

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5719098号

(P5719098)

(45) 発行日 平成27年5月13日(2015.5.13)

(24) 登録日 平成27年3月27日(2015.3.27)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-136478 (P2008-136478)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成20年5月26日(2008.5.26)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-279306 (P2009-279306A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成21年12月3日(2009.12.3)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成23年2月17日(2011.2.17)		弁理士 宇都宮 正明
審判番号	不服2013-21477 (P2013-21477/J1)	(72) 発明者	唐澤 弘行
審判請求日	平成25年11月5日(2013.11.5)		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

合議体
 審判長 森林 克郎
 審判官 右▲高▼ 孝幸
 審判官 三崎 仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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超音波を被検体に送信すると共に、被検体によって反射された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受信信号を処理する送受信部と、

被検体内の音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って、前記送受信部から出力される複数の受信信号の位相を整合させてフォーカス処理を行うことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信制御手段と、

前記受信制御手段によって生成された音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像生成手段と、

前記超音波画像内において互いに隣接するか、又は、互いに重複する部分を有するように設定された複数の第1の領域の各々について、前記複数の超音波トランスデューサの配列方向に略平行なラインに沿って該第1の領域内に複数の焦点を順次設定してフォーカス処理を行うことにより前記受信制御手段によって生成された一連の音線信号に基づいて、フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するフォーカス判定手段と、

前記フォーカス判定手段の判定結果に従って前記複数の第1の領域について第1の音速値を求め、さらに、前記複数の第1の領域を細分化することにより、複数の第1の領域に跨る第2の領域と複数の第1の領域に跨らない第2の領域とを含むように互いに隣接して設定された複数の第2の領域について第2の音速値を求める音速値補正手段であって、複数の第1の領域に跨る第2の領域についての第2の音速値を、該複数の第1の領域につい

10

20

ての第 1 の音速値を平均又はスムージング処理することにより求めると共に、複数の第 1 の領域に跨らない第 2 の領域についての第 2 の音速値として、該第 2 の領域を含む 1 つの第 1 の領域についての第 1 の音速値を用いて、第 2 の音速値に基づいて前記受信制御手段に音線信号を再び生成させ、該音線信号に基づいて前記画像生成手段に画像信号を生成させる前記音速値補正手段と、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記音速値補正手段が、前記複数の第 2 の領域について第 1 の音速値よりも精度の高い第 2 の音速値を求める、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記音速値補正手段が、互いに重複する部分を有する複数の第 1 の領域について第 1 の音速値を求める、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の領域の数が、4 以上かつ 100 以下である、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記音速値補正手段が、1 回の送信によって得られた複数の受信信号に基づいて、第 2 の音速値を求める、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成手段が、1 回の送信によって得られた複数の受信信号に基づいて、画像信号を生成する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記音速値補正手段によって求められた第 2 の音速値に基づいて、超音波画像内における音速分布を表示するための音速マップを表す画像信号を生成する音速マップ作成手段をさらに具備する、請求項 1 ~ 6 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】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、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】

【0002】

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。

【0003】

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。

【0004】

音響インピーダンスとは、次式(1)で表されるように物質固有の定数であり、その単位としては、一般に、M R a y l (メガ・レイル) が用いられ、 $1 \text{ M R a y l} = 1 \times 10^6 \text{ k g} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ である。

$$Z = \rho \cdot C \quad \dots (1)$$

ここで、 ρ は音響媒質の密度を表しており、 C は音響媒質中の音速を表している。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

また、第1の媒質の音響インピーダンスを Z_1 とし、第1の媒質に隣接する第2の媒質の音響インピーダンスを Z_2 とすると、第1の媒質と第2の媒質との界面における超音波の垂直反射率 R は、次式(2)で与えられる。

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \cdots (2)$$

一般には、被検体内の各サンプル点において反射された超音波の強度に基づいて超音波画像が生成されるが、被検体内の組織によって音速が異なるので、受信フォーカス処理及び/又は送信フォーカス処理において焦点が合わず、解像度が低下して画像のぼけが発生するという問題が生じている。

