

(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2013-244204
(P2013-244204A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

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

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-120011 (P2012-120011)	(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
(22) 出願日	平成24年5月25日 (2012. 5. 25)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	勝山 公人 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 EE04 HH21 JB03 JC37 LL02

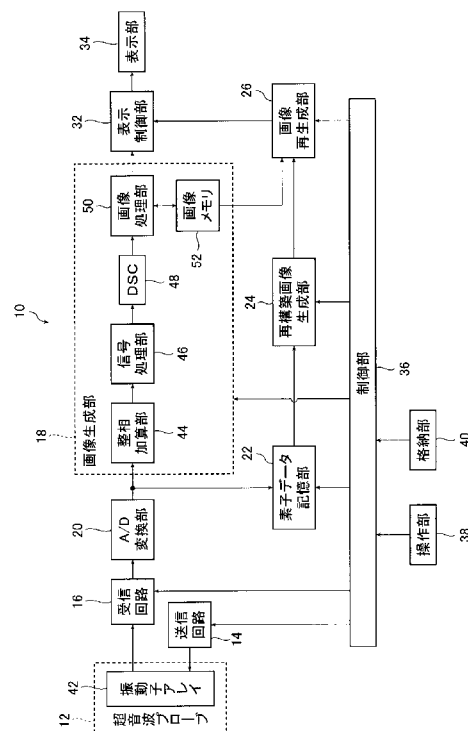
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】最適音速値の測定・演算にかかる時間を短縮すると共に、見たい組織や病変の画質が良好な超音波画像を得ることができる超音波画像診断装置を提供する。

【解決手段】素子データを記憶する素子データ記憶部22と、着目領域を設定する着目領域設定部と、着目領域の素子データを用いて、着目領域の最適音速値を算出する最適音速算出部と、着目領域を含み、着目領域よりも広い再構築領域を設定する再構築領域設定部と、最適音速値に基づいて、再構築領域の画像を再構築して再構築画像を生成する画像再構築部24とを有する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の振動子を有し、被検体に超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、振動子ごとの受信信号である素子データを出力する振動子アレイと、

前記振動子アレイが出力する素子データから生成される音線信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、

前記振動子アレイの各素子が超音波エコーを受信して出力する素子データを記憶する素子データ記憶部と、

生成した前記超音波画像に着目領域を設定する着目領域設定部と、

前記着目領域に対応する素子データを取得する着目領域素子データ取得部と、

取得した前記着目領域の素子データを用いて、前記着目領域の最適音速値を算出する最適音速算出部と、

前記着目領域を含み、前記着目領域よりも広い再構築領域を設定する再構築領域設定部と、

算出した前記最適音速値に基づいて、前記素子データ記憶部に記憶された素子データから前記再構築領域の画像を再構築して再構築画像を生成する画像再構築部とを有することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記再構築領域設定部は、前記着目領域設定部で設定された前記着目領域に所定の幅の余白領域を加えた領域を再構築領域として設定する請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

画像生成部が生成した前記超音波画像と、前記画像再構築部が再構築した前記再構築画像とから超音波画像を再生成する画像再生成部を有する請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記画像再生成部は、前記超音波画像の前記再構築領域を、前記再構築画像に置き換えることにより超音波画像を再生成する請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記画像再生成部は、前記超音波画像の前記再構築領域を、前記再構築領域の前記超音波画像と前記再構築画像とを合成した画像に置き換えて超音波画像を再生成する請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記画像再生成部は、前記超音波画像の前記着目領域を、前記着目領域の前記再構築画像に置き換え、かつ、前記超音波画像の前記余白領域を、前記着目領域から離間するに従って、前記超音波画像の割合が多くなるように、前記超音波画像と前記再構築画像との割合を変えて、前記余白領域の前記超音波画像と前記再構築画像とを合成した画像に置き換えて超音波画像を再生成する請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記着目領域素子データ取得部は、前記素子データ記憶部に記憶された前記素子データから、前記着目領域に対応する素子データを取得する請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

前記着目領域素子データ取得部は、前記振動子アレイが、設定された前記着目領域に超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して出力した素子データを取得する請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記着目領域設定部は、入力手段からの入力指示に応じて前記着目領域を設定する請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 10】

