

(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2009-78124

(P2009-78124A)

(43) 公開日 平成21年4月16日(2009.4.16)

(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 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-156710 (P2008-156710)
 (22) 出願日 平成20年6月16日(2008.6.16)
 (31) 優先権主張番号 特願2007-228946 (P2007-228946)
 (32) 優先日 平成19年9月4日(2007.9.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 DD20 EE01 EE09 EE22 HH29
 HH33 JB22 JB31 JB36 JB48

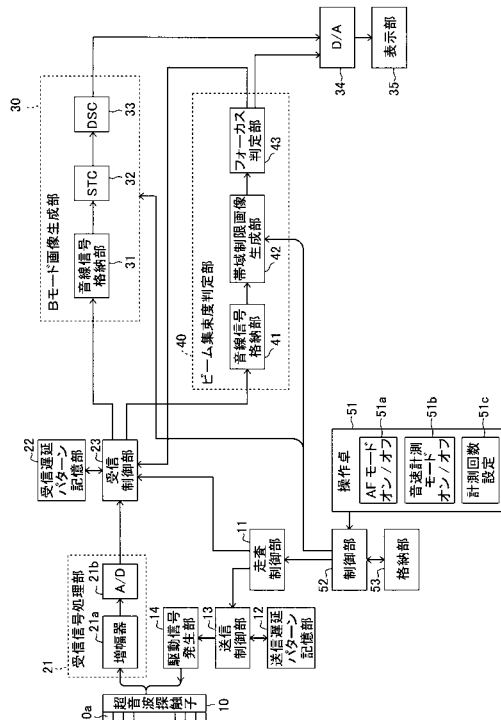
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、並びに、画像処理方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】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、フレームレートを低下させずに的確にビーム集束度の判定を行い、超音波画像の画質を向上させ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を含む超音波探触子と、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受信部と、位相整合パラメータを用いて設定される遅延量に従って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、音線信号に対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、音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、位相整合パラメータを自動調整するビーム集束度判定部とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

複数の駆動信号を前記複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給すると共に、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、

少なくとも1つの位相整合パラメータを用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、

前記受信制御手段から出力される音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、前記少なくとも1つの位相整合パラメータを自動調整するビーム集束度判定手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記少なくとも1つの位相整合パラメータが、被検体内の音速に関する情報、又は、被検体内の音速に基づいて算出される遅延量に関する情報を含む、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ビーム集束度判定手段が、

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、

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基づいて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フォーカスずれと判定した場合に、前記少なくとも1つの位相整合パラメータを調整するフォーカス判定手段と、

を含む、請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【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】

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、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周波数帯域を設定する制御部をさらに具備する、請求項3又は4記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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し、フォーカス判定値が閾値以下の場合にフォーカスずれと判定する、請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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に基づいてフォーカスずれと判定した場合に、前記少なくとも1つの位相整合パラメータを変化させながら、連続する複数フレームの帯域制限画像信号についてフォーカス判定値を算出し、算出された複数のフォーカス判定値に基づいて、前記少なくとも1つの位相整合パラメータを調整する、請求項3又は6記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記フォーカス判定手段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

10

20

30

40

50

るための操作部をさらに具備する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

動画が撮影されている間に、前記ビーム集束度判定手段が、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、前記少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整する、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波探触子が移動しているか停止しているかを判定する探触子移動判定手段をさらに具備し、

前記探触子移動判定手段が、前記超音波探触子が停止していると判定している間に、前記ビーム集束度判定手段が、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、前記少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整する、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記探触子移動判定手段が、前記受信制御手段から出力される音線信号の解像度を制限することにより生成された低解像度画像信号のフレーム間差分を算出することにより、前記超音波探触子が移動しているか停止しているかを判定する、請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記ビーム集束度判定手段による位相整合パラメータの自動調整をオン/オフするために用いられる切換手段をさらに具備する、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

音速計測モードの設定又は解除を行うために用いられる切換手段をさらに具備し、音速計測モードにおいて、前記ビーム集束度判定手段が、受信フォーカス処理におけるビーム集束度に基づいて被検体内の音速を N 回計測し (N は 2 以上の整数)、N 回計測された音速の平均値及び信頼度を表示部に表示させる、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

被検体内の音速を計測する回数 N が、設定手段を用いて設定可能である、請求項 13 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 15】

前記ビーム集束度判定手段が、表示部に表示される音速の信頼度を、N 回計測された音速の分散又は標準偏差を用いて算出する、請求項 13 又は 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

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方法であって、

少なくとも 1 つの位相整合パラメータを用いて設定される複数の遅延量に従って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、