【 0 0 0 6 】

関連する技術として、特許文献1には、被検体内の音速分布等の条件の変動によらず常に最適なフォーカス状態の画像を得ることができる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、複数の送信フォーカスパターンを順次選択し、選択された送信フォーカスパターンに基づいて複数の超音波振動子の駆動タイミングを決定して送信フォーカスを行う送信フォーカス手段と、複数の超音波振動子から出力されるエコー信号に対して、時系列的に又は同時に複数の受信フォーカスパターンに基づく遅延を行って受信フォーカスを行う受信フォーカス手段と、この受信フォーカス手段によって受信フォーカスが行われたエコー信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段と、被検体の同一部位に対して、送信フォーカスパターンと受信フォーカスパターンの複数の組合せによる複数の画像データを記憶する画像データ記憶手段と、この画像データ記憶手段に記憶された複数の画像データの中から、各画像データが有する所定の特徴量を比較して、最適なフォーカス状態の画像データを選択するフォーカス評価手段と、このフォーカス評価手段によって選択された画像データに基づいて断層像を形成する画像形成手段とを具備している。

【 0 0 0 7 】

特許文献2には、観察したい部分に自動的にピントが合うような開口方式の超音波イメージング方式が開示されている。この超音波イメージング方式によれば、注目する小領域内におけるイメージのシャープネスが最大となるように全体の音速設定値を決めた後に、部分開口による小領域内のイメージが、最初に得られた前記小領域内のイメージと最大の相関値を有するように、該部分開口にかかわる音速補正値を決定し、注目する部分開口が開口全体を網羅するように移動及び寸法変更されながら、全体の開口の各部に対応する音速補正値の決定がなされる。

【 0 0 0 8 】

特許文献3には、超音波診断装置において生体音速の推定を実現することに関して開示されている。この超音波撮像装置は、配列された複数の振動子を有する超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信回路と、超音波探触子を介して被検体からのエコー信号を受信する受信回路と、受信されたエコー信号に基づいて、遅延制御のための設定音速が相違する複数の超音波強度分布を生成する強度分布生成部とを具備している。

【 0 0 0 9 】

これらの文献が開示されているように、被検体内の各領域における最適音速を求めることは可能である。しかしながら、小領域において最適音速を求めると、音速を求めるためのデータ数が減少するので計算精度が低下したり、領域数が増加するので計算時間が増加したりするという問題がある。また、領域毎に異なる音速を用いて画像を形成すると、領域の境界においてアーチファクトが発生するおそれもある。

【特許文献1】特開平5-329159号公報(第1-2頁、図1)

【特許文献2】特開昭59-212791号公報(第2頁、第1図)

【特許文献3】特開2007-7045号公報(第1頁、図1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

10

20

30

40

50

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体内の各領域に適切な音速を用いて精度の良い超音波画像を生成しながら、計算精度の低下や計算時間の増大を防止する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】