前記着目領域設定部は、前記超音波画像の隣接する画素の輝度値の差に基づいて構造領域を抽出し、前記構造領域を含む領域を着目領域として設定する請求項１～８のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【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診断画像を生成する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波探触子（超音波プローブ）と、この超音波探触子に接続された装置本体とを有しており、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【０００３】

ところで、超音波診断装置において、超音波画像を生成するとき、被検体の生体内の音速は一定であると仮定して、超音波画像を生成している。しかしながら、実際の生体内は、生体内組織の性状に依存して音速値が変化するため、音速値にはばらつきがあり、このばらつきによって、超音波画像には空間的な歪みやコントラストあるいは空間分解能の低下といった画質劣化を生じていた。

これに対して、近年、被検体内の診断部位をより精度よく診断するために、任意の診断部位における音速値を最適化し、このような画像の歪みや空間分解能の低下等を低減し、画質を向上することが行われている。

【０００４】

例えば、特許文献１には、遅延処理後且つ加算処理前の複数の受信信号の全部又は一部について求められる複数の位相情報に基づいて、それらのバラツキ度合いを示す評価値を演算する評価手段と、音速パラメータ値を可変させた場合における評価値の変化に基づいて、音速パラメータ値として最適値を判定する判定手段を有することにより、最適音速値を求めることが記載されており、この最適音速値を用いて超音波画像を生成することで超音波画像の空間分解能を向上することが記載されている。また、操作者が設定した着目領域（ＲＯＩ）において、遅延処理後かつ加算前の複数の受信信号の位相情報のバラツキ度合いに基づいて最適音速値を求めることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２０１１－２２９８１７号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

超音波画像に着目領域を設定して、着目領域において最適音速値を求める構成とすることにより、着目領域、すなわち、見たい組織や病変の画像の歪みを防止し、空間分解能を向上することができると共に、算出に時間のかかる最適音速値を、短時間で求めることができ、演算にかかる時間を短縮することができる。

しかしながら、超音波画像に着目領域を設定した場合には、プローブの動きや組織の動きによって、見たい組織や病変が、設定した着目領域から外れるおそれがある。着目領域を設定して、着目領域において最適音速値を求めて、超音波画像を生成する場合には、着目領域においては、見たい組織や病変に最適な音速値を用いて超音波画像が生成されるが、着目領域から外れた領域では見たい組織や病変に最適な音速値とは異なる音速値を用いて超音波画像が生成されることとなる。そのため、見たい組織や病変が着目領域から外れ

10

20

30

40

50

てしまうと、画像の品質が低下してしまうおそれがある。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、最適音速値の測定・演算にかかる時間を短縮すると共に、見たい組織や病変の画質が良好な超音波画像を得ることができる超音波画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

前記目的を達成するために、本発明は、複数の振動子を有し、被検体に超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、振動子ごとの受信データである素子データを出力する振動子アレイと、振動子アレイが出力する素子データから生成される音線信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、振動子アレイの各素子が超音波エコーを受信して出力する素子データを記憶する素子データ記憶部と、生成した超音波画像に着目領域を設定する着目領域設定部と、着目領域に対応する素子データを取得する着目領域素子データ取得部と、取得した着目領域の素子データを用いて、着目領域の最適音速値を算出する最適音速算出部と、着目領域を含み、着目領域よりも広い再構築領域を設定する再構築領域設定部と、算出した最適音速値に基づいて、素子データ記憶部に記憶された素子データから再構築領域の画像を再構築して再構築画像を生成する画像再構築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。

【 0 0 0 9 】

ここで、再構築領域設定部は、着目領域設定部で設定された着目領域に所定の幅の余白領域を加えた領域を再構築領域として設定することが好ましい。

また、画像生成部が生成した超音波画像と、画像再構築部が再構築した再構築画像とから超音波画像を再生成する画像再生成部を有することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

