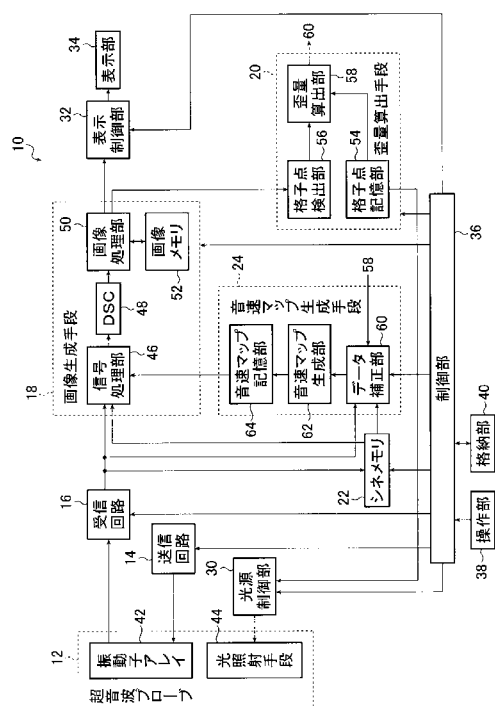




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子の振動子アレイから、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た前記振動子アレイが出力する受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、

撮像領域内に複数の格子点を設定する格子点設定部と、

前記格子点設定部が設定した前記格子点に収束する光を照射し、局所的に熱を与える光照射手段と、

前記光照射手段が前記被検体内に光を照射することによって発生する超音波を、前記振動子アレイで受信して出力される受信信号に基づいて、歪量算出用超音波画像を生成する歪量算出用画像生成手段と、

前記歪量算出用超音波画像上での前記格子点の位置を検出する格子点検出手段と、

前記光照射手段が光を照射した前記格子点の絶対座標と、前記歪量算出用超音波画像上で検出される前記格子点の位置との差を歪量として算出する歪量算出手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記光照射手段が前記被検体内に光を照射する際に、前記振動子アレイが前記被検体に超音波を送信して、

前記振動子アレイが、前記光照射手段が前記被検体内に光を照射することによって発生する超音波を受信すると共に、前記振動子アレイが前記被検体に超音波を送信することによって発生する超音波エコーを受信して、受信信号を出力し、

20

前記歪量算出用画像生成手段が、前記振動子アレイから出力される受信信号に基づいて、前記歪量算出用超音波画像を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記歪量算出手段が算出した前記歪量を用いて、前記超音波画像を補正する画像補正手段を有する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記光照射手段が、前記超音波探触子に設けられている請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記被検体内における音速マップを生成する音速マップ生成手段を有し、

前記音速マップ生成手段は、前記歪量算出手段が算出した前記歪量を用いて、音速マップを生成するための前記受信信号を補正して、前記音速マップを生成する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波画像を生成する画像生成手段が、前記音速マップ生成手段が生成した音速マップを用いて、前記超音波画像を生成する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記音速マップ生成手段が生成した音速マップを、前記画像生成手段が生成した超音波画像に重畳して表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記光照射手段が、複数の光源を有する光源アレイと、前記光源アレイの各光源に対応する複数のマイクロレンズを備えるマイクロレンズアレイとを有する請求項 1 ~ 7 のいずれかに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診断画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

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。

【 0 0 0 3 】

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、実際の生体内の音速値にはばらつきがあるため、このばらつきによって、超音波画像には空間的な歪みが生じていた。

10

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、診断部位における音速を測定し、このような画像の歪みを補正することが行われている。

超音波画像の歪みを補正することにより、例えば、血管壁の厚みの測定や、腫瘍のサイズなど様々な部位の計測の精度が向上する。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 には、診断部位の周辺に複数の格子点を設定し、各格子点に対して超音波ビームを送受信することにより得られる受信データに基づいて、局所音速値の演算を行う超音波診断装置が提案されている。

また、特許文献 2 には、複数の第 1 の領域において、フォーカス処理におけるビーム集束度を判定し、各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超音波診断装置が提案されている。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 9 9 4 5 2 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 7 9 3 0 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

30

特許文献 1 および特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送受信することで、生体内における局所音速値を求めることができ、例えば B モード画像に局所音速値の情報を重畳させて表示することが可能となる。

しかしながら、局所音速値を求めるために、設定した格子点や領域に向けて、超音波ビームを送信する場合には、正確な音速が不明であるため、設定した格子点や領域とはずれた位置に超音波ビームが送信されてしまう。そのため、正確に局所音速値を求めることは不可能であった。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、生体内の正確な音速値を求めることができ、これにより、高精度な超音波画像を撮像することができ、被検体内の診断部位をより精度良く診断することができる超音波診断装置を提供することにある。

