

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に超音波を送波し、反射波を受波してエコー信号を出力する振動子と、
前記振動子の超音波送波方向に配置され、生体に当接する音響レンズと、
前記エコー信号に基づいて、前記超音波が前記音響レンズの表面で反射して前記振動子に受波されるまでの反射波時刻を算出する反射波時刻算出手段と、
前記反射波時刻に基づいて、前記エコー信号から、前記音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とを分離する信号分離手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記反射波時刻算出手段は、送波時の前記音響レンズの厚みを測定し、この測定結果と前記音響レンズの音速とに基づいて前記反射波時刻を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記反射波時刻算出手段は、
前記エコー信号と、前記エコー信号に含まれるノイズを予め抽出したノイズ信号との差分を求めてノイズ除去済みエコー信号を作成し、
前記ノイズ除去済みエコー信号と、前記音響レンズの表面からの反射波のエコー信号である参照信号との相関係数を算出し、
前記相関係数が最大となる時刻 T_1 と、前記音響レンズが生体に当接していない状態で取得したエコー信号である基準信号と前記参照信号との相関係数が最大となる時刻であって予め算出しておいた時刻 T_2 とに基づいて、送波時の前記音響レンズの厚みを算出することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記信号分離手段によって分離された生体からの反射波に基づく信号によって、超音波画像を生成する画像生成手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 いずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成手段は、前記超音波画像の端縁形状が、送波時の前記音響レンズの形状となった超音波画像を生成することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記反射波時刻に基づいて、送波時の前記音響レンズの形状を算出するレンズ形状算出手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 いずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記レンズ形状算出手段は、前記音響レンズの形状から、送波時の前記音響レンズの生体への押圧力を算出することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

振動子から送波された超音波が、前記振動子の超音波送波方向に配置されて生体に当接した音響レンズの表面で反射して前記振動子に受波されるまでの反射波時刻を算出するステップと、

前記反射波時刻に基づいて、前記振動子が反射波を受波して出力したエコー信号から、前記音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とを分離するステップとを備えたことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 9】

前記反射波時刻を算出するステップは、送波時の前記音響レンズの厚みを測定するステップと、この測定結果と前記音響レンズの音速とに基づいて前記反射波時刻を算出するステップとからなることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断方法。

【請求項 10】

前記音響レンズの厚みを測定するステップは、
前記エコー信号と、前記エコー信号に含まれるノイズを予め抽出したノイズ信号との差

10

20

30

40

50

分を求めてノイズ除去済みエコー信号を作成するステップと、

前記ノイズ除去済みエコー信号と、前記音響レンズの表面からの反射波のエコー信号である参照信号との相関係数を算出するステップと、

前記相関係数が最大となる時刻 T_1 と、前記音響レンズが生体に当接していない状態で取得したエコー信号である基準信号と前記参照信号との相関係数が最大となる時刻であって予め算出しておいた時刻 T_2 とに基づいて、送波時の前記音響レンズの厚みを算出するステップとを含むことを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、音響レンズを通して超音波を送受波する超音波診断装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を送受波する超音波プローブを被検者の体表面に当接させ、超音波プローブが反射波を受波して出力したエコー信号に基づいて断層像（超音波画像）を作成、表示する。超音波プローブは、超音波を送受波してエコー信号を出力する振動子と、振動子と生体との音響インピーダンスのマッチングを行う音響整合層と、音響レンズとを備えている。音響レンズは、生体よりも音速が遅いシリコン樹脂等によってレンズ状に形成されており、振動子の超音波送波方向に配されて生体に当接し、振動子から所定距離に設定された焦点に向けて超音波を収束する。

20

【0003】

超音波診断装置は、音響レンズの表面位置に相当するデータ開始点を決定し、このデータ開始点を境に、音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とにエコー信号を分離し、生体からの反射波に基づくエコー信号のみを用いて断層像を作成している。データ開始点は、音響レンズの厚みと音速とから求められる。音響レンズは、生体への当接によって変形するため、診断時の実際の厚みは一定ではない。しかし、生体への当接による音響レンズの厚みの変化量は $100 \sim 200 \mu\text{m}$ 程度であり、厚み変化によるデータ開始点のずれも僅かであるため、従来は、音響レンズの厚みを一定としてデータ開始点を決めていた。

【0004】

30

近年、エラストグラフィ（超音波組織弾性映像法）を用いて、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成する超音波診断装置が普及している。エラストグラフィは、超音波プローブで被検体に圧迫を与えながらエコー信号を取得し、取得時刻の異なる一組のエコー信号に基づいて、圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて弾性画像を生成する。

【0005】

たんに断層像を表示する従来の超音波診断装置に比べ、エラストグラフィのような高度な処理では、音響レンズの変形による僅かなデータ開始点のずれが弾性画像の生成に影響を及ぼす。そのため、エラストグラフィでは、振動子から音響レンズの表面までの距離、すなわち音響レンズの厚みを正確に測定し、音響レンズの厚み変化に応じてデータ開始点を決定する等の対策を講じる必要性が高い。