ここで、画像再生成部は、超音波画像の再構築領域を、再構築画像に置き換えることにより超音波画像を再生成することが好ましい。

あるいは、画像再生成部は、超音波画像の再構築領域を、再構築領域の超音波画像と再構築画像とを合成した画像に置き換えて超音波画像を再生成することが好ましい。

あるいは、画像再生成部は、超音波画像の着目領域を、着目領域の再構築画像に置き換え、かつ、超音波画像の余白領域を、着目領域から離間するに従って、超音波画像の割合が多くなるように、超音波画像と再構築画像との割合を変えて、余白領域の超音波画像と再構築画像とを合成した画像に置き換えて超音波画像を再生成することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、着目領域素子データ取得部は、素子データ記憶部に記憶された素子データから、着目領域に対応する素子データを取得することが好ましい。

あるいは、着目領域素子データ取得部は、振動子アレイが、設定された着目領域に超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して出力した素子データを取得することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、着目領域設定部は、入力手段からの入力指示に応じて着目領域を設定することが好ましい。

あるいは、着目領域設定部は、超音波画像の隣接する画素との輝度値の差に基づいて構造領域を抽出し、構造領域を含む領域を着目領域として設定することが好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

上記構成を有する本発明の超音波画像診断装置によれば、最適音速値の測定・演算にかかる時間を短縮すると共に、見たい組織や病変の画質が良好な超音波画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の構成を概念的に示すブロック図である。

【図 2】図 1 の再構成画像生成部の構成を概念的に示すブロック図である。

【図 3】設定された着目領域および再構成領域を模式的に示す図である。

【図 4】図 1 の超音波画像診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の超音波診断装置について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0016】

図 1 は、本発明の超音波診断装置の一例の構成を概念的に示すブロック図である。

10

超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 と、超音波プローブ 12 に接続される送信回路 14 および受信回路 16 と、A/D変換部 20 と、画像生成部 18 と、素子データ記憶部 22 と、再構築画像生成部 24 と、画像再生部 26 と、表示制御部 32 と、表示部 34 と、制御部 36 と、操作部 38 と、格納部 40 とを有する。

【0017】

超音波プローブ 12 は、通常の超音波診断装置に用いられる振動子アレイ 42 を有する。

振動子アレイ 42 は、1次元又は2次元に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信回路 14 から供給される駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

20

【0018】

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）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）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる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。

【0019】

このような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、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て、それらの超音波の合成により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り伸縮して電気信号を発生し、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。

30

【0020】

送信回路 14 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、制御部 36 からの制御信号に応じて選択された音速または音速の分布に基づいて設定される送信遅延パターンに従い、振動子アレイ 42 の複数の超音波トランスデューサ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それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

【0021】

受信回路 16 は、振動子アレイ 42 の各超音波トランスデューサが被検体からの超音波エコーを受信して出力する受信信号である、超音波トランスデューサごとの素子データを受信して増幅し、アナログの素子データを A/D変換部 20 に供給する。

40

A/D変換部 20 は、受信回路 16 から供給されたアナログの素子データを、デジタルの素子データに変換する。A/D変換部 20 は、デジタルの素子データを、画像生成部 18 の整相加算部 44 に供給すると共に、素子データ記憶部 22 に供給する。

【0022】

画像生成部 18 は、A/D変換部 20 から供給されたデジタルの素子データから音線信号（受信データ）を生成し、この音線信号から超音波画像を生成するものである。

画像生成部 18 は、整相加算部 44、信号処理部 46、DSC 48、画像処理部 50、および、画像メモリ 52 を有する。

50

【 0 0 2 3 】

整相加算部 4 4 は、制御部 3 6 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の、音速または音速の分布に基づく受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに従って、素子データにそれぞれの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受信データ（音線信号）が生成される。

整相加算部 4 4 は、受信データを信号処理部 4 6 に供給する。

【 0 0 2 4 】

信号処理部 4 6 は、整相加算部 4 4 で生成された受信データに対し、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した後、包絡線検波処理を施すことにより、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。

10

【 0 0 2 5 】

D S C (digital scan converter) 4 8 は、信号処理部 4 6 で生成された B モード画像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）する。

【 0 0 2 6 】

画像処理部 5 0 は、D S C 4 8 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 3 2 に出力する、あるいは画像メモリ 5 2 に格納する。

