

(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2009-61086

(P2009-61086A)

(43) 公開日 平成21年3月26日(2009.3.26)

(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 19 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-231226 (P2007-231226)
(22) 出願日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(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 佐藤 良彰
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 DD20 EE30 HH21

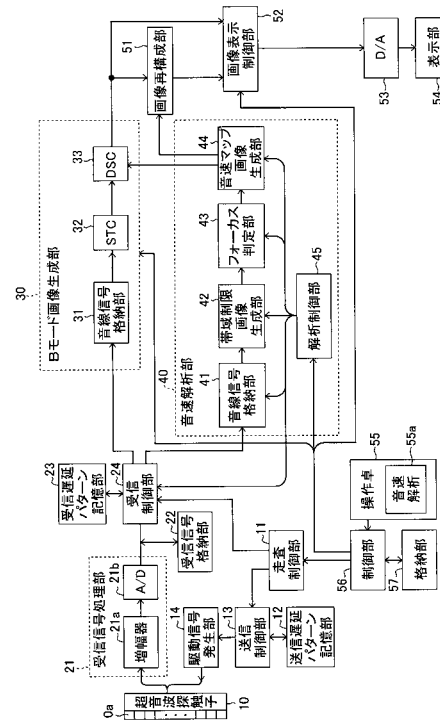
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、並びに、画像処理方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】通常のBモード撮像のためのビーム走査によって得られるデータを用いて被検体内の音速分布を求める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、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号を処理する送受信部と、受信信号を格納する受信信号格納部と、受信信号に対して受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成して包絡線検波処理を施す受信制御部と、音線信号に基づいて画像信号を生成する超音波画像生成部と、受信制御部に音速値に関する情報を供給し、受信信号格納部から読み出された受信信号に対して音速値に基づいて設定される遅延量に従って受信制御部に受信フォーカス処理を行わせ、音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求める音速解析部とを具備する。

【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向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝搬し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、

前記送受信部から出力される複数の受信信号を格納する受信信号格納部と、

前記送受信部から出力される複数の受信信号、又は、前記受信信号格納部から読み出された複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す受信制御手段と、

前記受信制御手段から出力される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超音波画像生成手段と、

前記受信制御手段に音速値に関する情報を供給することにより、前記受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して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受信制御手段に受信フォーカス処理を行わせ、前記受信制御手段から出力される音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の 2 次元音速分布を求める音速解析手段と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記音速解析手段によって求められる被検体内の 2 次元音速分布に基づいて、前記超音波画像生成手段によって生成される画像信号によって表される超音波画像を再構成する画像再構成手段をさらに具備する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記音速解析手段が、

超音波画像の各領域について、複数の異なる音速値に関する情報を前記受信制御手段に順次供給する解析制御手段と、

前記受信制御手段から出力される音線信号の周波数帯域を制限することにより帯域制限画像信号を生成する帯域制限画像生成手段と、

超音波画像の各領域について、前記帯域制限画像生成手段によって生成される帯域制限画像信号におけるフォーカス判定値を算出し、該フォーカス判定値に基づいて最適音速値を求めるフォーカス判定手段と、

超音波画像の各領域について求められた最適音速値に基づいて、超音波画像全体の音速マップを表す画像信号を生成する音速マップ画像生成手段と、
を含む、請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記帯域制限画像生成手段が、前記受信制御手段から出力される音線信号に対してハイパスフィルタ処理又はバンドパスフィルタ処理を施すことにより帯域制限画像信号を生成する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フォーカス判定手段が、前記帯域制限画像生成手段によって生成される帯域制限画像信号の平均値又はエネルギー値に基づいてフォーカス判定値を算出する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記音速マップ画像生成手段が、音速値に対応するカラーの音速マップを表す画像信号を生成する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記音速解析手段の動作を開始させるための操作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。

【請求項 8】

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向けて超

50

音波を送信すると共に、被検体から伝搬し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超音波診断装置において用いられる画像処理方法であって、

複数の受信信号を受信信号格納部に格納すると共に、複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該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ステップ(a)と、

前記受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求めるステップ(b)と、
を具備する画像処理方法。

10

【請求項9】

ステップ(b)において求められる被検体内の2次元音速分布に基づいて、ステップ(a)において生成される画像信号によって表される超音波画像を再構成するステップ(c)をさらに具備する、請求項8記載の画像処理方法。

【請求項10】

ステップ(b)が、

超音波画像の各領域について、複数の異なる音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施すステップ(b1)と、

20

ステップ(b1)において得られる音線信号の周波数帯域を制限することにより帯域制限画像信号を生成するステップ(b2)と、

超音波画像の各領域について、ステップ(b2)において生成される帯域制限画像信号におけるフォーカス判定値を算出し、該フォーカス判定値に基づいて最適音速値を求めるステップ(b3)と、

