

(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2013-244354
(P2013-244354A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

2 G 0 4 7

G 0 1 N 29/44 (2006.01)

G 0 1 N 29/22 5 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2012-122204 (P2012-122204)	(71) 出願人	000166247
(22) 出願日	平成24年5月29日 (2012. 5. 29)		古野電気株式会社
			兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号
		(74) 代理人	100118784
			弁理士 桂川 直己
		(72) 発明者	クレタン ドリアン
			兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号 古野電気株式会社内
		F ターム (参考)	2G047 BA03 BC02 BC03 CA01 DA02 DB02 EA10 GB02 GG30 GG47 4C601 EE09 JB38 JC32

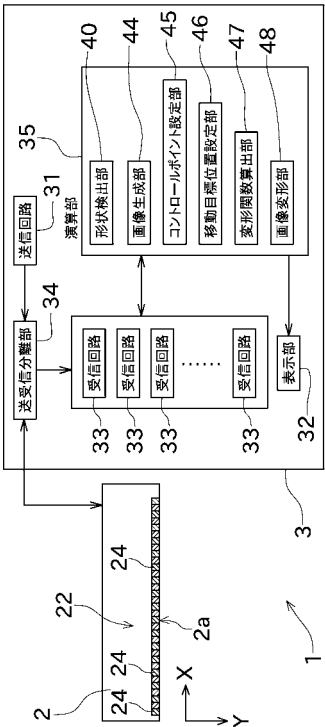
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラム、及び超音波画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】被測定体の形状を正確に表したエコー画像を生成することができる超音波画像処理装置を提供する。

【解決手段】画像生成部 4 4 は、各振動子 2 4 が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する。形状検出部 4 0 は、各振動子 2 4 が受信した受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する。変形関数算出部 4 7 は、形状検出部 4 0 が検出した被測定体の形状と、エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める。画像変形部 4 8 は、前記エコー画像を、変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信する振動子を複数並べて備えた振動子アレイと、

各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する画像生成部と、

各振動子が受信した前記受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する形状検出部と

前記形状検出部が検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める変形関数算出部と、

前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する画像変形部と、

を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置であって、

前記送信波を送信した方向から前記反射波が到来したと仮定した場合に、当該反射波が前記被測定体の表面で反射したと考えられる仮想反射位置にコントロールポイントを設定するコントロールポイント設定部と、

前記振動子が前記被測定体から受信する反射波の伝播経路を、前記形状検出部が検出した前記被測定体の形状に基づいて算出し、前記反射波が前記被測定体の表面で反射する反射位置に、前記コントロールポイントの移動目標位置を設定する移動目標位置設定部と、を備え、

前記変形関数算出部は、前記コントロールポイントを、前記移動目標位置まで移動させるように前記エコー画像を変形させる変形関数を算出することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波画像処理装置であって、

前記コントロールポイント設定部は、前記振動子の位置にコントロールポイントを設定するとともに、

前記変形関数算出部は、前記振動子の位置のコントロールポイントが移動しないように前記エコー画像を変形させる変形関数を算出することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 に記載の超音波画像処理装置であって、

前記変形関数算出部は、前記エコー画像上の任意の点についての変形関数を、当該点から各コントロールポイントまでの距離で重み付けされた最小二乗法により算出することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

振動子を複数並べて備えた振動子アレイによって、被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信して受信信号を取得する受信信号取得機能と、

各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する画像生成機能と、

各振動子が受信した前記受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する形状検出機能と

前記形状検出機能で検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める変形関数算出機能と、

前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する画像変形機能と、

10

20

30

40

50

をコンピュータに実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 6】

振動子を複数並べて備えた振動子アレイによって、被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信して受信信号を取得する受信信号取得工程と、

各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する画像生成工程と、

各振動子が受信した前記受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する形状検出工程と

前記形状検出工程で検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める変形関数算出工程と、

前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する画像変形工程と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被測定体からの反射波を複数の振動子によって受信して、当該反射波を画像として処理する超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波信号を被測定体に向けて送信し、当該被測定体からの反射波（エコー）を受信して映像化する超音波画像診断装置が知られている。この種の画像診断装置は、図2のように、一列に並べて配置された複数の超音波振動子24からなる振動子アレイ22を有している。この振動子アレイ22の振動子24で一斉に超音波を発生させることにより、被測定体に向けて平面波を送信し（図2（a））、被測定体内から返ってくる反射波を各振動子24で受信して、受信した反射波の強度に応じたエコー画像を生成するものである。

【0003】

一方、超音波診断の分野において、振動子アレイ22で受信した信号に基づいて、骨の形状を検出する形状検出装置が知られている。このような形状検出装置は、例えば特許文献1から特許文献3に記載されている。特許文献1から特許文献3は、骨の表面からの反射波の到来方向及び伝播時間に基づいて、骨の表面の形状を導出する構成である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-29240号公報

【特許文献2】特開2010-29241号公報

【特許文献3】特開2010-246692号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、従来の画像診断装置によって生成されるエコー画像を、図5に例示する。図5のエコー画像において、縦軸（Y軸）は、振動子アレイ22が平面波を送信した方向の距離を示している。横軸（X軸）は、振動子アレイ22において振動子24が並ぶ方向での距離を示している。

【0006】

図5のエコー画像において、各画素の輝度は、各振動子24が受信した信号の強度を示している。即ち、画素の色が明るいほど、強い反射波が受信されたことを示している。この図5のエコー画像は、人体の骨を被測定体としたものである。骨の表面で反射した反射

10

20

30

40

50

波は、軟組織中の血管や脂肪で反射した反射信号よりも強度が強いので、骨の表面で反射した反射波は明るく（白っぽく）表示される。なお、図５のエコー像に重畳して表示されているグレーの点線は、エコー像が示す骨表面形状をわかり易く示すためのものである。

【０００７】

また、図５のエコー像には、比較のために、実際の骨の形状を示す白色の曲線を重畳させて表示している。なお、図５の理解を助けるため、図５の内容を模式的に図６に示す。図５及び図６に示しているように、骨のエコー像は、実際の骨形状に合致しておらず、骨の形状及びサイズを正しく表していない。即ち、本来はあるべきでない位置に、骨のエコー像が表示されている。このような現象は、偽像（アーチファクト）と呼ばれている。偽像が発生すると、骨の形状やサイズを、エコー画像上で正確に認識することができないという問題がある。

10

【０００８】

このような偽像は、骨の表面形状が湾曲している場合などに発生する。骨の表面が湾曲している場合、Ｙ軸に対して斜め方向の反射波が発生するためである（図２（ｂ）参照）。なお、軟組織中の血管や臓器などでも斜め方向の反射波は発生し得るが、このような反射波は強度が弱いのであまり問題にならない。しかし、骨で反射した反射波は強力であるため、斜め方向の反射波も相当の強度があり、これが振動子２４に受信されると偽像が発生する。以上のように、従来の超音波画像診断装置においては、湾曲した骨の形状を、エコー画像で正確に表示することができなかった。

20

【０００９】

この点、特許文献１から特許文献３は、骨の表面形状を正確に導出することができる構成を開示している。しかし、特許文献１から特許文献３の構成は、画像診断装置への応用は考慮されていない。即ち、特許文献１から３の構成では、正確な骨の表面形状を導出することができるというだけであり、エコー画像上で骨の正確な形状を確認することはできない。超音波を用いた画像診断においては、被測定体の周囲の様子（例えば骨の周囲の軟組織の様子）をエコー画像上で確認できることが重要であるから、エコー画像上で骨の正確な形状を確認できる構成が望まれる。

【００１０】

本発明は以上の事情に鑑みてされたものであり、その主要な目的は、被測定体の形状を正確に表したエコー画像を生成することができる超音波画像処理装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段及び効果】

【００１１】

本発明の解決しようとする課題は以上の如くであり、次にこの課題を解決するための手段とその効果を説明する。

【００１２】

本発明の第１の観点によれば、以下の構成の超音波画像処理装置が提供される。即ち、この超音波画像処理装置は、振動子アレイと、画像生成部と、形状検出部と、変形関数算出部と、画像変形部と、を備える。前記振動子アレイは、被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信する振動子を複数並べて備える。前記画像生成部は、各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する。前記形状検出部は、各振動子が受信した前記受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する。前記変形関数算出部は、前記形状検出部が検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める。前記画像変形部は、前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する。

40

【００１３】

このように、被測定体の形状を検出し、検出した形状にあわせてエコー画像を変形させることにより、実際の被測定体の形状やサイズを正確に表すエコー画像（変形済エコー画像）を得ることができる。