【 0 0 2 7 】

表示制御部 3 2 は、画像処理部 5 0 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 3 4 に超音波画像を表示させる。

20

表示部 3 4 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 3 2 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

素子データ記憶部 2 2 は、A / D 変換部 2 0 から出力されるデジタルの素子データを順次格納する。また、素子データ記憶部 2 2 は、制御部 3 6 から入力される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）を上記の素子データに関連付けて格納する。

【 0 0 2 9 】

再構築画像生成部 2 4 は、制御部 3 6 による制御の下で、着目領域の最適音速を演算して、着目領域を含む領域の画像を再構築する部位である。

30

再構築画像生成部 2 4 は、着目領域設定部 6 0 と、着目領域データ取得部 6 2 と、最適音速算出部 6 4 と、再構築領域設定部 6 6 と、画像再構築部 6 8 とを有する。

【 0 0 3 0 】

着目領域設定部 6 0 は、操作者による操作部 3 8 からの入力に応じて、着目領域 R O I を設定する。

図 3 は、着目領域 R O I が設定された超音波画像の一例を模式的に示す図である。

図 3 に示す超音波画像においては、見たい組織（臓器）や病変といった、対象部位 P が撮像されており、この対象部位 P を囲むように着目領域 R O I が設定されている。また、図 3 において破線で示す、着目領域 R O I を含む再構築領域 Z が設定されている。再構築領域 Z については、後に詳述する。

40

着目領域設定部 6 0 は、設定した着目領域 R O I の情報を着目領域データ取得部 6 2 、および、再構築領域設定部 6 6 に供給する。

【 0 0 3 1 】

なお、着目領域設定部 6 0 は、操作部 3 8 からの入力に応じて着目領域 R O I を設定する構成に限定はされず、画像生成部 1 8 で生成された超音波画像（B モード画像信号）を解析して、着目領域 R O I を設定する構成としてもよい。

例えば、着目領域設定部 6 0 は、画像生成部 1 8 で生成された超音波画像において、隣接する画素同士の輝度値の差に基づいて、構造領域を抽出してもよい。具体的には、隣接する画素同士の輝度値の差が所定の値以上となる位置（画素）を構造領域（組織や病変）

50

の辺縁部（エッジ）と判定して、エッジに囲まれた領域、あるいは、エッジを多く含む領域を構造領域、すなわち、対象部位 P と判定して抽出し、対象部位 P を含み、かつ、所定の形状、大きさとなる領域を着目領域 R O I に設定してもよい。

【 0 0 3 2 】

なお、超音波画像を解析して着目領域 R O I を設定する場合には、構造領域を 1 種類の領域とみなしても良く、あるいは、エッジの連続性や、輝度値のレベル等に応じて 2 種以上の領域とみなして、各領域を対象部位 P と判定して抽出し、対象部位 P ごとに着目領域 R O I を設定してもよい。

【 0 0 3 3 】

着目領域データ取得部 6 2 は、着目領域設定部 6 0 から供給される着目領域 R O I の情報に基づいて、素子データ記憶部 2 2 に記憶されている素子データから、着目領域 R O I に対応する位置の素子データを読み出し、最適音速算出部 6 4 に供給する。

【 0 0 3 4 】

なお、着目領域データ取得部 6 2 は、素子データ記憶部 2 2 から、着目領域 R O I に対応する位置の素子データを読み出す構成に限定はされず、着目領域 R O I が設定された後に、振動子アレイ 4 2 が、設定された着目領域 R O I にフォーカスして超音波の送信を実施する構成とし、着目領域 R O I に超音波を送信して、その超音波エコーを受信して得られた素子データを、着目領域 R O I に対応する位置の素子データとして取得する構成としてもよい。

【 0 0 3 5 】

最適音速算出部 6 4 は、設定された着目領域 R O I 内の最適音速値を算出する部位である。

ここで、最適音速値とは、設定音速を種々変更し、それぞれの設定音速に基づいて、受信フォーカス処理をして超音波画像を形成した場合に、画像のコントラストおよび／またはシャープネスが最も高くなる設定音速値であり、例えば、特開平 8 - 3 1 7 9 2 6 号公報に記載のように、画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散等に基づいて最適音速値の判定を行うことができる。