超音波画像の各領域について求められた最適音速値に基づいて、超音波画像全体の音速マップを表す画像信号を生成するステップ(b4)と、
を含む、請求項8又は9記載の画像処理方法。

30

【請求項11】

ステップ(b2)が、ステップ(b1)において得られる音線信号に対してハイパスフィルタ処理又はバンドパスフィルタ処理を施すことにより帯域制限画像信号を生成することを含む、請求項10記載の画像処理方法。

【請求項12】

ステップ(b3)が、ステップ(b2)において生成される帯域制限画像信号の平均値又はエネルギー値に基づいてフォーカス判定値を算出することを含む、請求項10記載の画像処理方法。

【請求項13】

ステップ(b4)が、音速値に対応するカラーの音速マップを表す画像信号を生成することを含む、請求項10記載の画像処理方法。

40

【請求項14】

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向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝搬し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超音波診断装置において用いられる画像処理プログラムであって、

複数の受信信号を受信信号格納部に格納すると共に、複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該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手順(a)と、

50

前記受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の２次元音速分布を求める手順（b）と、
をCPUに実行させる画像処理プログラム。

【請求項 15】

手順（b）において求められる被検体内の２次元音速分布に基づいて、手順（a）において生成される画像信号によって表される超音波画像を再構成する手順（c）をさらにCPUに実行させる、請求項 14 記載の画像処理プログラム。

10

【請求項 16】

手順（b）が、

超音波画像の各領域について、複数の異なる音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す手順（b1）と、

手順（b1）において得られる音線信号の周波数帯域を制限することにより帯域制限画像信号を生成する手順（b2）と、

超音波画像の各領域について、手順（b2）において生成される帯域制限画像信号におけるフォーカス判定値を算出し、該フォーカス判定値に基づいて最適音速値を求める手順（b3）と、

20

超音波画像の各領域について求められた最適音速値に基づいて、超音波画像全体の音速マップを表す画像信号を生成する手順（b4）と、
を含む、請求項 14 又は 15 記載の画像処理プログラム。

【請求項 17】

手順（b2）が、手順（b1）において得られる音線信号に対してハイパスフィルタ処理又はバンドパスフィルタ処理を施すことにより帯域制限画像信号を生成することを含む、請求項 16 記載の画像処理プログラム。

【請求項 18】

手順（b3）が、手順（b2）において生成される帯域制限画像信号の平均値又はエネルギー値に基づいてフォーカス判定値を算出することを含む、請求項 16 記載の画像処理プログラム。

30

【請求項 19】

手順（b4）が、音速値に対応するカラーの音速マップを表す画像信号を生成することを含む、請求項 16 記載の画像処理プログラム。

【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。さらに、本発明は、そのような超音波診断装置において用いられる画像処理方法及び画像処理プログラムに関する。

40

【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RI（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】

一般的に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トラ

50

ンスデューサを含む超音波探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波探触子を用いて、複数の超音波を合波することにより形成される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信して受信フォーカス処理を行うことにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）に関する画像情報が得られる。

【0004】

通常は、被検体内の音速が一定であるとして受信フォーカス処理が行われるが、実際には、被検体内の組織によって音速が異なるので、ビーム集束度が劣化するという問題が生じており、この問題に対する解決策が提案されている。

【0005】

関連する技術として、特許文献1には、電子的なビーム制御に要求される最適設定音速値を正確かつ容易に設定することを目的とした超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置のシステム制御部は、予め設定されている設定音速値に基づいて異なる方向からの斜め走査によって得られた2枚の予備撮影用画像を表示部において重畳表示しながら設定音速値を順次更新する。遅延時間演算部は、更新された設定音速値を用いて前記方向に超音波ビームを偏向するための遅延時間を算出し、送信部及び受信部の遅延時間を制御する。設定音速値が順次更新されて、表示部に重畳表示された2枚の画像間のずれが最小となったときの設定音速値に基づいて、ビーム集束用の遅延時間が設定され、本撮影が行われる。しかしながら、このような音速値設定方法は、リニアプローブ以外では効果が得られ難く、また、同一領域に対して複数回の走査を行うので、フレームレートが劣化してしまう。