50

【 0 0 1 4 】

上記の超音波画像処理装置は、以下のように構成することが好ましい。即ち、この超音波画像処理装置は、コントロールポイント設定部と、移動目標位置設定部と、を備える。前記コントロールポイント設定部は、前記送信波を送信した方向から前記反射波が到来したと仮定した場合に、当該反射波が前記被測定体の表面で反射したと考えられる仮想反射位置にコントロールポイントを設定する。前記移動目標位置設定部は、前記振動子が前記被測定体から受信する反射波の伝播経路を、前記形状検出部が検出した前記被測定体の形状に基づいて算出し、前記反射波が前記被測定体の表面で反射する反射位置に、前記コントロールポイントの移動目標位置を設定する。前記変形関数算出部は、前記コントロールポイントを、前記反射位置まで移動させるように前記エコー画像を変形させる変形関数を算出する。

10

【 0 0 1 5 】

このように仮想反射位置にコントロールポイントを設定することにより、被測定体のエコー像の上にコントロールポイントを設定することができる。そして、このコントロールポイントを、実際に反射波が反射した位置（反射位置）まで移動させるようにエコー画像を変形させることで、実際の被測定体の形状やサイズを正確に表すエコー画像（変形済エコー画像）を得ることができる。

【 0 0 1 6 】

上記の超音波画像処理装置は、以下のように構成されることが好ましい。即ち、前記コントロールポイント設定部は、前記振動子の位置にコントロールポイントを設定する。前記変形関数算出部は、前記振動子の位置のコントロールポイントが移動しないように前記エコー画像を変形させる変形関数を算出する。

20

【 0 0 1 7 】

即ち、各振動子の位置は既知であるから、画像変形部によるエコー画像の変形の前後を通じて、振動子の位置に対応する画素が移動しないことが好ましい。そこで、振動子の位置にコントロールポイントを設定するとともに、当該コントロールポイントが移動しないようにエコー画像を変形させることで、より正確な変形済エコー画像を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

上記の超音波画像処理装置であって、前記変形関数算出部は、前記エコー画像上の任意の点についての変形関数を、当該点から各コントロールポイントまでの距離で重み付けされた最小二乗法により算出することが好ましい。

30

【 0 0 1 9 】

即ち、近い位置にあるコントロールポイントの影響は強く、遠い位置にあるコントロールポイントの影響は弱くなるように、エコー画像上の各点についての変形関数を算出することで、当該エコー画像をなめらかに変形させることができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の第2の観点によれば、以下の超音波画像処理プログラムが提供される。即ち、この超音波画像処理プログラムは、受信信号取得機能と、画像生成機能と、形状検出機能と、変形関数算出機能と、画像変形機能と、をコンピュータに実現させる。前記受信信号取得機能では、振動子を複数並べて備えた振動子アレイによって、被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信して受信信号を取得する。前記画像生成機能では、各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する。前記形状検出機能では、各振動子が受信した前記反射信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する。前記変形関数算出機能では、前記形状検出機能で検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める。前記画像変形機能では、前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する。

40

【 0 0 2 1 】

本発明の第3の観点によれば、以下の超音波画像処理方法が提供される。即ち、この超

50

音波画像処理方法は、受信信号取得工程と、画像生成工程と、形状検出工程と、変形関数算出工程と、画像変形工程と、を含む。前記受信信号取得工程では、振動子を複数並べて備えた振動子アレイによって、被測定体に対して超音波の送信波を送信するとともに、当該被測定体からの反射波を受信して受信信号を取得する。前記画像生成工程では、各振動子が前記反射波を受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する。前記形状検出工程では、各振動子が受信した前記受信信号に基づいて、前記被測定体の形状を検出する。前記変形関数算出工程では、前記形状検出工程で検出した被測定体の形状と、前記エコー画像に含まれる前記被測定体のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数を求める。前記画像変形工程では、前記エコー画像を、前記変形関数に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する。

10

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】(a)骨に対して平面波を送信する様子を示す模式図。(b)骨の表面で反射波が生じた様子を示す模式図。

【図3】本発明の実施形態に係る超音波画像処理方法のフローチャート。

【図4】(a)振動子が反射波を受信した時の受信信号を例示するグラフ。(b)上記(a)の受信信号に基づくエンベロープ信号。

【図5】偽像が出現したエコー画像。

【図6】図5のエコー画像の内容を模式的に説明する図。

20

【図7】骨表面で反射した反射波が振動子に受信された様子を示す模式図。

【図8】コントロールポイントを移動させることによりエコー画像を変形させる様子を説明する図。

【図9】骨表面の形状を検出する処理を説明する図。

【図10】図5のエコー画像を変形させた変形済エコー画像。

【図11】図10の変形済エコー画像の内容を模式的に説明する図。

【図12】図10の変形済エコー画像に、表面屈折波の伝播経路を重畳させて表示した画像。

【図13】図12の変形済エコー画像の内容を模式的に説明する図。

【図14】補間コントロールポイントを設定する変形例を説明する図。

30

【発明を実施するための形態】

【0023】

次に、発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る超音波画像処理装置としての超音波診断装置1のブロック図である。

【0024】

本実施形態の超音波診断装置1は、人体を診断対象としており、特に骨を被測定体としている。本実施形態の超音波診断装置1は、骨から返ってきた超音波信号に基づいてエコー画像を生成し、当該エコー画像を表示する超音波画像処理装置としての機能を有している。これにより、体内の骨の様子を、画像として確認できる。

【0025】

40

図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波送受波器2と、装置本体3とから構成されている。

【0026】

超音波送受波器2は、超音波の送波及び受波を行うものである。この超音波送受波器2は、測定部位の軟組織11の表面(皮膚)に当接する当接面2aと、振動子アレイ22を備えている。振動子アレイ22は、当接面2aに沿って、等間隔で1列に並んで配列された複数の振動子24からなっている。以下の説明において、振動子アレイ22において振動子24が並んでいる方向を、X軸方向と呼ぶ。

【0027】

振動子24は、電気信号を与えられるとその表面が振動して超音波を発生させるととも

50

に、その表面に超音波を受波すると電気信号を生成して出力する。即ち、各振動子 2 4 は、超音波を送波及び受波可能に構成されている。なお、複数の振動子 2 4 を区別する必要がある場合には、振動子が並んでいる順に添字を付けて、振動子 2 4₁、振動子 2 4₂、・ ・ ・ 振動子 2 4_n、・ ・ ・ 振動子 2 4_Nのように表記することがある。

【 0 0 2 8 】

装置本体 3 は、ケーブルによって超音波送波器 2 と接続されており、当該超音波送波器 2 との間で信号の送受信ができるように構成されている。この装置本体 3 は、送信回路 3 1 と、複数の受信回路 3 3 と、送受信分離部 3 4 と、演算部 3 5 と、表示部 3 2 と、を備えている。

【 0 0 2 9 】

送信回路 3 1 は、振動子アレイ 2 2 の各振動子 2 4 を振動させて超音波を発生させるための電気パルス信号を生成するとともに、この電気パルス信号を各振動子 2 4 に印加できるように構成されている。電気パルス信号の中心周波数は、例えば 1 ~ 1 0 M H z 程度である。なお、電気パルス信号の代わりに、例えばチャープ信号を用いても良い。

【 0 0 3 0 】

電気パルスが印加された振動子 2 4 は、当該電気パルス信号に応じて振動して超音波を発生させる。送信回路 3 1 は、振動子アレイ 2 2 の複数の振動子 2 4 それぞれに対して任意のタイミングの電気パルス信号を印加できるように構成されている。これにより、複数の振動子 2 4 から、一斉に、あるいは個別のタイミングで超音波を送波するように制御できる。

【 0 0 3 1 】

複数の受信回路 3 3 は、振動子アレイ 2 2 を構成する複数の振動子 2 4 にそれぞれ接続されている。各受信回路 3 3 は、振動子 2 4 が超音波を受波することにより出力する電気信号を受信し、当該電気信号に対して、増幅処理や、フィルタ処理、デジタル変換処理などを施したデジタルの受信信号を生成して演算部 3 5 に送信するように構成されている。なお、振動子 2 4 から直接出力される信号はアナログの波形信号であり、演算部 3 5 に送信される信号は信号処理されたデジタルの波形信号であるが、以下の説明ではこれらを特に区別しない。