【0011】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点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超音波を被検体に送信すると共に、被検体によって反射された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受信信号を処理する送受信部と、被検体内の音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って、送受信部から出力される複数の受信信号の位相を整合させてフォーカス処理を行うことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する受信制御手段と、受信制御手段によって生成された音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像生成手段と、超音波画像内において互いに隣接するか、又は、互いに重複する部分を有するように設定された複数の第1の領域の各々について、複数の超音波トランスデューサの配列方向に略平行なラインに沿って該第1の領域内に複数の焦点を順次設定してフォーカス処理を行うことにより受信制御手段によって生成された一連の音線信号に基づいて、フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するフォーカス判定手段と、フォーカス判定手段の判定結果に従って複数の第1の領域について第1の音速値を求め、さらに、複数の第1の領域を細分化することにより、複数の第1の領域に跨る第2の領域と複数の第1の領域に跨らない第2の領域とを含むように互いに隣接して設定された複数の第2の領域について第2の音速値を求める音速値補正手段であって、複数の第1の領域に跨る第2の領域についての第2の音速値を、該複数の第1の領域についての第1の音速値を平均又はスムージング処理することにより求めると共に、複数の第1の領域に跨らない第2の領域についての第2の音速値として、該第2の領域を含む1つの第1の領域についての第1の音速値を用いて、第2の音速値に基づいて受信制御手段に音線信号を再び生成させ、該音線信号に基づいて画像生成手段に画像信号を生成させる音速値補正手段とを具備する。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、超音波画像内の複数の第1の領域について、複数の超音波トランスデューサの配列方向に略平行なラインに沿って各々の第1の領域内に複数の焦点を順次設定してフォーカス処理を行うことによりビーム集束度を判定し、ビーム集束度の判定結果に従って複数の第1の領域について音速値を求め、さらに、超音波画像内において複数の第1の領域よりも細分化された複数の第2の領域について音速値を求めることにより、被検体内の各領域に適切な音速を用いて精度の良い超音波画像を生成しながら、計算精度の低下や計算時間の増大を防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図1は、本発明の一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。この超音波診断装置は、超音波探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、Bモード画像生成部30と、フォーカス判定部41と、音速値補正部42と、音速マップ作成部43と、画像表示制御部44と、D/A変換器51と、表示部52と、操作卓61と、制御部62と、格納部63とを有している。

【0014】

超音波探触子10は、1次元又は2次元の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10aを備えている。それらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0015】

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る。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、伝搬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、超音波の受信信号として出力される。

10

【0016】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部13は、複数の超音波トランスデューサ10a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遅延時間を設定しても良い。

20

【0017】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部14は、送信制御部13によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランスデューサ10a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複数の駆動信号を超音波探触子10に供給し、又は、複数の超音波トランスデューサ10a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複数の駆動信号を超音波探触子10に供給する。

【0018】

受信信号処理部21は、複数の超音波トランスデューサ10aに対応して、複数の増幅器（プリアンプ）21aと、複数のA/D変換器21bとを含んでいる。超音波トランスデューサ10aから出力される受信信号は、増幅器21aにおいて増幅され、増幅器21aから出力されるアナログの受信信号は、A/D変換器21bによってデジタルの受信信号に変換される。A/D変換器21bは、デジタルの受信信号を、受信制御部23に出力する。

30

【0019】

受信遅延パターン記憶部22は、複数の超音波トランスデューサ10aから出力される複数の受信信号に対してフォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部23は、走査制御部11において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部22に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、その受信遅延パターンと、被検体内の音速とに基づいて、複数の受信信号に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。さらに、受信信号に基づいて送信フォーカス処理を行うようにしても良い。この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が生成される。さらに、受信制御部23は、形成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。

40

【0020】

ここで、受信信号の遅延量は、被検体内の音速に基づいて定められる。一般には、人体内の音速値C0として、1530m/s又は1540m/sが設定されているが、実際には、人体内の組織によって音速値が異なっている。そこで、被検体内の音速値Ciを設定

50

し、受信遅延パターンにおける遅延量 $D_0(j)$ に (C_0/C_i) を乗ずることにより、複数の遅延量 $D_1(j) = (C_0/C_i) \cdot D_0(j)$ が決定される ($j = 1, 2, \dots, L$)。なお、 L は、使用される超音波トランスデューサの数である。

【0021】

Bモード画像生成部30は、受信制御部23から出力される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像信号を生成する。そのために、Bモード画像生成部30は、STC (sensitivity time control) 部31と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 32とを含んでいる。

【0022】

STC部31は、受信制御部23から出力される音線信号に対して、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施す。DSC32は、STC部31によって補正された音線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)し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Bモード画像信号を生成する。