【 0 0 3 6 】

最適音速算出部 6 4 は、一例として、設定音速 v を、 1400 m/s から 1650 m/s まで、 50 m/s 刻みで変化させて、それぞれの設定速度 v において、設定速度 v に基づいて、着目領域データ取得部から供給された着目領域 R O I に対応する素子データを用いて受信フォーカス処理をして音線信号を生成し、この音線信号から超音波画像を形成し、それぞれの設定音速 v での着目領域 R O I の画像のシャープネスを算出する。

各設定音速 v での画像のシャープネス値を比較して、得られたシャープネスの値が最も高い設定音速 v を最適音速値として設定する。

最適音速算出部 6 4 は、算出した最適音速値を画像再構築部 6 8 に供給する。

【 0 0 3 7 】

再構築領域設定部 6 6 は、最適音速算出部 6 4 が算出した最適音速値を用いて画像を再構築する領域、すなわち、再構築領域 Z を設定する部位である。

再構築領域設定部 6 6 は、着目領域設定部 6 0 から供給される着目領域 R O I を含み着目領域 R O I よりも大きな領域を再構築領域 Z に設定する。

【 0 0 3 8 】

再構築領域設定部 6 6 は、一例として、図 3 に示すように、着目領域 R O I の辺縁部に所定の幅の領域を加えた領域を再構築領域 Z として設定する。なお、以下の説明では、再構築領域 Z の着目領域 R O I 以外の領域を余白領域という。

なお、再構築領域 Z の大きさには、特に限定はないが、プローブの動きや組織の動きに相当する大きさの余白領域を加えた大きさとするのが好ましい。これにより、プローブの動きや組織の動きによって、対象部位 P が着目領域 R O I から外れた場合であっても、再構築領域 Z から外れることを防止することができる。

再構築領域設定部 6 6 は、設定した再構築領域 Z の情報を画像再構築部 6 8 に供給する

10

20

30

40

50

。

【 0 0 3 9 】

画像再構築部 6 8 は、最適音速値に基づいて、再構築領域 Z の画像を再構築する部位である。

画像再構築部 6 8 は、まず、再構築領域設定部 6 6 から供給される再構築領域 Z の情報に基づいて、素子データ記憶部 2 2 に記憶されている素子データから、再構築領域 Z に対応する位置の素子データを読み出す。次に、読み出した素子データに、最適音速算出部 6 4 から供給される最適音速値に基づいて受信フォーカス処理をして音線信号を生成し、この音線信号から再構築領域 Z の B モード画像信号を生成する。さらに、生成した B モード画像信号をラスタ変換すると共に、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して、再構築画像を生成する。

10

画像再構築部 6 8 は、生成した再構築画像を画像再生成部 2 6 に供給する。

【 0 0 4 0 】

前述のとおり、超音波画像を生成する際に、超音波画像に着目領域を設定して、着目領域において最適音速値を求める構成とすることにより、着目領域、すなわち、見たい組織や病変の画質を向上し、短時間で最適音速値を求めることができる。

しかしながら、超音波画像に着目領域を設定した場合には、プローブの動きや組織の動きによって、見たい組織や病変が、設定した着目領域から外れるおそれがある。着目領域を設定して、着目領域において最適音速値を求めて、超音波画像を生成する場合には、着目領域においては、見たい組織や病変に最適な音速値を用いて超音波画像が生成されるが、着目領域から外れた領域では見たい組織や病変に最適な音速値とは異なる音速値を用いて超音波画像が生成されることとなる。そのため、見たい組織や病変が着目領域から外れてしまうと、画像の品質が低下してしまうおそれがある。

20

【 0 0 4 1 】

これに対して、本発明は、着目領域を含み、着目領域よりも大きな再構築領域において、着目領域の最適音速値に基づいて、画像を再構築するので、プローブの動きや組織の動きによって、見たい組織や病変が、設定した着目領域から外れたとしても、見たい組織や病変の画質が良好な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 4 2 】