40

音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、前記少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整するステップ (b) と、

ステップ (b) において自動調整された少なくとも 1 つの位相整合パラメータを用いて得ら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ステップ (c) と、を具備する画像処理方法。

【請求項 17】

音速計測モードにおいて、受信フォーカス処理におけるビーム集束度に基づいて被検体内の音速を N 回計測し (N は 2 以上の整数)、N 回計測された音速の平均値及び信頼度を

50

表示部に表示させるステップ(d)をさらに具備する請求項16記載の画像処理方法。

【請求項18】

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、

少なくとも1つの位相整合パラメータを用いて設定される複数の遅延量に従って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、

音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、前記少なくとも1つの位相整合パラメータを自動調整する手順(b)と、

手順(b)において自動調整された少なくとも1つの位相整合パラメータを用いて得ら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手順(c)と、
をCPUに実行させる画像処理プログラム。

10

【請求項19】

音速計測モードにおいて、受信フォーカス処理におけるビーム集束度に基づいて被検体内の音速をN回計測し(Nは2以上の整数)、N回計測された音速の平均値及び信頼度を表示部に表示させる手順(d)をさらにCPUに実行させる請求項18記載の画像処理プログラム。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、設定集束点と実際の集束点とを絶えず一致させることにより、ダイナミック集束法の効果を最大限に生かして超音波断層像の画質を向上させ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、隣接する走査線上の受信信号の中で、断層像上で指定された領域(任意の深さ)内の信号間の相関関係を示す量(相関量)を演算し、演算された相関量に基づいて受信信号の集束度合(受信フォーカスの深さ位置等)を制御する。しかしながら、隣接する走査線上の信号間の相関量は、ノイズの影響を受け易いので、実際には、ビームの集束度合を判定することは困難である。

【特許文献1】特開2005-46193号公報(第1頁、図6)

【特許文献2】特許第3645347号公報(第6頁、図1)

【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、フレームレートを低下させずに的確にビーム集束度の判定を行い、超音波画像の画質を向上させ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、複数の駆動信号に従って被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から伝播した超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、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すると共に、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、少なくとも1つの位相整合パラメータを用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、受信制御手段から出力される音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも1つの位相整合パラメータを自動調整するビーム集束度判定手段とを具備する。

【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、被検体から伝播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、少なくとも1つの位相整合パラメータを用いて設定される複数の遅延量に従って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、音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも1つ

10

20

30

40

50

の位相整合パラメータを自動調整するステップ (b) と、ステップ (b) において自動調整された少なくとも 1 つの位相整合パラメータを用いて得ら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ステップ (c) とを具備する。

【 0 0 1 0 】

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、少なくとも 1 つの位相整合パラメータを用いて設定される複数の遅延量に従って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、音線信号に基づいて受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整する手順 (b) と、手順 (b) において自動調整された少なくとも 1 つの位相整合パラメータを用いて得ら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手順 (c) とを CPU に実行させる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整するので、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フレームレートを低下させずに的確にビーム集束度の判定を行い、超音波画像の画質を向上させることができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

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。この超音波診断装置は、超音波探触子 1 0 と、走査制御部 1 1 と、送信遅延パターン記憶部 1 2 と、送信制御部 1 3 と、駆動信号発生部 1 4 と、受信信号処理部 2 1 と、受信遅延パターン記憶部 2 2 と、受信制御部 2 3 と、B モード画像生成部 3 0 と、D / A 変換器 3 4 と、表示部 3 5 と、ビーム集束度判定部 4 0 と、操作卓 5 1 と、制御部 5 2 と、格納部 5 3 とを有している。

30

【 0 0 1 3 】

超音波探触子 1 0 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 1 0 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 1 0 a を備えている。それらの超音波トランスデューサ 1 0 a 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。

【 0 0 1 4 】

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 : Pb(lead) zirconate titanate) 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 : 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。

40

【 0 0 1 5 】

走査制御部 1 1 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

50

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 10 a 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 10 a 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。

【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 10 a に対応する複数のパルサ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 10 a 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 10 a 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。

10

【0017】

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

20

【0018】

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 10 a から出力される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 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、そのパターンと、少なくとも 1 つの位相整合パラメータとに基づいて、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。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 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。

30

【0019】

ここで、少なくとも 1 つの位相整合パラメータは、被検体内の音速に関する情報を含んでいる。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、位相整合パラメータに基づいて被検体内の音速値 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。