【0006】

また、特許文献2には、局所音速を計測すべき関心領域を移動させることによって、生体内の局所音速の2次元分布を計測することを目的とした超音波診断装置が開示されている。この超音波撮像装置は、生体内に超音波ビームを送信する少なくとも2つの送信用超音波トランスデューサと、受信領域がそれらの送信用超音波トランスデューサの送信領域とそれぞれ交差するように配置された少なくとも2つの受信用超音波トランスデューサと、少なくとも2つの送信用超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが生体内の異なる点で反射された後、少なくとも2つの受信用超音波トランスデューサでそれぞれ受信されるまでの時間の差を計測する手段と、この時間差から生体内における局所的な音速を求める手段と、少なくとも2つの超音波トランスデューサの間隔及び/又は送信用超音波トランスデューサから送信される超音波ビームの角度を変えることにより、送信領域と受信領域との交差領域を生体の深さ方向に移動させる手段とを備えている。しかしながら、このような音速計測方法は、コンベックスタイプのプローブでは実現が困難であり、また、Bモード撮像とは異なるビーム走査が必要となるので、設計が複雑になりコストが上昇する。

【特許文献1】特開2005-46193号公報（第1頁、図6）

【特許文献2】特開昭62-254740号公報（第1-2頁、第1図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、いかなるタイプの超音波探触子を用いた場合においても、通常のBモード撮像のためのビーム走査によって得られるデータを用いて、被検体内の音速分布を求め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。さらに、本発明は、そのような超音波診断装置において用いられる画像処理方法及び画像処理プログラム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】

【0008】

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被検体に向けて超音波を送信する

10

20

30

40

50

と共に、被検体から伝搬し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、送受信部から出力される複数の受信信号を格納する受信信号格納部と、送受信部から出力される複数の受信信号、又は、受信信号格納部から読み出された複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す受信制御手段と、受信制御手段から出力される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超音波画像生成手段と、受信制御手段に音速値に関する情報を供給することにより、受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信制御手段に受信フォーカス処理を行わせ、受信制御手段から出力される音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求める音速解析手段とを具備する。

10

【0009】

また、本発明の1つの観点に係る画像処理方法は、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向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝搬し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超音波診断装置において用いられる画像処理方法であって、複数の受信信号を受信信号格納部に格納すると共に、複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該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ステップ(a)と、受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求めるステップ(b)とを具備する。

20

【0010】

さらに、本発明の1つの観点に係る画像処理プログラムは、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向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝搬し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超音波診断装置において用いられる画像処理プログラムであって、複数の受信信号を受信信号格納部に格納すると共に、複数の受信信号の位相を整合させて受信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し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該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手順(a)と、受信信号格納部から読み出された複数の受信信号に対して音速値に基づいて設定される複数の遅延量に従って受信フォーカス処理を行うことにより音線信号を生成し、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施して、該音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求める手順(b)とをCPUに実行させる。

30

【発明の効果】

40

【0011】

本発明によれば、受信信号格納部に格納された受信信号を利用して、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して被検体内の2次元音速分布を求めるので、いかなるタイプの超音波探触子を用いた場合においても、通常のBモード撮像のためのビーム走査によって得られるデータを用いて被検体内の音速分布を求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0012】**

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

50

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、受信信号格納部22と、受信遅延パターン記憶部23と、受信制御部24と、Bモード画像生成部30と、音速解析部40と、画像再構成部51と、画像表示制御部52と、D/A変換器53と、表示部54と、操作卓55と、制御部56と、格納部57とを有している。

【0013】

超音波探触子10は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでも良いし、電子ラジアルスキャン方式、メカニカルラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。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。

10

【0014】

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気信号を送って電圧を印加すると、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。

20

【0015】

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。超音波ビームによる被検体の走査は、電子的に行われても良いし、メカニカルに行われても良い。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。

30

【0016】

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。

【0017】

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(受信データ)に変換される。A/D変換器21bは、デジタルの受信信号を、受信信号格納部22及び受信制御部24に供給する。受信信号格納部22は、メモリ等によって構成されており、A/D変換器21bから供給される受信信号を格納する。受信信号格納部22に格納された受信信号は、被検体内の音速を解析するために用いられる。

40

【0018】

受信遅延パターン記憶部23は、複数の超音波トランスデューサ10aから出力される

50

複数の受信信号に対して受信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 24 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 23 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、そのパターンに基づいて、受信信号処理部 21 から出力される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。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が生成される。さらに、受信制御部 24 は、形成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。

【0019】

Bモード画像生成部 30 は、受信制御部 24 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、音線信号格納部 31 と、STC (sensitivity time control) 部 32 と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 33 とを含んでいる。

10

【0020】

音線信号格納部 31 は、メモリ等で構成され、受信制御部 24 から出力される音線信号 (音線データ) を一旦格納する。STC 部 32 は、音線信号格納部 31 から読み出された音線信号に対して、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。DSC 33 は、STC 部 32 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。

