第4の方向D4に並ぶ画素P13～P31における音線信号の位相の傾きSp4とを算出する。

30

【0071】

また、傾き算出部36iは、第1の方向D1に並ぶ画素P21～P23における包絡線信号の値の傾きSa1と、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における包絡線信号の値の傾きSa2と、第3の方向D3に並ぶ画素P12～P32における包絡線信号の値の傾きSa3と、第4の方向D4に並ぶ画素P13～P31における包絡線信号の値の傾きSa4とを算出する。

【0072】

境界検出部36jは、傾き算出部36hによって算出された傾きSp1～Sp4を閾値T6pと比較し、傾き算出部36iによって算出された傾きSa1～Sa4を閾値T6aと比較する。境界検出部36jは、傾きSp1～Sp4の内のいずれか1つが閾値T6p以下であるか、及び/又は、傾きSa1～Sa4の内のいずれか1つが閾値T6a以下であれば、領域R内、又は、その近傍に構造物の境界が存在すると判定し、傾きSpが閾値T6p以下となる方向、又は、傾きSaが閾値T6a以下となる方向に基づいて、構造物の境界の方向を判定する。

40

【0073】

図4に示すように、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における超音波エコーの位相は互いに揃っているため、第2の方向D2に並ぶ画素P11～P33における音線信号の位相の傾きSp2は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過

50

する超音波エコーの位相はランダムとなるので、音線信号の位相の傾き S_{p1} 、 S_{p3} 、 S_{p4} は比較的大きな値となる。

【0074】

同様に、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における超音波エコーの振幅は互いに揃っているので、第2の方向 D_2 に並ぶ画素 $P_{11} \sim P_{33}$ における包絡線信号の値の傾き S_{a2} は極めて小さな値となる。一方、それ以外の方向に並ぶ画素を通過する超音波エコーの振幅はランダムとなるので、包絡線信号の値の傾き S_{a1} 、 S_{a3} 、 S_{a4} は比較的大きな値となる。

【0075】

従って、音線信号の位相の傾き S_{p2} が閾値 T_{6p} 以下となり、包絡線信号の値の傾き S_{a2} が閾値 T_{6a} 以下となる。これにより、構造物の境界が検出される。また、構造物の境界の方向は、傾き S_{p2} が閾値 T_{6p} 以下となり傾き S_{a2} が閾値 T_{6a} 以下となる第2の方向 D_2 とほぼ平行であることが分る。あるいは、境界検出部 $36j$ は、音線信号の位相の最大値と最小値との差に基づいて算出された構造物の境界の方向と、包絡線信号の値の最大値と最小値との差に基づいて算出された構造物の境界の方向との重み付け平均を算出することにより、構造物の境界の方向を判定しても良い。

10

【0076】

以上においては、 $M = N = 3$ の場合について説明したが、 M 及び N の値を大きくすることによって、構造物の方向をさらに正確に判定することができる。また、 B モード画像データ生成部 34 から出力される画像データに対して画像処理が施される場合について説明したが、画像処理部 35 は、信号処理部 33 から出力される音線信号に対して画像処理を施すようにしても良い。

20

【0077】

図11は、音線信号と包絡線信号とにおける情報量の差を示す図である。図11の(a)は、複数チャンネルの検出信号(RFデータ)に受信フォーカス処理を施すことにより得られた音線信号によって表される超音波画像を示しており、図11の(b)は、音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより得られた包絡線信号によって表される超音波画像を示している。

【0078】

図11の(a)に示すように、構造物の境界近傍においては、空間的な境界の連続性によって音線信号の波面が揃っており、一方、構造物の境界から離れた領域においては、音線信号の波面が揃っていない。このことは、音線信号の位相情報に反映されるので、音線信号の位相情報を利用して、構造物の境界を検出したり、境界の方向を判定することができる。また、音線信号の周波数は包絡線信号の最高周波数よりも高いので、音線信号の位相情報を利用して構造物の境界を検出することにより、包絡線信号を利用する場合よりも高い検出精度が得られる。

30

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器や骨等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明の第1の実施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】図1に示す方向判定部の第1の構成例を示すブロック図である。