画像再生成部 2 6 は、超音波画像に、画像再構築部 6 8 から供給される再構築画像を合成して、超音波画像を再生成する部位である。

30

具体的には、画像再生成部 2 6 は、画像メモリ 5 2 に記憶されている超音波画像を読み出すと共に、画像再構築部 6 8 から供給される再構築画像を取得し、超音波画像の再構築領域 Z の画像を再構築画像に置き換えて、新たな超音波画像を生成する。

画像再生成部 2 6 は、生成した新たな超音波画像を表示制御部 3 2 に供給する。

【 0 0 4 3 】

ここで、画像再生成部 2 6 は、超音波画像の再構築領域 Z の画像を再構築画像に置き換える構成に限定はされない。

例えば、超音波画像の再構築領域 Z の画像の各画素の輝度値と、再構築画像の対応する各画素の輝度値とを所定の比率で合成して各画素の輝度値を求め、得られた画像を再構築領域 Z の画像として、新たな超音波画像を生成してもよい。

40

あるいは、着目領域 R O I の画像は、対応する再構築画像に置き換えて、余白領域の画像は、対応する位置の超音波画像と再構築画像とを合成した画像に置き換えて新たな超音波画像としてもよい。さらに、余白領域の画像は、超音波画像と再構築画像とを合成する比率を、着目領域側では、再構築画像の比率を高くして、着目領域から離間するに従って、超音波画像の比率が高くなるようにして、超音波画像と再構築画像とを合成して求めてもよい。

【 0 0 4 4 】

制御部 3 6 は、操作者により操作部 3 8 から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

50

ここで、制御部 36 は、操作者が操作部 38 から着目領域 ROI を設定する入力を行った際に、操作部 38 から入力された着目領域 ROI の情報を着目領域設定部 60 に供給する。

【0045】

操作部 38 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

また、操作部 38 は、操作者が着目領域 ROI の情報を入力操作するための入力装置を備えている。

【0046】

格納部 40 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等の記録媒体を用いることができる。

なお、整相加算部 44、信号処理部 46、DSC 48、画像処理部 50、表示制御部 32 および再構築画像生成部 24 は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【0047】

なお、上記実施例においては、再構築画像を生成する画像再構築部 68 と、超音波画像を生成する画像生成部 18 とを別々の部位とする構成としたが、これに限定はされず、画像生成部 18 が画像再構築部も兼ねる構成としてもよい。

すなわち、最適音速算出部 64 が着目領域 ROI の最適音速値を算出し、再構築領域設定部が再構築領域 Z を設定した後、画像生成部 18 の整相加算部 44 が、再構築領域 Z に対応する素子データを読み出して、着目領域の最適音速値に基づいて受信フォーカス処理を施して音線信号を生成し、信号処理部 46 がこの音線信号から B モード画像信号を生成し、B モード画像信号を、DSC 48 がラスタ変換し、画像処理部 50 が画像処理を施し、再構築画像を生成する構成としてもよい。

【0048】

次に超音波診断装置 10 の動作について図 4 のフローチャートを参照して具体的に説明する。

操作者が、超音波プローブ 12 を被検体の表面に当接し、測定を開始すると、送信回路 14 から供給される駆動信号に従って振動子アレイ 42 から超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを、振動子アレイ 42 が受信し、受信信号（素子データ）を出力する。

受信回路 16 は、アナログの素子データを増幅して A/D 変換部 20 に供給し、A/D 変換部 20 は、アナログの素子データをデジタルに変換して画像生成部 18 の整相加算部 44 に供給すると共に、素子データ記憶部 22 に供給する。

画像生成部 18 の整相加算部 44 は、素子データに受信フォーカス処理を施して受信データ（音線信号）を生成し、信号処理部 46 に供給する。信号処理部 46 は、音線信号を処理して B モード画像信号を生成する。B モード画像信号を、DSC 48 がラスタ変換し、画像処理部 50 が画像処理を施し、超音波画像が生成される。生成された超音波画像は、画像メモリ 52 に格納されると共に、表示制御部 32 により超音波画像が表示部 34 に表示される（S102）。