20

【0021】

本実施形態においては、例えば、フリーズモード (格納されているデータに基づいて同じ画面を繰り返し表示するモード) において、オペレータの指示に従って、制御部 56 が、被検体内の音速を解析するように音速解析部 40 等を制御する。これにより、音速解析部 40 が、受信制御部 24 に、音速値に関する情報を供給する。受信制御部 24 は、音速解析部 40 から供給される音速値に関する情報に基づいて設定される複数の遅延量に従って、受信信号格納部 22 から読み出された複数の受信信号の位相を整合させて受信フォーカス処理を行う。

【0022】

一般には、人体内の音速値 C_0 として、 1530 m/s 又は 1540 m/s が用いられるが、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 C_i を設定し、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 $D_1(j) = (C_0/C_i) \cdot D_0(j)$ が設定される ($j = 1, 2, \dots, L$)。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。

30

【0023】

音速解析部 40 は、受信制御部 24 から出力される音線信号に基づいて、音速値を変化させたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度の変化を解析して、被検体内の 2 次元音速分布を求める。そのために、音速解析部 40 は、音線信号格納部 41 と、帯域制限画像生成部 42 と、フォーカス判定部 43 と、音速マップ画像生成部 44 と、解析制御部 45 とを含んでいる。

40

【0024】

解析制御部 45 は、複数の異なる音速値 C_i ($i = 1, 2, \dots, K$) に関する情報を受信制御部 24 に順次供給する。音線信号格納部 41 は、メモリ等によって構成され、受信制御部 24 から出力される音線信号 (音線データ) を一旦格納する。帯域制限画像生成部 42 は、音線信号格納部 41 から読み出された音線信号の周波数帯域を制限することにより帯域制限画像信号を生成する。フォーカス判定部 43 は、複数の異なる音速値 C_i ($i = 1, 2, \dots, K$) について、帯域制限画像生成部 42 によって生成される帯域制限画像信号における K 個のフォーカス判定値を算出し、それらのフォーカス判定値に基づいて最適音速値を求める。

【0025】

50

音速マップ画像生成部 44 は、超音波画像の各領域について求められた最適音速値に基づいて、被検体内の 2 次元音速分布を求め、さらに、超音波画像全体の音速マップを表す画像信号を生成する。音速マップを表す画像信号は、DSC33 に出力されて、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）される。

【0026】

一方、画像再構成部 51 は、音速解析部 40 によって求められた被検体内の 2 次元音速分布に基づいて、Bモード画像生成部 30 によって生成された画像信号によって表される超音波画像を再構成する。

【0027】

画像表示制御部 52 は、Bモード画像生成部 27 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、画像再構成部 51 によって再構成された Bモード画像信号に基づく超音波画像と、音速マップ画像生成部 44 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 1 つを選択し、又は、複数を合成することにより、表示用の画像信号を生成する。D/A変換器 53 は、画像表示制御部 52 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 54 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。

【0028】

制御部 56 は、操作卓 55 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、音速解析部 40、画像表示制御部 52 等を制御する。操作卓 55 には、音速解析部 40 の音速解析動作を開始させるためにオペレータが操作する操作手段（音速解析ボタン）55a が設けられている。オペレータが音速解析ボタン 55a を押下すると、制御部 56 は、各部を制御してフリーズモードとし、音速解析部 40 等に音速解析動作を行わせる。

【0029】

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 24、STC32、DSC33、帯域制限画像生成部 42～画像表示制御部 52、及び、制御部 56 が、CPUとソフトウェア（プログラム）によって構成されるが、こ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 57 に格納される。格納部 57 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。

【0030】

次に、図 1 に示す音速解析部 40 について、図 2～図 6 を参照しながら詳しく説明する。

図 2 は、図 1 に示す音速解析部の動作を説明するための図である。図 2 に示す XY 平面において、X は 1～N のいずれかの値をとるものとし、Y は 1～N のいずれかの値をとるものとする。画素 $M_n(X, Y)$ を中心とする領域 R_n （図 1 においては、 5×5 画素）の超音波画像について受信信号の受信フォーカス処理を行うために、解析制御部 45 は、複数の異なる音速値 C_i ($i = 1, 2, \dots, K$) に関する情報を受信制御部 24 に順次供給する。受信制御部 24 は、音速値 C_i に基づいて設定される複数の遅延量に従って、受信信号格納部 22 から読み出された複数の受信信号の位相を整合させて受信フォーカス処理を行うことにより、画素 $M_n(X, Y)$ を中心とする領域 R_n に対応する音線信号を出力する。

【0031】

受信制御部 24 から出力される音線信号は、音線信号格納部 41 に一旦格納される。帯域制限画像生成部 42 は、音線信号格納部 41 から読み出された音線信号に対してハイパスフィルタ処理又はバンドパスフィルタ処理を施すことにより、帯域制限画像信号を生成する。その際に、送信される超音波の周波数及び/又は被検体内において形成される焦点の深度に応じて、帯域制限画像信号の周波数帯域を設定するようにしても良い。