40

また、本発明の別の目的は、生体内の正確な音速値を求めることにより、組織性状判断、例えば、肝硬変や脂肪肝の進行度を簡易に計測することができる超音波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、超音波探触子の振動子アレイから、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た前記振動子アレイが出力する受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、撮像領域内に複数の格子点を設定する格子点設定部と、前記格子点設定部が設定した前記格子点に収束する

50

光を照射し、局所的に熱を与える光照射手段と、前記光照射手段が前記被検体内に光を照射することによって発生する超音波を、前記振動子アレイで受信して出力される受信信号に基づいて、歪量算出用超音波画像を生成する歪量算出用画像生成手段と、前記歪量算出用超音波画像上での前記格子点の位置を検出する格子点検出手段と、前記光照射手段が光を照射した前記格子点の絶対座標と、前記歪量算出用超音波画像上で検出される前記格子点の位置との差を歪量として算出する歪量算出手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0009】

ここで、前記光照射手段が前記被検体内に光を照射する際に、前記振動子アレイが前記被検体に超音波を送信して、前記振動子アレイが、前記光照射手段が前記被検体内に光を照射することによって発生する超音波を受信すると共に、前記振動子アレイが前記被検体に超音波を送信することによって発生する超音波エコーを受信して、受信信号を出力し、前記歪量算出用画像生成手段が、前記振動子アレイから出力される受信信号に基づいて、前記歪量算出用超音波画像を生成することが好ましい。

また、前記歪量算出手段が算出した前記歪量を用いて、前記超音波画像を補正する画像補正手段を有することが好ましい。

また、前記光照射手段が、前記超音波探触子に設けられていることが好ましい。

【0010】

また、前記被検体内における音速マップを生成する音速マップ生成手段を有し、前記音速マップ生成手段は、前記歪量算出手段が算出した前記歪量を用いて、音速マップを生成するための前記受信信号を補正して、前記音速マップを生成することが好ましい。

また、超音波画像を生成する画像生成手段が、前記音速マップ生成手段が生成した音速マップを用いて、前記超音波画像を生成することが好ましい。

また、前記音速マップ生成手段が生成した音速マップを、前記画像生成手段が生成した超音波画像に重畳して表示することが好ましい。

【0011】

また、前記光照射手段が、複数の光源を有する光源アレイと、前記光源アレイの各光源に対応する複数のマイクロレンズを備えるマイクロレンズアレイとを有することが好ましい。

【発明の効果】

【0012】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、撮像領域内に複数の格子点を設定する格子点設定部と、格子点設定部が設定した格子点に収束する光を照射し、局所的に熱を与える光照射手段と、光照射手段が被検体内に光を照射することによって発生する超音波を、振動子アレイで受信して出力される受信信号に基づいて、歪量算出用超音波画像を生成する歪量算出用画像生成手段と、歪量算出用超音波画像上での格子点の位置を検出する格子点検出手段と、光照射手段が光を照射した格子点の絶対座標と、歪量算出用超音波画像上で検出される格子点の位置との差を歪量として算出する歪量算出手段とを有するので、高精度な超音波画像を撮像することができ、被検体内の診断部位をより精度よく診断することができる。また、生体内の正確な音速値を求めることができ、生体内の正確な音速値を求めることにより、組織性状判断、例えば、肝硬変や脂肪肝の進行度を簡易に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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に示す超音波診断装置における格子点と光照射手段を模式的に示す図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置における格子点の位置と歪量算出用超音波画像を模式的に示す図である。

【図4】光源照射手段の他の一例を模式的に示す図である。

10

20

30

40

50

【図 5】(A) および (B) は、音速演算の原理を模式的に示す図である。

【図 6】本発明に係る超音波診断装置の他の一例の構成を概念的に示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

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。

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、画像生成手段 18 と、歪量算出手段 20 と、シネメモリ 22 と、音速マップ生成手段 24 と、光源制御部 30 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。

なお、図示例の超音波診断装置 10 は、超音波画像の撮像と音速マップの生成を行なう構成を有すると共に、歪量算出用超音波画像を撮像して、超音波画像の歪量を算出し、この歪量を用いて超音波画像および音速マップを補正する構成を有するものである。

【0016】

超音波プローブ 12 は、通常、超音波診断装置に用いられる振動子アレイ 42 を有すると共に、超音波画像の歪量を算出する際に用いる光照射手段 44 を有する。

【0017】

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、超音波画像および歪量算出用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、光照射手段が光を照射することにより発生する超音波と、被検体からの超音波エコーとを受信して受信信号を出力する。

なお、歪量算出用超音波画像を撮像する際に、振動子アレイ 42、送信回路 14、受信回路 16 および画像生成手段が行なう処理は、通常、超音波画像の撮像と同様であるので、以下の説明では、歪量算出用超音波画像と超音波画像とを区別する必要がない場合には、基本的に、超音波画像の撮像について詳述する。