40

【0020】

あるいは、少なくとも 1 つの位相整合パラメータは、被検体内の音速に基づいて算出される遅延量に関する情報、例えば、遅延量に乗ずる係数を含んでも良い。位相整合パラメータに基づいて係数 K_i を設定し、受信遅延パターンにおける遅延量 $D_0(j)$ に係数 K_i を乗ずることにより、複数の遅延量 $D_1(j) = K_i \cdot D_0(j)$ が設定される ($j = 1, 2, \dots, L$)。

【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、音線信号格納部 31 と、S T C (sensitivity time control) 部 32 と、D S C (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 33 と

50

を含んでいる。

【0022】

音線信号格納部31は、メモリ等で構成され、受信制御部23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。DSC33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。

【0023】

D/A変換器34は、Bモード画像生成部30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35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。

【0024】

制御部52は、オートフォーカス（AF）モードにおいて、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及び/又は調整するように、ビーム集束度判定部40及び/又は走査制御部11を制御する。ビーム集束度判定部40は、受信制御部23から出力される音線信号に基づいて、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも1つの位相整合パラメータを自動調整する。

【0025】

また、制御部52は、音速計測モードにおいて、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、被検体内の音速を計測するように、ビーム集束度判定部40及び/又は走査制御部11を制御する。ビーム集束度判定部40は、受信フォーカス処理におけるビーム集束度に基づいて被検体内の音速をN回計測し（Nは2以上の整数）、N回計測された音速の平均値及び信頼度を表示部35に表示させる。

【0026】

ビーム集束度判定部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とを含んでいる。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23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。

【0027】

フォーカス判定部43は、AFモードにおいて、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基づいてフォーカスずれと判定した場合に、少なくとも1つの位相整合パラメータを調整する。位相整合パラメータの調整において、フォーカス判定部43は、フォーカスを判定するために受信制御部23によって行われる受信フォーカス処理において用いられる少なくとも1つの位相整合パラメータを変化させながら、連続する複数フレームの帯域制限画像信号についてフォーカス判定値を算出し、算出された複数のフォーカス判定値に基づいて新たな位相整合パラメータを設定する。設定された新たな位相整合パラメータは、超音波画像を生成するために受信制御部23によって行われる受信フォーカス処理において用いられる。これにより、Bモード画像生成部30において生成されるBモード画像信号において、超音波画像の画質が改善される。

【0028】

また、フォーカス判定部43は、音速計測モードにおいて、フォーカスを判定するために受信制御部23によって行われる受信フォーカス処理において用いられる音速値を変化させながら、連続する複数フレームの帯域制限画像信号についてフォーカス判定値を算出し、算出された複数のフォーカス判定値に基づいて最適な音速値を求める。これにより、被検体内の音速が計測される。このようにして、ビーム集束度判定部40は、被検体内の音速をN回計測し、N回計測された音速の平均値及び信頼度を表示部35に表示させる。これにより、音速の計測結果を診断に取り入れて良いか否かの判断材料が示されるので、

10

20

30

40

50

診断能力の向上につながる。

【 0 0 2 9 】

制御部 5 2 は、操作卓 5 1 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 1 1、B モード画像生成部 3 0、ビーム集束度判定部 4 0 等を制御する。例えば、制御部 5 2 は、各部を制御して、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）を設定することができる。また、操作卓 5 1 には、A F モードにおける位相整合パラメータの自動調整をオン/オフするために用いられる切換手段（切換スイッチ又は切換ボタン等）5 1 a と、音速計測モードをオン（設定）/オフ（解除）するために用いられる切換手段 5 1 b と、被検体内の音速を計測する回数 N を設定するために用いられる計測回数設定手段（テンキー等）5 1 c とが設けられている。

10

【 0 0 3 0 】

本実施形態においては、走査制御部 1 1、送信制御部 1 3、受信制御部 2 3、S T C 3 2、D S C 3 3、帯域制限画像生成部 4 2、フォーカス判定部 4 3、及び、制御部 5 2 が、C P U 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 5 3 に格納される。格納部 5 3 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、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 3 1 】

次に、図 1 に示すビーム集束度判定部 4 0 について、図 2 ~ 図 7 を参照しながら詳しく説明する。ビーム集束度判定部 4 0 の帯域制限画像生成部 4 2 は、音線信号格納部 4 1 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。

20

【 0 0 3 2 】

図 2 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 3 は、図 2 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。

【 0 0 3 3 】

図 2 に示すように、第 1 の構成例に係る帯域制限画像生成部 4 2 a は、ダウンサンプリング部 6 1 と、アップサンプリング部 6 2 と、減算部 6 3 とを含んでいる。音線信号格納部 4 1 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） $I_{O R G}$ は、ダウンサンプリング部 6 1 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 $I_{D W N}$ が生成される。