【0049】

次に、表示された超音波画像を参照して、操作者が、操作部 38 を操作して着目領域 ROI の設定指示を入力する。着目領域設定部 60 は、操作部 38 からの入力指示に応じて着目領域 ROI を設定する（S104）。

着目領域 ROI が設定されると、着目領域データ取得部 62 は、設定された着目領域 ROI の情報に基づいて素子データ記憶部 22 から着目領域 ROI に対応する位置の素子データを読み出し最適音速算出部 64 に供給する（S106）。

【0050】

最適音速算出部 64 は、設定音速 v を、 1400 m/s から 1650 m/s まで、50

10

20

30

40

50

m / s 刻みで変更して、それぞれの設定速度 v において、着目領域 R O I に対応する位置の素子データを用いて受信フォーカス処理をして音線信号を生成し、この音線信号から超音波画像を形成し、それぞれの設定音速 v での着目領域 R O I の画像のシャープネスを算出する (S 1 0 8 ~ S 1 1 4)。

各設定音速 v での画像のシャープネス値を比較して、得られたシャープネスの値が最も高い設定音速 v を最適な音速値 V (最適音速値 V) として設定する (S 1 1 6)。

【 0 0 5 1 】

一方、再構築領域設定部 6 6 は、設定された着目領域 R O I の辺縁部に所定の幅の余白領域を加えて再構築領域 Z を設定する (S 1 1 8)。

画像再構築部 6 8 は、再構築領域 Z に対応する位置の素子データを読み出し、最適音速値 V に基づいて受信フォーカス処理をして音線信号を生成し、この音線信号から再構築領域 Z の画像 (再構築画像) を形成する (S 1 2 0)。

画像再生成部 2 6 は、画像メモリ 5 2 から超音波画像を読み出し、超音波画像の再構築領域を再構築画像に置き換えて新たな超音波画像を生成する (S 1 2 2)。

【 0 0 5 2 】

このように本発明の超音波診断装置 1 0 は、設定した着目領域 R O I の最適音速値を算出し、この最適音速を用いて、着目領域 R O I を拡大した再構築領域 Z の画像を再構築するので、プローブの動きや組織の動きによって、見たい組織や病変が、設定した着目領域から外れたとしても、見たい組織や病変の画質が良好な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 5 3 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明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ず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

1 0	超音波診断装置
1 2	超音波プローブ
1 4	送信回路
1 6	受信回路
1 8	画像生成部
2 0	A / D 変換部
2 2	素子データ記憶部
2 4	再構築画像生成部
2 6	画像再生成部
3 2	表示制御部
3 4	表示部
3 6	制御部
3 8	操作部
4 0	格納部
4 2	振動子アレイ
4 4	整相加算部
4 6	信号処理部
4 8	D S C
5 0	画像処理部
5 2	画像メモリ
6 0	着目領域設定部
6 2	着目領域データ取得部
6 4	最適音速算出部
6 6	再構築領域設定部
6 8	画像再構築部

