

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を被検体に送信して反射波を受信し超音波検出信号を出力する超音波探触子を有し、形態を表す形態画像を生成する超音波画像診断装置であって、

前記形態画像の所定の領域における局所音速値を算出する音速値算出部と、

前記形態画像に基づき前記所定の領域を 2 以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成する領域分割部と、

前記領域情報および前記局所音速値に基づいて、前記局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を、1 以上の前記分割領域について生成する組織性状情報生成部と、
を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

さらに、前記組織性状情報に基づいて、前記分割領域のそれぞれにおける、組織の種類、病変の種類、および病変の程度のうち 1 以上を含む診断情報を生成する診断情報生成部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記領域分割部は、前記形態画像の振幅もしくは振幅の 1 次以上の微分に基づいて検出したエッジの情報、前記形態画像の振幅分布の特徴に関する情報、またはユーザが設定した情報のうち、1 以上の情報に基づいて前記所定の領域を 2 以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 4】

前記組織性状情報とは、前記分割領域のそれぞれにおいて、各画素の音速値から算出される情報である請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記分割領域のうち、一方の前記組織性状情報は、さらに、他方の前記組織性状情報が反映された情報であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記組織性状情報は、さらに、ユーザが設定した情報が反映された情報であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 7】

前記組織性状情報は、再度、前記診断情報を反映して生成されることを特徴とする請求項 2 ~ 6 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

超音波を被検体に送信して反射波を受信し、形態を表す形態画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記形態画像の所定の領域における局所音速値を算出する音速値算出ステップと、

前記形態画像に基づき前記所定の領域を 2 以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成する領域分割ステップと、

前記領域情報および前記局所音速値に基づいて、前記局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を、1 以上の前記分割領域について生成する組織性状情報生成ステップと、
を有することを特徴とする超音波画像生成方法。

40

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波画像生成方法の各ステップを手順としてコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を被検体に送信して反射波を受信し、画像を表示する超音波画像診断装置、超音波画像生成方法およびプログラムに関し、詳しくは、形態画像上で複数の領域

50

に分割し、それぞれの分割領域について、音速値から組織性状情報を求めて表示する超音波画像診断装置、超音波画像生成方法およびプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波画像の形態画像の1つとして、形状を表すBモード画像（超音波エコーの振幅を点の輝度により表した画像）が用いられている。しかし、形状以外の情報も診断に用いたいとの要望があり、そのうちの1つとして音速が挙げられる。

音速は、医師が超音波診断を行うにあたり、生体組織、病変およびその進行度等を診断するために有効な音響情報であることから、種々の計測手法によって被検体の音速を計測することが提案されている。また、被検体内の一部における音速値（以下、局所音速値という）を測定する試みもなされている。

10

【0003】

例えば、特許文献1には、複数の送信用および受信用超音波トランスデューサを用いて、これらの角度および間隔を変えることで、超音波ビームの交差領域（関心領域）を生体内の深さ方向に移動させ、また、生体の体表に沿う方向にも交差領域を移動させて局所音速値を求めることにより、生体内の局所音速値の2次元分布を求めることが提案されている。

【0004】

特許文献2には、仮想音速分布に基づき、送波振動子と受波振動子とのそれぞれについて照射角度および入射角度を変化させて音線経路を設定し、測定された実際の経過時間と、設定した音線経路の所要時間との誤差データを求め、誤差データを最小にするように音線分布を修正し、修正された音線分布により音速を求めることが提案されている。

20

【0005】

特許文献3には、ホイヘンスの原理を用いて、被検体内の着目領域よりも浅い領域に設定された格子点と、着目領域における最適音速値を判定し、着目領域における最適音速値に基づいて、超音波を着目領域に送信したときに着目領域から受信される受信波を演算し、着目領域における仮定音速を仮定して、仮定音速に基づいて各格子点における最適音速値から求めた各格子点からの受信波を合成して合成受信波を得て、受信波と合成受信波に基づいて着目領域における局所音速値を判定する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開昭62-254740号公報

【特許文献2】特開平5-95946号公報

【特許文献3】特開2010-99452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、特許文献1～3では、被検体の局所的な音速分布情報は得られるが、得られた音速分布情報を医師が見やすいように、つまり、診断に活用できる情報として、どのように提示するかについては開示されていない。

40

【0008】

本発明の目的は、分割された各領域について局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を求めることで、局所音速値のみでは得られない各組織の様々な性状情報等を医師に提供し、その診断に資する超音波画像診断装置、超音波画像生成方法およびプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明は、超音波を被検体に送信して反射波を受信し超音波検出信号を出力する超音波探触子を有し、形態を表す形態画像を生成する超音波画像診

50

断装置であって、前記形態画像の所定の領域における局所音速値を算出する音速値算出部と、前記形態画像に基づき前記所定の領域を2以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成する領域分割部と、前記領域情報および前記局所音速値に基づいて、前記局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を、1以上の前記分割領域について生成する組織性状情報生成部と、を有することを特徴とする超音波画像診断装置を提供する。

【0010】

また、前記領域分割部は、前記形態画像の振幅または振幅の1次以上の微分に基づいて検出したエッジの情報、前記形態画像の振幅分布の特徴に関する情報、またはユーザが設定した情報のうち、1以上の情報に基づいて前記所定の領域を2以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成することが好ましい。

10

【0011】

さらに、前記組織性状情報に基づいて、前記分割領域のそれぞれにおける、組織の種類、病変の種類、および病変の程度のうち1以上を含む診断情報を生成する診断情報生成部を有することが好ましい。

【0012】

また、前記組織性状情報とは、前記分割領域のそれぞれにおいて、各画素の音速値から算出される情報であることが好ましい。

【0013】

また、前記分割領域のうち、一方の前記組織性状情報は、さらに、他方の前記組織性状情報が反映された情報であることが好ましい。

20

また、前記組織性状情報は、さらに、ユーザが設定した情報が反映された情報であることが好ましい。

また、前記組織性状情報は、再度、前記診断情報を反映して生成されることが好ましい。

【0014】

また、上記課題を解決するために、本発明は、超音波を被検体に送信して反射波を受信し、形態を表す形態画像を生成する超音波画像生成方法であって、前記形態画像の所定の領域における局所音速値を算出する音速値算出ステップと、前記形態画像に基づき前記所定の領域を2以上の分割領域に分割し、分割した前記所定の領域の情報を領域情報として生成する領域分割ステップと、前記領域情報および前記局所音速値に基づいて、前記局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を、1以上の前記分割領域について生成する組織性状情報生成ステップと、を有することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

30

【0015】

さらに、上記課題を解決するために、本発明は、上記に記載の超音波画像生成方法の各ステップを手順としてコンピュータに実行させるためのプログラムを提供する。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、分割された各領域について局所音速値だけでなく、局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を求めることができ、さらに、組織の種類、病変の種類、および病変の程度といった医師の診断に資する診断情報も提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波画像生成方法を実施する、超音波画像診断装置の一実施形態の構成の一例を示すブロック図である。

【図2】本発明に係る局所音速値の演算処理を模式的に示す説明図である。

【図3】(a)、(b)は、設定音速プロファイルの一例を示すグラフである。

【図4】本発明に係る一実施形態の超音波画像生成方法の処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図5】図4に示すフローチャートの、続きを示すフローチャートである。

50

【図 6】環境音速値を決定する処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 7】本発明に係る局所音速値の演算処理の一例を示すフローチャートである。

【図 8】B モード画像の一例を示す説明図である。

【図 9】着目領域の設定の一例を示す説明図である。

【図 10】領域分割の一例を示す説明図である。

【図 11】(a) は、B モード画像の各分割領域に組織性状情報が重畳表示された表示の一例を示す説明図であり、(b) は、B モード画像の各分割領域に診断情報(組織名)が重畳表示された表示の一例を示す説明図である。

【図 12】(a) は、音速画像の各分割領域に組織性状情報が重畳表示された表示の一例を示す説明図であり、(b) は、音速画像の各分割領域に診断情報(組織名)が重畳表示された表示の一例を示す説明図である。