10

【0023】

制御部62は、Bモード画像生成部30によるBモード画像信号の生成と並行して、ビーム集束度を判定して設定音速値を補正するように、フォーカス判定部41及び音速値補正部42を制御する。フォーカス判定部41は、超音波画像内の複数の第1の領域について、受信制御部23から出力される音線信号に基づいてフォーカス処理におけるビーム集束度を判定する。音速値補正部42は、フォーカス判定部41の判定結果に従って、複数の第1の領域について音速値を求め、さらに、第1の領域よりも細分化された複数の第2の領域について音速値を求めることにより、音速値を補正する。

20

【0024】

音速値補正部42によって補正された音速値は、受信制御部23及び/又は送信制御部13に出力される。受信制御部23は、補正された音速値に基づいて受信信号の遅延量を補正することにより音線信号を生成し、Bモード画像生成部30は、その音線信号に基づいてBモード画像信号を生成する。これにより、受信フォーカス処理における精度が向上して、超音波画像の画質が改善される。さらに、送信フォーカス処理(送信ビームフォーミング)を行う際には、送信制御部13が、補正された音速値に基づいて駆動信号の遅延量を補正することができる。これにより、送信フォーカス処理における精度が向上して、超音波画像の画質がさらに改善される。

30

【0025】

音速マップ作成部43は、音速値補正部42によって求められた音速値に基づいて、超音波画像内における音速分布を表示するための音速マップを表す画像信号を生成する。画像表示制御部44は、Bモード画像生成部30によって生成されたBモード画像信号に基づく超音波画像と、音速マップ作成部43によって生成された画像信号に基づく音速マップとの内の少なくとも1つを選択することにより、表示用の画像信号を生成する。

【0026】

D/A変換器51は、画像表示制御部44から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部52は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて超音波画像を表示する。

40

【0027】

制御部62は、操作卓61を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部11、Bモード画像生成部30、フォーカス判定部41等を制御する。本実施形態においては、走査制御部11、送信制御部13、受信制御部23、Bモード画像生成部30、フォーカス判定部41~画像表示制御部44、及び、制御部62が、CPUとソフトウェア(プログラム)によって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。ソフトウェア(プログラム)は、格納部63に格納される。格納部63における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

50

【 0 0 2 8 】

次に、図 1 に示す超音波診断装置における音速値の補正処理について詳しく説明する。

まず、音速値補正部 4 2 は、被検体の超音波画像内の複数の第 1 の領域について音速値を求める。図 2 は、超音波画像内の複数の第 1 の領域を示す図である。図 2 において、X 軸は、超音波トランスデューサの 1 つの配列方向を表しており、Y 軸は、被検体の深さ方向を表している。図 2 に示すように、被検体の超音波画像 (X Y 断面) 内に、第 I 行第 J 列の領域 B (I , J) が設定されている (I = 1、2、3、J = 1、2、3)。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、設定されたラインに沿って求められた第 1 の領域についての音速値を示す図である。図 3 においては、図 2 に示すライン A - A' に沿って求められた領域 B (1 , 1) ~ B (1 , 3) についての音速値 $B_{11} \sim B_{13}$ が示されている。領域 B (I , J) についての音速値 B_{IJ} は、例えば、次のようにして求められる。図 1 に示す音速補正部 4 2 が、領域 B (I , J) についての幾つかの音速値 C_i ($i = 1、2、\dots$) を推定し、受信制御部 2 3 が、音速値 C_i を用いて、領域 B (I , J) 内の X 軸に略平行なラインに沿って焦点を順次設定してフォーカス処理を行うことにより、一連の音線信号を形成する。フォーカス判定部 4 1 が、それらの音線信号に基づいてフォーカス処理におけるビーム集束度を判定することにより、領域 B (I , J) についての最適な音速値 B_{IJ} を求めることができる。