【 0 0 3 2 】

送受信分離部 3 4 は、振動子アレイ 2 2 と、前記送信回路 3 1 及び前記受信回路 3 3 と、の間に接続されている。この送受信分離部 3 4 は、送信回路 3 1 から振動子アレイ 2 2 に送られる電気信号（電気パルス信号）が受信回路 3 3 に直接流れるのを防止するとともに、振動子アレイ 2 2 から受信回路 3 3 に送られる電気信号が送信回路 3 1 側に流れるのを防止するためのものである。

【 0 0 3 3 】

演算部 3 5 は、C P U、R A M、R O Mなどのハードウェアを備えたコンピュータとして構成されている。また、前記 R O Mには、本発明の一実施形態に係る超音波画像処理プログラムなどのソフトウェアが記憶されている。本実施形態の超音波画像処理プログラムは、振動子 2 4 が受信した受信信号に基づいてエコー画像を生成する機能を演算部 3 5 に実現させるように構成されている。

【 0 0 3 4 】

演算部 3 5 によって生成されたエコー画像は、表示部 3 2 に出力される。表示部 3 2 は、例えば液晶ディスプレイ等であり、エコー画像を表示可能に構成されている。超音波診断装置 1 のオペレータは、表示部 3 2 に表示されたエコー画像を確認することにより、被測定体である骨の形状及びサイズ、当該骨の周囲の軟組織の様子などを把握できる。

【 0 0 3 5 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置 1 の動作について、図 2 及び図 3 を参照して説明する。

【 0 0 3 6 】

この超音波診断装置 1 によって診断を行う際、オペレータは、診断対象である人体表面

10

20

30

40

50

(皮膚)に、超音波送受波器2の当接面2aを当接させた状態で、所定の測定開始操作を行う。当該測定開始操作が行われると、送信回路31は、振動子アレイ22の各振動子24に対して、電気パルス信号を同じタイミングで印加する。これにより、各振動子24から同じタイミングで体内に向けて超音波が送波される(ステップS101)ので、振動子24が並ぶ方向(X軸方向)と直交する方向に進行する平面波が送信される(図2(a))。以下の説明で、振動子アレイ22から平面波が送信される方向を、Y軸方向とする。

【0037】

振動子アレイ22から送信された平面波は、軟組織11中を進行し、骨10の表面で反射して反射波を発生させる(図2(b))。この反射波は、振動子アレイ22が備える複数の振動子24のうち、少なくとも一部の振動子24に受信される(ステップS102、受信信号取得工程)。各振動子24で受信された受信信号は、受信回路33でフィルタリング、サンプリング等適宜の処理を施されて、デジタルの波形データに変換される。受信回路33で生成された各振動子24のデジタルの受信信号は、演算部35に出力される。本実施形態の超音波画像処理プログラムは、上記のように受信回路33から出力されたデジタルの受信信号を取得する受信信号取得機能を、演算部35に実現させるように構成されている。これにより、演算部35において、各振動子24が受信した受信信号の波形を処理可能になる。

10

【0038】

本実施形態の超音波画像処理プログラムは、上記のようにして取得した受信信号に基づいてエコー画像を生成する画像生成機能を、演算部35に実現させるように構成されている。従って、演算部35は画像生成部44であるとも言える。

20

【0039】

画像生成部44は、まず、各振動子24が受信した受信信号のエンベロープ(包絡線)を計算し、当該エンベロープの時間変化を示すエンベロープ信号を生成する(ステップS103)。例えば、ある振動子24が受信した受信信号が図4(a)のようなグラフで表される場合、この受信信号に基づくエンベロープ信号は図4(b)のようになる。ここで、エンベロープ信号の振幅は、ある時刻において振動子24が受信した受信信号の強度を示している。エンベロープ信号の振幅が大きいほど、強い信号が受信されたことを示している。

30

【0040】

各振動子24が受信した反射波がY軸方向(前記平面波を送信した方向)から返ってきたものであると仮定した場合、各振動子24のエンベロープ信号は、当該振動子24からみてY軸方向での一次元のエコー画像であると考えることができる。例えば、エンベロープ信号の振幅を画素の輝度と考えれば、当該エンベロープ信号は、信号強度が強い位置は明るい画素、弱い位置は暗い画素で表現された一次元画像であるとみなせる。

【0041】

一方、振動子24は、Y軸と直行するX軸方向に一列に並んで設けられているので、各振動子24のエンベロープ信号をX軸方向に並べれば二次元のエコー画像を得ることができる。そこで、画像生成部44は、各振動子24のエンベロープ信号(Y軸方向での一次元の画像データ)を、振動子24がX軸方向で並んでいる順番に連結する(ステップS104)。これにより、XY直交座標で表現された二次元のエコー画像データを生成することができる。

40

【0042】

続いて、画像生成部44は、上記のようにして生成した画像データに対して、各種の画像処理を行う。このとき行う画像処理は様々なものが考えられるが、例えばデータのデシメーションを行ったり、画素間の補間を行ったりすることができる。

【0043】

例えば、ステップS104で生成した画像データのY方向の解像度は、エンベロープ信号のサンプリング周波数によって決まる。しかし、画像としてはこれほどの解像度が不要な場合がある。そこで、画像生成部44は、画像データをY軸方向(時間軸方向)でデ

50

シメーション（データの間引き）することにより、Y軸方向での解像度を落とし、当該画像データのデータ容量を小さくする（ステップS105）。

【0044】

また、ステップS104で生成した画像データのX軸方向での解像度は、振動子24同士の距離に依存している。振動子24同士の距離が離れている場合、X軸方向の解像度が低くなるので、画像が見づらくなる場合がある。このような場合、画像生成部44は、X方向での画素の補間処理等を行って、X軸方向での解像度を上げる処理を行う（ステップS106）。

【0045】

以上で説明したステップS103からS106の画像生成工程により、振動子24が受信した反射波に基づくエコー画像を生成することができる。このようにして生成されるエコー画像は、前述の図5に例示されている。

【0046】

ところで前述のように、画像生成部44でエコー画像を生成する際には、反射波がY軸方向から返ってくるものと仮定されている。しかし、骨10の表面が湾曲している場合には、当該表面で反射した反射波は、振動子24に対してY軸方向以外の方向から到来し得る。Y軸方向以外の方向からの反射波が受信された場合は、上記の仮定が正しくなかったことになるので、生成されたエコー画像は骨表面の形状を正しく表さない（つまり、エコー画像に偽像が発生する）。

【0047】

ここで、図7を参照して、骨表面が湾曲している場合について説明する。図7では、振動子アレイ22から平面波を送信した後、骨表面上の反射位置 Q_1 で発生した反射波が、Y軸方向に対して斜め方向から振動子24₁に到来している様子を示している。このように斜め方向から反射波が到来した場合は、エコー画像に偽像が発生することになる。エコー画像上に偽像が出現する位置を、仮想反射位置（偽像出現位置） P_1 と呼ぶことにする。

【0048】

エコー画像において仮想反射位置 P_1 に出現するエコー像（偽像）は、本来であれば、実際に反射波が発生した位置である反射位置 Q_1 （骨表面上の位置）に表示されるべきであると言える。そこで、エコー画像の仮想反射位置 P_1 に出現したエコー像を、反射位置 Q_1 まで移動させることで、骨10の形状を正確に表すようにエコー像を修正できると考えられる。

【0049】

本実施形態の超音波診断装置1は、以上の観点に基づいて、エコー像に出現した偽像を、正しい位置まで移動させるように構成されている。

【0050】

まず、超音波診断装置1は図8（a）に示すように、エコー画像において偽像が発生している位置（仮想反射位置） $P_1, P_2 \dots$ に複数のコントロールポイントを設定する。続いて、エコー画像を変形させて、各コントロールポイントを、対応する反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ に移動させる（図8（b））。これにより、偽像が発生しているエコー画像を、実際の骨10の形状に合わせるように修正できる。上記仮想反射位置 P_n と反射位置 Q_n は、骨10からの反射波を受信した振動子24_nについてそれぞれ設定することができる。

【0051】

反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ は実際の骨10の表面上の点であるから、反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ を設定するためには、骨10の正しい表面形状に関する情報が必要である。そこで本実施形態の超音波画像処理プログラムは、各振動子24が受信した受信信号に基づいて骨10の表面形状を検出する形状検出機能を、演算部35に実現させるように構成されている。従って、演算部35は形状検出部40であるとも言える。

【0052】

形状検出部40は、ステップS102で取得した各振動子24の受信信号に基づいて、

10

20

30

40

50

骨 10 の表面形状を検出する（ステップ S 107、形状検出工程）。骨 10 の形状を検出する手法については、特許文献 1 から 3 に記載されているが、以下に簡単に説明する。