【0032】

10

20

30

40

50

図3は、図1に示す帯域制限画像生成部の第1の構成例を示す図であり、図4は、図3に示す帯域制限画像生成部によって生成される画像データによって表される画像の空間周波数帯域を示す図である。

【0033】

図3に示すように、第1の構成例に係る帯域制限画像生成部42aは、ダウンサンプリング部61と、アップサンプリング部62と、減算部63とを含んでいる。音線信号格納部41から読み出された1フレーム分の音線信号(オリジナルデータ) I_{ORG} は、ダウンサンプリング部61によって、間引き処理、及び、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、データサイズの小さいダウンサンプリングデータ I_{DWN} が生成される。

10

【0034】

次に、ダウンサンプリングデータ I_{DWN} は、アップサンプリング部62において、「0」値のデータを挿入する処理、及び、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、元の音線データ I_{ORG} と同じデータサイズのアップサンプリングデータ(低解像度画像信号) I_{LOW} が得られる。図4に示すように、アップサンプリングデータ I_{LOW} は、カットオフ周波数 f_c よりも低い空間周波数成分を有し、解像度の低いボケ画像を表している。

【0035】

次に、減算部63によって、次式(1)に示すように、オリジナルデータ I_{ORG} からアップサンプリングデータ I_{LOW} を減算する処理が行われる。それにより、サブバンドデータ I_{SUB} が得られる。

20

$$I_{SUB} = |I_{ORG} - I_{LOW}| \quad \dots (1)$$

【0036】

図4に示すように、サブバンドデータ I_{SUB} は、カットオフ周波数 f_c よりも高い空間周波数成分を有する。このようにして、帯域制限画像生成部42aは、オリジナルデータ I_{ORG} に対してハイパスフィルタ処理を施すことにより、帯域制限画像信号を生成する。

【0037】

制御部56は、送信される超音波の周波数及び/又は被検体内において形成される焦点の深度に応じて、カットオフ周波数 f_c を設定する。例えば、制御部56は、超音波の周波数が高ければカットオフ周波数 f_c を高くし、一方、超音波の周波数が低ければカットオフ周波数 f_c を低くする。また、制御部56は、焦点の深度が浅ければカットオフ周波数 f_c を高くし、一方、焦点の深度が深ければカットオフ周波数 f_c を低くする。

30

【0038】

図5は、図1に示す帯域制限画像生成部の第2の構成例を示す図であり、図6は、図5に示す帯域制限画像生成部によって生成される画像データによって表される画像の空間周波数帯域を示す図である。

【0039】

図5に示すように、第2の構成例に係る帯域制限画像生成部42bは、ダウンサンプリング部71及び74と、アップサンプリング部72及び75と、減算部73、76、77とを含んでいる。音線信号格納部41から読み出された1フレーム分の音線信号(オリジナルデータ) I_{ORG} は、ダウンサンプリング部71によって、間引き処理、及び、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、データサイズの小さいダウンサンプリングデータ I_{DWN1} が生成される。

40

【0040】

次に、ダウンサンプリングデータ I_{DWN1} は、アップサンプリング部72において、「0」値のデータを挿入する処理、及び、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、元の音線データ I_{ORG} と同じデータサイズのアップサンプリングデータ(低解像度画像信号) I_{LOW} が得られる。図6に示すように、アップサンプリングデータ I_{LOW} は、カットオフ周波数 f_{c1} (ボケ画像解像度1) よりも低い空間周波数成

50

分を有している。

【0041】

次に、減算部73によって、次式(2)に示すように、オリジナルデータ I_{ORG} からアップサンプリングデータ I_{LOW} を減算する処理が行われる。それにより、サブバンドデータ I_{SUB1} が得られる。

$$I_{SUB1} = |I_{ORG} - I_{LOW}| \quad \dots (2)$$

【0042】

図6に示すように、サブバンドデータ I_{SUB1} は、カットオフ周波数 f_{C1} よりも高い空間周波数成分を有する。サブバンドデータ I_{SUB1} は、ダウンサンプリング部74によって、間引き処理、及び、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、データサイズの小さいダウンサンプリングデータ I_{DWN2} が生成される。

10

【0043】

次に、ダウンサンプリングデータ I_{DWN2} は、アップサンプリング部75において、「0」値のデータを挿入する処理、及び、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、サブバンドデータ I_{SUB1} と同じデータサイズのアップサンプリングデータ I_{MID1} が得られる。