40

【0006】

超音波を用いた距離の測定手法として、特許文献 1、2 記載の発明が知られている。特許文献 1 記載の発明では、振動子が発生した超音波を音響レンズによって平面波にして試料に入射させ、試料の表面で反射した平面波の検波出力から音響レンズと試料との距離を算出している。特許文献 2 記載の発明では、超音波プローブの先端に取り付けられた音響カブラを通して生体に超音波を送受信し、エコー信号から抽出した振幅の大きな反射波形のなかから最も浅い位置にあるものを音響カブラの表面からの反射波とし、音響カブラの厚さを測定している。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平05-045343号公報

【特許文献2】特開2003-070788号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

図12は、超音波プローブに音響カブラを取り付けたときのエコー信号の波形を示している。エコー信号の初期（受波時刻0～4 μ s）には、振動子の駆動や音響整合層によって振幅の大きなノイズが発生する。しかし、振動子から音響カブラの表面までの距離は比較的に長く、ノイズの影響を受けないので、音響カブラ表面からの反射波（12～14 μ s）は容易に特定することができる。これは、特許文献1記載の発明において、振動子から距離が離れた試料表面からの反射波を特定する際も同様である。

10

【0009】

図13は、超音波プローブから空気中に超音波を送信したときのエコー信号の波形図であり、実線で囲まれた範囲内が音響レンズ表面からの反射波である。この波形図から分るように、超音波プローブ単体では、振動子から音響レンズ表面までの距離が短いため、音響レンズ表面からの反射波がノイズに埋もれてしまい、特定が困難である。したがって、このままでは音響レンズの厚みを正確に測定し、音響レンズの厚み変化に応じてデータ開始点を決定することができない。

20

【0010】

本発明の目的は、エコー信号を音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とに分離することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、生体に超音波を送波し、反射波を受波してエコー信号を出力する振動子と、振動子の超音波送波方向に配置され、生体に当接する音響レンズと、エコー信号に基づいて、超音波が音響レンズの表面で反射して振動子に受波されるまでの反射波時刻を算出する反射波時刻算出手段と、反射波時刻に基づいて、エコー信号から、音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とを分離する信号分離手段とを備えている。

30

【0012】

反射波時刻算出手段は、送波時の前記音響レンズの厚みを測定し、この測定結果と音響レンズの音速とに基づいて反射波時刻を算出する。より具体的には、エコー信号と、エコー信号に含まれるノイズを予め抽出したノイズ信号との差分を求めてノイズ除去済みエコー信号を作成し、ノイズ除去済みエコー信号と音響レンズの表面からの反射波のエコー信号である参照信号との相関係数を算出する。そして、ノイズ除去済みエコー信号と参照信号との相関係数が最大となる時刻T1と、音響レンズが生体に当接していない状態で取得したエコー信号である基準信号と参照信号との相関係数が最大となる時刻であって予め算出しておいた時刻T2とに基づいて、送波時の前記音響レンズの厚みを算出する。

40

【0013】

また、信号分離部によって分離された生体からの反射波に基づく信号によって、超音波画像を生成する画像生成手段を備えてもよい。さらに、画像生成手段により、端縁形状が送波時の音響レンズの形状となった超音波画像を生成してもよい。

【0014】

また、反射波時刻に基づいて、送波時の音響レンズの形状を算出するレンズ形状算出手段を備えてもよい。レンズ形状算出手段により、音響レンズの形状から、送波時の音響レンズの生体への押圧力を算出してもよい。

【0015】

本発明の超音波診断方法は、振動子から送波された超音波が、振動子の超音波送波方向

50

に配置されて生体に当接した音響レンズの表面で反射し、振動子に受波されるまでの反射波時刻を算出するステップと、反射波時刻に基づいて、振動子が反射波を受波して出力したエコー信号から、音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とを分離するステップとを備えている。

【 0 0 1 6 】

反射波時刻を算出するステップは、送波時の音響レンズの厚みを測定するステップと、この測定結果と音響レンズの音速とに基づいて反射波時刻を算出するステップとからなる。

【 0 0 1 7 】

音響レンズの厚みを測定するステップは、エコー信号と、エコー信号に含まれるノイズを予め抽出したノイズ信号との差分を求めてノイズ除去済みエコー信号を作成するステップと、ノイズ除去済みエコー信号と、音響レンズの表面からの反射波のエコー信号である参照信号との相関係数を算出するステップとを備えている。また、ノイズ除去済みエコー信号と参照信号との相関係数が最大となる時刻 T 1 と、音響レンズが生体に当接していない状態で取得したエコー信号である基準信号と参照信号との相関係数が最大となる時刻であって予め算出しておいた時刻 T 2 とに基づいて、送波時の音響レンズの厚みを算出するステップを備えている。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、音響レンズが変形することにより変化する反射波時刻に基づいて、エコー信号を音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とに分離するので、エコー信号に音響レンズの変形による僅かなデータ開始点のずれを反映させることができる。また、音響レンズ表面からの反射波をノイズの中から特定するので、反射波時刻を正確に算出することができる。