【0053】

まず、形状検出部 40 は、複数の振動子 24 のうち、隣接する 2 つの振動子を振動子ペア 25 として特定する。ここで、図 9 に示すように、振動子 24_n と振動子 24_{n+1} からなる振動子ペア 25 に対して、Y 軸に対して θ_a だけ角度を有する方向から反射波が到来したとする。2 つの振動子 24_n、24_{n+1} の間隔（X 軸方向での距離）を W とすると、図 9（b）から明らかなように、振動子ペア 25 の一方の振動子 24_n に到来する反射波は、他方の振動子 24_{n+1} よりも $W \sin \theta_a$ だけ長い距離を伝播して受信されることになる。このため、2 つの振動子には、

$$\Delta t = W \sin \theta_a / S O S_{soft}$$

だけ時間差をもって反射波が受信される。なお、 $S O S_{soft}$ は軟組織 11 中の音速である。

【0054】

形状検出部 40 は、振動子ペア 25 の 2 つの振動子 24_n、24_{n+1} が反射波を受信した時間差 Δt に基づいて、当該振動子ペア 25 に対する反射波の到来角度 θ_a を求める。即ち、到来角度 θ_a は、

$$\theta_a = \arcsin(S O S_{soft} \Delta t / W)$$

によって求めることができる。なお、本実施形態では、軟組織 11 中の音速 $S O S_{soft}$ には経験値を用いている。ただしこれに限らず、軟組織 11 中の音速の実測値を用いても良い。

【0055】

形状検出部 40 は、振動子ペア 25 が受信した反射波の到来角度 θ_a と、平面波が送信されてから振動子ペア 25 に反射波が到達するまでに要した到達時間 T_a に基づいて、各振動子ペア 25 に到達した反射波の反射点 R_a を検出する。なお、到達時間 T_a は、振動子アレイ 22 によって平面波が送波されてから、振動子ペア 25 を構成する 2 つの振動子 24_n、24_{n+1} それぞれに反射波が到達するまでの時間の平均値とすれば良い。振動子ペア 25 から反射点 R_a までの X 軸方向の距離を L_x 、Y 軸方向の距離を L_y とおく。図 9（a）から明らかなように、反射波の伝播距離 L は、

$$L = L_y + L_y / \cos \theta_a$$

となる。一方、到達時間 T_a と軟組織 11 中の音速 $S O S_{soft}$ を用いると、

$$L = S O S_{soft} \times T_a$$

であるから、反射点 R_a の位置は、

$$L_y = S O S_{soft} \times T_a \times \cos \theta_a / (1 + \cos \theta_a)$$

$$L_x = L_y \times \tan \theta_a = S O S_{soft} \times T_a \times \sin \theta_a / (1 + \cos \theta_a)$$

で求めることができる。以上のようにして、形状検出部 40 は、平面波の到来角度 θ_a と到達時間 T_a に基づいて、反射点 R_a の位置を算出することができる。

【0056】

形状検出部 40 は、振動子アレイ 22 を構成する全ての振動子 24 について、振動子ペアを構成し、各振動子ペアについて同様に反射点 R_a を求める。そして形状検出部 40 は、上記のようにして求めた反射点を直線又は曲線で結ぶことにより、骨表面ラインを検出する。以上のようにして、形状検出部 40 によって骨 10 の表面形状（骨表面ライン）を得ることができる。

【0057】

続いて、エコー画像上にコントロールポイントを設定する動作について説明する。本実施形態の超音波画像処理プログラムは、前記仮想反射位置にコントロールポイントを設定するコントロールポイント設定機能を、演算部 35 に実現させるように構成されている。従って、演算部 35 は、コントロールポイント設定部 45 であるという事もできる。

【0058】

コントロールポイント設定部 45 は、各振動子 24₁、24₂... が骨 10 からの反射波

10

20

30

40

50

を受信した受信信号に基づいて、エコー画像上に偽像が発生している位置（仮想反射位置 $P_1, P_2 \dots$ ）を求める。エコー画像において偽像が発生している位置（仮想反射位置 P_n ）の X 座標は、振動子 24 それぞれについて、以下のように求めることができる。

（点 P_n の X 座標）＝（振動子 24_n の X 座標）

なお、各振動子の位置は既知であるから、点 P_n の X 座標は即座に求まる。

【0059】

エコー画像上に偽像が発生している位置（仮想反射位置 P_n ）の Y 軸方向の位置は、振動子アレイ 22 から平面波が送信された後、ある振動子 24_n に反射波が受信されるまでにかかった時間 t_n に基づいて算出できる。

【0060】

まず、コントロールポイント設定部 45 は、各振動子 24_n が受信した受信信号の波形に基づいて、時間 t_n を検出する。なお、骨 10 表面からの反射波は、ある程度の時間的な幅を持って受信されるので、どの時点で反射波が受信されたと言えるのかという問題がある。本実施形態では、コントロールポイント設定部 45 は、振動子 24_n が受信した受信信号のエンベロープが最大になった時点で、当該振動子 24_n に反射波が受信されたものとしている。即ち、図 4（a）に示すように、コントロールポイント設定部 45 は、振動子 24_n の受信信号のエンベロープが最大になった点を検出する。そして、コントロールポイント設定部 45 は、平面波が送信されてから、受信信号のエンベロープが最大になるまでにかかった時間を t_n として検出する。

【0061】

続いて、コントロールポイント設定部 45 は、上記のようにして求めた t_n に基づいて、仮想反射位置 P_n の Y 座標を算出する。即ち、時間 t_n の間に超音波が軟組織 11 中を伝播する距離は、 $t_n \times S O S_{soft}$ である。反射波が Y 軸方向から到来したと仮定した場合、振動子アレイ 22 から骨表面まで平面波が進んだ距離と、骨表面から振動子 24_n まで反射波が戻ってきた距離は同じであると仮定できるので、この場合の超音波信号の仮想的な反射位置 P_n と、振動子 24_n と、の距離は、以下のように表すことができる。

（振動子 24_n と点 P_n の Y 軸方向の距離）＝ $t_n \times S O S_{soft} \div 2$

【0062】

そしてコントロールポイント設定部は、エコー画像上の仮想反射位置 $P_1, P_2 \dots$ （偽像が発生している位置）に、それぞれコントロールポイントを設定する（ステップ S108、コントロールポイント設定工程）。これにより、エコー画像に現れた骨 10 表面のエコー像（偽像）の上に、複数のコントロールポイントが設定されたことになる。

【0063】

また、本実施形態の超音波画像処理プログラムは、各コントロールポイントの移動目標位置を設定する移動目標位置設定機能を、演算部 35 に実現させるように構成されている。従って、演算部 35 は、移動目標位置設定部 46 であるという事もできる。

【0064】

移動目標位置設定部 46 は、各振動子 24₁, 24₂... に到来する反射波の真の反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ を求める。

【0065】

まず、移動目標位置設定部 46 は、形状検出部 40 が検出した骨表面ラインに基づいて、各振動子 24₁, 24₂... に到来する反射波の伝播経路を算出する。各振動子の位置は既知であるから、骨表面ラインの傾きに基づいて、伝播経路を容易に算出できる。続いて、移動目標位置設定部 46 は、算出した伝播経路に基づいて、各振動子 24₁, 24₂... に到来する反射波の真の反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ を求める。そして、移動目標位置設定部 46 は、エコー画像上の反射位置 $Q_1, Q_2 \dots$ に、コントロールポイントの移動目標位置を設定する（ステップ S109、移動目標位置設定工程）。

【0066】

また、本実施形態において、コントロールポイント設定部 45 は、各振動子 24₁, 24₂... の位置にも、コントロールポイントを設定するように構成されている。各振動子

10

20

30

40

50

2 4₁, 2 4₂... の位置に設定されたコントロールポイントを、C₁, C₂... とする（図 8 参照）。各振動子 2 4₁, 2 4₂... の位置は固定されているから、コントロールポイント C₁, C₂... は移動させないようにすることが好ましい。そこで、移動目標位置設定部 4 6 は、前記コントロールポイント C₁, C₂... の移動目標位置を、当該コントロールポイント自身の位置に設定する。これにより、振動子 2 4₁, 2 4₂... の位置に設定されたコントロールポイント C₁, C₂... が移動しないようにすることができる。