【0044】

このアップサンプリングデータ I_{MID1} を帯域制限画像信号として用いても良いのであるが、さらに、減算部76によって、式(3)に示すように、サブバンドデータ I_{SUB1} からアップサンプリングデータ I_{MID1} を減算してサブバンドデータ I_{SUB2} を生成し、減算部77によって、式(4)に示すように、サブバンドデータ I_{SUB1} からサブバンドデータ I_{SUB2} を減算してサブバンドデータ I_{MID2} を生成して、帯域制限画像信号としても良い。

20

$$I_{SUB2} = |I_{SUB1} - I_{MID1}| \quad \dots (3)$$

$$I_{MID2} = |I_{SUB1} - I_{SUB2}| \quad \dots (4)$$

【0045】

図6に示すように、アップサンプリングデータ I_{MID1} (又はサブバンドデータ I_{MID2}) は、カットオフ周波数 f_{C1} (ボケ画像解像度1) よりも高くカットオフ周波数 f_{C2} (ボケ画像解像度2) よりも低い空間周波数成分を有している。このようにして、帯域制限画像生成部42aは、オリジナルデータ I_{ORG} に対してバンドパスフィルタ処理を施すことにより、帯域制限画像を生成する。

30

【0046】

制御部56は、送信される超音波の周波数及び/又は被検体内において形成される焦点の深度に応じて、カットオフ周波数 f_{C1} 及び f_{C2} を設定する。例えば、制御部56は、超音波の周波数が高ければカットオフ周波数 f_{C1} 及び f_{C2} を高くし、一方、超音波の周波数が低ければカットオフ周波数 f_{C1} 及び f_{C2} を低くする。また、制御部56は、焦点の深度が浅ければカットオフ周波数 f_{C1} 及び f_{C2} を高くし、一方、焦点の深度が深ければカットオフ周波数 f_{C1} 及び f_{C2} を低くする。

【0047】

再び図1を参照すると、フォーカス判定部43は、帯域制限画像生成部42によって生成される帯域制限画像信号の平均値又はエネルギー値に基づいてフォーカス判定値を算出する。例えば、1フレーム中の帯域制限画像信号を $I_{SUB}(p)$ とすると(ピクセル番号 $p = 1, 2, \dots, M$)、フォーカス判定部43は、フォーカス判定値として、帯域制限画像信号 $I_{SUB}(p)$ の平均値 $I_{AVE} = I_{SUB}(p) / M$ 、又は、帯域制限画像信号 $I_{SUB}(p)$ のエネルギー値(画像エネルギー量) $I_{ENG} = I_{SUB}(p)^2$ を算出する。

40

【0048】

オペレータは、操作卓55を操作することにより、フォーカス判定部43によるフォーカス判定値の算出に用いられる画像領域を設定することができる。例えば、システム設定から、座標やトラックボールを用いて設定したり、システム設定から、中央部、浅部、深

50

部等の領域を選択したりすることができる。あるいは、フォーカス判定部 43 によるフォーカス判定値の算出に用いられる画像領域は、予め分割された複数の領域の平均輝度に基づいて自動的に選択されても良い。例えば、最も高い平均輝度を有する領域が選択されたり、中央値に最も近い平均輝度を有する領域が選択される。

【0049】

フォーカス判定部 43 は、複数の異なる音速値 C_i ($i = 1, 2, \dots, K$) について、帯域制限画像生成部 42 によって生成される帯域制限画像信号における K 個のフォーカス判定値を算出し、それらのフォーカス判定値に基づいて最適音速値 C_{op} を求める。例えば、フォーカス判定値が最も大きくなる音速値が、その画素についての最適音速値 C_{op} とされる。X を 1 ~ N と変化させ、Y を 1 ~ N と変化させながら、このような処理を行うことにより、超音波画像の各領域（画素 $M_n(X, Y)$ ）について最適音速値 $C_{op}(X, Y)$ が求められる。

10

【0050】

音速マップ画像生成部 44 は、超音波画像の各領域について求められた最適音速値に基づいて、被検体内の 2 次元音速分布を求め、さらに、超音波画像全体の音速マップを表す画像信号を生成する。例えば、被検体が、音速値が C_{L1} である第 1 の層（表層）と、音速値が C_{L2} である第 2 の層（深層）とを含んでいるものとする。第 1 の層内の点 P1 において反射される超音波は、第 1 の層のみを通過するので、点 P1 について求められた最適音速値を、第 1 の層の音速値 C_{L1} として用いることができる。

20

【0051】

一方、第 2 の層内の点 P2 において反射される超音波は、第 1 の層と第 2 の層との両方を通過することになるので、音速マップ画像生成部 44 は、第 2 の層内における正確な音速値 C_{L2} を求めるために、点 P2 について求められた最適音速値を、第 1 の層の音速値 C_{L1} に基づいて補正する。このようにして、被検体内の 2 次元音速分布が求められる。音速マップを表す画像信号は、DSC33 に出力されて、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）される。