20

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 超音波プローブの構成を示す斜視図である。

【 図 3 】 振動子の配列方向から見た音響レンズの被検者への当接状態を示す説明図である。

30

【 図 4 】 振動子の配列方向に直行する方向から見た音響レンズの被検者への当接状態を示す説明図である。

【 図 5 】 反射波時刻の算出手順を示すフローチャートである。

【 図 6 】 エコー信号、ノイズ信号、ノイズ除去済みエコー信号の波形の一例を示すグラフである。

【 図 7 】 ノイズ除去済みエコー信号と基準信号の波形の一例を示すグラフである。

【 図 8 】 参照信号の波形の一例を示すグラフである。

【 図 9 】 ノイズ除去済みエコー信号と基準信号とから抽出した計算領域の波形の一例を示すグラフである。

【 図 1 0 】 ノイズ除去済みエコー信号及び基準信号と、参照信号との相関係数のずれ量を示すグラフである。

40

【 図 1 1 】 B モード画像の一例を示す説明図である。

【 図 1 2 】 音響カブラの反射波を含むエコー信号の波形の一例を示すグラフである。

【 図 1 3 】 音響レンズの反射波を含むエコー信号の波形の一例を示すグラフである。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 0 】

以下、本発明の超音波診断装置の実施形態について説明する。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 1 と、超音波観測器 1 2 とを備えている。超音波プローブ 1 1 は、例えば、被検者の体表面に先端部が当接される体外式のものであり、被検者の体表面から体内に向けて超音波を送波し、音響インピーダンスの境界で反射した反射

50

波を受波する。超音波観測器 12 は、超音波プローブ 11 に超音波を送波させ、超音波プローブ 11 が反射波を受波して出力したエコー信号から超音波画像を作成する。

【0021】

図 2 に示すように、超音波プローブ 11 は、被検者に当接される先端部に、振動子アレイ 14、バッキング層 15、音響整合層 16、音響レンズ 17 を備えている。振動子アレイ 14 は、1 次元に配列された複数の振動子 18 と、各振動子 18 の上下面にそれぞれ設けられた電極 19 とからなる。振動子 18 は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電体厚膜からなり、電極 19 に電圧が印加されたときに振動して超音波を送波し、被観察部位からの反射波を受波して振動することにより電圧を発生する。振動子 18 が発生した電圧は、エコー信号として超音波観測器 12 に出力される。振動子アレイ 14 は、複数の振動子 18 が電子スイッチ等で順次駆動される。これにより、被観察部位に超音波が走査される。

10

【0022】

バッキング層 15 は、振動子 18 の余分な振動を抑え、超音波のパルス幅を短くする。音響整合層 16 は、振動子 18 と生体である被検者との音響インピーダンスのマッチングを行う。音響レンズ 17 は、生体よりも音速が遅いシリコン樹脂等によってレンズ状に形成されており、振動子 18 の超音波送波方向に配されて被検者に当接し、振動子 18 から所定距離に設定された焦点に向けて超音波を収束する。

【0023】

図 3 及び図 4 は、振動子 18 の配列方向（図 3 の A-Z 方向）及び配列方向に直行する方向（同 E-L 方向）から見た超音波プローブ 11 の先端部を示している。図 3（A）、図 4（A）に示すように、超音波プローブ 11 は、先端の音響レンズ 17 が被検者 20 の体表面に当接される。各振動子 18 が発生した超音波は、図 3 に一点鎖線で示すように、音響整合層 16 及び音響レンズ 17 を通って被検者 20 の体内に送波される。被検者 20 の体内からの反射波は、音響レンズ 17 及び音響整合層 16 を通って振動子 18 に受波される。また、破線で示すように、振動子 18 が発生した超音波は、音響レンズ 17 の表面でも反射して振動子 18 に受波される。

20

【0024】

図 3（B）に示すように、音響レンズ 17 は比較的軟らかいシリコン樹脂等で形成されているため、超音波プローブ 11 が被検者に押し付けられたときに変形し、超音波送受波方向の厚みが変化する。音響レンズ 17 の変形量 Δd は、超音波プローブ 11 の押圧力によって変化する。したがって、超音波が音響レンズ 17 の表面で反射して振動子 18 に受波されるまでにかかる反射波時刻も同様に変化する。また、音響レンズ 17 の変形量は、被検者 20 の硬さに応じて変化するため、図 4（B）に示すように、各振動子 18 に対する音響レンズ 17 の厚みが異なるように変形する場合もある。

30

【0025】

図 1 に示すように、CPU 22 は、超音波観測器 12 全体の動作を統括的に制御する。CPU 22 には、超音波観測器 12 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶された ROM 23 が接続されている。CPU 22 は、必要なプログラムやデータを ROM 23 から作業用メモリである RAM 24 に読み出し、超音波観測器 12 の動作を制御する。CPU 22 には、キーボードやマウス、タッチパネル等からなる操作部 25 が接続されている。CPU 22 は、操作部 25 からの操作入力信号に応じて、超音波観測器 12 の各部を動作させる。