30

【 0 0 3 4 】

次に、ダウンサンプリングデータ $I_{D W N}$ は、アップサンプリング部 6 2 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 $I_{O R G}$ 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） $I_{L O W}$ が得られる。図 3 に示すように、アップサンプリングデータ $I_{L O W}$ 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。

40

【 0 0 3 5 】

次に、減算部 6 3 によって、次式（1）に示すように、オリジナルデータ $I_{O R G}$ からアップサンプリングデータ $I_{L O W}$ 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 $I_{S U B}$ が得られる。

$$I_{S U B} = I_{O R G} - I_{L O W} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

【 0 0 3 6 】

図 3 に示すように、サブバンドデータ $I_{S U B}$ は、カットオフ周波数 f_c よりも高い空

50

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 4 2 a 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 5 2 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 5 2 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 5 2 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。

【0038】

図 4 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 5 は、図 4 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 4 に示すように、第 2 の構成例に係る帯域制限画像生成部 4 2 b は、ダウンサンプリング部 7 1 及び 7 4 と、アップサンプリング部 7 2 及び 7 5 と、減算部 7 3、7 6、7 7 とを含んでいる。音線信号格納部 4 1 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 7 1 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。

【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 7 2 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 5 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分を有している。

【0041】

次に、減算部 7 3 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 5 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 7 4 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。

【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 7 5 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 7 6 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 7 7 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。

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

10

20

30

40

50

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

【0045】

図5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。

【0046】

制御部52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52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52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。

10

【0047】

図1に示すフォーカス判定部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。

20

【0048】

オペレータは、操作卓51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。

30

【0049】

フォーカス判定部43は、フォーカス判定値が閾値よりも大きい場合に、フォーカスが合っていると判定し、フォーカス判定値が閾値以下の場合に、フォーカスがずれていると判定する。さらに、フォーカス判定部43は、フォーカスがずれていると判定した場合に、少なくとも1つの位相整合パラメータを変化させながら、連続する複数フレームの帯域制限画像信号についてフォーカス判定値を算出し、算出された複数のフォーカス判定値に基づいて、少なくとも1つの位相整合パラメータを調整し、及び/又は、最適な音速値を求める。

【0050】

図6は、図1に示す超音波診断装置の動作を説明するための図である。ここでは、位相整合パラメータとして、被検体中の音速が用いられる。図6に示すように、各フレーム周期において、超音波を送受信することにより受信信号が生成される。最初のフレーム周期において、受信制御部23が、被検体中の音速の初期値 C_0 を用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ことにより、音線信号が収集されて音線信号格納部31及び41に格納される。

40

【0051】

Bモード画像生成部30が、最初のフレーム周期において収集された音線信号に基づいてBモード画像信号を生成することにより、第2のフレーム周期において、超音波画像が表示される。また、帯域制限画像生成部42が、最初のフレーム周期において収集された

50

音線信号に基づいて帯域制限画像信号を生成することにより、第2のフレーム周期において、フォーカス判定部43がフォーカス判定値を算出する。フォーカス判定部43は、フォーカス判定値が閾値よりも大きい場合に、フォーカスが合っていると判定し、フォーカス判定値が閾値以下の場合に、フォーカスがずれていると判定する。

【0052】

さらに、フォーカス判定部43は、AFモードにおいてフォーカスがずれていると判定した場合に、又は、音速計測モードにおいて、所定数のフレームに相当する期間において、音速値を、 C_0 、 C_1 、 \dots 、 C_n と変化させる。受信制御部23は、音速の初期値 C_0 を用いて超音波画像生成用の受信フォーカス処理を行うことにより収集された音線信号を音線信号格納部31に格納すると共に、フォーカス判定部43によって設定された音速値 C_0 、 C_1 、 \dots 、 C_n を用いて受信フォーカス処理を行うことにより収集された音線信号を音線信号格納部41に格納する。

10

【0053】

フォーカス判定部43は、所定数のフレームの帯域制限画像から複数のフォーカス判定値を算出し、その結果に基づいて、音速値 C_0 、 C_1 、 \dots 、 C_n の内から最適な音速値を求める。例えば、フォーカス判定値が最大となる音速値が、新たな音速値 C_{NEW} として設定される。次のフレーム周期において、新たな音速値 C_{NEW} が、受信制御部23が超音波画像生成用の受信フォーカス処理を行うために用いられる。このような位相整合パラメータの自動調整動作は、動画が撮影されている間に行われても良いし、超音波探触子10の移動が停止している間に行われても良い。