【0052】

画像再構成部 51 は、音速解析部 40 によって求められた被検体内の 2 次元音速分布に基づいて、B モード画像生成部 30 によって生成された画像信号によって表される超音波画像を再構成する。即ち、画像再構成部 51 は、第 1 の層の音速値 C_{L1} 又は第 2 の層の音速値 C_{L2} が人体内の標準的な音速値 C_0 からずれている場合に、音速値の違いによる位置ずれを補正する。

30

【0053】

さらに、音速値が C_{L1} である第 1 の層と、音速値が C_{L2} である第 2 の層との境界線においては、超音波が屈折するので、画像再構成部 51 は、B モード画像生成部 30 によって生成された画像信号によって表される超音波画像において、屈折によって生じる位置ずれを補正するようにしても良い。例えば、画像再構成部 51 は、第 1 の層から境界線に入射する音線の入射角 θ_I を求め、次式 (5) によって表されるスネルの法則に従って、境界線から第 2 の層に出射する音線の出射角 θ_T を求める。

$$(\sin \theta_I) / C_{L1} = (\sin \theta_T) / C_{L2} \dots (5)$$

40

この関係を用いることにより、画像再構成部 51 は、第 2 の層において生じる位置ずれを補正することができる。

これにより、表示部 54 において表示される超音波画像において画質が改善される。

【産業上の利用可能性】

【0054】

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】

【0055】

【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。

50

【図 2】図 1 に示す音速解析部の動作を説明するための図である。

【図 3】図 1 に示す帯域制限画像生成部の第 1 の構成例を示す図である。

【図 4】図 3 に示す帯域制限画像生成部によって生成される画像データによって表される画像の空間周波数帯域を示す図である。

【図 5】図 1 に示す帯域制限画像生成部の第 2 の構成例を示す図である。

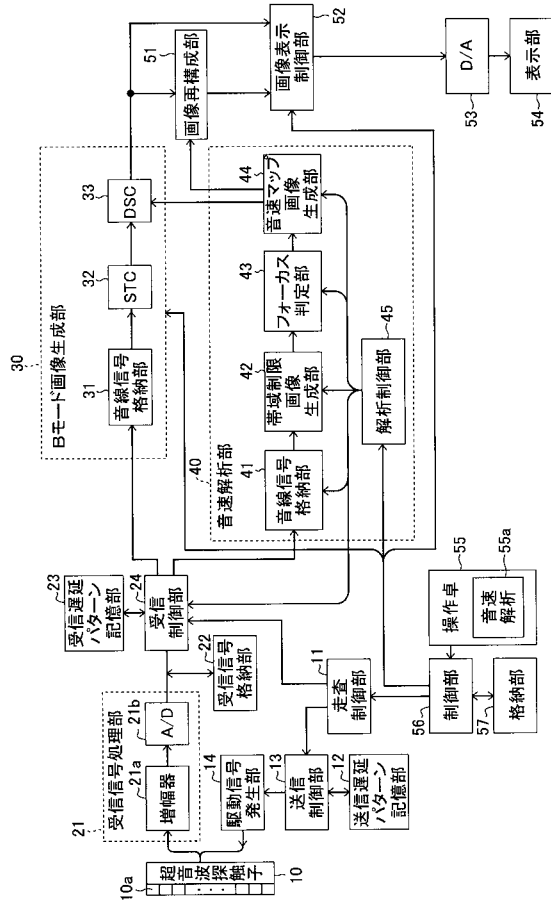
【図 6】図 5 に示す帯域制限画像生成部によって生成される画像データによって表される画像の空間周波数帯域を示す図である。