【0067】

本実施形態の超音波画像処理プログラムは、エコー画像を変形させるための変形関数を求める変形関数算出機能を、演算部 3 5 に実現させるように構成されている。従って、演算部 3 5 は、変形関数算出部 4 7 であるという事もできる。

10

【0068】

この変形関数は、エコー画像上の任意の点 v の X Y 座標を与えると、画像変形後の点 v' の X Y 座標を出力するような関数である。即ち、変形関数を f とすると、点 v の変形後の位置 v' は、

$$v' = f(v)$$

によって求めることができる。この変形関数 f はどのような関数でも良いが、画像を滑らかに変形させることができる関数であることが好ましい。例えば変形関数 f は、公知のアフィン変換とすることができる。この場合、変形関数 f は、

$$f(v) = Mv + T$$

と表現できる。なお、M は線形変形マトリクスであり、T は平行移動ベクトルである。

20

【0069】

ここで、コントロールポイント設定部 4 5 で設定された複数のコントロールポイントを、改めてコントロールポイント p₁, p₂... と表記する。また、各コントロールポイント p₁, p₂... に対応した移動目標位置を、改めて q₁, q₂... と表記する。本実施形態の変形関数算出部 4 7 は、各コントロールポイント p₁, p₂... を、対応する目標位置 q₁, q₂... に移動させるように画像を変形させる変形関数 f を、最小二乗法によって求める。例えば変形関数 f がアフィン変換の場合、変形関数算出部 4 7 は、線形変形マトリクス M と平行移動ベクトル T を、最小二乗法により求めることになる。より具体的にいうと、変形関数算出部 4 7 は、以下の数式 1 の値を最小化する変形関数 f を求める。

【0070】

30

【数 1】

$$\sum_i w_i |f(p_i) - q_i|^2$$

【0071】

ただし、w_i は重み係数であり、以下の数式 2 で定義される。なお、α は重み係数の効き具合を調整するためのパラメータである。

【0072】

【数 2】

40

$$w_i = \frac{1}{|p_i - v|^{2\alpha}}$$

【0073】

上記数式 2 から分かるように、重み係数 w_i は、点 v とコントロールポイント p_i との距離が小さいほど、重みが大きくなるように定義されている。即ち、近い位置にあるコントロールポイントの影響を受け易く、遠い位置にあるコントロールポイントの影響はあまりうけないような変形関数 f を求めるようになっている。これにより、少数のコントロールポイント p₁, p₂... を用いて、エコー画像全体を滑らかに変形させることができる。

【0074】

50

重み係数 w_i の定義には点 v とコントロールポイント p_i との距離が含まれているので、変形関数 f は点 v ごとに求める必要がある。そこで変形関数算出部 47 は、エコー画像上の各点について、それぞれ変形関数 f を算出する（ステップ S 110、変形関数算出工程）。

【0075】

本実施形態の超音波画像処理プログラムは、前記変形関数に基づいてエコー画像を変形させる画像変形機能を、演算部 35 に実現させるように構成されている。従って、演算部 35 は画像変形部 48 であるという事もできる。

【0076】

画像変形部 48 は、画像生成部 44 が生成したエコー画像に対して、変形関数算出部 47 が算出した変形関数を適用し、変形済エコー画像を生成する（ステップ S 111、画像変形工程）。これにより、設定されたコントロールポイントを移動目標位置まで移動させるように、エコー画像を変形させることができる。従って、元のエコー画像に出現していた骨 10 のエコー像（偽像）を、実際の骨表面ラインに合わせるように変形させたエコー画像（変形済エコー画像）を得ることができる。

【0077】

なお、上記のように最小二乗法によって画像の変形関数を求める手法については、例えば以下の非特許文献に詳しく記載されている。

Scott Schaefer, Travis McPhail, Joe Warren. 2006. 'Image Deformation Using Moving Least Squares'. [online]. [retrieved on 2011-10-30]. Internet: <URL:http://faculty.cs.tamu.edu/schaefer/research/mls.pdf>.

【0078】

画像変形部 48 で生成された変形済エコー画像は、表示部 32 に出力される。これにより、骨 10 の形状及びサイズを正確に表したエコー像を、表示部 32 に表示できる。

【0079】

画像変形部 48 によって生成される変形済エコー画像の例を、図 10 に示す。図 10 の変形済エコー画像は、図 5 のエコー画像を変形させて生成したものである。比較のために、実際の骨の形状を示す白い曲線を、図 10 の変形済エコー画像の重畳させて表示している。また、図 10 の理解を助けるために、当該図 10 の内容を模式的に図 11 に示す。図 10 から分かるように、画像変形部 48 によってエコー画像を変形させることにより、骨 10 のエコー像を、実際の骨表面の形状に一致させることができる。これにより、超音波診断装置 1 のオペレータは、変形済エコー画像上で、骨 10 の形状やサイズを正しく認識できる。

【0080】

また、上記の手法は、エコー画像自体を変形させて変形済エコー画像を得るものであるから、軟組織 11 中の血管や臓器などのエコー像が元のエコー画像に含まれていた場合、これら軟組織 11 中のエコー像も変形済エコー画像で確認できる。これにより、正確な骨 10 のエコー像と一緒に、軟組織 11 中の血管や臓器のエコー像を表示できるので、骨 10 の周囲の軟組織 11 の様子を正確に判断できる。

【0081】

以上で説明したように、本実施形態の超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 22 と、画像生成部 44 と、形状検出部 40 と、変形関数算出部 47 と、画像変形部 48 と、を備えている。振動子アレイ 22 は、骨 10 に対して超音波の送信波を送信するとともに、骨 10 からの反射波を受信する振動子 24 を複数並べて備える。画像生成部 44 は、各振動子 24 が受信した受信信号を連結したエコー画像を生成する。形状検出部 40 は、各振動子 24 が受信した受信信号に基づいて、骨 10 の形状を検出する。変形関数算出部 47 は、形状検出部 40 が検出した骨 10 の形状と、エコー画像に含まれる骨 10 のエコー像の形状と、を一致させるように当該エコー画像を変形させる変形関数 f を求める。画像変形部 48 は、前記エコー画像を、変形関数 f に基づいて変形させた変形済エコー画像を生成する。

【 0 0 8 2 】

このように、骨 1 0 の形状を検出し、検出した形状にあわせてエコー画像を変形させることにより、骨 1 0 の実際の形状やサイズを正確に表すエコー画像（変形済エコー画像）を得ることができる。

【 0 0 8 3 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。

【 0 0 8 4 】

上記のように、本願発明の超音波診断装置 1 では、骨 1 0 のエコー像の形状及びサイズを正確に示す変形済エコー画像を生成できる。そこで、当該変形済エコー画像を表示部 3 2 に表示する際に、骨 1 0 の形状に関連した各種の情報を付加して表示しても良い。これにより、当該情報を正確に表示することが可能となる。

10

【 0 0 8 5 】

例えば、骨音速を測定する際に、表面屈折波の伝播経路に関する情報を、変形済エコー画像に重畳させて表示しても良い。なお、表面屈折波とは、骨の内部を進行した後、再び軟組織中に射出して振動子 2 4 に受信された超音波信号のことを言う。この表面屈折波に基づいて、骨 1 0 中の音速（骨音速）を求めることができる。なお、表面屈折波に基づいて骨 1 0 中の音速を求める構成は、例えば特許文献 1 から 3 に記載されているので、ここでは詳しい説明を省略する。

【 0 0 8 6 】

例えば図 1 2 に示す例では、表面屈折波の伝播経路を、変形済エコー画像に重畳させて点線で表示している。図 1 2 の理解を助けるため、当該図 1 2 の内容を図 1 3 に模式的に示す。

20

【 0 0 8 7 】

図 1 2 のように、表面屈折波の伝播経路を骨のエコー像の上に重畳表示することにより、どのような伝播経路をたどった表面屈折波を利用して骨音速を導出したのかを、エコー画像上で確認できる。本発明の構成によって得られる変形済エコー画像は、骨の形状を正確に表しているので、この変形済エコー画像に表面屈折波の伝播経路を重畳表示することにより、表面屈折波の伝播経路を正確に評価できる。

【 0 0 8 8 】

そして、本発明の構成によって得られる変形済エコー画像は、骨周囲の血管等のエコー像も含まれているので、例えば、表面屈折波の伝播経路の途中に血管などが存在していないかを判断できる。表面屈折波の伝播経路の途中に血管などが存在していた場合、オペレータは、図 1 2 の変形済エコー画像を確認しながら、血管等を避けるように超音波送受波器 2 の位置を調整して、骨音速の測定をやり直すことができる。これにより、骨音速を適切に測定できる。