20

【0054】

図7は、図1に示すフォーカス判定部の動作を示すフローチャートである。

ステップS11において、フォーカス判定部43が、最初のフレーム周期において収集された音線信号に基づいて生成された帯域制限画像信号からフォーカス判定値を算出する。ステップS12において、フォーカス判定部43が、算出されたフォーカス判定値が閾値よりも大きいか否かを判定する。フォーカス判定値が閾値よりも大きい場合には、ステップS11～S12のフォーカス判定処理が繰り返され、フォーカス判定値が閾値以下の場合には、ステップS13以降のフォーカス調整処理が行われる。

【0055】

ステップS13において、フォーカス判定部43が、音速値 C_0 、 C_1 、 \dots 、 C_n に対応する所定数のフレームの帯域制限画像から複数のフォーカス判定値を算出する。ステップS14において、フォーカス判定部43が、フォーカス判定値が最大となる最適な音速値を求め、最適な音速値を新たな音速値 C_{NEW} として設定する。

30

【0056】

音速計測モードにおいては、上記のように最適な音速値を求めることによって音速を計測する動作がN回行われる。さらに、フォーカス判定部43は、N回計測された音速の平均値及び信頼度を算出する。音速の信頼度は、例えば、N回計測された音速の分散又は標準偏差を用いて算出される。ここで、N回計測された音速 $C(i)$ ($i = 1, 2, \dots, N$)の平均値を C_{AVE} とすると、分散 σ^2 は、次式(5)で表され、標準偏差 σ は、次式(6)で表される。音速のばらつきが大きい程、音速の信頼度が小さくなり、音速のばらつきが小さい程、音速の信頼度が大きくなる。

40

【数1】

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (C(i) - C_{AVE})^2 \quad \dots (5)$$

【数 2】

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} \quad \dots (6)$$

【0057】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

図 8 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は、図 1 に示す第 1 の実施形態に係る超音波診断装置におけるビーム集束度判定部 40 の代わりに、ビーム集束度判定部 44 を有している。ビーム集束度判定部 44 は、第 1 の実施形態において説明した音線信号格納部 41 と、帯域制限画像生成部 42 と、フォーカス判定部 43 とに加えて、超音波探触子 10 が移動しているか停止しているかを判定する探触子停止判定部 45 をさらに含んでいる。その他の点に関しては、第 1 の実施形態と同様である。

10

【0058】

探触子停止判定部 45 は、帯域制限画像生成部 42 によって生成された帯域制限画像信号（例えば、低解像度画像信号）のフレーム間差分を求めることにより、超音波探触子 10 が移動しているか停止しているかを判定する。探触子停止判定部 45 が、超音波探触子 10 が停止していると判定している間に、フォーカス判定部 43 が、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、判定結果に従って、少なくとも 1 つの位相整合パラメータを自動調整する。

20

【0059】

図 9 は、図 8 に示す帯域制限画像生成部及び探触子停止判定部の構成例を示す図である。帯域制限画像生成部の構成は、図 2 に示すものと同一である。探触子停止判定部 45 は、フレームメモリ 64 と、減算部 65 と、判定部 66 とを含んでいる。

【0060】

帯域制限画像生成部 42 a のアップサンプリング部 62 によって得られるアップサンプリングデータ（低解像度画像信号） I_{LOW} が、フレームメモリ 64 に格納されると共に、減算部 65 に入力される。減算部 65 は、アップサンプリング部 62 から入力されたアップサンプリングデータ I_{LOW} と、フレームメモリ 64 に格納されている 1 フレーム前のアップサンプリングデータ I_{LOW} との差分（探触子停止判定値）を算出する。判定部 66 は、探触子停止判定値が所定の値よりも大きい場合に超音波探触子 10 が移動していると判定し、探触子停止判定値が所定の値以下である場合に超音波探触子 10 が停止していると判定する。

30

【0061】

図 10 は、図 8 に示す探触子停止判定部及びフォーカス判定部の動作を示すフローチャートである。

ステップ S 21 において、探触子停止判定部 45 が、帯域制限画像生成部 42 によって生成された帯域制限画像信号から探触子停止判定値を算出する。ステップ S 22 において、探触子停止判定部 45 が、超音波探触子 10 が移動しているか停止しているかを判定する。探触子停止判定値が所定の値よりも大きい場合には、ステップ S 21 ~ S 22 の探触子停止判定処理が繰り返され、探触子停止判定値が所定の値以下の場合には、ステップ S 23 以降のフォーカス判定処理が行われる。