40

【0026】

タイミングコントローラ 27 は、CPU 22 の制御の下に、振動子 18 の駆動タイミングを制御する駆動制御信号を送信回路 28 に送信する。また、タイミングコントローラ 27 は、受信回路 29、DSC 30 にも接続されており、受信回路 29、DSC 30 のデータ書き込み・読み出しタイミングや、各種処理タイミングも管理している。

【0027】

送信回路 28 は、振動子 18 の個数分設けられ、各振動子 18 の電極 19 に接続された

50

パルスからなる。各パルスは、タイミングコントローラ 27 からの駆動制御信号を受けて、振動子 18 に励振パルスを出力する。

【0028】

受信回路 29 は、受信部 32、反射波時刻算出部 33、信号分離部 34、画像生成部 35 からなる。受信部 32 は、振動子 18 の個数分設けられ、各振動子 18 の電極 19 に接続された増幅器及びレシーバと、A/D変換器とからなる。増幅器は、所定の増幅率でエコー信号を増幅する。各レシーバは、各振動子 18 から出力されたエコー信号を受信する。A/D変換器は、エコー信号をデジタル化する。

【0029】

反射波時刻算出部 33 は、受信部 32 から入力された各振動子 18 のエコー信号のそれぞれに基づいて、音響レンズ 17 の変形によって変化した反射波時刻を算出する。以下、図 5 のフローチャートにしたがって、反射波時刻の算出手順について説明する。

【0030】

反射波時刻算出部 33 は、受信部 32 から入力されたエコー信号からノイズを除去する。図 6 (A) は、受信部 32 から入力されたエコー信号の波形図の一例である。この波形図から分るように、信号初期 (0 ~ 4 μ s) には、振動子 18 の駆動や音響整合層 16 によって振幅の大きなノイズ (一点鎖線で囲んだ部分) が発生しており、音響レンズ 17 の表面からの反射波 (実線で囲んだ部分) は、ノイズに埋もれて特定しにくくなっている。

【0031】

図 6 (B) は、エコー信号に含まれるノイズを予め抽出したノイズ信号の波形図であり、予め計算または実測によって求められ、例えば ROM 23 に記憶されている。反射波時刻算出部 33 は、図 6 (A) に示すエコー信号と、図 6 (B) に示すノイズ信号との差分を求めることにより、エコー信号からノイズを除去する。図 6 (C) は、エコー信号からノイズが除去された後のノイズ除去済みエコー信号の波形図であり、音響レンズ 17 の表面からの反射波と、6 ~ 7 μ s 近辺の被検者 20 からの反射波のみが残されている。

【0032】

反射波時刻算出部 33 は、図 7 に実線で示したノイズ除去済みエコー信号から計算領域 S を抽出し、この計算領域 S と参照信号との相関係数を算出する。図 8 に示すように、参照信号は、音響レンズ 17 の表面からの反射波の標準的な波形を備えたエコー信号であり、計算または実測によって予め取得され、ROM 23 に記憶されている。計算領域 S を抽出するのは、他の反射による影響をできるだけ小さくして算出精度を向上させるためである。計算領域 S のノイズ除去済みエコー信号を実線で表した図 9 と図 8 とに示すように、音響レンズ 17 の表面からの反射波は、各信号でほぼ同じ形状となるため、相関係数が最大となる時刻から反射波の位置を特定することができる。

【0033】

図 10 は、ノイズ除去済みエコー信号と参照信号との相関係数の時刻における変位を実線で示している。反射波時刻算出部 33 は、ノイズ除去済みエコー信号と参照信号との相関係数から最大値となる時刻 T1 を特定する。本実施形態の時刻 T1 は、例えば 0.23 μ s である。

【0034】

反射波時刻算出部 33 は、先に算出した時刻 T1 と、予め計算して ROM 23 に記憶しておいた基準時刻 T2 との差分 (T2 - T1) から、反射波の受波時間変化量 Δt を算出する。基準時刻 T2 は、図 7 及び図 9 に破線で示した基準信号の計算領域 S と、参照信号との相関係数が最大値となる時間である。基準信号は、音響レンズ 17 が被検者 20 に当接していない状態、すなわち音響レンズ 17 が変形していない状態で、計算または実測により予め取得したエコー信号からノイズを除去したものである。また、基準信号の計算領域 S は、ノイズ除去済みエコー信号の計算領域 S と同じ範囲内である。図 10 に破線で示すように、本実施形態の基準時刻 T2 は、例えば 0.5 μ s であり、受波時間変化量 Δt は、0.27 μ s となる。