【図3】図1に示す方向判定部における演算内容を説明するための図である。

【図4】図1に示す方向判定部における演算内容を説明するための図である。

【図5】図1に示す方向判定部の第2の構成例を示すブロック図である。

【図6】図1に示す方向判定部の第3の構成例を示すブロック図である。

【図7】本発明の第2の実施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。

50

【図 8】図 7 に示す方向判定部の第 1 の構成例を示すブロック図である。

【図 9】図 7 に示す方向判定部の第 2 の構成例を示すブロック図である。

【図 10】図 7 に示す方向判定部の第 3 の構成例を示すブロック図である。

【図 11】音線信号と包絡線信号とにおける情報量の差を示す図である。

【符号の説明】

【0081】

10 超音波プローブ

10 a、10 b、・・・ 超音波トランスデューサ

11 操作卓

12 制御部

10

13 格納部

14 送受信位置設定部

15 送信遅延制御部

16 駆動信号発生部

17 送受信切換部

18 前置増幅器 (P R E A M P)

19 A / D 変換器

20 メモリ

21 受信遅延制御部

30 演算部

20

31 a、31 b、・・・ 位相整合部

32 方向判定部

32 a、36 b、36 c 分散算出部

32 b、32 d、32 f、36 d、36 g、36 i 境界検出部