【符号の説明】

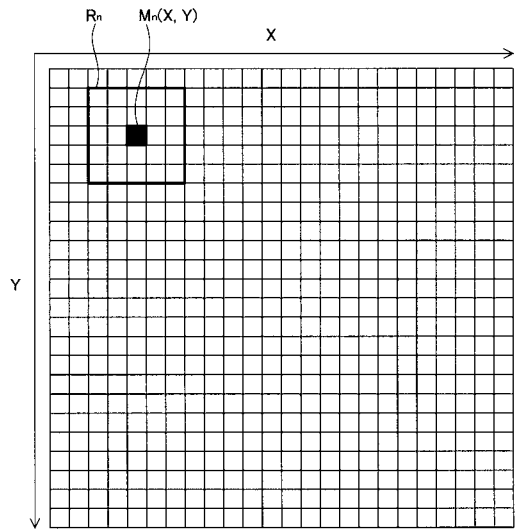
【 0 0 5 6 】

1 0	超音波探触子	10
1 0 a	超音波トランスデューサ	
1 1	走査制御部	
1 2	送信遅延パターン記憶部	
1 3	送信制御部	
1 4	駆動信号発生部	
2 1	受信信号処理部	
2 1 a	増幅器	
2 1 b	A / D 変換器	
2 2	受信信号格納部	
2 3	受信遅延パターン記憶部	20
2 4	受信制御部	
3 0	B モード画像生成部	
3 1	音線信号格納部	
3 2	S T C 部	
3 3	D S C	
4 0	音速解析部	
4 1	音線信号格納部	
4 2、4 2 a、4 2 b	帯域制限画像生成部	
4 3	フォーカス判定部	
4 4	音速マップ画像生成部	30
4 5	解析制御部	
5 1	画像再構成部	
5 2	画像表示制御部	
5 3	D / A 変換器	
5 4	表示部	
5 5	操作卓	
5 5 a	操作手段	
5 6	制御部	
5 7	格納部	
6 1、7 1、7 4	ダウンサンプリング部	40
6 2、7 2、7 5	アップサンプリング部	
6 3、7 3、7 6、7 7	減算部	

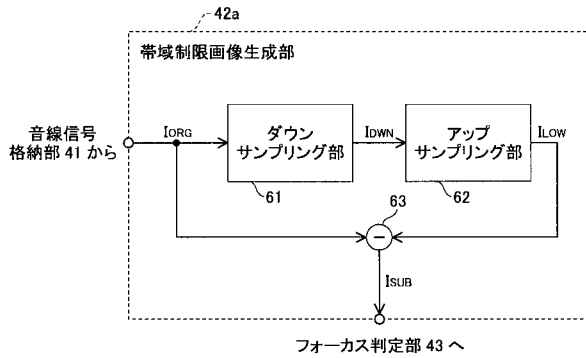
【 図 1 】



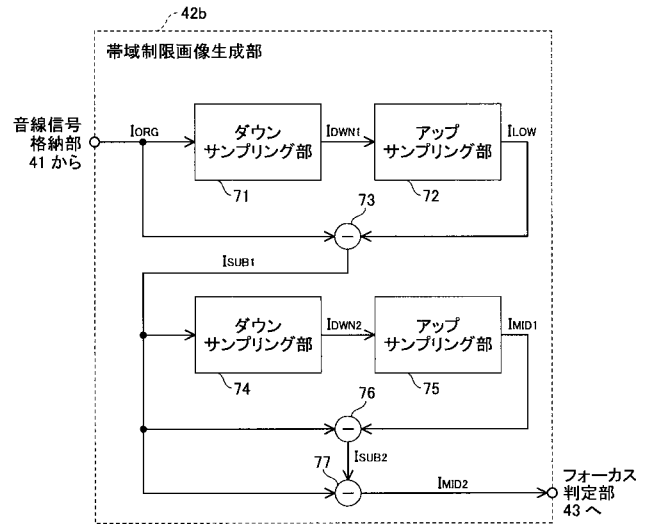
【 図 2 】



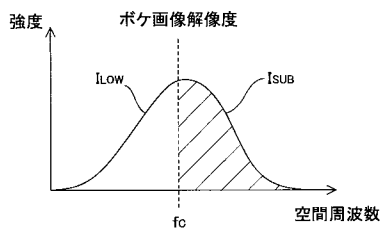
【 図 3 】



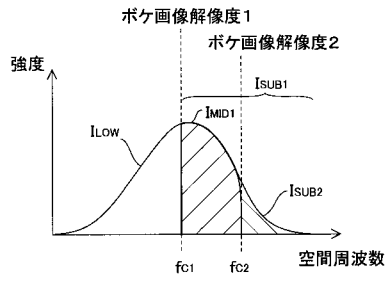
【 図 5 】



【 図 4 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JP2009061086A	公开(公告)日	2009-03-26
申请号	JP2007231226	申请日	2007-09-06
[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	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD20 4C601/EE30 4C601/HH21		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，通过该超声波诊断系统，可以使用通常B模式成像的光束扫描获得的数据获得对象中的声速分布。解决方案：超声诊断系统具有处理接收从多个超声换能器输出的信号的收发部分，存储接收信号的接收信号存储部分，产生声线信号的接收控制部分，通过执行接收聚焦处理来应用包络检测处理接收信号，超声图像产生部分从声线信号产生图像信号，和声速值分析部分通过向接收控制部分提供与声速值有关的信息获得对象中的2D声速分布，使得接收控制部分根据从声速值读出的从接收信号存储部分读出的接收信号设定的延迟量，并通过分析接收焦点处理时的光束会聚度的变化，进行接收聚焦处理。从声线信号中提取声速值。Z