【0035】

10

20

30

40

50

反射波時刻算出部 33 は、下記数式 1 に、先に算出した受波時間変化量 Δt と、音響レンズ 17 の音速 c (例えば 1000 m/s) とを代入して、音響レンズ 17 の変形量 Δd を算出する。本実施形態の変形量 Δd は、例えば 0.14 mm となる。

$$\Delta d = c \times \Delta t / 2 \cdots \text{数式 1}$$

【0036】

反射波時刻算出部 33 は、予め分かっている音響レンズ 17 の製造時の厚みと変形量 Δd との差分から、送波時の音響レンズ 17 の厚みを算出する。また、算出した厚みと音響レンズ 17 の音速とから反射波時刻を算出する。

【0037】

図 1 に示す信号分離部 34 は、反射波時刻算出部 33 により算出された反射波時刻に基づいて、製造時の音響レンズ 17 の厚みと音速とに基づいて予め設定されているデータ開始点を補正する。データ開始点は、エコー信号における音響レンズ 17 の表面位置を表しており、例えば、音響レンズ 17 が変形して厚みが小さくなった場合、データ開始点は予め設定されていた時刻よりも早い時刻に補正される。

【0038】

また、信号分離部 34 は、補正後のデータ開始点に基づいて、エコー信号を音響レンズ 17 の表面からの反射波に基づく信号と、被検者 20 からの反射波に基づく信号とに分離する。これにより、音響レンズ 17 の表面からの反射波が含まれていないエコー信号が生成される。なお、反射波時刻算出部 33 及び信号分離部 34 は、全部の振動子 18 について上記処理を行う。

【0039】

画像生成部 35 は、反射波時刻に基づいて、画像生成の際に必要な整相処理に用いる遅延時間を補正する。整相処理は、各振動子 18 から出力されたエコー信号の時相を揃えて加算する処理である。遅延時間は、各振動子 18 の配列方向の位置と、製造時の音響レンズ 17 の厚みとに基づいて予め設定されており、エコー信号の時相を揃えるために用いられる。音響レンズ 17 が変形して厚みが小さくなった場合、エコー源と振動子 18 との距離が短くなって反射波を受波する時間が早くなるので、遅延時間は音響レンズ 17 の変形量の分だけ長くなるように補正される。これにより、画像の本来の位置にエコー源の反射波を示す輝点が表示される。

【0040】

画像生成部 35 は、整相処理により音線データを生成し、この音線データの超音波キャリア成分を除去し、ゲインおよびダイナミックレンジを調整する Log 処理を施して、各画素を輝度値によって表した B モード画像を生成する。また、画像生成部 35 は、B モード画像に、超音波の伝搬距離 (深さ) に相当する時間に対して感度を調節する STC ($\text{Sensitivity Time Control}$) 処理と、リサンプリングとを施す。画像生成部 35 は、生成した画像のデータを DSC30 に入力する。

【0041】

また、画像生成部 35 は、エラストグラフィ撮影時には、取得時刻の異なる一組のエコー信号に基づいて、圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて弾性画像を生成する。弾性画像の作成に用いられるエコー信号からは、音響レンズ 17 の変形によって変化した反射波時刻に基づいて、音響レンズ 17 表面からの反射波が分離されているので、高精度な弾性画像を作成することができる。弾性画像のデータは、 DSC30 に入力される。

【0042】

DSC30 は、画像生成部 35 から入力された画像データにラスタ変換を施し、 NTSC 等のビデオ信号として出力する。また、エラストグラフィ撮影時には、B モード画像に軟らかさまたは硬さを色の違いで表した弾性画像を合成したビデオ信号を出力する。モニタ 37 は、 DSC30 から出力されたビデオ信号に基づいて、B モード画像または弾性画像を表示する。

【0043】

10

20

30

40

50

図 1 1 に示すように、モニタ 3 7 に表示される B モード画像 4 0 は、上辺が音響レンズ 1 7 の表面形状に合わせた形状となる。これにより、B モード画像 4 0 の上辺の形状から、音響レンズ 1 7 の被検者に対する当接状態、押圧状態等を知ることができる。なお、2 点鎖線は、補正前のデータ開始点を示しており、この 2 点鎖線からはみ出した部分が音響レンズ 1 7 の変形に対応している。

【 0 0 4 4 】

以上説明したように、エコー信号のノイズに埋もれた音響レンズ 1 7 の反射波を特定して、反射波時刻を精度よく算出することができるので、エコー信号を、音響レンズの表面からの反射波に基づく信号と、生体からの反射波に基づく信号とに高精度に分離することができる。

10

【 0 0 4 5 】

また、例えば CPU 2 2 を用いて音響レンズ 1 7 の変形後の形状を算出し、算出した音響レンズ 1 7 の形状と、音響レンズ 1 7 に用いた材質の機械的性質とに基づいて、超音波プローブ 1 1 による被検者 2 0 への押圧力を算出してもよい。算出した押圧力は、画像生成部 3 5 を介して D S C 3 0 に送信し、超音波画像とともにモニタ 3 7 に表示してもよい。これによれば、表示された押圧力を、超音波プローブ 1 1 を被検者 2 0 に当接させる際の力加減を調節する指標として用いることができる。また、押圧力を監視して、押圧力が閾値以上となったときに、超音波プローブ 1 1 が被検者に押しつけられている旨を警告してもよい。