10

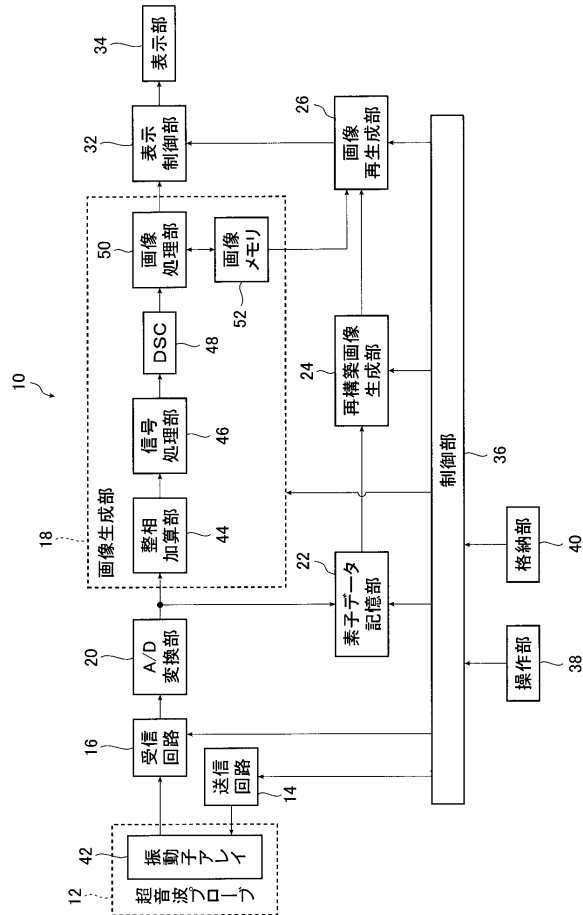
20

30

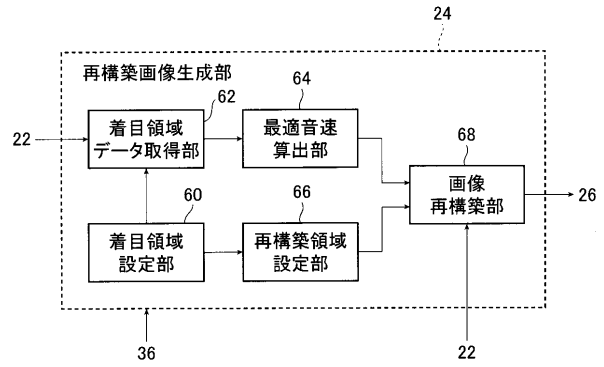
40

50

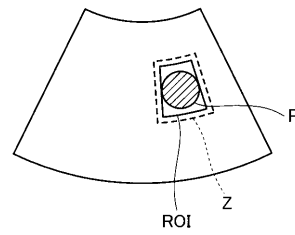
【 図 1 】



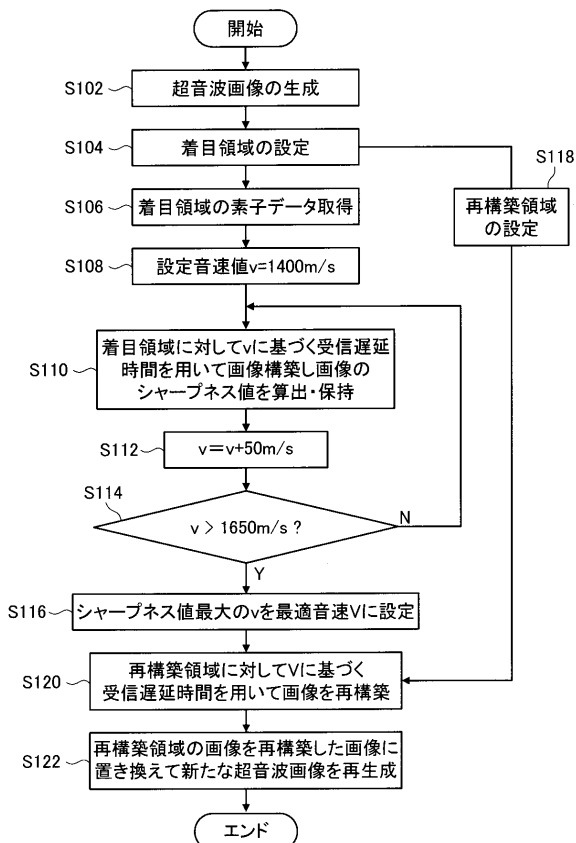
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2013244204A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012120011	申请日	2012-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5215 A61B8/5269 G16H50/20 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH21 4C601/JB03 4C601/JC37 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5837455B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种超声图像诊断装置，该超声图像诊断装置能够获得超声图像，其中测量和计算最佳声速所花费的时间已经减少，并且对于病变或组织表现出优异的图像质量。被人看待。根据本发明的超声波图像诊断装置包括：元件数据存储单元，存储元件数据；设定感兴趣区域的感兴趣区域设定单元；最佳声速计算单元，其使用来自感兴趣区域的元素数据来计算感兴趣区域的最佳声速值；重建区域设定单元，其设定包括并且大于感兴趣区域的重建区域；以及图像重建单元，其基于最佳声速重建重建区域的图像，然后生成重建图像。