【図 13】音速画像の各分割領域に診断情報(組織名, 進行度)が重畳表示された表示の一例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明に係る超音波画像生成方法を実施する本発明に係る超音波画像診断装置を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。なお、以下の実施形態では、形態画像として B モード画像を用いる場合について説明する。

【0019】

図 1 は、本発明に係る超音波画像診断装置の構成を表す一実施形態のブロック図である。

図 1 に示す超音波画像診断装置 10 は、操作部 12、制御部 14、超音波探触子 16、送受信部 20、信号処理部 22、音速値算出部 24、領域分割部 26、組織性状情報生成部 28、診断情報生成部 30、音速画像生成部 32、画像処理部 34、表示部 36、および RF データ記録再生部 38 によって構成される。

【0020】

また、音速値算出部 24 は、環境音速値算出部 40 と、局所音速値算出部 42 とによって構成される。環境音速値算出部 40 は、フォーカス指標算出部 44、環境音速プロファイル生成部 46、および環境音速値決定部 48 によって構成され、局所音速値算出部 42 は、仮想受信波・仮想合成受信波誤差算出部 50、誤差プロファイル生成部 52、および局所音速値決定部 54 によって構成される。

【0021】

操作部 12 は、超音波画像診断装置 10 の各種操作をオペレータが行うためのものであり、操作情報を出力する。操作部 12 の具体的な態様には特に限定はなく、キーボード、マウス、タッチパネルなど、公知の各種の操作機器を用いればよい。

【0022】

制御部 14 は、超音波画像診断装置 10 の各部の動作を制御するためのものである。また、操作情報に従って各種処理が実施されるように、各部に対して制御信号(CTL)が出力される。また、環境音速値を求めるための設定音速または受信遅延パターンを、後述する送受信部 20 に設定する。

【0023】

超音波探触子 16 は、被検体に当接させて用いるプローブであり、1次元または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 18 を備えている。超音波トランスデューサ 18 では、送受信部 20 から印加される駆動信号に基づいて超音波ビームが被検体に送信されると共に、被検体から反射される超音波エコーが受信されて検出信号が出力される。

【0024】

超音波トランスデューサ 18 は、圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極が形成されて構成された振動子を含んでいる。上記振動子を構成する圧電体としては、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)のような圧電セラミック

10

20

30

40

50

、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）のような高分子圧電素子を用いることができる。上記振動子の電極に電気信号を送って電圧を印加すると圧電体が伸縮し、この圧電体の伸縮により各振動子において超音波が発生する。例えば、振動子の電極にパルス状の電気信号を送るとパルス状の超音波が発生し、振動子の電極に連続波の電気信号を送ると連続波の超音波が発生する。そして、各振動子において発生した超音波が合成されて超音波ビームが形成される。また、各振動子により超音波が受信されると、各振動子の圧電体が伸縮して電気信号が発生する。各振動子において発生した電気信号は、超音波の検出信号として送受信部 20 に出力される。

【0025】

なお、超音波トランスデューサ 18 としては、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いることも可能である。例えば、超音波を送信する素子として上記圧電体により構成される振動子を用いて、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにしてもよい。ここで、光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器またはファイバブラッググレーティングである。

10

【0026】

送受信部 20 は、送信回路、受信回路、および A / D 変換器を備えている。

送信回路は、制御部 14 からの制御信号に応じて駆動信号を生成して、該駆動信号を超音波トランスデューサ 18 に印加する。このとき、送信回路は、制御部 14 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、各超音波トランスデューサ 18 に印加する駆動信号を遅延させる。ここで、送信回路は、複数の超音波トランスデューサ 18 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、各超音波トランスデューサ 18 に駆動信号を印加するタイミングを調整する（遅延させる）。なお、複数の超音波トランスデューサ 18 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、駆動信号を印加するタイミングを調節するようにしてもよい。

20

【0027】

受信回路は、各超音波トランスデューサ 18 から出力される超音波検出信号を受信して増幅する。各超音波トランスデューサ 18 と被検体内の超音波反射源との間の距離がそれぞれ異なるため、各超音波トランスデューサ 18 に反射波が到達する時間は異なる。受信回路は遅延回路を備えており、制御部 14 によって選択された音速（以下、仮定音速という。）または音速の分布に基づいて設定される受信遅延パターンに従って、反射波の到達時刻の差（遅延時間）に相当する分、各検出信号を遅延させる。

30

次に、受信回路は、遅延時間を与えた検出信号を整合加算することにより受信フォーカス処理を行う。超音波反射源 X と異なる位置に別の超音波反射源がある場合には、別の超音波反射源からの超音波検出信号は到達時刻が異なるので、加算回路で加算することにより、別の超音波反射源からの超音波検出信号の位相が打ち消し合う。これにより、超音波反射源 X からの受信信号が最も大きくなり、フォーカスが合う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（以下、RF 信号という。）が形成される。

40

【0028】

A / D 変換器では、受信回路から出力されるアナログの RF 信号がデジタル RF 信号（以下、RF データという。）に変換され出力される。ここで、RF データには、受信波（搬送波）の位相情報が含まれている。

【0029】

信号処理部 22 では、RF データに対して、S T C（Sensitivity Time gain Control）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がされた後、包絡線検波処理が施され、B モード画像データが生成され出力される。

【0030】

音速値算出部 24 では、B モード画像のうち局所音速値を得たい領域について、所定の領域（以下、着目領域という）が指定され、着目領域情報が出力される。着目領域は、例

50

えば、Bモード画像全体が初期設定にて自動的に設定される。

【0031】

フォーカス指標算出部44には、設定音速ごとのBモード画像データおよびRFデータが入力され、Bモード画像の画素ごとに、環境音速値を求めるために必要な設定音速ごとのフォーカス指標が算出される。ある設定音速についてフォーカス指標が算出されると、設定音速を変更してフォーカス指標が算出される。つまり、全ての設定音速についてフォーカス指標が算出され出力される。フォーカス指標としては、例えば、Bモード画像データからは画像のコントラスト、シャープネス、あるいは各画素における超音波検出信号の周期または振幅が用いられ、RFデータからはビーム幅（半値幅）が用いられる。

【0032】

環境音速プロファイル生成部46には、Bモード画像の画素ごとに全ての設定音速についてのフォーカス指標が入力される。入力されたフォーカス指標は、横軸を設定音速、縦軸をフォーカス指標としたグラフにプロットされ、設定音速プロファイル（以下、環境音速プロファイルという）が生成され出力される。

【0033】

環境音速値決定部48には、Bモード画像の画素ごとに求められた環境音速プロファイルが入力される。入力された環境音速プロファイルに基づき、各画素の最適音速値（以下、環境音速値という）が決定され出力される。ここで、最適音速値（環境音速値）とは、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、およびビーム幅が最も狭くなる音速値であり、各画素における実際の音速値（局所音速値）とは必ずしも一致しない。

なお、環境音速値を求める方法は、他にも、例えば画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散などから判定する方法（例えば、特開平8-317926号公報）を用いてもよい。

【0034】

仮想受信波・仮想合成受信波誤差算出部50には、Bモード画像データおよび環境音速値が入力され、Bモード画像の画素ごとに、局所音速値を求めるために必要な仮の局所音速ごとの、仮想受信波と仮想合成受信波との誤差が算出される。つまり、全ての仮の局所音速について仮想受信波と仮想合成受信波との誤差が算出され出力される。

【0035】

誤差プロファイル生成部52には、Bモード画像の画素ごとに全ての仮の局所音速について、仮想受信波と仮想合成受信波との誤差が入力される。入力された仮想受信波と仮想合成受信波との誤差は、横軸を仮の局所音速、縦軸を仮想受信波と仮想合成受信波との誤差としたグラフにプロットされ、誤差プロファイルが生成され出力される。

【0036】

局所音速値決定部54には、Bモード画像の画素ごとに求められた誤差プロファイルが入力される。入力された誤差プロファイルに基づき、画素ごとの局所音速値が決定され出力される。