【 0 0 3 0 】

フォーカス処理におけるビーム集束度が良いと、設定されたラインに沿った 1 次元イメージのピントがシャープになって解像度が良くなる。例えば、輝度のピーク値が最大になるか、空間周波数における高域成分対中域成分の比が最大になったときに、ビーム集束度が最大であると判定される。なお、領域 B (I , J) についての音速値 B_{IJ} とは、領域 B (I , J) における音速値そのものを表すものではなく、領域 B (I , J) の超音波画像を生成するために用いられる超音波トランスデューサと領域 B (I , J) との間の経路における音速値を平均的に表すものである。

【 0 0 3 1 】

次に、音速値補正部 4 2 は、被検体の超音波画像内の複数の第 1 の領域よりも細分化された複数の第 2 の領域について音速値を求める。図 4 は、超音波画像内の複数の第 2 の領域を示す図である。図 4 に示すように、超音波画像 (X Y 断面) 内に、第 I 行第 J 列の領域 C (I , J) が設定されている (I = 0、1、 \dots 、6、J = 0、1、 \dots 、6)。

【 0 0 3 2 】

図 5 は、設定されたラインに沿って求められた第 2 の領域についての音速値を示す図である。図 5 においては、図 4 に示すライン A - A' に沿って求められた領域 C (1 , 0) ~ C (1 , 6) についての音速値 $C_{10} \sim C_{16}$ が示されている。領域 C (I , J) についての音速値 C_{IJ} は、例えば、次のようにして求められる。次式に示すように、領域 B (I , J) のいずれか 1 つに含まれている領域 C (I , J) についての音速値 C_{IJ} としては、領域 B (I , J) についての音速値 B_{IJ} がそのまま用いられる。

$$C_{10} = B_{11}$$

$$C_{11} = B_{11}$$

$$C_{13} = B_{12}$$

$$C_{15} = B_{13}$$

$$C_{16} = B_{13}$$

【 0 0 3 3 】

また、次式に示すように、複数の領域 B (I , J) に跨る領域 C (I , J) についての音速値 C_{IJ} としては、複数の領域 B (I , J) についての音速値 B_{IJ} の平均値が用いられる。

$$C_{12} = (B_{11} + B_{12}) / 2$$

$$C_{14} = (B_{12} + B_{13}) / 2$$

10

20

30

40

50

このようにすれば、領域 $B(I, J)$ について求められた音速値 $B_{I, J}$ を補間することにより、領域 $C(I, J)$ について精度の高い音速値 $C_{I, J}$ を求めることができる。

【0034】

あるいは、複数の第1の領域について求められた音速値をスムージング処理することにより、複数の第2の領域について精度の高い音速値を求めることもできる。図6は、設定されたラインに沿って音速値をスムージング処理する例を示す図である。この例においては、図2に示すライン $A - A'$ に沿って領域 $B(1, 1) \sim B(1, 3)$ について求められた音速値 $B_{1, 1} \sim B_{1, 3}$ をスムージング処理することにより、複数の第2の領域について連続的な音速が求められている。

【0035】

図7は、設定されたラインに沿って音速値をスムージング処理する別の例を示す図である。この例においては、複数の第1の領域 $B(I, J)$ が互いに重複する部分を有するように設定されており、図2に示すライン $A - A'$ に沿って領域 $B(1, 1) \sim B(1, 3)$ について求められた音速値 $B_{1, 1} \sim B_{1, 3}$ をスムージング処理することにより、複数の第2の領域について連続的な音速が求められている。

【0036】

以上において、第1の領域の数は、 $4 (= 2 \times 2)$ 以上で、かつ、 $100 (= 10 \times 10)$ 以下であることが望ましい。第1の領域の数を4以上としなければ、領域を分割する効果が期待できない。一方、第1の領域の数が100を超えてしまうと、1つの領域についての音速値を求めるために利用できる元のデータ数が減少するので、音速値にばらつきが生じて画像信号のSN比が劣化してしまう。例えば、音速値を求めるために利用できる元のデータ数が $1/100$ に減少すると、SN比は $(1/100)^{1/2} = 1/10$ 程度まで劣化すると考えられる。