【 0 0 4 6 】

上記実施形態では、音響レンズ 1 7 の厚みの変化量を算出する際に、相関係数の最大値の時刻を用いたが、例えば、相関係数が予め設定した閾値を超えた時刻を用いてもよい。この場合、相関係数が閾値に達しない場合、厚みの変化量が 0、すなわち音響レンズ 1 7 が変形していないものと判断するのが好ましい。

20

【 0 0 4 7 】

また、計算領域 S、参照信号、基準信号は、音響レンズ 1 7 の材質、超音波の周波数に応じて変更する。また、B モード画像の取得と厚み測定を行うときの超音波の周波数は、同じでもよいし変えてもよい。また、厚み測定は、B モード画像の取得と同時に行ってもよいし、B モード画像の 1 フレーム取得ごとに行ってもよい。更に、厚み測定は自動的に行ってよいし、スイッチ等の操作をきっかけに行ってもよい。また、基準時刻 T 2 を予め計算して記憶しておいたが、周波数の切り換え等に応じて適宜算出してもよい。

30

【 0 0 4 8 】

また、複数の振動子からなる振動子アレイを備えた超音波プローブを例に説明したが、1 個の振動子を機械的に移動させる機械走査式の超音波プローブ、無線プローブにも適用可能である。

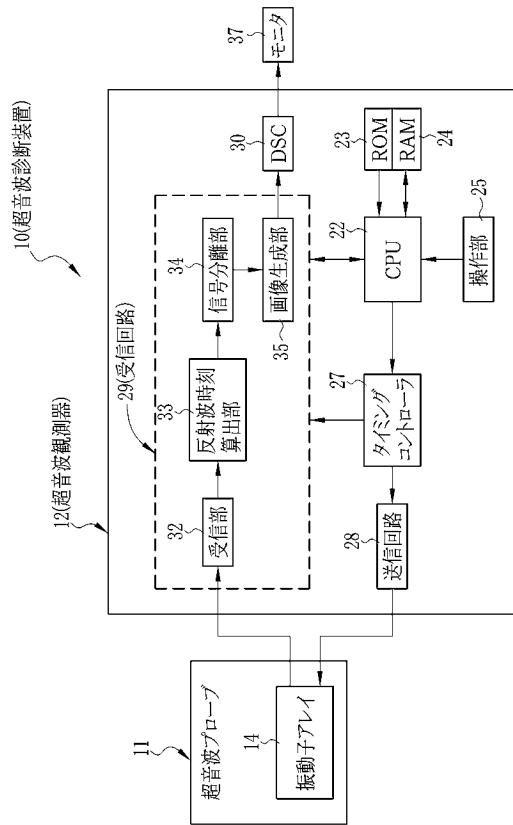
【 符号の説明 】

【 0 0 4 9 】

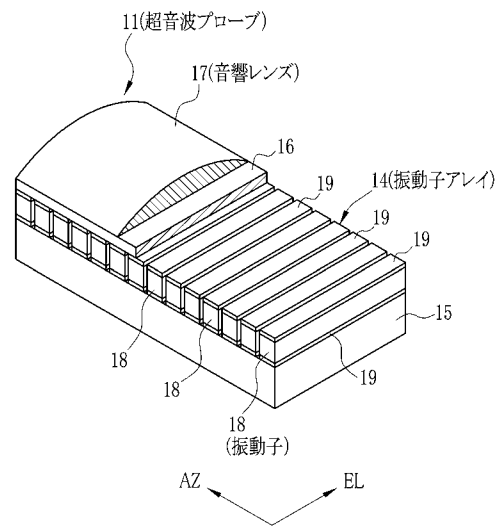
- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 2 超音波観測器
- 1 7 音響レンズ
- 1 8 振動子
- 2 9 受信回路
- 3 3 反射波時刻算出部
- 3 4 信号分離部
- 3 5 画像生成部
- 4 0 B モード画像