【0037】

ここで、局所音速値の演算処理について説明する。

図2は、局所音速値の演算処理を模式的に示す図である。

【0038】

図2(b)に示すように、被検体OBJ内の着目領域ROIを代表する格子点を X_{ROI} 、格子点 X_{ROI} よりも浅い（即ち、超音波トランスデューサ18に近い）位置にXY方向に等間隔で配置された格子点を $A_1, A_2, \dots$ とし、少なくとも格子点 X_{ROI} と各格子点 $A_1, A_2, \dots$ との間の音速はそれぞれ一定と仮定する。

【0039】

本例では、格子点 $A_1, A_2, \dots$ からの受信波（それぞれ $W_{A_1}, W_{A_2}, \dots$ ）の（ T および遅延時間 ΔT ）が既知として、格子点 X_{ROI} と格子点 $A_1, A_2, \dots$ の位置関係から格子点 X_{ROI} における局所音速値を求める。具体的には、ホイヘンスの原理により、格子点 X_{ROI} からの受信波 W_X と格子点 $A_1, A_2, \dots$ からの受信波を仮想的に合成

10

20

30

40

50

した受信波 W_{SUM} が一致することを利用する。受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} との差が最小になる仮定音速の値を、格子点 X_{ROI} における局所音速値とする。

【0040】

ここで、格子点 X_{ROI} における局所音速値を求めるときの演算に使用する格子点 $A_1, A_2, \dots$ の範囲および個数は予め決めておく。ここで、局所音速値演算に使用する格子点の範囲が広いと局所音速値の誤差が大きくなり、狭いと仮想受信波との誤差が大きくなるため、格子点の範囲はこれらの兼ね合いで決める。

【0041】

格子点 $A_1, A_2, \dots$ の X 方向の間隔は、分解能と処理時間の兼ね合いで決定される。格子点 $A_1, A_2, \dots$ の X 方向の間隔は、一例で 1 mm から 1 cm である。

10

【0042】

格子点 $A_1, A_2, \dots$ の Y 方向の間隔が狭いと誤差計算における誤差が大きくなり、広いと局所音速値の誤差が大きくなる。格子点 $A_1, A_2, \dots$ の Y 方向の間隔は、超音波画像の画像分解能の設定に基づいて決定される。格子点 $A_1, A_2, \dots$ の Y 方向の間隔は、一例で 1 cm である。

【0043】

なお、格子点 $A_1, A_2, \dots$ の間隔が広い場合、合成波の演算が困難になるため、補間によって細かい格子点を生成するようにすればよい。

【0044】

領域分割部 26 には、B モード画像データ、および着目領域情報が入力される。領域分割部 26 では、B モード画像上の着目領域について 2 以上の分割領域に分割され、分割されたそれぞれの分割領域の境界線、分割数、および、各画素がどの分割領域に属するかを示す属性等の情報を含む着目領域の情報が、領域情報として生成され出力される。

20

B モード画像（形態画像）は、各組織の音響インピーダンスの差異により生ずる境界反射、および各組織内での音響インピーダンス分布により生ずる組織内反射分布が可視化されているため、領域を分割する情報として好適である。

【0045】

分割の方法は、例えば、振幅分布の特徴、振幅の勾配、2 次微分に基づく種々のエッジ検出方法（例えば、Sobel フィルタ、Prewitt フィルタ、ラプラシアンフィルタ、Canny 法等）によりエッジを検出し、各エッジに基づいて領域分割を行うことができる。他にも、振幅の勾配、平均値、分散、テクスチャ、ヒストグラム等の特徴量に基づいて、ウォーターシェッド法やグラフカット等で領域分割を行ってもよい。

30

【0046】

組織性状情報生成部 28 には、局所音速値、領域情報、および後述する診断情報が入力される。組織性状情報生成部 28 は、各画素の局所音速値、および属する分割領域に基づいて、組織性状情報を生成する。組織性状情報は、局所音速値の分布の特徴を表す情報であり、例えば、分割領域における、各画素の局所音速値の平均値、分散、平均値への集中程度、ヒストグラムの歪度または尖度、空間周波数の平均、および、空間周波数の分散または帯域などの特徴量である。また、同時生起行列などによるテクスチャ特徴量、例えば、一様性、コントラスト、相関、およびエントロピー等を用いても良い。

40

【0047】

さらに、一方の分割領域と他方の分割領域とにおいて、組織性状情報の差分を取ってもよい。このとき、基準とする領域は分割領域の位置に基づいて設定してもよいし、組織性状情報に基づいて設定してもよい。例えば、肝臓の局所音速値の平均値と、皮下脂肪の局所音速値の平均値とについて差分を取得したい場合、皮下脂肪は皮膚の直下にあり、他の組織と比較して音速の平均値が低いため、最も浅い分割領域、または音速の平均値が最も低い分割領域を皮下脂肪と判定して、基準領域と設定してもよい。もしくは、差分を取る代わりに複数の他の分割領域との間でテーブルを用いてもよい。他にも、オペレータによって基準領域が設定されてもよいし、領域の位置関係を基に基準領域が設定されてもよい。

50

【 0 0 4 8 】

また、診断情報が入力される場合、つまり、一度生成された組織性状情報に対して、診断情報がフィードバックされる場合、診断情報を反映して再度組織性状情報が生成される。例えば、一方の分割領域の診断情報を他方の分割領域の組織性状情報の生成に用いる場合や、診断情報が反映された組織性状情報を生成する場合が挙げられる。

【 0 0 4 9 】

診断情報生成部 3 0 には、組織性状情報が入力される。診断情報生成部 3 0 では、組織性状情報に基づき、肝臓、脾臓、腎臓等の組織の種類、脂肪肝や肝硬変等の病変種類、および肝硬変の進行度（F 0 ~ F 4）等の情報が、診断情報として生成され出力される。

【 0 0 5 0 】

音速画像生成部 3 2 には、B モード画像の画素ごとに求められた局所音速値、および組織性状情報が入力される。音速画像生成部 3 2 では、局所音速値に対応した値、例えば、各画素の音速値、B モード画像全体または分割領域の音速の平均値あるいは最小値との差分、および、分散によって規格化された音速値が、B モード画像の各画素に割り当てられて音速画像が生成され、音速画像データとして出力される。なお、音速画像生成部 3 2 に診断情報が入力され、診断情報に基づく音速の平均値との差分を用いてもよいし、局所音速値に対応した値を階調表現しやすいように再度調整を行ってもよい。また、基準領域における局所音速値の平均値、オペレータにより設定された局所音速値の平均値、または診断情報に基づく局所音速値の平均値との差分の分布の画像（差分音速画像）としてもよい。

【 0 0 5 1 】

画像処理部 3 4 には、B モード画像データ、音速画像データ、領域情報、組織性状情報、および診断情報が入力される。画像処理部 3 4 は、D S C（Digital Scan Converter）機能、ならびに、各種画像データ（B モード画像データ、および音速画像データ）と各種情報（領域情報、組織性状情報、および診断情報）との重畳（オーバーレイ）表示、強調表示、およびマスク処理等の画像処理機能を有する。画像処理部 3 4 からは、D S C および画像処理が行われた表示画像データが出力される。なお、重畳表示等に用いる B モード画像データは、画像全体のフォーカスが最も良好な設定音速におけるデータを用いるのがよい。

【 0 0 5 2 】

D S C 機能では、B モード画像データおよび音速画像データが、通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式であるため、後述する表示部 3 6 に表示可能なように、通常の画像データ（例えば、テレビジョン信号の走査方式（N T S C 方式）の画像データ）への変換（ラスタ変換）が行われる。

【 0 0 5 3 】

画像処理機能では、例えば、B モード画像データと音速画像データ、各種情報の重畳表示画像が生成される。各分割領域についての組織性状情報および / または診断情報を、B モード画像と重畳表示することで、医師の診断を補助する表示画像が生成される。例えば、B モード画像上の各分割領域に、局所音速値の平均値、および / または組織の名称（肝臓、腎臓、脂肪等）を表示したり、組織が肝臓という診断情報と、局所音速値の平均値が肝硬変の音速値の範囲であるという診断情報とから、当該分割領域に肝硬変の進行度を表す記号（F 0 ~ F 4）の表示、あるいは彩色を施す等の表示画像が生成される。