32 c、36 e、36 f 差値算出部

32 e、36 h、36 i 傾き算出部

33 信号処理部

34 Bモード画像データ生成部

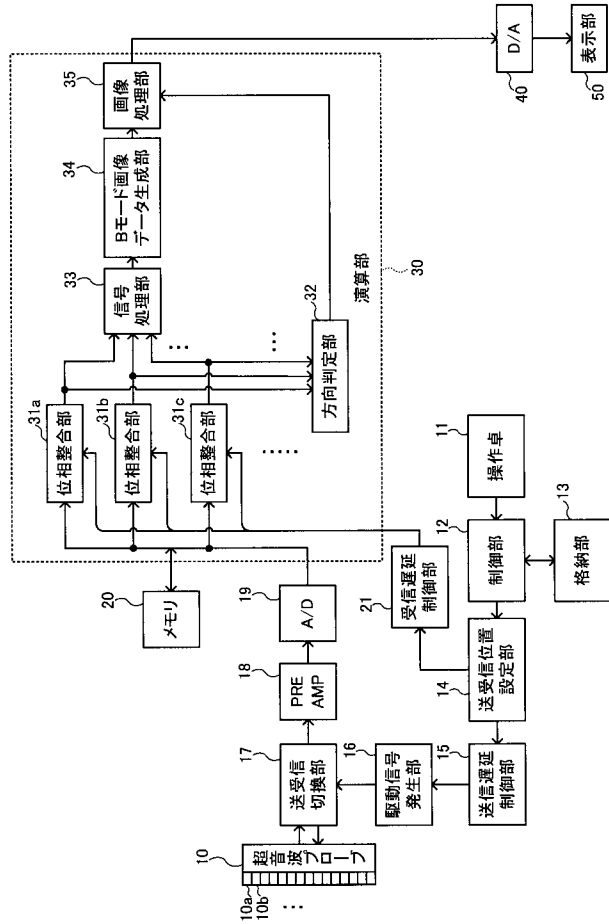
35 画像処理部

40 D / A 変換器

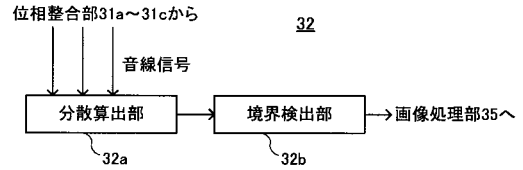
30

50 表示部

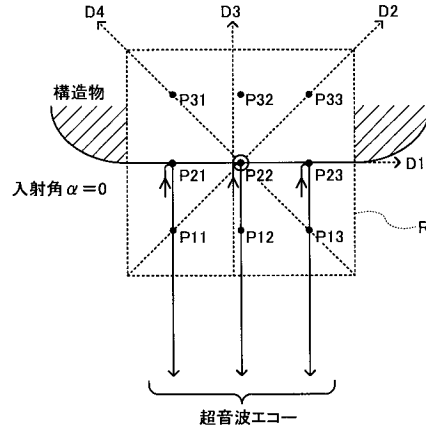
【図1】



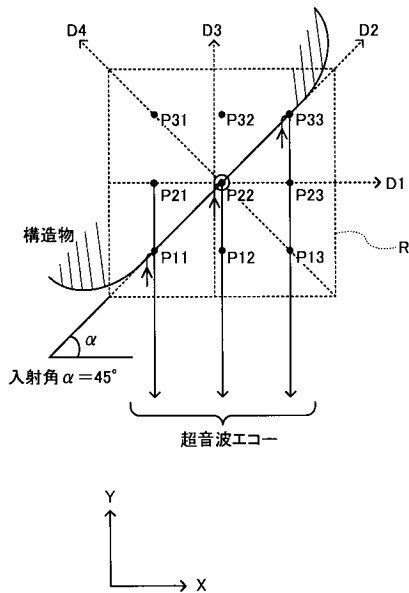
【図2】



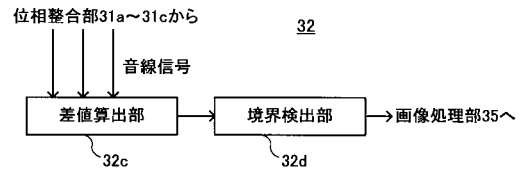
【図3】



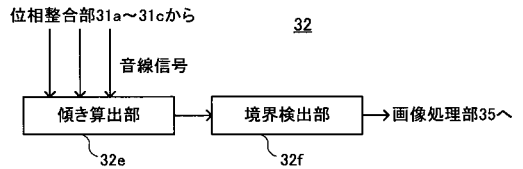
【図4】



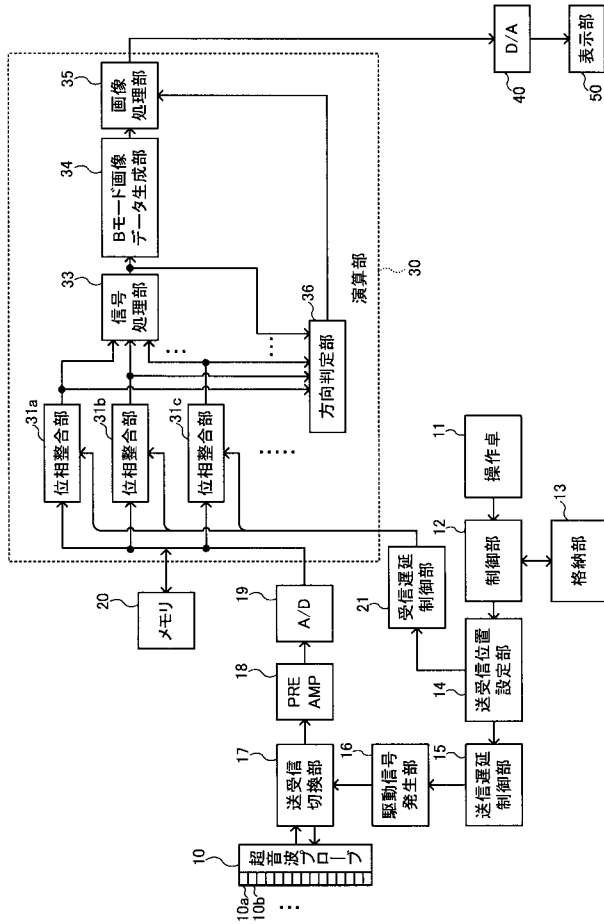
【図5】



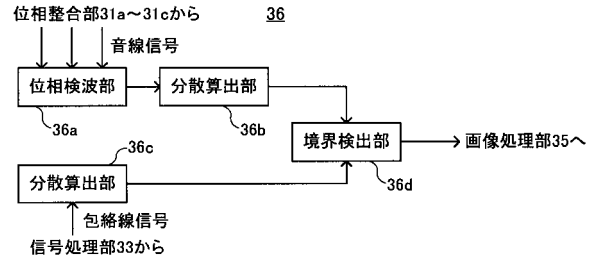
【図6】



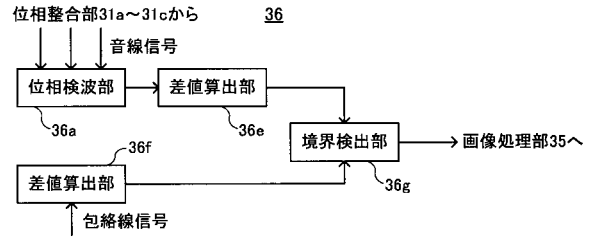
【図7】



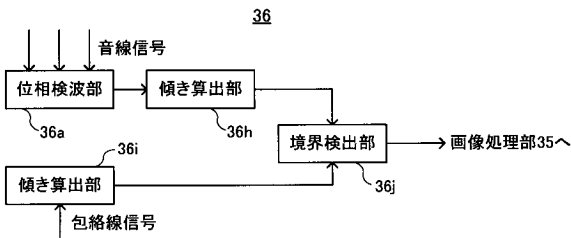
【図8】



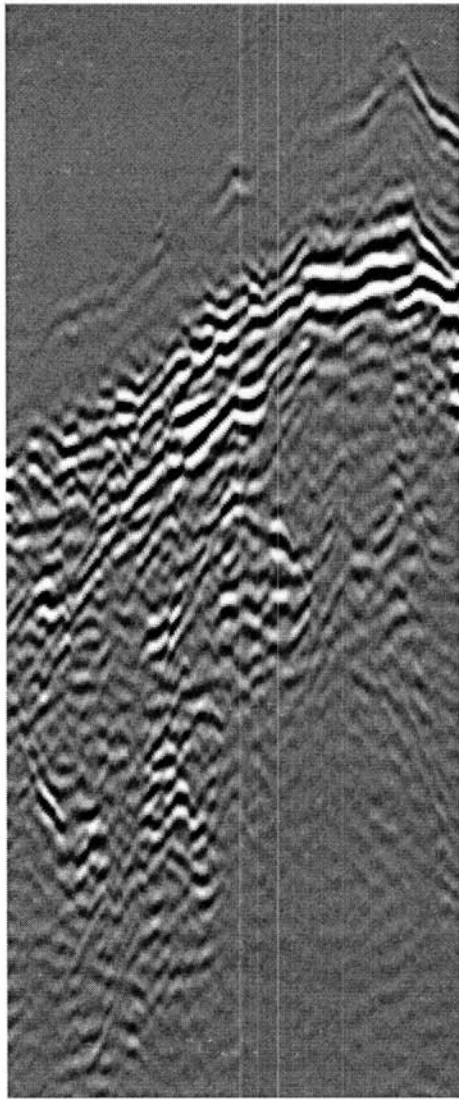
【図9】



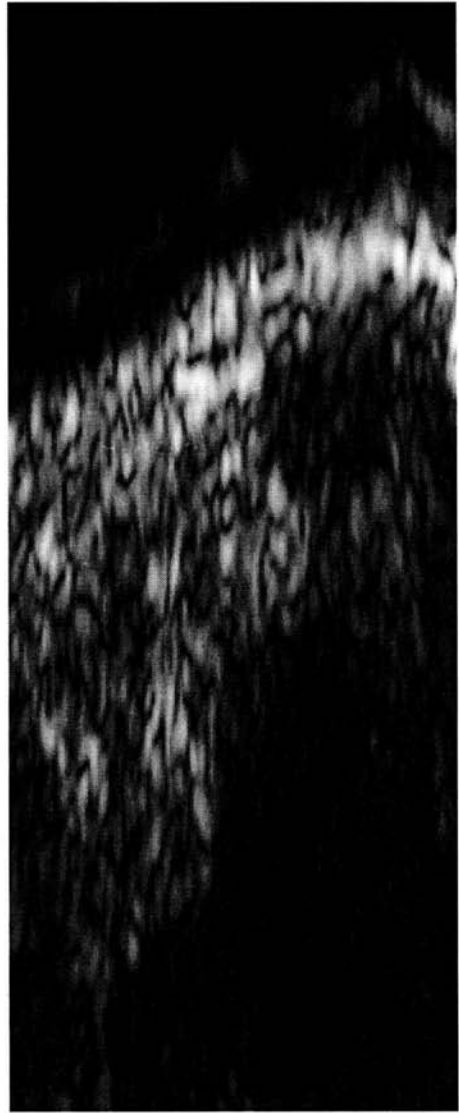
【図10】



【 図 1 1 】



(a)



(b)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008167985A	公开(公告)日	2008-07-24
申请号	JP2007004724	申请日	2007-01-12
[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	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/HH22 4C601/JB22 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC37		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够以高精度检测对象中的结构的边界并且基于其执行图像处理的超声诊断设备。Z SOLUTION：该超声波诊断设备具有：发送/接收部分，将从超声波换能器输出的检测信号转换为数字信号；相位匹配装置通过对数字信号执行接收聚焦处理来产生声线信号；信号处理装置通过对由相位匹配装置产生的声线信号执行包络线检测处理来产生包络线信号；图像数据产生装置根据信号处理装置产生的包络线信号产生图像数据；方向确定装置基于由相位匹配装置产生的声线信号确定对象中结构的边界的方向；图像处理装置，用于根据由方向确定装置获取的确定结果对包络线信号或图像数据执行图像处理。Z