【0037】

本実施形態において、音速値補正部42は、1回の送信によって得られた複数の受信信号に基づいて、複数の第2の領域について音速値を求めることが可能である。また、Bモード画像生成部30は、1回の送信によって得られた複数の受信信号に基づいて、画像信号を生成することが可能である。本実施形態によれば、受信フォーカス処理及び/又は送信フォーカス処理を精度良く行うことができるので、超音波画像の精度を向上させることができる。

【0038】

図1に示す受信制御部23によって生成された音線信号に基づいて、Bモード画像生成部30によってBモード画像信号の生成が行われる。その際に、図4に示すY軸方向に超音波を送信してから時間Tが経過して超音波エコーが受信されたとすると、その反射点の深さYは次式で表される。

$$Y = CT / 2$$

【0039】

ここで、音速値Cが領域によって異なるとすると、超音波エコーを受信する順序と超音波画像における深さの順序とが逆転する場合がある。そこで、受信制御部23によってフォーカス処理を行う際に用いられる音速値は領域によって異なるが、Bモード画像生成部30によってBモード画像信号を生成する際に用いられる音速値Cは一定とする。これにより、複数の領域の境界においてアーチファクトの発生を防止することができる。

【0040】

また、図1に示す音速マップ作成部43は、音速補正部42によって求められた複数の第2の領域についての音速値に基づいて、各領域における音速値を求める。

図8は、図4に示す領域の一部を拡大して示す図である。図8においては、領域 $C(1, 1)$ 、 $C(2, 1)$ 、 \dots が示されている。領域 $C(1, 1)$ の厚さをDとし、領域 $C(2, 1)$ 、 \dots の各々の厚さを2Dとする。領域 $C(1, 1)$ における音速値は、上記において領域 $C(1, 1)$ について求められた音速値 $C_{1, 1}$ と等しい。

【0041】

10

20

30

40

50

次に、領域C(2, 1)の中心点P2に焦点を合わせて超音波が送受信された場合について検討する。超音波トランスデューサ10aから送信された超音波は、領域C(1, 1)を通過して、領域C(2, 1)の中心点P2において反射され、再び領域C(1, 1)を通過して、超音波トランスデューサ10aによって受信される。

【0042】

ここで、領域C(2, 1)における音速値を C_{21}' とすると、超音波が超音波トランスデューサ10aによって送信されてから受信されるまでの時間を T_2 として、次式が成立する。

$$T_2 = 2 \cdot D / C_{11} + 2 \cdot D / C_{21}' = 4 \cdot D / C_{21}$$

$$1 / C_{21}' = 2 / C_{21} - 1 / C_{11}$$

$$C_{21}' = C_{11} C_{21} / (2 C_{11} - C_{21})$$

10

【0043】

同様にして、領域C(3, 1)における音速値 C_{31}' 等が求められる。図1に示す音速マップ作成部43は、このようにして求められた第2の領域における音速値に対して、さらにX軸方向にスムージング処理を施すことにより、連続性の高い音速値を得るようにしても良い。音速マップ作成部43は、それらの音速値に基づいて、超音波画像内における音速分布を表示するための音速マップを表す画像信号を生成し、生成された画像信号に基づいて、音速マップが表示部52に表示される。

【産業上の利用可能性】

【0044】

20

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、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。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の一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】超音波画像内の複数の第1の領域を示す図である。