【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、PVD (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】

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。

【0020】

光照射手段 44 は、歪量算出用超音波画像を撮像する際に、光源制御部 30 の制御に従って、振動子アレイ 42 と連動して、被検体内の所定の位置で焦点を結ぶ光を照射するものである。

光照射手段 44 については、後に詳述する。

【0021】

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送信遅延パターンに基づいて、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。

【 0 0 2 2 】

受信回路 1 6 は、振動子アレイ 4 2 の各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅して A / D 変換した後、制御部 3 6 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号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。

受信回路 1 6 は、受信データを画像生成手段 1 8、音速マップ生成手段 2 4 のデータ補正部 6 0、および、シネメモリ 2 2 に供給する。

【 0 0 2 3 】

画像生成手段 1 8 は、受信回路 1 6 から供給された受信データから超音波画像（歪量算出用超音波画像）を生成するものである。

画像生成手段 1 8 は、信号処理部 4 6、D S C 4 8、画像処理部 5 0、および、画像メモリ 5 2 を有する。

【 0 0 2 4 】

信号処理部 4 6 は、受信回路 1 6 で生成された受信データに対し、後述する音速マップ生成手段 2 4 の音速マップ記憶部 6 4 に記憶されている音速マップを利用して、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。

【 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（ラスター変換）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、通常の超音波画像の場合には、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。

また、歪量算出用超音波画像の場合には、B モード画像信号を格子点検出部 5 6 に供給する。

【 0 0 2 7 】

超音波プローブ 1 2 の光照射手段 4 4 は、振動子アレイ 4 2 に隣接して配置され、振動子アレイ 4 2 が超音波の送受信を行なう領域（スキャン面）において、所定の位置で焦点を結ぶ光を照射するものである。

具体的には、光照射手段 4 4 は、光源制御部 3 0 の制御に従って、後述する格子点記憶部 5 4 から読み出された格子点の位置に収束する光を照射する。

図 2 に、設定された格子点 P およびスキャン面 M と、このスキャン面 M に対応して光照射手段 4 4 を便宜的に示した模式図を示す。図示例においては、光照射手段 4 4 は、光源 4 4 a と、レンズ 4 4 b とを有し、光源 4 4 a が照射した光をレンズ 4 4 b で収束させることによって、格子点 P の位置で焦点を結ぶ光を照射する。

なお、図 2 において、5 行 5 列の格子点 P が設定されており、i 行 j 列の格子点を P_{ij} と表示する。

光照射手段 4 4 は、図示しない移動手段によって移動されて、各格子点 P_{ij} の位置に光を照射する。

【 0 0 2 8 】

光照射手段 4 4 が、被検体内に光を照射して、熱を与えることによって、光を照射された部位は、その熱により体積膨張を起こし、超音波を発生する。

歪量算出用超音波画像を撮像する場合には、制御部 3 6 からの指示により、振動子アレイ 4 2 が、超音波ビームを被検体内に送信すると共に、光照射手段 4 4 が被検体内に光を照射することにより、振動子アレイ 4 2 が、振動子アレイ 4 2 の超音波ビームに基づく超音波エコーを受信すると共に、光照射手段 4 4 の光の照射による超音波を受信し、受信信号を出力する。この受信信号から歪量算出用超音波画像が生成される。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

図 3 に歪量算出用超音波画像と格子点 P_{ij} とを模式的に示す。光照射手段 44 によって、格子点 P_{ij} の位置に光を照射することにより、図 3 に示すように、歪量算出用超音波画像において、光を照射された位置が輝点 S として輝度が高く表示される。なお、図 3 では、5 行 5 列の格子点 P_{ij} に対応する、5 行 5 列の輝点 S_{ij} が示されている。

【0030】

ここで、生体内の音速は、部位によってばらつきがあるのに対して、生体内での光の速度は、ほぼ一定であるので、光照射手段 44 によって、格子点 P_{ij} の位置に光を照射することによって、正確に格子点 P_{ij} の位置に光を照射することができる。

【0031】

なお、図示例においては、光照射手段は、1つの光源 44a と 1つのレンズ 44b とを有し、光源 44a とレンズ 44b とを移動させることによって、光の照射位置を変更する構成としたが、本発明はこれに限定はされず、例えば、図 4 に示す光照射手段 80 のように、複数の光源 82a、82b、82c、・・・からなる光源アレイ 82 と、この光源アレイ 82 に対応する複数のマイクロレンズ 84a、84b、84c、・・・からなるマイクロレンズアレイ 84 とを有し、複数の光源の、それぞれの光の照射タイミングをずらすことによって、所定の位置に光を収束させる構成としてもよい。