【 0 0 5 4 】

表示部 3 6 には、表示画像データが入力され表示される。表示部 3 6 は、液晶、プラズマ、有機 E L（Electro Luminescence）等の F P D（Flat Panel Display）、または C R T（Cathode Ray Tube）等により構成される。表示部 3 6 は、複数の画像を並べて表示可能なように、表示面積が大きいもの、および画素数の多いものを用いるのがよい。

【 0 0 5 5 】

R F データ記録再生部 3 8 には、R F データ、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）が入力され、内部の

10

20

30

40

50

シネメモリに記録される。ＲＦデータ記録再生部３８は、シネメモリ記録モードとシネメモリ再生モードの２つの動作モードを持ち、通常観察時（ライブモード）にはシネメモリ記録モードとして動作し、ＲＦデータが記録されている。

【００５６】

シネメモリ再生モードは、シネメモリに格納されているＲＦデータに基づいて超音波診断画像の表示、解析・計測を行うモードである。シネメモリ再生モード時には、シネメモリに格納されているＲＦデータが、オペレータの操作に応じて、信号処理部２２へと出力され、オペレータはＲＦデータ記録再生部３８に記録されたＲＦデータに基づく、Ｂモード画像、音速画像、組織性状情報、および診断情報を見ることができる。

【００５７】

次に、本発明に係る超音波画像生成方法を実現する、本発明に係る超音波画像診断装置１０の動作を説明する。

【００５８】

図４および図５は、本発明に係る超音波画像診断装置の処理の流れの一例を示すフローチャートである。

まず、環境音速値を求めるための設定音速が制御部１４によって複数選択され、送受信部２０に対して設定される（ステップＳ８）。ここで、設定音速は人体内の音速の範囲（概ね、 $1400\text{ m/s} \sim 1650\text{ m/s}$ ）の中から、複数の音速が選択され設定される。選択される音速の数（ L ）は、横軸を設定音速、縦軸をフォーカス指標としたグラフにプロットしたときに、図３（ａ）、（ｂ）に示すようなグラフが描ける程度であればよい。なお、オペレータによって設定音速が設定されるようにしてもよい。

【００５９】

続いて、オペレータが超音波探触子１６を被検体に接触させて超音波の送受信が行われ、超音波検出信号が超音波探触子１６から出力される（ステップＳ１０）。超音波検出信号は送受信部２０に入力され、選択された複数の設定音速に対応する受信遅延パターンに基づき、それぞれの設定音速ごとに受信フォーカス処理または送受信フォーカス処理が行われ、Ａ／Ｄ（Analog / Digital）変換されて、設定音速ごとのＲＦデータとして出力される（ステップＳ１２）。

【００６０】

設定音速ごとのＲＦデータは、信号処理部２２に入力され、ＳＴＣにより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がされた後、包絡線検波処理が施され、図８に示すようなＢモード画像のＢモード画像データが設定音速ごとに生成され出力される（ステップＳ１４）。

【００６１】

全ての設定音速ごとのＢモード画像データおよびＲＦデータは、音速値算出部２４に入力される。音速値算出部２４では、Ｂモード画像のうち局所音速値を得たい領域について着目領域として指定される（ステップＳ１６）。着目領域は、例えば、図９に示す着目領域６０のように、Ｂモード画像全体が初期設定にて自動的に指定されるようにしてもよいし、Ｂモード画像の一部が自動的に着目領域として設定されてもよい。また、オペレータが操作部１２を操作することによりＢモード画像の一部が指定されてもよい。着目領域は、例えば、始点座標 $[x_{min}, y_{min}]$ 、および終点座標 $[x_{max}, y_{max}]$ で設定される。図４のフローチャートでは、例として x が $n \sim N$ 、 y が $m \sim M$ と設定される。

着目領域が設定されると、環境音速値の算出を開始する開始着目画素（例えば、 $x = n$ 、 $y = m$ ）が設定され（ステップＳ１８）、着目画素の環境音速値の算出が行われる（ステップＳ２０）。

【００６２】

ここで、着目画素の環境音速値の算出の詳細を、図６のフローチャートにより説明する。

まず、ステップＳ８で設定された環境音速値を求めるための選択される音速の数（設定

10

20

30

40

50

音速の個数)が、初期値 $C_i = 1$, 最大値 $C_{max} = L$ に設定される (ステップ S 2 0 2)。

【 0 0 6 3 】

次に、設定音速 C_i のフォーカス指標が算出され出力される (ステップ S 2 0 4)。フォーカス指標値としては、例えば、Bモード画像データのコントラスト、シャープネスの値が算出され出力される。なお、着目画素のRFデータのビーム幅から、所定の指数が算出されてフォーカス指標として出力されてもよい。

【 0 0 6 4 】

$C_i = 1$ (初期値)についてフォーカス指標の算出が終了すると、 C_i と C_{max} (最大値)の値が比較され (ステップ S 2 0 6)、 C_i の値が C_{max} 未満であるときは (ステップ S 2 0 6 で “N”)、 C_i に1が足されて (ステップ S 2 0 8)、ステップ S 2 0 4 のフォーカス指標の算出に戻る。フォーカス指標の算出 (ステップ S 2 0 4)は、 $C_i = C_{max}$ となるまで繰り返され、着目画素の全ての設定音速についてフォーカス指標が算出され出力される。

10

【 0 0 6 5 】

着目画素の全ての設定音速についてのフォーカス指標は、環境音速プロファイル生成部 4 6 に入力され、横軸を設定音速、縦軸をフォーカス指標としたグラフにプロットされ、環境音速プロファイルが生成され出力される (ステップ S 2 1 0)。

【 0 0 6 6 】

環境音速プロファイルは、環境音速値決定部 4 8 に入力され、例えば、図 3 (a) に示すような環境音速プロファイルであれば、フォーカス指標の最大値の設定音速値が環境音速値として決定され出力される (ステップ S 2 1 2)。

20

【 0 0 6 7 】

着目画素の環境音速値の算出が終了すると、つまりステップ S 2 0 が終了すると、着目画素の y 座標の値が y_{max} と比較され (ステップ S 2 2)、 y の値が y_{max} 未満であるときは (ステップ S 2 2 で “N”)、 y に1が足されて (ステップ S 2 4)、ステップ S 2 0 の着目画素の環境音速値の算出に戻る。着目画素の環境音速値の算出 (ステップ S 2 0)は、 $y = y_{max}$ となるまで繰り返される。

【 0 0 6 8 】

$y = y_{max}$ となると (ステップ S 2 2 で “Y”)、着目画素の x 座標の値が x_{max} と比較され (ステップ S 2 6)、 x の値が x_{max} 未満であるときは (ステップ S 2 6 で “N”)、 x に1が足されて (ステップ S 2 8)、 y 座標の値が y_{min} ($y = m$) に設定され (ステップ S 3 0)、ステップ S 2 0 の着目画素の環境音速値の算出に戻る。つまり、 y 座標方向をラインとすると、 x 座標が n である1ライン目の環境音速値が算出されると、 x 座標が1だけインクリメントされ ($n + 1$)、2ライン目の環境音速値が算出される。着目画素の環境音速値の算出 (ステップ S 2 0)は、着目領域全体について ($x = x_{max}$ ($x = N$) , $y = y_{max}$ ($y = M$) まで)、環境音速値が算出されるまで繰り返される。

30

着目領域全体について環境音速値が算出されると、環境音速値算出部 4 0 から着目領域全体の環境音速値が出力される。

40

【 0 0 6 9 】

着目領域全体の環境音速値は、局所音速値算出部 4 2 に入力される。局所音速値算出部 4 2 では、局所音速値の算出を開始する開始着目画素 (例えば、 $x = n$, $y = m$) が設定され (ステップ S 3 2)、着目画素の局所音速値の算出が行われる (ステップ S 3 4)。