30

【 0 0 8 9 】

以上に本発明の好適な実施の形態を説明したが、上記の構成は例えば以下のように変更することができる。

【 0 0 9 0 】

本発明の構成は、骨のエコー像を表示するための超音波診断装置に限らず、例えば、超音波を利用して地層や地中構造物を調査する超音波地質調査装置など、骨以外を被測定体とした装置に広く利用することができる。

40

【 0 0 9 1 】

上記実施形態では、コントロールポイント設定部 4 5 が仮想反射位置を算出する際に、受信信号のエンベロープが最大になった時刻を反射波の受信時刻としたが、これに限らない。例えば、受信信号のエンベロープが立ち上がり始めた時刻を、振動子 2 4 に反射波が受信された時刻として取り扱う事もできる。

【 0 0 9 2 】

上記実施形態では、各振動子 $2\ 4_1$, $2\ 4_2$ に対応してコントロールポイントを設定するものとしたが、振動子アレイ 2 2 が備えるすべての振動子に対応させてコントロール

50

ポイントを設定しなければならない訳ではなく、骨 10 のエコー像の上に複数のコントロールポイントを設定できれば良い。

【0093】

また上記実施形態では、各振動子 $24_1, 24_2 \dots$ の位置にコントロールポイント $C_1, C_2 \dots$ を設定し、当該コントロールポイント $C_1, C_2 \dots$ は移動させないようにしている。これに代え、或いはこれに加えて、移動しないコントロールポイントを別の箇所に設定することもできる。移動しないコントロールポイントは、エコー画像上で、偽像が出現しないことが予めわかっている位置に設定すれば良い。これによれば、もともと正しいエコー像が、変形関数によってかえって歪められてしまうことを防止できる。例えば、軟組織中の血管など（骨表面以外のターゲット）の傾きがゼロの場合（平面波の送信方向に対して血管が直交している場合）は、当該血管で発生したエコーは偽像にはならない。そこで、骨表面以外のターゲット（血管など）のエコー像の傾きがゼロの位置を検出して、その位置に、移動しないコントロールポイントを設定すれば好適である。

10

【0094】

また、例えば図 14 に示すように、振動子 24_1 の位置に設定されたコントロールポイント C_1 と、当該振動子 24_1 に対応してエコー像上に設定されたコントロールポイント P_1 と、の間を補間する補間コントロールポイント $D_1, D_2 \dots$ を、コントロールポイント設定部が自動的に設定するように構成してもよい。この補間コントロールポイントの移動目標位置は、例えば、コントロールポイント P_1 の移動目標位置 Q_1 と、コントロールポイント C_1 と、を結ぶ直線上に設定することができる。この補間コントロールポイントは、他の振動子 24 に対しても同様に設定することができる。このように、コントロールポイントの間を補間する補間コントロールポイントを設定することで、更に精度良くエコー画像を変形させることができる。

20

【0095】

図 3 のフローチャートでは、画像生成部による画像生成工程（ステップ S 103 から S 106）と、骨の形状を検出してから変形関数を算出するまでの処理（ステップ S 107 から S 110）は並列的に行うように示されているが、これに限らず、逐次的に行っても良い。要は、ステップ S 111 の画像変形工程でエコー画像の変形を行うまでに、変形関数の算出とエコー画像の生成が完了していれば良い。

【0096】

図に示した振動子 24 の数などは、適宜変更することができる。

30

【0097】

上記実施形態では、超音波画像処理プログラムを演算部 35 で実行することにより、超音波画像処理装置の各機能を実現するものとした。しかしこれに限らず、超音波画像処理装置の機能の一部又は全部を、専用のハードウェアによって実現するように構成しても良い。

【0098】

図 3 のフローチャートに示す処理は、自動的に繰り返し実行されても良い。この場合、表示部 32 に表示される変形済エコー画像が随時更新されていくので、オペレータは、骨 10 の正確なエコー像をリアルタイムに確認することができる。

40

【符号の説明】

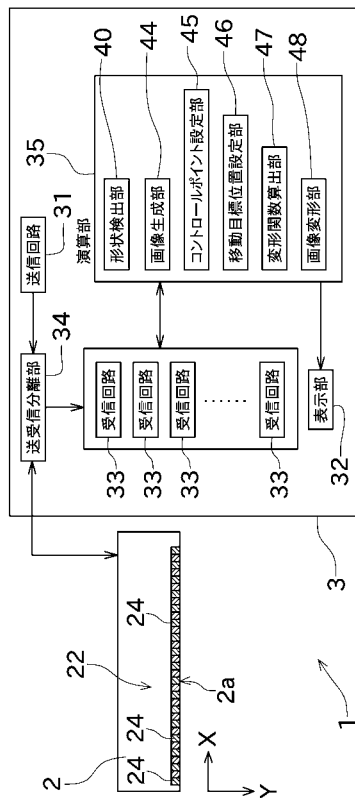
【0099】

- 1 超音波診断装置（超音波画像処理装置）
- 2 送波器
- 22 振動子アレイ
- 24 振動子
- 35 演算部（コンピュータ）
- 40 形状検出部
- 44 画像生成部
- 45 コントロールポイント設定部