40

【0062】

ステップ S 23 において、フォーカス判定部 43 が、音線信号に基づいて生成された帯域制限画像信号からフォーカス判定値を算出する。ステップ S 24 において、フォーカス判定部 43 が、算出されたフォーカス判定値が閾値よりも大きいか否かを判定する。フォーカス判定値が閾値よりも大きい場合には、ステップ S 23 ~ S 24 のフォーカス判定処理が繰り返され、フォーカス判定値が閾値以下の場合には、ステップ S 25 以降のフォーカス調整処理が行われる。

50

【0063】

ステップS25において、フォーカス判定部43が、音速値C0、C1、・・・、Cnに対応する所定数のフレームの帯域制限画像から複数のフォーカス判定値を算出する。ステップS26において、フォーカス判定値が最大となる最適な音速値を求め、最適な音速値を新たな音速値C_{NEW}として設定する。

【0064】

音速計測モードにおいては、上記のように最適な音速値を求めることによって音速を計測する動作がN回行われる。さらに、フォーカス判定部43は、N回計測された音速の平均値及び信頼度を算出する。算出された音速の平均値及び信頼度は、表示部35(図8)に表示される。

【産業上の利用可能性】

【0065】

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】

【0066】

【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に示す帯域制限画像生成部の第1の構成例を示す図である。

【図3】図2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4】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5】図4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6】図1に示す超音波診断装置の動作を説明するための図である。

【図7】図1に示すフォーカス判定部の動作を示すフローチャートである。

【図8】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。

【図9】図8に示す帯域制限画像生成部及び探触子停止判定部の構成例を示す図である。

【図10】図8に示す探触子停止判定部及びフォーカス判定部の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0067】

- 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 音線信号格納部
- 32 STC部
- 33 DSC
- 34 D/A変換器
- 35 表示部
- 40、44 ビーム収束度判定部
- 41 音線信号格納部

10

20

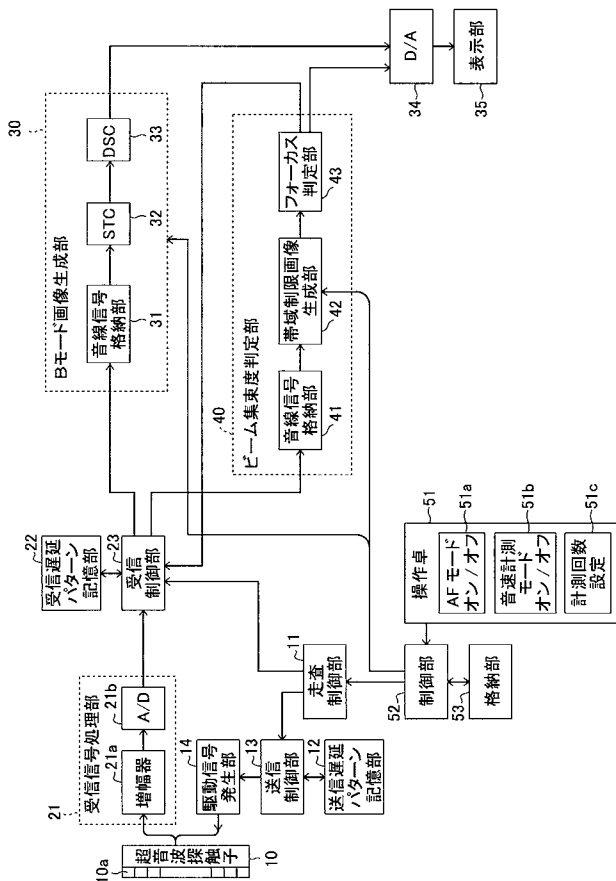
30

40

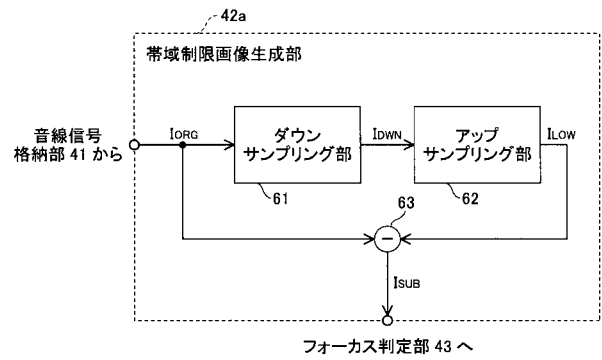
50

- 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 5 探触子停止判定部
- 5 1 操作卓
- 5 1 a 切換手段
- 5 2 制御部
- 5 3 格納部
- 6 1、7 1、7 4 ダウンサンプリング部
- 6 2、7 2、7 5 アップサンプリング部
- 6 3、6 5、7 3、7 6、7 7 減算部
- 6 4 フレームメモリ
- 6 6 判定部