【 0 0 7 0 】

ここで、着目画素の局所音速値の算出の詳細を、図 7 のフローチャートにより説明する。

まず、格子点 X_{ROI} における環境音速値に基づいて、格子点 X_{ROI} を反射点とした時の仮想的な受信波 W_x の波形が算出される (ステップ S 3 0 2)。

【 0 0 7 1 】

50

次に、格子点 X_{ROI} における仮定音速の初期値が設定される（ステップ S 3 0 4）。そして、仮定音速が 1 ステップ変更されて（ステップ S 3 0 6）、仮想的な合成受信波 W_{SUM} が算出される（ステップ S 3 0 8）。格子点 X_{ROI} における局所音速値を V と仮定すると、格子点 X_{ROI} から伝播した超音波が格子点 $A_1, A_2, \dots$ に到達するまでの時間は $X_{ROI} A_1 / V, X_{ROI} A_2 / V, \dots$ となる。ここで、 $X_{ROI} A_1, X_{ROI} A_2, \dots$ は、それぞれ格子点 $A_1, A_2, \dots$ と格子点 X_{ROI} との間の距離である。格子点 $A_1, A_2, \dots$ における環境音速値は図 4 のステップ S 2 6 までにより既知のため、各格子点 $A_1, A_2, \dots$ からの受信波は予め求めることができる。従って、格子点 $A_1, A_2, \dots$ からそれぞれ遅延 $X_{ROI} A_1 / V, X_{ROI} A_2 / V, \dots$ で発した反射波（超音波エコー）を合成することにより、仮想合成受信波 W_{SUM} を求めることができる。

10

【0072】

なお、実際には、素子データ（RF 信号）上で上記処理を行うため、格子点 X_{ROI} から格子点 $A_1, A_2, \dots$ に到達するまでの時間（それぞれ $T_1, T_2, \dots$ ）は下記の式（1）により表される。ここで、 $X_{A1}, X_{A2}, \dots$ は、それぞれ格子点 $A_1, A_2, \dots$ と格子点 X との間のスキャン方向（ X 方向）の距離である。また、 Δt は格子点の Y 方向時間間隔である。

【0073】

【数 1】

$$\begin{aligned} T1 &= \sqrt{(X_{A1}/V)^2 + (\Delta t/2)^2}, \\ T2 &= \sqrt{(X_{A2}/V)^2 + (\Delta t/2)^2}, \quad \dots (1) \\ T3 &= \dots \end{aligned}$$

20

【0074】

上記 $T_1, T_2, \dots$ に、格子点 X_{ROI} と同音線の格子点 A_n から格子点 X_{ROI} に到達するまでの時間（ $\Delta t / 2$ ）を足した遅延で各格子点 $A_1, A_2, \dots$ からの受信波を合成することにより、仮想合成受信波 W_{SUM} を求めることができる。

【0075】

ここで、格子点を Y 方向に時間軸で等間隔（ Δt ）に設定する場合、空間上での間隔は必ずしも等間隔にはならない。従って、各格子点に超音波が到達するまでの時間を計算するときに、式（1）において $\Delta t / 2$ の代わりに補正した $\Delta t / 2$ を用いてもよい。ここで、補正した $\Delta t / 2$ は、例えば、格子点 X_{ROI} と同音線の格子点 A_n に比した $A_1, A_2, \dots$ の深さ（ Y 方向の距離）の差を V で除算した値を $\Delta t / 2$ から加算・減算した値である。各格子点 $A_1, A_2, \dots$ の深さはそれより浅い格子点において局所音速値が既知であることから求められる。

30

【0076】

また、仮想合成受信波 W_{SUM} の算出は、実際に格子点 $A_1, A_2, \dots$ から遅延 $X_{ROI} A_1 / V, X_{ROI} A_2 / V, \dots$ で発した既定のパルス波（それぞれ $W_{A1}, W_{A2}, \dots$ ）を重ね合わせるにより行う。

40

【0077】

次に、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差が算出される（ステップ S 3 1 0）。仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} の誤差は、互いの相互相関をとる方法、仮想受信波 W_X に仮想合成受信波 W_{SUM} から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法、または逆に仮想合成受信波 W_{SUM} に仮想受信波 W_X から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法により算出される。ここで、仮想受信波 W_X から遅延を得るには、格子点 X_{ROI} を反射点とし、音速 V で伝播した超音波が各素子に到着する時刻を遅延とすればよい。また、仮想合成受信波 W_{SUM} から遅延を得るには、隣り合う素子間での合成受信波の位相差から等位相線を抽出し、その等位相線を遅延とするか、または単に各素子の合成受信波の最大（ピーク）位置の位相差を遅延としてもよい。また、各素子からの合成

50

受信波の相互相関ピーク位置を遅延としてもよい。位相整合加算時の誤差は、整合加算後の波形のpeak to peakとする方法、または包絡線検波した後の振幅の最大値とする方法により求められる。

【 0 0 7 8 】

次に、ステップ S 3 0 6 から S 3 1 0 が繰り返されて、全ての仮定音速の値での演算が終了すると（ステップ S 3 1 2 で“ Y ”）、格子点 X_{ROI} における局所音速値が判定される（ステップ S 3 1 4）。ホイヘンスの原理を厳密に適用した場合、上記ステップ S 3 0 8 において求めた仮想合成受信波 W_{SUM} の波形は、格子点 X_{ROI} における局所音速値を V と仮定した場合の仮想受信波（反射波） W_X の波形と等しくなる。ステップ S 3 1 4 では、仮想受信波 W_X と仮想合成受信波 W_{SUM} との差が最小になる仮定音速の値を格子点 X_{ROI} における局所音速値と判定する。

10

【 0 0 7 9 】

なお、上記の方法（仮想合成受信波形算出、仮想受信波形との誤差算出、音速判定）の代わりに、格子点 X_{ROI} の環境音速値と格子点 $A_1, A_2, \dots$ の環境音速値を入力として格子点 X_{ROI} における音速値を出力とするテーブルを利用してもよい。

また、異なる間隔、異なる範囲の格子点を用いて、局所音速値の判定を複数回行うようにしてもよい。

【 0 0 8 0 】

着目画素の局所音速値の算出が終了すると、つまりステップ S 3 4 が終了すると、着目画素の y 座標の値が y_{max} と比較され（ステップ S 3 6）、 y の値が y_{max} 未満であるときは（ステップ S 3 6 で“ N ”）、 y に 1 が足されて（ステップ S 3 8）、ステップ S 3 4 の着目画素の局所音速値の算出に戻る。着目画素の局所音速値の算出（ステップ S 3 4）は、 $y = y_{max}$ となるまで繰り返される。

20

【 0 0 8 1 】

$y = y_{max}$ となると（ステップ S 3 6 で“ Y ”）、着目画素の x 座標の値が x_{max} と比較され（ステップ S 4 0）、 x の値が x_{max} 未満であるときは（ステップ S 4 0 で“ N ”）、 x に 1 が足されて（ステップ S 4 2）、 y 座標の値が y_{min} （ $y = m$ ）に設定され（ステップ S 4 4）、ステップ S 3 4 の着目画素の局所音速値の算出に戻る。つまり、 y 座標方向をラインとすると、 x 座標が n である 1 ライン目の局所音速値が算出されると、 x 座標が 1 だけインクリメントされ（ $n + 1$ ）、2 ライン目の局所音速値が算出される。着目画素の局所音速値の算出（ステップ S 3 4）は、着目領域全体について（ $x = x_{max}$ （ $x = N$ ）、 $y = y_{max}$ （ $y = M$ ）まで）、局所音速値が算出されるまで繰り返される。

30

着目領域全体について局所音速値の算出が終了すると、音速値算出部 2 4 から着目領域全体の局所音速値、および着目領域情報が出力される。

【 0 0 8 2 】

着目領域情報は、B モード画像データとともに、領域分割部 2 6 へ入力される。領域分割部 2 6 では、B モード画像上の着目領域について 2 以上の分割領域に分割され、分割されたそれぞれの分割領域の境界線、分割数、および、各画素がどの分割領域に属するかを示す属性等の情報を含む着目領域の情報が、領域情報として生成され出力される（ステップ S 4 6）。なお、分割にはオペレータによって設定された情報（例えば、B モード画像データ上を見ながらマウス等により指定された情報）を用いてもよい。