40

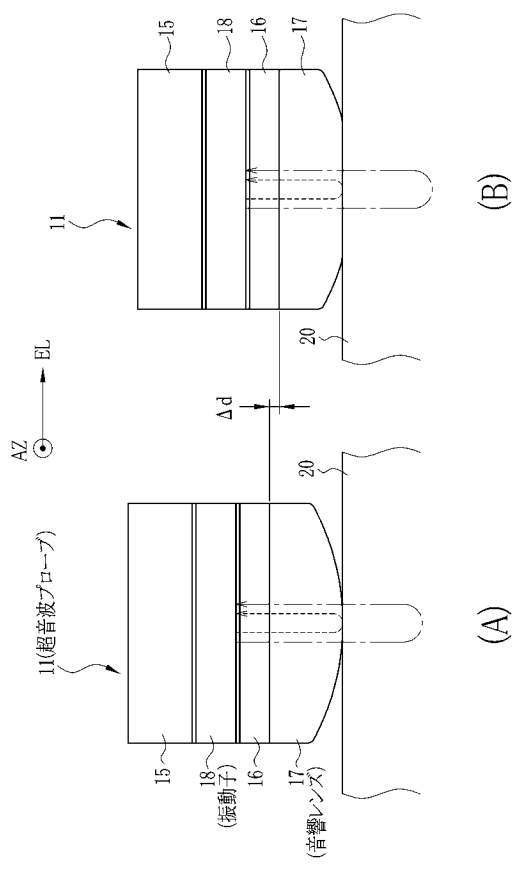
【 図 1 】



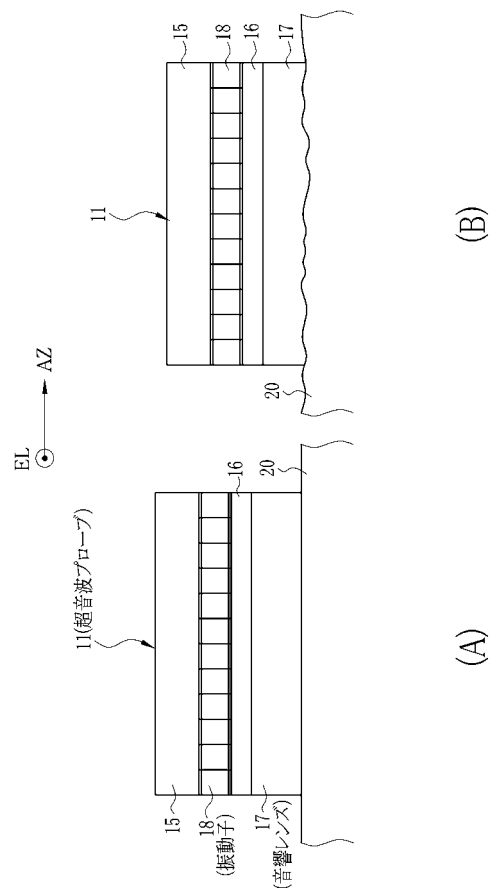
【 図 2 】



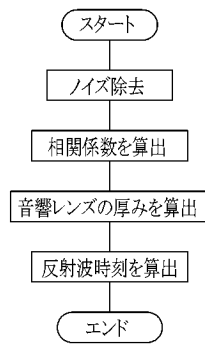
【 図 3 】



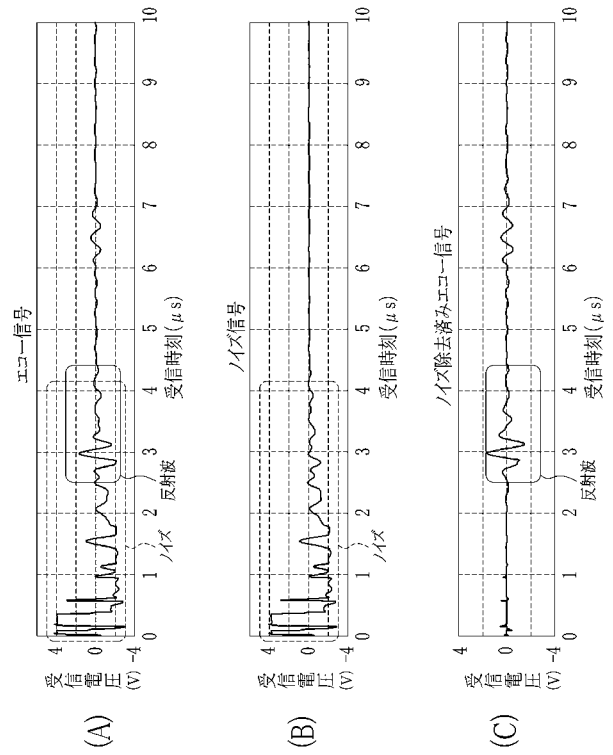
【 図 4 】



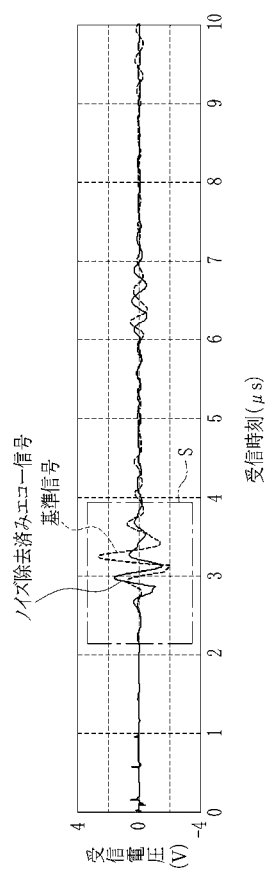
【図 5】



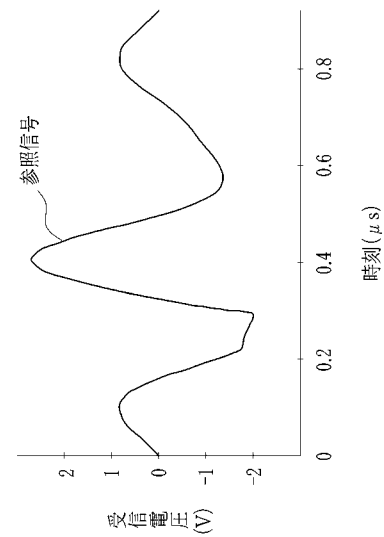
【図 6】



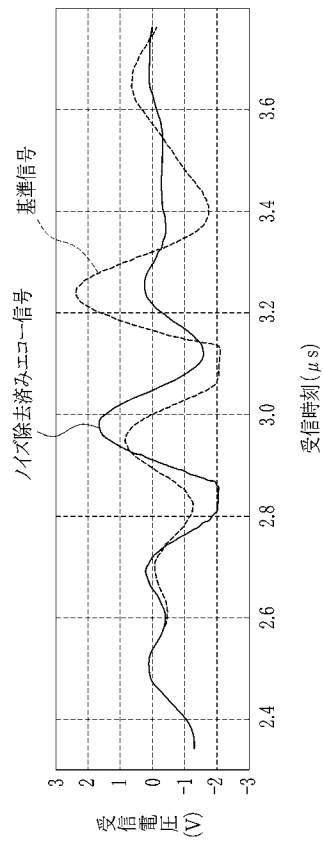
【図 7】



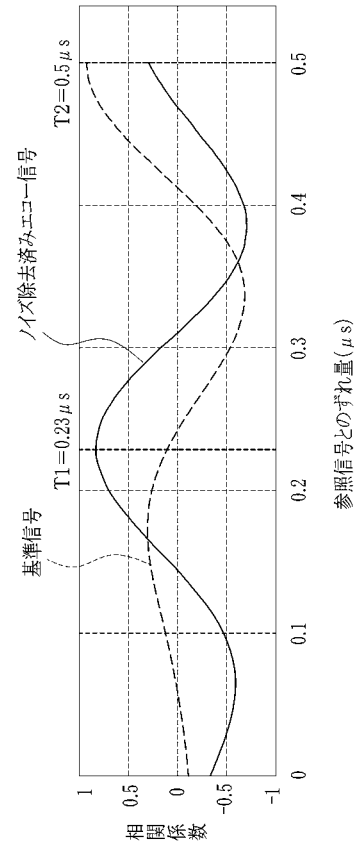
【図 8】



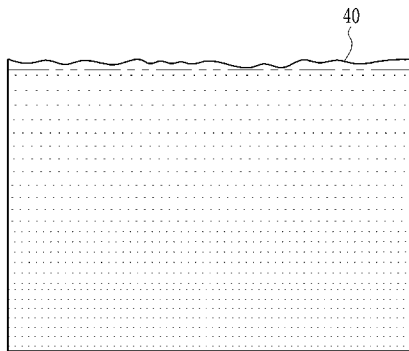
【図 9】



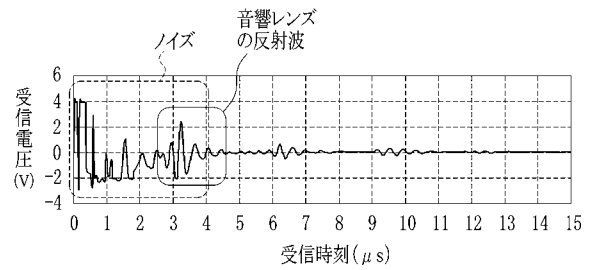
【図 10】



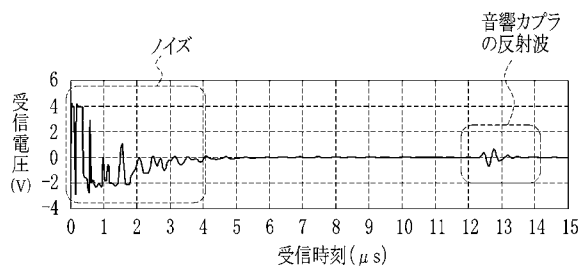
【図 11】



【図 13】



【図 12】



专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP2011055902A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009206121	申请日	2009-09-07
[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	太田耕平 佐藤智夫		
发明人	太田 耕平 佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/GB32 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/KK43 4C601/KK45		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于来自声透镜表面的反射波和基于来自活体的反射波
的信号将回波信号分离成信号。 解决方案：接收电路29的反射波时间计
算单元33从接收单元32输入的回波信号中去除包括在信号初始阶段的换
能器等噪声，并从去除噪声的回波信号中提取超声波。指定由透镜表面
反射的反射波，并计算换能器接收该反射波时的反射波时间。信号分离
单元34基于反射波时间将回声信号分离为基于来自声透镜表面的反射波
的信号和基于来自活体的反射波的信号，反射波时间根据声透镜的厚度
而变化。。 点域1