【0032】

光源制御部 30 は、制御部 36 からの指示に応じて、格子点記憶部 54 に記憶されている格子点 P_{ij} の位置を読み出し、この格子点 P_{ij} の位置に、順次、光を照射するように、光照射手段 44 を制御する。

【0033】

歪量算出手段 20 は、制御部 36 による制御の下で、撮像された超音波画像の歪量を算出するためのものである。

歪量算出手段 20 は、格子点記憶部 54 と、格子点検出部 56 と、歪量算出部 58 とを有している。

【0034】

格子点記憶部 54 は、振動子アレイ 42 が超音波を送受信するスキャン面 M において、設定される格子点 P_{ij} を記憶する部位である。

図 2 においては、光照射手段 44 の光の照射方向の水平および垂直方向にそれぞれ 5 つのラインが設定され、ラインの交点が格子点 P_{ij} に設定されている。

格子点 P_{ij} の位置および数は、撮像条件等に応じて、予め設定されていても良いし、操作者が操作部 38 を操作して格子点 P_{ij} を設定してもよい。

また、設定する格子点 P_{ij} の数に特に限定はなく、正確な局所音速値が算出され、高精度な超音波画像を生成することができれば、格子点 P の数は、いくつであってもよい。

【0035】

格子点検出部 56 は、画像処理部 50 から供給される歪量算出用超音波画像において、輝点 S_{ij} の位置を検出するものである。

輝点 S_{ij} を検出する方法には、特に限定はなく、閾値を使って輝度が高い位置を検出する方法等、種々の公知の方法を用いればよい。

格子点検出部 56 は、検出した輝点 S_{ij} の位置の情報を歪量算出部 58 に供給する。

【0036】

歪量算出部 58 は、格子点記憶部 54 から読み出した格子点 P_{ij} の位置と、格子点検出部 56 から供給される輝点 S_{ij} の位置の情報を比較して、格子点 P_{ij} と輝点 S_{ij} との位置のずれ量を歪量 D_{ij} として、それぞれの格子点 P_{ij} について算出する。

【0037】

前述のとおり、生体内において、光の速度はほぼ一定であるので、光照射手段 44 は、正確に、格子点 P_{ij} の位置に光を照射することができる。一方、光を照射された格子点 P_{ij} の位置では、超音波が発生する。この超音波を受信して、歪量算出用超音波画像を生成すると、光が照射された位置は、輝点 S_{ij} として表示される。

ここで、超音波画像を生成する際に用いる局所音速値が、被検体内の実際の音速値と異

10

20

30

40

50

なると、画像上において、輝点 S_{ij} は、格子点 P_{ij} とは異なる位置に表示される。歪量算出部 58 は、この格子点 P_{ij} と輝点 S_{ij} とのずれ量を歪量 D_{ij} として求める。

格子点 P_{ij} と輝点 S_{ij} との歪量 D_{ij} を求め、音速マップ生成手段 24 において、生体内の局所音速値を求める際に、歪量 D_{ij} を用いて音速値を補正することによって、正確な局所音速値を求めることができる。

歪量算出部 58 は、算出した歪量 D_{ij} を音速マップ生成手段 24 のデータ補正部 60 に供給する。

【0038】

シネメモリ 22 は、受信回路 16 から出力される受信データを順次格納する。また、シネメモリ 22 は、制御部 36 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）を上記の受信データに関連付けて格納する。

【0039】

音速マップ生成手段 24 は、制御部 36 による制御の下で、被検体内の各位置において局所音速値を求め、音速マップを生成する部位である。

音速マップ生成手段 24 は、データ補正部 60 と、音速マップ生成部 62 と、音速マップ記憶部 64 とを有する。

【0040】

データ補正部 60 は、シネメモリ 22 に格納されている受信データを読み出し、歪量算出部 58 から供給される歪量 D_{ij} を用いて、受信データの位置に関する情報（超音波の反射位置の情報等）を補正し、補正受信データを生成する。

データ補正部 60 が行なう位置補正の補正方法には、特に限定は無く、最近傍点補間、1 次・2 次・3 次補間、多項式補間、ラグランジュ補間、スプライン補間等、超音波診断装置の画像処理で用いられている種々の位置補正方法を用いることができる。

データ補正部 60 は、生成した補正受信データを音速マップ生成部 62 に供給する。

【0041】

音速マップ生成部 62 は、データ補正部 60 から供給される補正受信データを用いて、診断対象となる被検体内の組織における局所音速値を演算し、音速マップを生成する。

音速マップ生成部 62 が行なう局所音速値の演算方法には、特に限定はなく、例えば本願の出願人により出願された特開 2010-99452 号公報に記載の方法により行うことができる。