40

【 0 0 8 3 】

図 1 0 に領域分割の一例を示す。図 1 0 では B モード画像全体が着目領域として指定された場合であり、B モード画像の略中央部を境として、上側が明るい領域、下側が暗い領域となっている。このとき、例えば明るさの情報に基づいてエッジ検出を行えば、図 1 0 中の点線 6 6 によって、B モード画像は上下に分割され、分割領域 6 2、6 4 とされる。

【 0 0 8 4 】

領域情報は、着目領域全体の局所音速値とともに、組織性状情報生成部 2 8 へ入力される。組織性状情報生成部 2 8 では、各画素の局所音速値、および、その属する分割領域に

50

基づいて、組織性状情報が生成される（ステップ S 4 8）。例えば、図 1 0 の B モード画像では、分割領域 6 2 の局所音速値の平均値が 1450 m/s 、領域 6 4 の局所音速値の平均値が 1550 m/s であった場合、分割領域 6 2 の組織性状情報として「局所音速値の平均値： 1450 m/s 」、分割領域 6 4 の組織性状情報として「局所音速値の平均値： 1550 m/s 」というような組織性状情報が生成される。

【0085】

組織性状情報が生成されると、さらに診断情報が必要な場合には（ステップ S 5 0 で“Y”）、組織性状情報は診断情報生成部 3 0 に入力され、組織性状情報に基づき診断情報が生成され出力される（ステップ S 5 2）。診断情報は、例えば、組織ごとの局所音速値の範囲を記録したテーブルを用いて、局所音速の平均値から組織名称を求めることができる。上記の例では、分割領域 6 2 は「脂肪」と、分割領域 6 4 は「肝臓」という診断情報が生成される。なお、テーブルに用いる局所音速値の範囲は、予め統計的に求めておいてもよい。

10

【0086】

また、診断情報は、例えば、病変の進行度ごとの局所音速値の範囲を記録したテーブルによって病変の進行度の情報が生成されてもよい。病変の進行度としては、例えば、肝硬変の進行度を表す F 0 ~ F 4 などの指標を用いることができる。上記の分割領域 6 4 の例では、分割領域 6 4 は局所音速値が 1550 m/s であるので、例えば、「肝硬変の進行度：F 0」であるとの診断情報が生成される。なお、テーブルに用いる局所音速値の範囲は、組織名称と同じく予め統計的に求めておいてもよい。

20

【0087】

診断情報が不要な場合には（ステップ S 5 0 で“N”）、音速画像が必要であるか判断される（ステップ S 5 4）。

なお、診断情報は、組織性状情報生成部 2 8 にフィードバックされ、他の分割領域の組織性状情報に反映されるようにしてもよい。また、例えば、肝臓という診断情報が生成された場合に、当該分割領域の組織性状情報と正常な肝臓の組織性状情報との差分を取るようにしてもよい。

【0088】

続いて、オペレータにより音速画像が必要であると指示が出されていた場合等には（ステップ S 5 4 で“Y”）、着目領域全体の局所音速値（画素ごとに求められた局所音速値）、および組織性状情報（または組織性状情報と診断情報）から、音速画像が生成され音速画像データとして出力される（ステップ S 5 6）。音速画像が不要な場合には（ステップ S 5 4 で“N”）、表示画像の生成へと進む。

30

【0089】

画像処理部 3 4 には、B モード画像データ、音速画像データ、領域情報、組織性状情報、および診断情報が入力される。画像処理部 3 4 では、入力された各種画像データに対して通常の画像データへの変換、各種画像データの重畳表示、各種画像データへの組織性状情報および/または診断情報の重畳表示、強調表示、およびマスク処理等が行われ、表示画像データが生成され、表示部 3 6 に対して出力され表示される（ステップ S 3 8）。

【0090】

ここで、表示部 3 6 に表示される表示画像データの例を挙げる。組織性状情報または診断情報を重畳表示する例としては、図 1 1 (a) に示すように、B モード画像に、各分割領域の局所音速値の平均値を表示するようにしてもよいし、同図 (b) のように組織名を表示するようにしてもよい。同様に、図 1 2 (a) に示すように、音速画像に、各分割領域の局所音速値の平均値を表示するようにしてもよいし、同図 (b) のように組織名を表示するようにしてもよい。

40

また、診断情報のうち病変の進行度を重畳表示する例としては、図 1 3 に示すように、各分割領域の組織名と併せて進行度（図中、F 0, F 1）を表示することができる。このとき、分割領域が小さく、周りの組織と同じ組織であるが進行度が異なる場合は、組織名を省略して進行度のみを表示するようにしてもよい。さらに、病変の種類（肝硬変）を併

50

せて表示してもよい。

他にも、音速画像の色（輝度、色相、彩度）を変調する、各種画像を単独または並べて表示する、必要な部分のみ限定して表示する、拡大または縮小して表示する等、各種の表示方法を用いてもよい。

【0091】

また、上記の各種の表示画像をオペレータが操作部12を介して、任意に表示モードが切り替えられるようにしてもよい。

【0092】

以上のように、局所音速値を測定するための専用の超音波を送受信する構成を用いずに、分割された各領域について局所音速値だけでなく、局所音速値の分布の特徴を表す組織性状情報を求めることができ、さらに、組織の種類、病変の種類、および病変の程度といった医師の診断に資する診断情報も提供することができる。

10

【0093】

なお、着目領域の次元は、1次元（音線）、2次元（Bモード画像：平面）、3次元（立体）、および4次元（立体に時間軸を加える）のいずれでもよく、表示する画像も同様にいずれでもよい。例えば、1次元では、音線信号をそのまま表示するAモード表示や、Bモード画像を音線と直交する直線で切り取ったプロファイル表示が挙げられる。3次元では、Bモード画像を着目領域について奥行き方向の情報を付加したものが挙げられ、4次元ではさらに時間軸を加えて動画像で表示するようにしたものが挙げられる。

【0094】

20

また、上記の実施形態では、診断情報の組織名称として臓器等を例に挙げたが、これに限定されず、腫瘍等の病変を含んでもよい。

さらに、組織性状情報にはオペレータにより設定された情報が反映されてもよく、例えば、オペレータにより肝臓が設定されると、正常な肝臓の組織性状情報との差分をとるようにしてもよい。これにより、例えば、肝硬変の進行度をより分かり易く示すことができる。

また、上記の実施形態では、診断情報を生成するためにテーブルを用いたが、診断情報を複数の組織性状情報に基づいて生成する場合には、重回帰式等の導出式を用いてもよい。

さらに、形態画像（Bモード画像）の代わりに、他のモダリティ（CT、MRI等）の画像を用いてもよい。ただし、この場合には局所音速値との位置合わせが必要となる。

30

また、上記の各実施形態では、局所音速値をBモード画像の各画素に割り当てて音速画像を生成したが、これに限定されず、音速画像の画素はBモード画像の画素と1対1で対応しなくてもよい。例えば、Bモード画像の4画素分を音速画像の1画素としてもよい。

【0095】

また、上記の実施形態では、通常観察時（ライブモード）の動作について説明したが、RFデータ記録再生部38に記録されたRFデータに基づいて、Bモード画像および音速画像が生成されるようにしてもよい。

【0096】

なお、本発明においては、上述した超音波画像生成方法の各工程をコンピュータに実行させるための超音波画像生成プログラムとして構成してもよいし、また、コンピュータを、超音波画像生成方法の各工程を実施する各手段として、または、上述した超音波画像診断装置を構成する各手段として機能させる超音波画像生成プログラムとして構成してもよい。

40

また、本発明を、上述した超音波画像生成プログラムをコンピュータにより読取可能な媒体またはコンピュータにより読取可能なメモリとして構成してもよい。

【0097】

以上、本発明に係る超音波画像診断装置、超音波画像生成方法およびプログラムについて詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