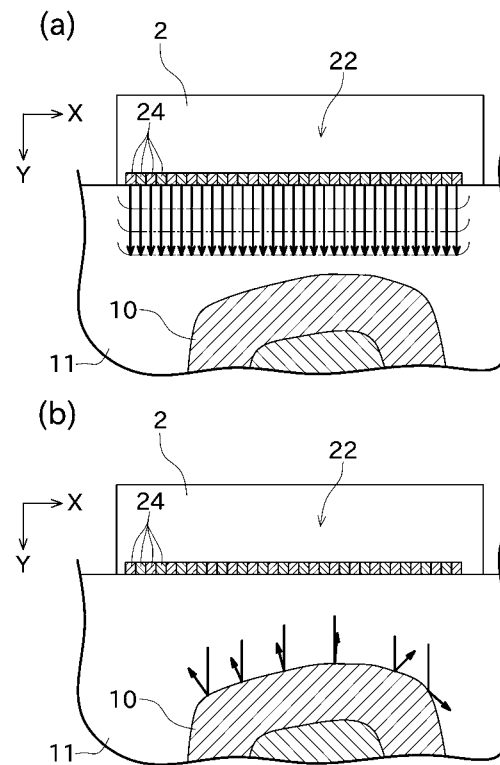
50

- 4 6 移動目標位置設定部
- 4 7 変形関数算出部
- 4 8 画像変形部

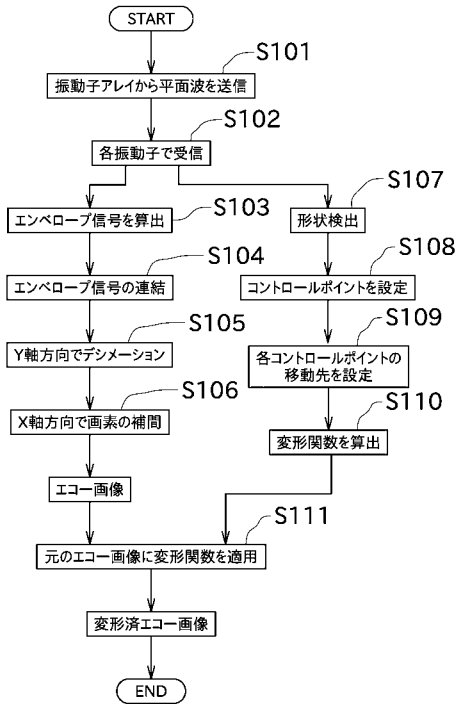
【図 1】



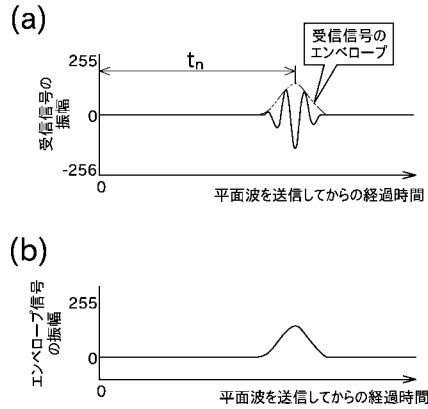
【図 2】



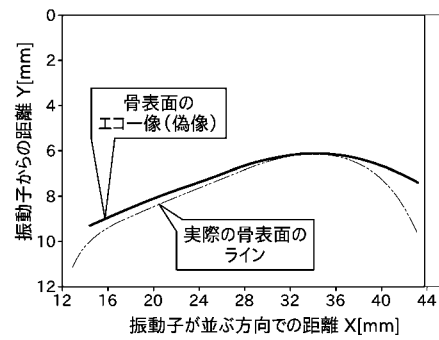
【図 3】



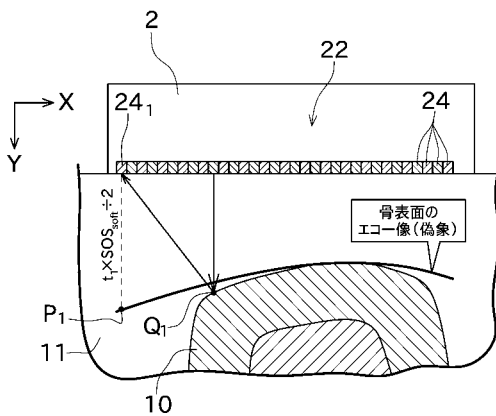
【図 4】



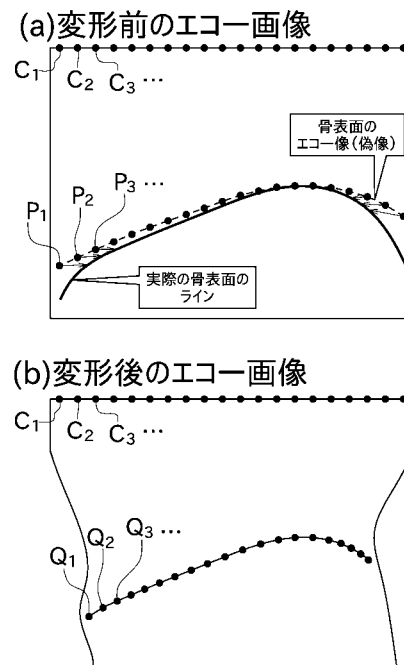
【図 6】



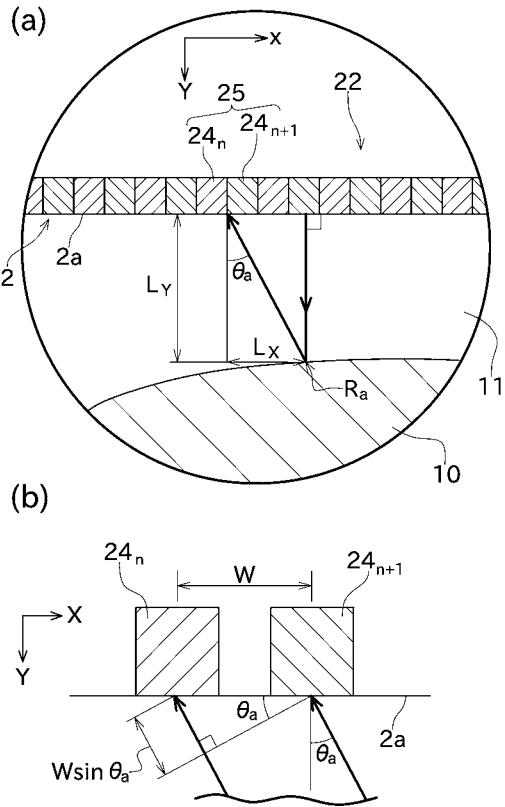
【図 7】



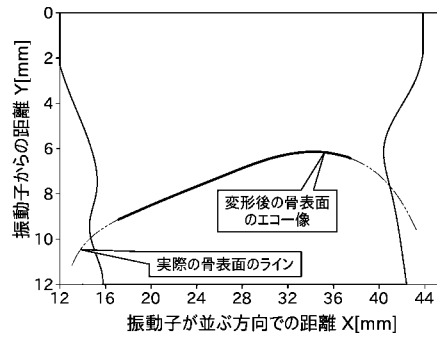
【図 8】



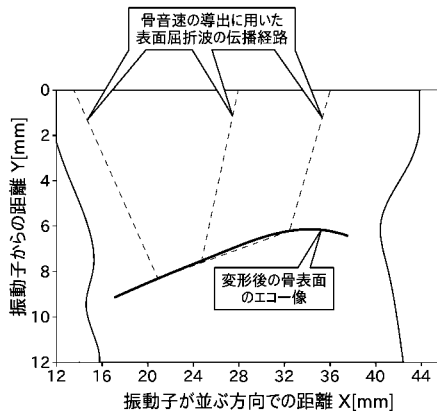
【図 9】



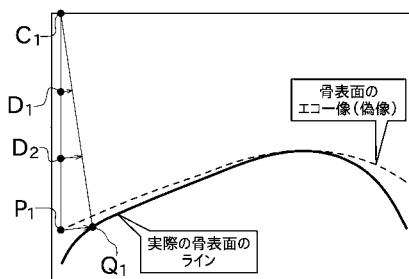
【図 1 1】



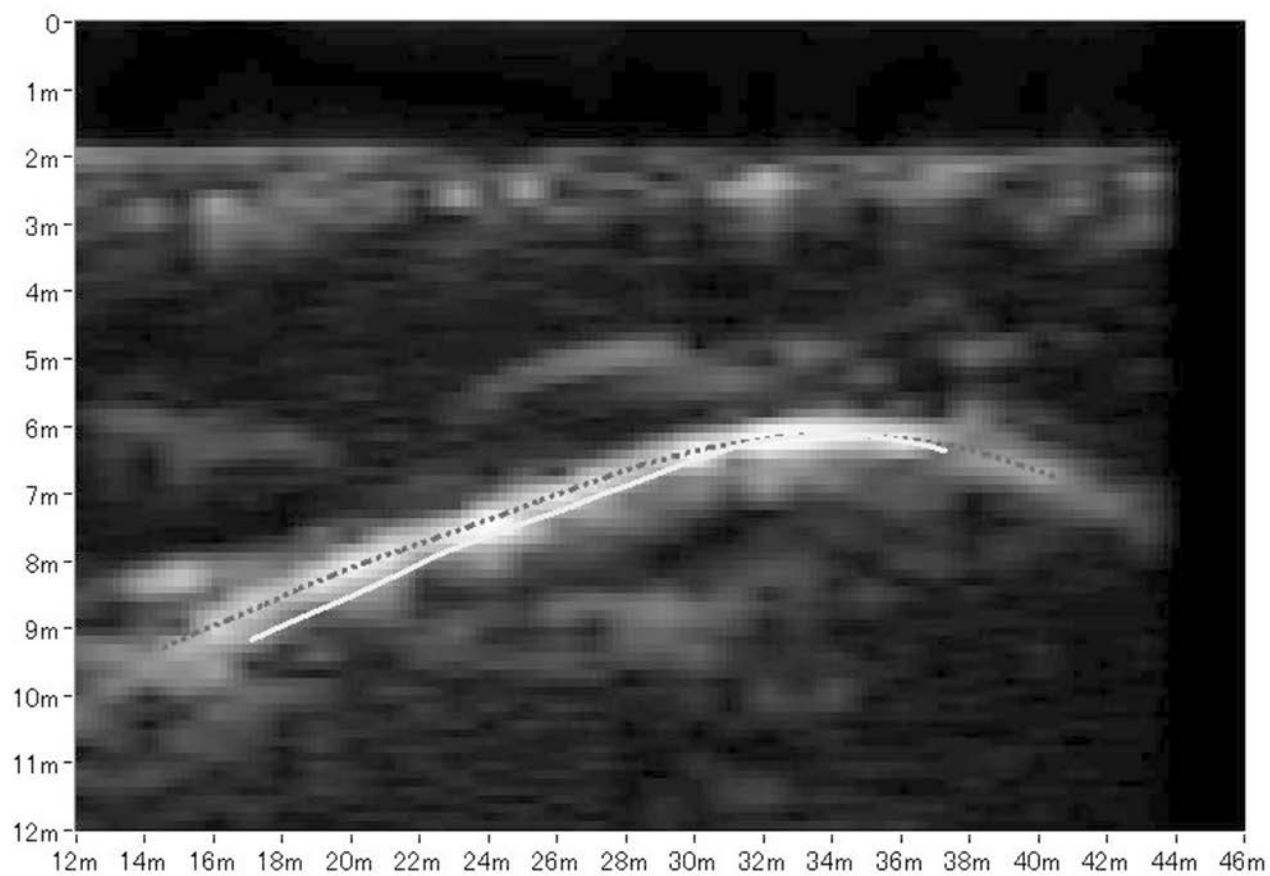
【図 1 3】



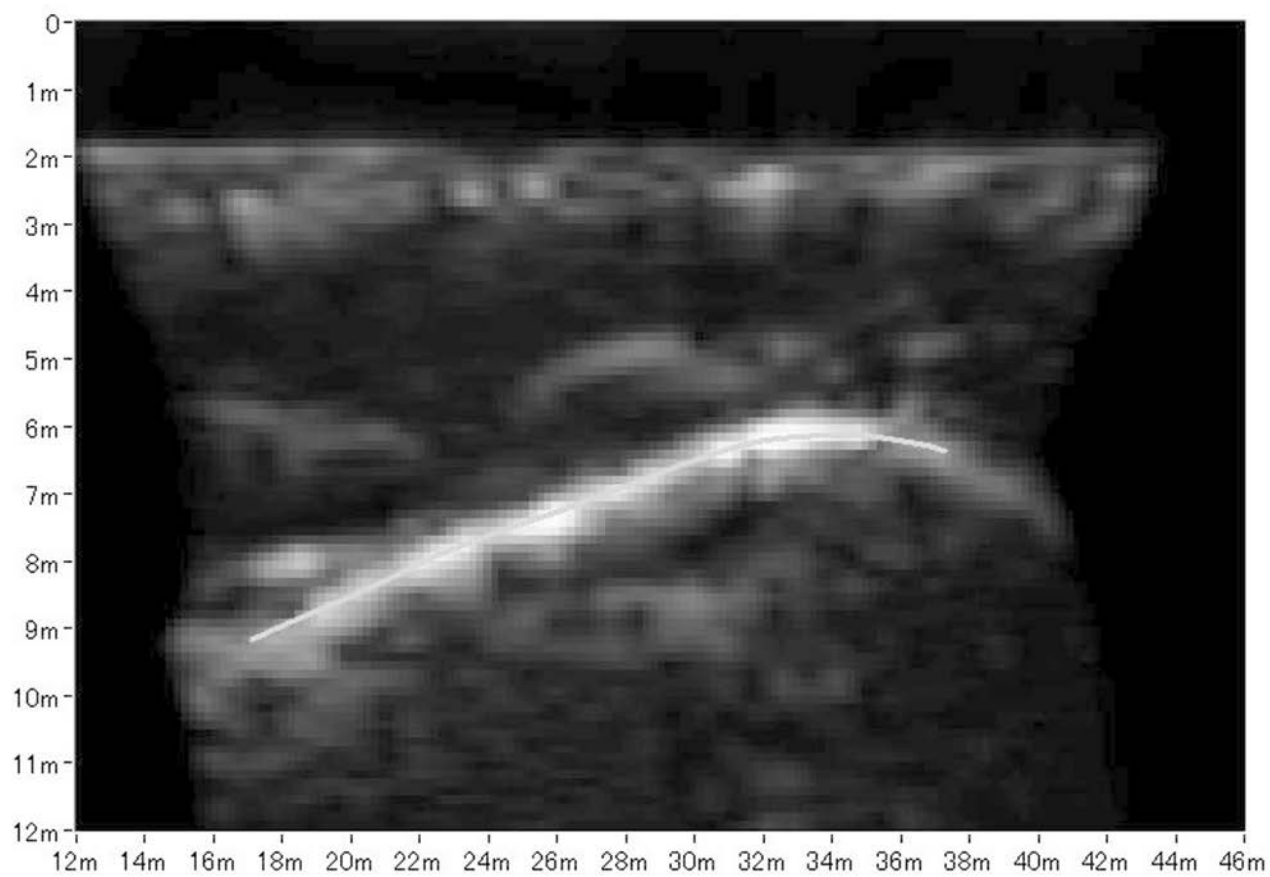
【図 1 4】



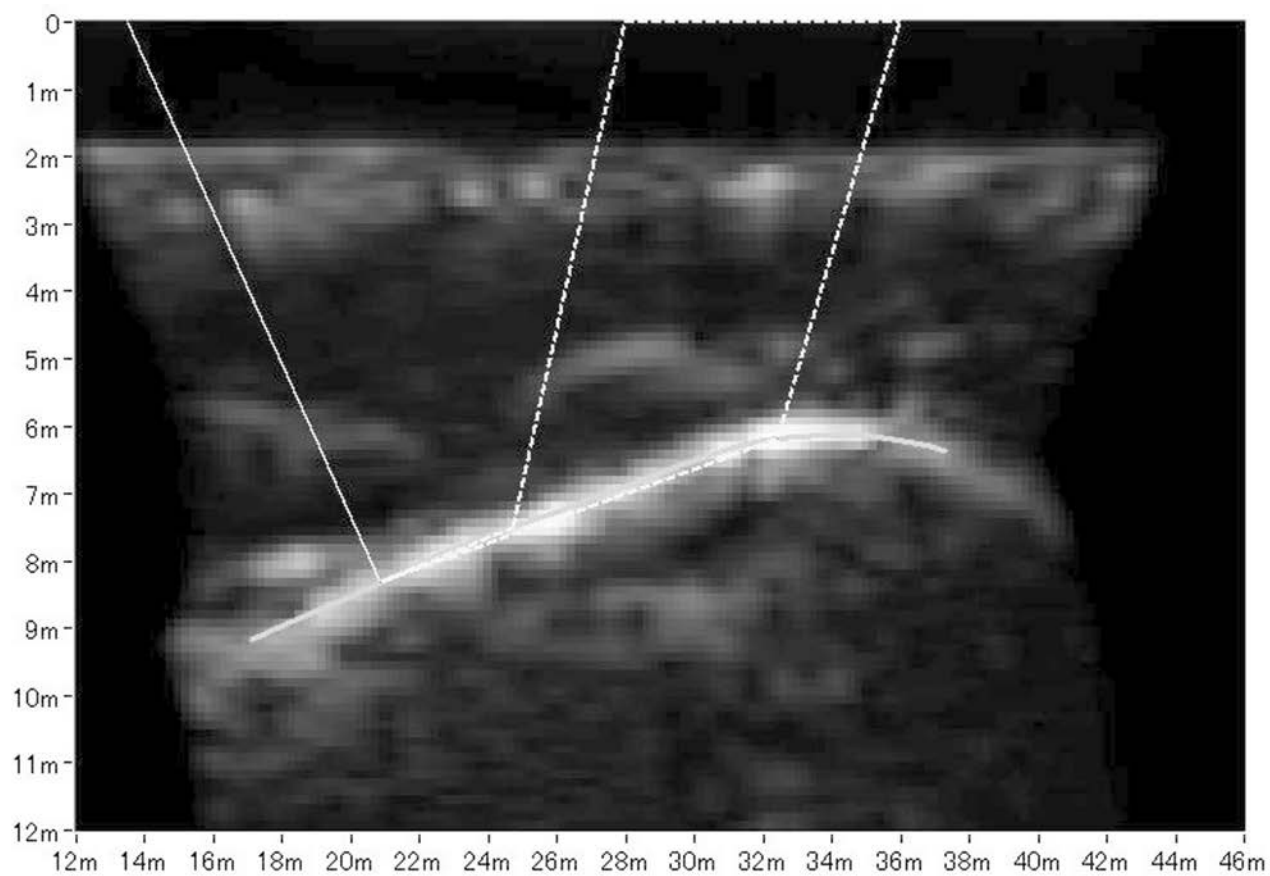
【 図 5 】



【 図 1 0 】



【図 12】



专利名称(译)	超声波图像处理装置，超声波图像处理程序和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	JP2013244354A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012122204	申请日	2012-05-29
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	クレタンドリアン		
发明人	クレタンドリアン		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC02 2G047/BC03 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB02 2G047/EA10 2G047/GB02 2G047/GG30 2G047/GG47 4C601/EE09 4C601/JB38 4C601/JC32		
代理人(译)	娜奥米·桂		
其他公开文献	JP6057546B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够产生精确表示待测物体形状的回波图像的超声波图像处理设备。图像生成单元生成通过连接通过每个换能器接收反射波而获得的每个接收信号而获得的回波图像。形状检测单元40基于由每个换能器24接收的接收信号来检测待测对象的形状。变形函数计算单元47计算用于使回波图像变形的变形函数，使得由形状检测单元40检测的待测对象的形状和包括在回波图像中的对象的回波图像的形状匹配寻道。图像变换单元48生成通过基于变换函数变换回波图像而获得的变换后的回波图像。点域1