【図3】設定されたラインに沿って求められた第1の領域についての音速値を示す図である。

【図4】超音波画像内の複数の第2の領域を示す図である。

【図5】設定されたラインに沿って求められた第2の領域についての音速値を示す図である。

30

【図6】設定されたラインに沿って音速値をスムージング処理する例を示す図である。

【図7】設定されたラインに沿って音速値をスムージング処理する別の例を示す図である。

【図8】図4に示す領域の一部を拡大して示す図である。

【符号の説明】

【0046】

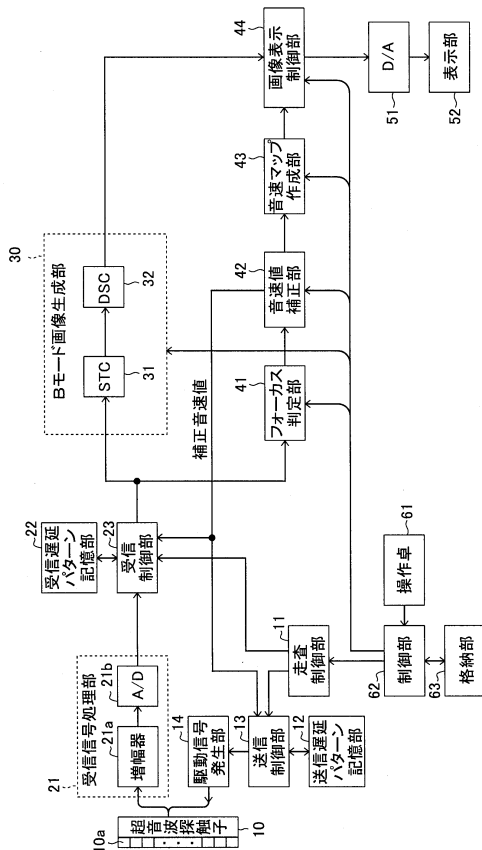
- 10 超音波探触子
- 10a 超音波トランスデューサ
- 11 走査制御部
- 12 送信遅延パターン記憶部
- 13 送信制御部
- 14 駆動信号発生部
- 21 受信信号処理部
- 21a 増幅器
- 21b A/D変換器
- 22 受信遅延パターン記憶部
- 23 受信制御部
- 30 Bモード画像生成部
- 31 STC部

40

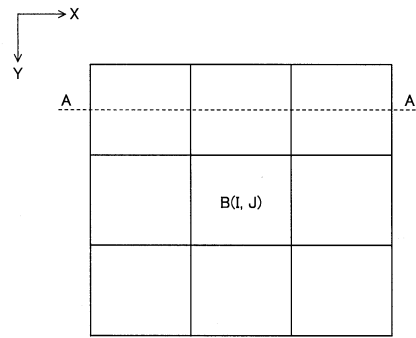
50

- 3 2 D S C
- 4 1 フォーカス判定部
- 4 2 音速値補正部
- 4 3 音速マップ作成部
- 4 4 画像表示制御部
- 5 1 D / A 変換器
- 5 2 表示部
- 6 1 操作卓
- 6 2 制御部
- 6 3 格納部