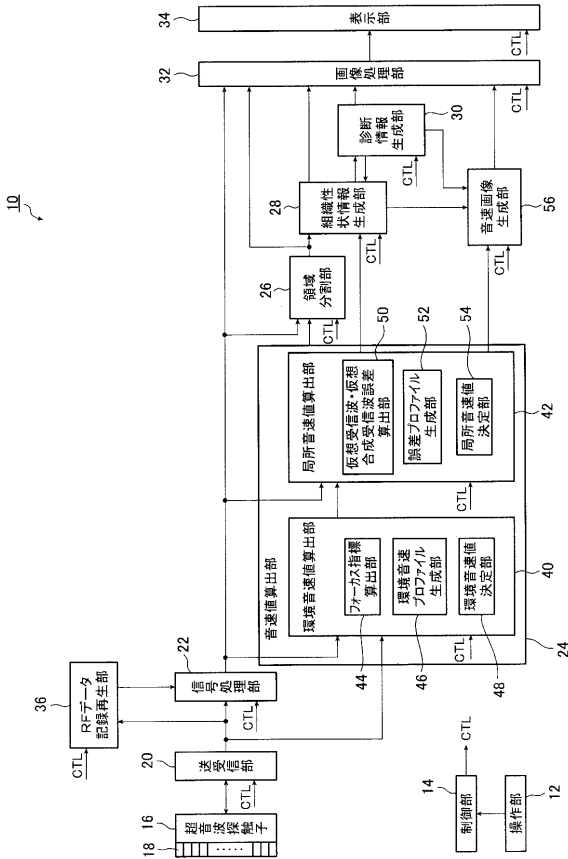
50

【符号の説明】

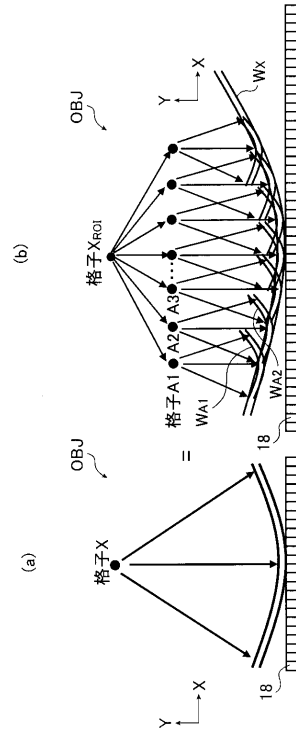
【0098】

10	超音波画像診断装置	
12	操作部	
14	制御部	
16	超音波探触子	
18	超音波トランスデューサ	
20	送受信部	
22	信号処理部	
24	音速値算出部	10
26	領域分割部	
28	組織性状情報生成部	
30	診断情報生成部	
32	音速画像生成部	
34	画像処理部	
36	表示部	
38	RFデータ記録再生部	
40	環境音速値算出部	
42	局所音速値算出部	
44	フォーカス指標算出部	20
46	環境音速プロファイル生成部	
48	環境音速値決定部	
50	仮想受信波・仮想合成受信波算出部	
52	誤差プロファイル生成部	
54	局所音速値決定部	
60	着目領域	
62, 64	分割領域	
66	点線（分割された境界を表す点線）	