【0042】

この方法は、図 5 (A) に示されるように、被検体内に超音波を送信した際に、被検体の反射点となる格子点 X から振動子アレイ 42 に到達する受信波 W_x に着目したとき、図 5 (B) に示されるように、格子点 X よりも浅い位置、すなわち振動子アレイ 42 に近い位置に複数の格子点 A1、A2、・・・を等間隔に配列し、格子点 X からの受信波を受けた複数の格子点 A1、A2、・・・からのそれぞれの受信波 W_1 、 W_2 、・・・の合成波 W_{sum} が、ホイヘンスの原理により、格子点 X からの受信波 W_x に一致することを利用して、格子点 X における局所音速値を求める方法である。

【0043】

まず、すべての格子点 X、A1、A2、・・・に対する最適音速値をそれぞれ求める。ここで、最適音速値とは、各格子点に対し、設定音速に基づきフォーカス計算をして撮影を行うことにより超音波画像を形成し、設定音速を種々変化させたときに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であり、例えば特開平 8-317926 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。

【0044】

次に、格子点 X に対する最適音速値を用いて、格子点 X から発せられる仮想的な受信波 W_x の波形を算出する。

さらに、格子点 X における仮定的な局所音速値 V を種々変化させて、それぞれ格子点 A

10

20

30

40

50

1、A 2、・・・からの受信波 W_1 、 W_2 、・・・の仮想的な合成波 W_{sum} を算出する。このとき、格子点 X と各格子点 A_1 、 A_2 、・・・との間の領域 $R_x a$ における音速は一樣で、格子点 X における局所音速値 V に等しいものと仮定する。格子点 X から伝播した超音波が格子点 A_1 、 A_2 、・・・に到達するまでの時間は $X A_1 / V$ 、 $X A_2 / V$ 、・・・となる。ここで、 $X A_1$ 、 $X A_2$ 、・・・は、それぞれ格子点 A_1 、 A_2 、・・・と格子点 X との間の距離である。そこで、格子点 A_1 、 A_2 、・・・からそれぞれ時間 $X A_1 / V$ 、 $X A_2 / V$ 、・・・だけ遅延して発した反射波を合成することにより、仮想的な合成波 W_{sum} を求めることができる。

【0045】

次に、このように格子点 X における仮定的な局所音速値 V を種々変化させて算出された複数の仮想的な合成波 W_{sum} と格子点 X からの仮想的な受信波 W_x との誤差をそれぞれ算出し、誤差が最小になる仮定的な局所音速値 V を格子点 X における局所音速値と判定する。ここで、仮想的な合成波 W_{sum} と格子点 X からの仮想的な受信波 W_x との誤差の算出方法としては、互いの相互相関をとる方法、受信波 W_x に合成波 W_{sum} から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法、合成波 W_{sum} に受信波 W_x から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法等を採用することができる。

以上のようにして、データ補正部 60 で生成された補正受信データに基づき、被検体内の各部における局所音速値を演算し、被検体内の音速マップを生成することができる。

【0046】

前述のとおり、生体内の各領域（格子点）の位置での音速値（局所音速値）を求める際に、各格子点に超音波ビームを送信して、その超音波エコーを受信して得られる受信データに基づいて、局所音速値を求める方法では、各格子点に超音波ビームを送信しても、生体内の局所音速値が不明であるため、設定した格子点とはずれた位置に超音波ビームが送信されてしまう。そのため、正確な音速値を求めることはできない。

【0047】

これに対して、本発明のように、光照射手段 44 を用いて、光を照射し、これによる超音波から求められる輝点の位置と、光を照射した格子点 P の位置とのずれ量を歪量 D として算出し、この歪量 D を用いて、局所音速値を算出するための受信データを補正するので、実際の音速値が不明で、送信した超音波ビームが、設定した格子点や領域の正確な位置とは、ずれた位置に送信された場合であっても、補正された受信データを用いて局所音速値を求めることによって、正確な局所音速値（音速マップ）を求めることができる。

また、生体内の正確な音速値を求めることにより、組織性状判断、例えば、肝硬変や脂肪肝の進行度を簡易に計測することができる。

【0048】

また、信号処理部 46 において、受信回路 16 から供給された受信データに対して、正確な音速マップを用いて、各種処理を行なって B モード画像信号を生成するので、音速のばらつきに起因する歪みが補正された、高精度な B モード画像信号（超音波画像）を生成することができる。高精度な超音波画像を撮像することによって、被検体内の診断部位をより精度よく診断することができる。

また、正確な音速マップを用いて、超音波画像を生成することにより、超音波エコーの合波の条件が整うため、撮像領域全体に渡って感度が向上し、分解能も向上する。

【0049】

音速マップ記憶部 64 は、音速マップ生成部 62 が生成した音速マップを記憶する部位である。また、音速マップ記憶部 64 は、音速マップ生成部 62 から音速マップが供給されるまでは、所定の音速を、音速マップとして記憶している。