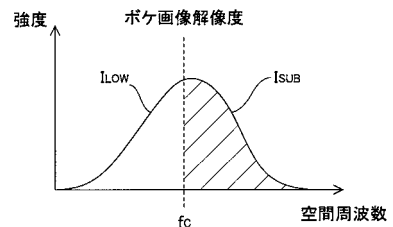
【 図 1 】



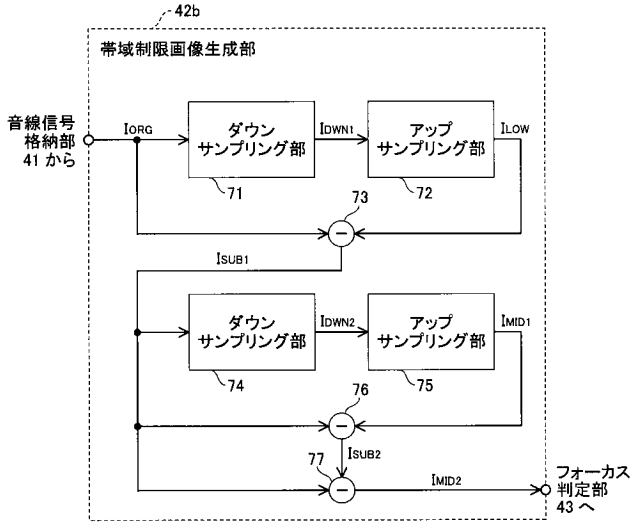
【 図 2 】



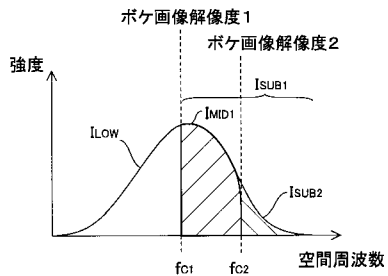
【 図 3 】



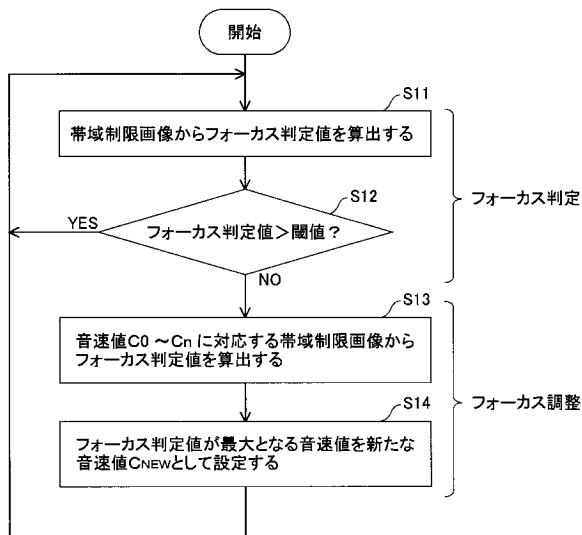
【図4】



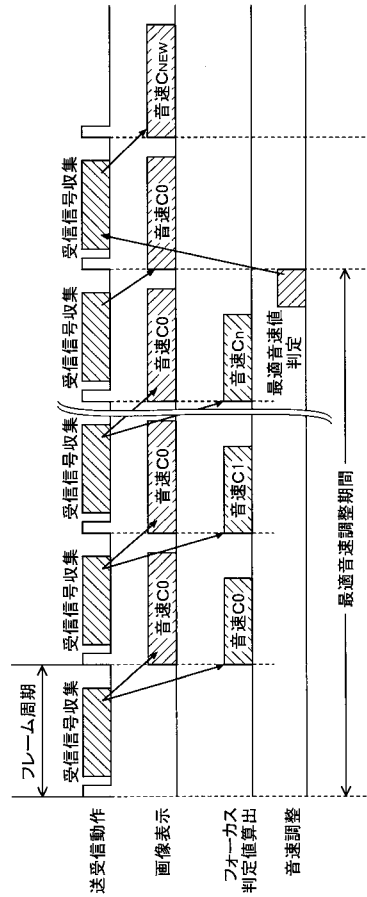
【図5】



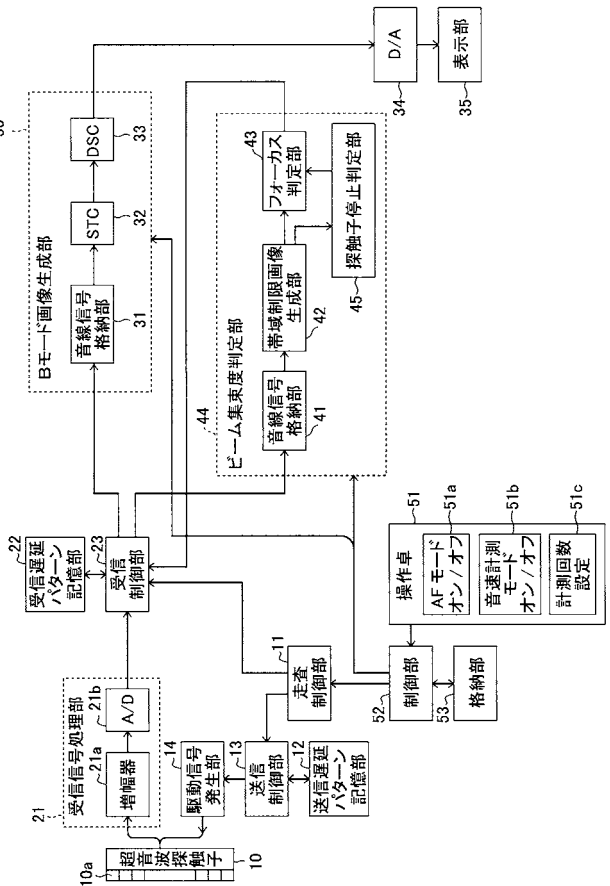
【図7】



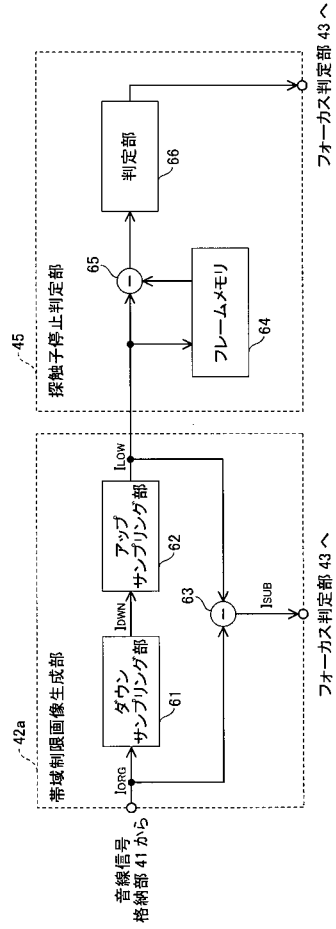
【図6】



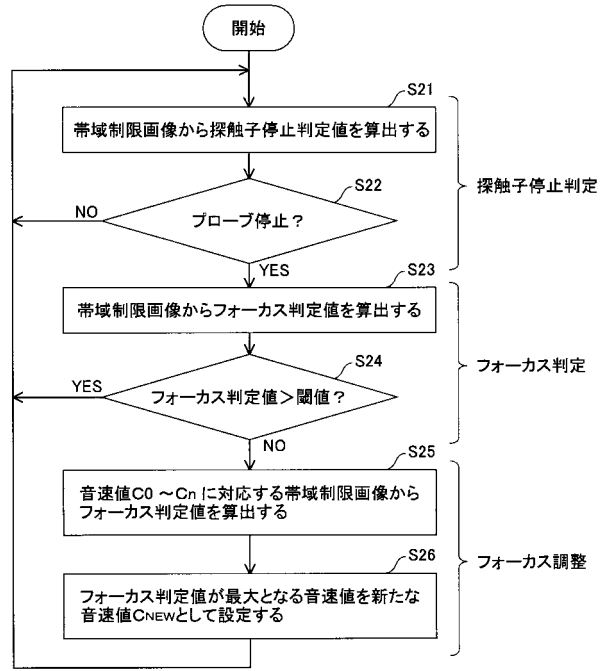
【図8】



【図9】



【図10】



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	JP2009078124A	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2008156710	申请日	2008-06-16
[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		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB22 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB48		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2007228946 2007-09-04 JP		
其他公开文献	JP5179963B2		
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，通过使用任何类型的超声波探头，可以在不降低帧率的情况下确定光束聚焦的程度，并可以提高超声波图像的质量。解决方案：超声波诊断系统配备有超声波探头，其包括多个超声波换能器，处理从超声波换能器输出的输入信号的收发部分，接收控制部分，其沿着超声波的接收方向产生声线信号。匹配输入信号的相位并根据通过使用相位匹配参数设置的延迟量执行接收聚焦处理并使声线信号经受包络检测处理，超声图像生成部分在基础上生成图像信号声束信号和光束聚焦度确定部分根据声线信号确定接收焦点处理中的光束聚焦程度，并根据确定结果自动调整相位匹配参数。