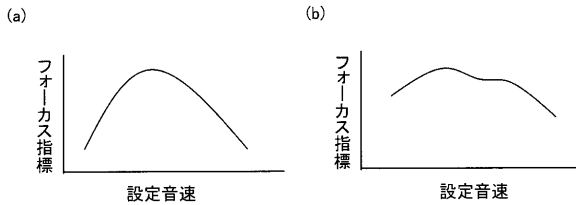
【図 1】



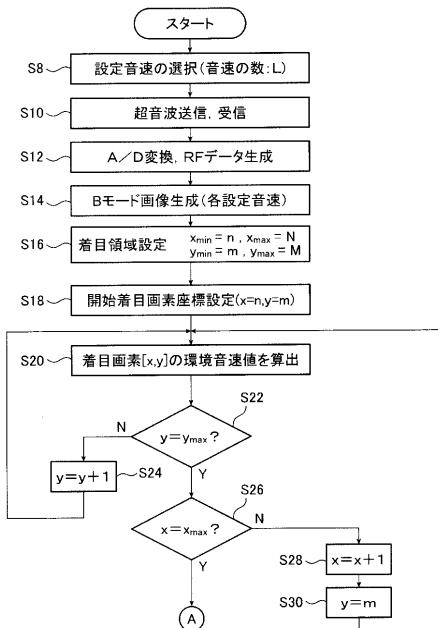
【図 2】



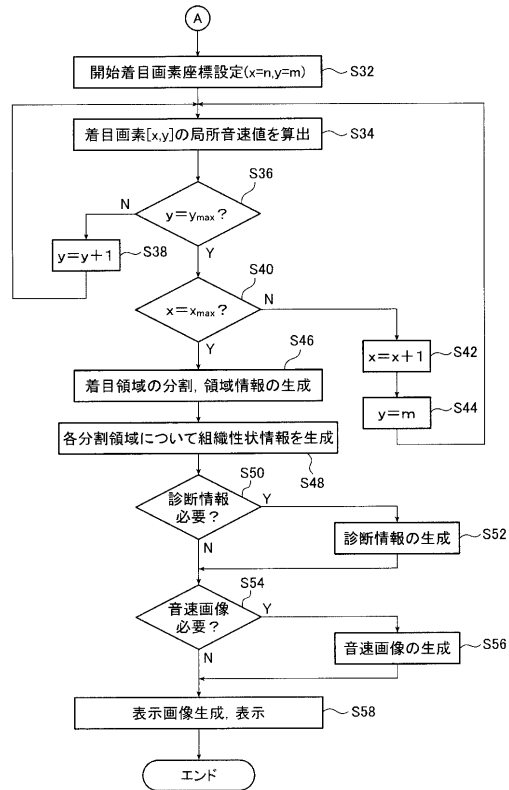
【図 3】



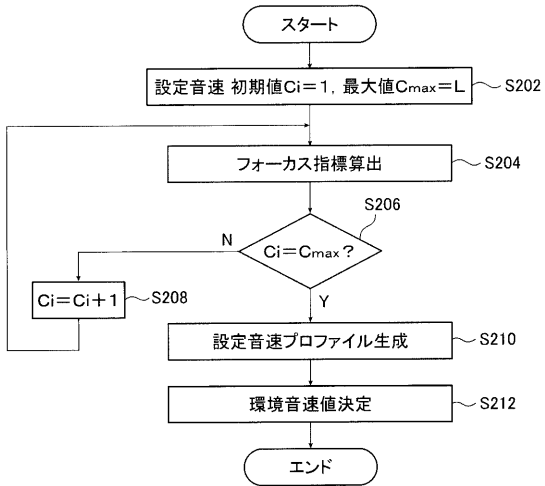
【図 4】



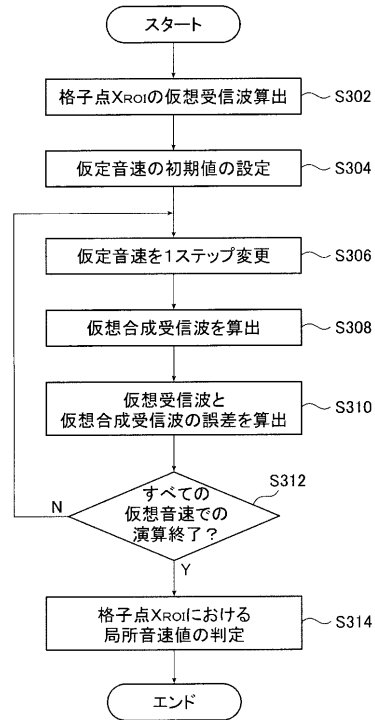
【図 5】



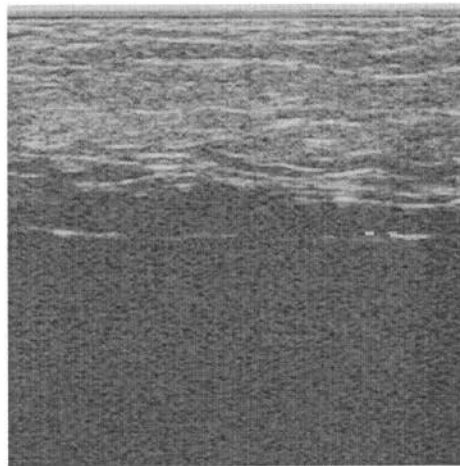
【図 6】



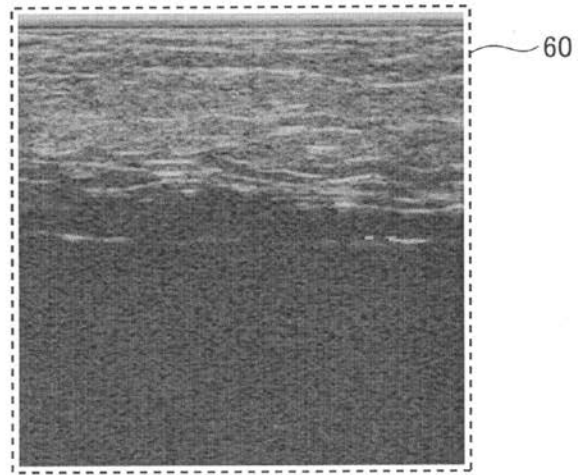
【図 7】



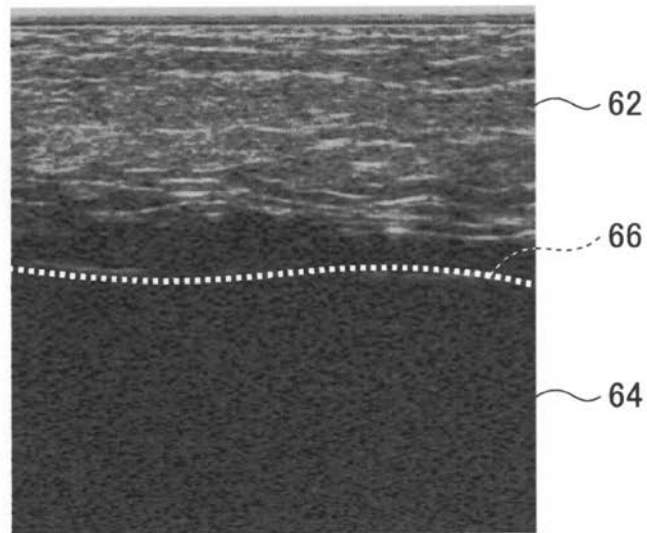
【図 8】



【図 9】



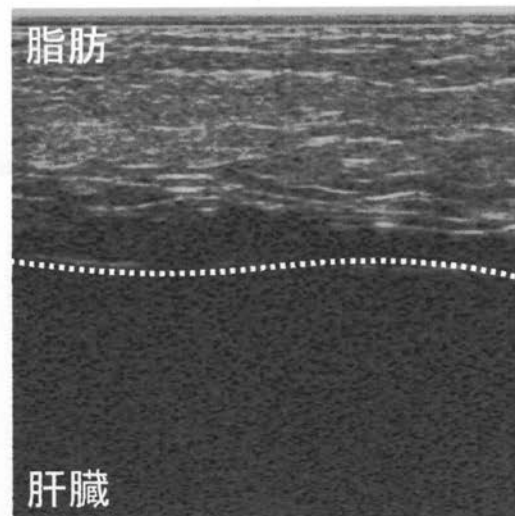
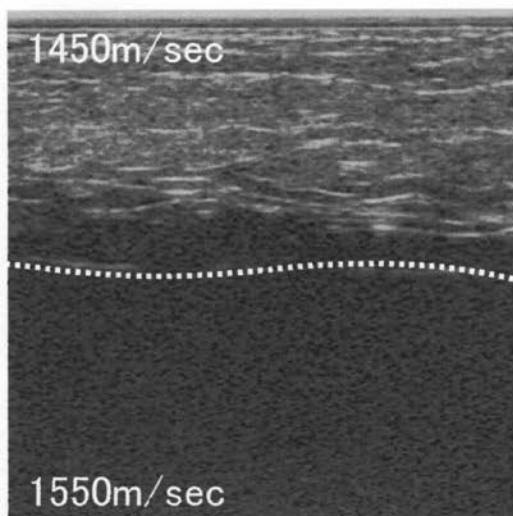
【図 10】



【図 11】

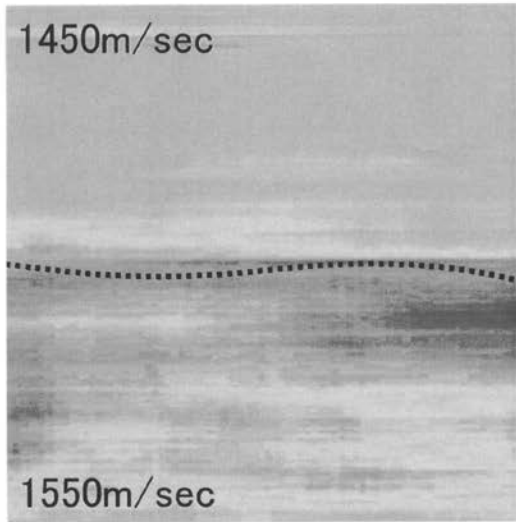
(a)

(b)

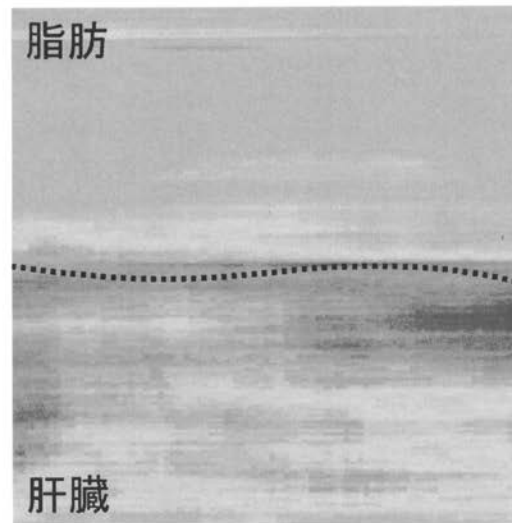


【図 1 2】

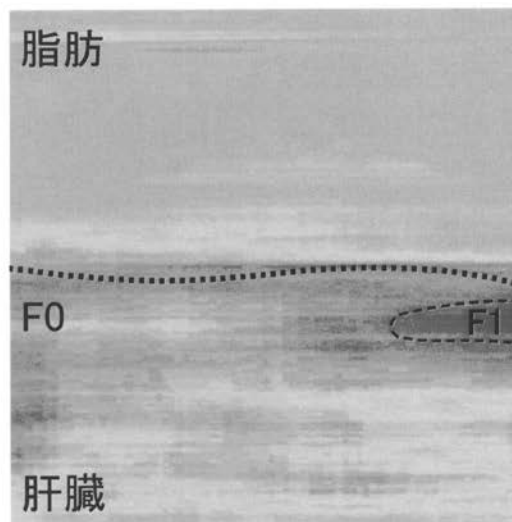
(a)



(b)



【図 1 3】



专利名称(译)	超声波图像诊断装置，超声波图像生成方法以及程序		
公开(公告)号	JP2012071037A	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010219669	申请日	2010-09-29
[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	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/JC05 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声图像诊断设备，超声图像生成方法和程序，用于获得每个组织的各种特性信息和诊断信息。超声诊断成像设备包括超声探头，该超声探头将超声波发送到对象，接收反射波并输出超声检测信号，并生成表示形态的形态图像。声速值计算器，其计算形态图像的预定区域中的局部声速值，并基于形态图像将预定区域划分为两个或更多个划分的区域，并生成划分的预定区域的信息作为区域信息。区域划分单元，通过具有为一个或多个划分区域生成的组织特性信息生成单元，基于区域信息和局部声速值，表示局部声速值的分布特性的组织特性信息，解决问题。[选型图]图1