音速マップ記憶部 64 は、制御部 36 からの指示に応じて、信号処理部 46 に音速マップを供給する。

【0050】

表示制御部 32 は、画像処理部 50 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 34 に超音波診断画像を表示させる。

10

20

30

40

50

表示部 34 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 32 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

なお、超音波診断装置 10 は、複数の表示モードを有し、表示モードを選択することによって、表示部 34 に所望の画像を表示する構成であってもよい。例えば、超音波画像（B モード画像）を単独で表示するモードと、B モード画像に音速マップを重畳して表示するモード（例えば、局所音速値に応じて色分けまたは輝度を変化させる表示、あるいは局所音速値が等しい点を線で結ぶ表示）と、B モード画像と音速マップ画像とを並べて表示するモードとを有し、操作者が操作部 38 から、3 つの表示モードのいずれかを選択する構成としてもよい。

【0051】

制御部 36 は、操作者により操作部 38 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。

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。

【0052】

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、信号処理部 46、DSC 48、画像処理部 50、表示制御部 32、音速マップ生成手段 24、格子点検出部 56 および歪量算出部 58 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。

【0053】

次に超音波診断装置 10 の動作について説明する。

【0054】

まず、歪量 D_{ij} を算出する際の動作について説明する。

操作者は、超音波プローブ 12 を被検体の表面に当接する。この状態で、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る。同時に、光照射手段 44 が、光源制御部 30 の制御に従って、設定された格子点の位置に光を照射する。被検体からの超音波エコー、および、光照射手段 44 からの光の照射によって発生する超音波を、振動子アレイ 42 が受信し、受信信号を出力する。

受信回路 16 は、振動子アレイ 42 から出力された受信信号から受信データを生成し、画像生成手段 18 に供給する。画像生成手段 18 の信号処理部 46 が、受信データから B モード画像信号を生成し、DSC 48 が、B モード画像信号をラスタ変換し、画像処理部 50 が画像処理を施し、歪量算出用超音波画像が生成される。

歪量算出用超音波画像は、歪量算出手段 20 の格子点検出部 56 に供給され、輝点 S_{ij} の検出が行なわれる。検出した輝点 S_{ij} の情報は、歪量算出部 58 に供給され、格子点記憶部 54 に記憶されている格子点 P_{ij} とのずれ量である歪量 D_{ij} が算出される。算出された歪量 D_{ij} は、音速マップ生成手段 24 のデータ補正部 60 に供給される。

【0055】

次に、超音波画像の撮像および音速マップの生成を行なう際の動作について説明する。

操作者は、超音波プローブ 12 を被検体の表面に当接する。この状態で、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、受信信号を出力する。

受信回路 16 は、受信信号から受信データを生成し、シネメモリ 22 および音速マップ生成手段 24 のデータ補正部 60 に供給する。データ補正部 60 は、歪量 D_{ij} を用いて、供給された受信データを補正し、補正受信データを生成する。音速マップ生成部 62 は、補正受信データから被検体内の各部の局所音速値を演算し、音速マップを生成し、音速マップ記憶部 64 に供給する。

また、受信回路 16 は、受信データを画像生成手段 18 に供給する。画像生成手段 18

10

20

30

40

50

の信号処理部 46 は、音速マップ記憶部 64 に記憶された音速マップを読み出して、受信データを処理して B モード画像信号を生成する。B モード画像信号を、D C S 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。このとき、操作者が選択したモードに応じて、超音波画像と共に音速マップを表示してもよい。

【0056】

このように本発明に係る超音波診断装置 10 は、音速マップ生成部 62 が局所音速値を求める際には、算出した歪量 D_{ij} によって補正された受信データを用いるので、正確な局所音速値（音速マップ）を求めることができる。

10

また、信号処理部 46 が、受信データを処理して B モード画像信号を生成する際に用いる音速マップは、算出した歪量 D_{ij} によって補正されているので、歪みのない高精度な超音波画像を生成することができる。高精度な超音波画像を撮像することによって、被検体内の診断部位をより精度よく診断することができる。

また、生体内の正確な局所音速値を求めることにより、組織性状判断、例えば、肝硬変や脂肪肝の進行度を簡易に計測することができる。

【0057】

なお、図示例においては、歪量 D_{ij} を用いて補正した正確な音速マップを求めた後に、正確な音速マップを用いて超音波画像の撮像を行なう構成としたが、本発明は、これに限定はされず、補正を行なう超音波画像を撮像し、保存した後に、歪量算出用超音波画像を撮像して、歪量 D_{ij} を算出し、正確な音速マップを求めて、この音速マップを用いて、保存した超音波画像を再構成することにより、歪のない高精度な超音波画像を生成する構成としてもよい。