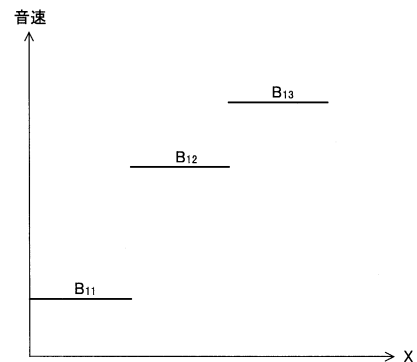
【 図 1 】



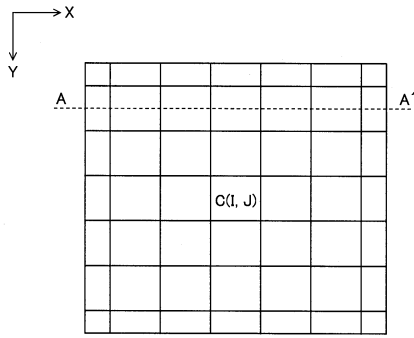
【 図 2 】



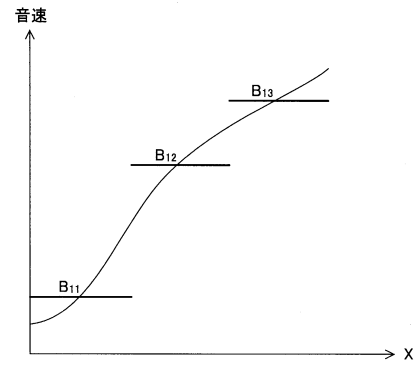
【 図 3 】



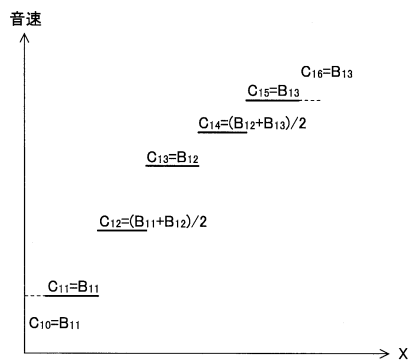
【図4】



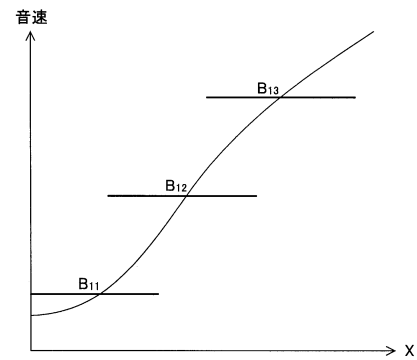
【図6】



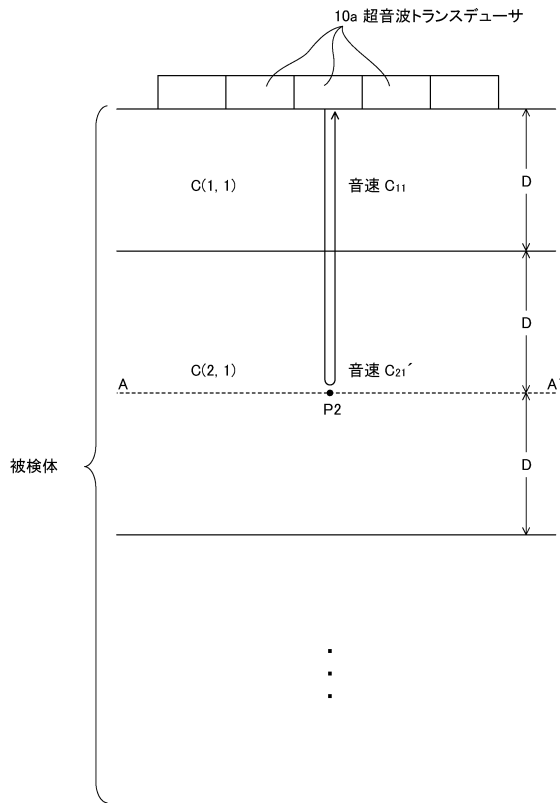
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平4 - 109941 (JP, A)
特開2007 - 7045 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5719098B2	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	JP2008136478	申请日	2008-05-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH33 4C601/JB36 4C601/JB48		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2009279306A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了在对象中的每个区域使用适当的声速形成高分辨率的超声图像的同时防止计算精度的降低和计算时间的增加。解决方案：该超声诊断设备包括收发部分，收据控制装置，用于基于声线信号形成图像信号的图像形成装置，焦点确定装置和声音值校正装置。在这种情况下，收发部分将驱动信号馈送到超声换能器，并处理从超声换能器输出的接收信号。收据控制装置通过根据基于对象中的声音值设置的多个延迟量调整接收信号的相位来处理焦点，从而形成声线信号。焦点确定装置确定关于超声图像内的多个第一区域的聚焦处理中的光束会聚程度。声音值校正装置根据焦点确定装置的确定结果获取关于多个第一区域的声音值，并且另外获取关于多个第二区域的声音值，所述多个第二区域已被分割得多于多个第一区域。Z

【图 1】