20

【0058】

また、図示例においては、画像生成手段 18 が、超音波画像と歪量算出用超音波画像とを生成する構成としたが、本発明は、これに限定はされず、超音波画像を生成する画像生成手段と、歪量算出用超音波画像を生成する歪量算出用画像生成手段とを別々に有する構成としてもよい。

【0059】

また、図示例においては、算出した歪量 D_{ij} を用いて、局所音速値を補正する構成としたが、本発明は、これに限定はされず、歪量 D_{ij} を用いて、超音波画像を補正する構成としてもよい。

30

【0060】

図 6 に、本発明の超音波診断装置の他の一例の構成を概念的に示すブロック図を示す。

なお、図 6 に示す超音波診断装置 100 は、図 1 に示す超音波診断装置 10 において、音速マップ生成手段 24 を有さず、画像生成手段 24 に代えて、画像補正部 104 を備える画像生成手段 102 を有する以外は、同じ構成を有するので、同じ部位には、同じ符号を付し、以下の説明は異なる構成を主に行なう。

【0061】

画像生成手段 102 は、信号処理部 46 と、画像補正部 104 と、D S C 48 と、画像処理部 50 と、画像メモリ 52 とを有する。

40

画像補正部 104 は、歪量算出部 58 が算出した歪量 D_{ij} を用いて、信号処理部 46 が生成した B モード画像信号の位置に関する情報を補正する部位である。

画像補正部 104 が行なう位置補正の補正方法には、特に限定はなく、種々の公知の位置補正方法を用いることができる。

画像補正部 104 は、補正した B モード画像信号を D S C 48 に供給する。

【0062】

このように、光照射手段 44 により光を照射して、歪量算出用超音波画像を撮像し、光を照射した格子点 P_{ij} の位置と、歪量算出用画像から検出した輝点 S_{ij} の位置から算出した歪量 D_{ij} を用いて、B モード画像信号（超音波画像）を補正することにより、歪

50

みのない高精度な超音波画像を生成することができる。高精度な超音波画像を撮像することによって、被検体内の診断部位をより精度よく診断することができる。

【 0 0 6 3 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

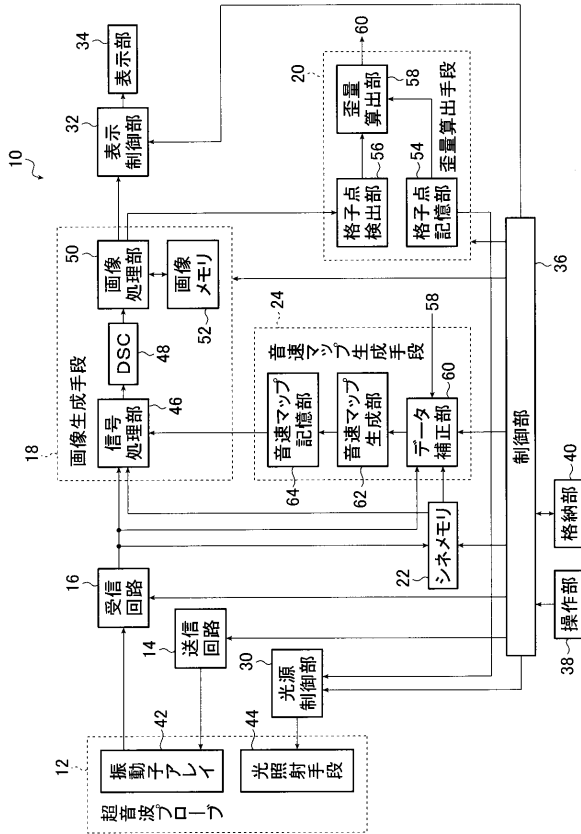
以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

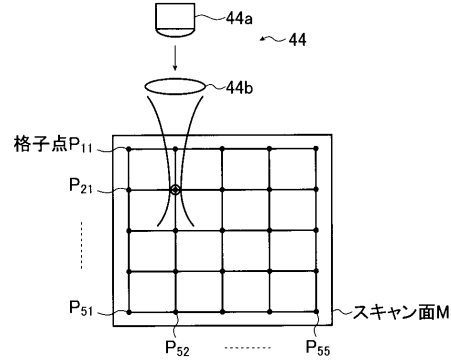
【 0 0 6 4 】

1 0、1 0 0	超音波診断装置	
1 2	超音波プローブ	10
1 4	送信回路	
1 6	受信回路	
1 8、1 0 2	画像生成手段	
2 0	歪量算出手段	
2 2	シネメモリ	
2 4	音速マップ生成手段	
2 6	音速マップ記憶部	
3 0	光源制御部	
3 2	表示制御部	
3 4	表示部	20
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、8 0	光照射手段	
4 4 a	光源	
4 4 b	レンズ	
4 6	信号処理部	
4 8	D S C	
5 0	画像処理部	30
5 2	画像メモリ	
5 4	格子点記憶部	
5 6	格子点検出部	
5 8	歪量算出部	
8 2	光源アレイ	
8 4	マイクロレンズアレイ	
1 0 4	画像補正部	

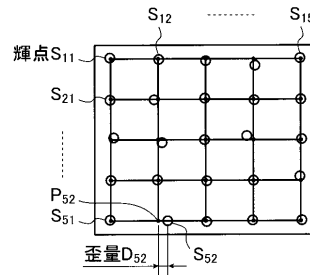
【 図 1 】



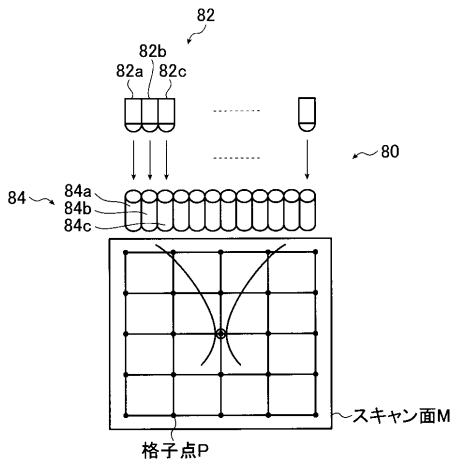
【 図 2 】



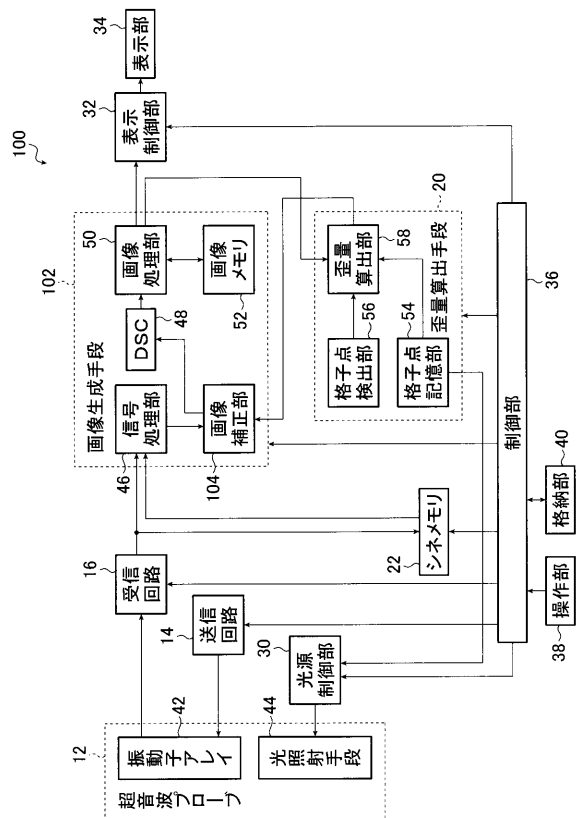
【 図 3 】



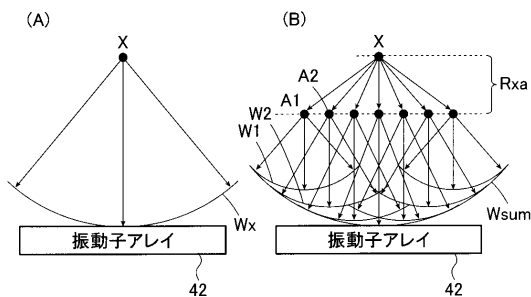
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 5 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD20 DE16 EE04 EE09 GA01 GB04 GB06 HH33
JB51

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012239545A	公开(公告)日	2012-12-10
申请号	JP2011110342	申请日	2011-05-17
[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	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/58 A61B5/0095 A61B8/08 A61B8/463 A61N5/0625		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD20 4C601/DE16 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH33 4C601/JB51		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5346987B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了在活体内获得准确的声速值，从而获得高精度的超声图像，并且能够以更高的精度诊断对象的诊断部位。提供设备。解决方案：栅格点设置单元，其在成像区域中设置多个栅格点；光照射单元，其照射会聚到栅格点并局部加热的光；以及光照射单元，照射光。由以上产生的超声波由换能器阵列接收，并且基于接收到的信号输出，用于生成失真量计算超声图像的失真量计算图像生成单元和失真量计算超声图像。计算在上方检测格子点的位置的格子点检测装置，格子点的绝对坐标以及在应变变量计算超声波图像上检测到的格子点的位置之间的差的变形量作为应变变量。通过具有计算装置，可以解决上述课题。[选

型图]图1

