

(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2017-18510

(P2017-18510A)

(43) 公開日 平成29年1月26日(2017.1.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2015-140910 (P2015-140910)	(71) 出願人	503027931
(22) 出願日	平成27年7月15日 (2015. 7. 15)		学校法人同志社
			京都府京都市上京区今出川通烏丸東入玄武町601番地
		(71) 出願人	000006747
			株式会社リコー
			東京都大田区中馬込1丁目3番6号
		(74) 代理人	110000475
			特許業務法人みのり特許事務所
		(72) 発明者	秋山 いわき
			京都府京田辺市多々羅都谷1-3 同志社大学内
		Fターム(参考)	4C096 AA18 DC36 DC37
			4C601 DD08 EE01 EE09 EE16 GA06
			GA07 GA21 GB09 HH27 JB34
			LL33

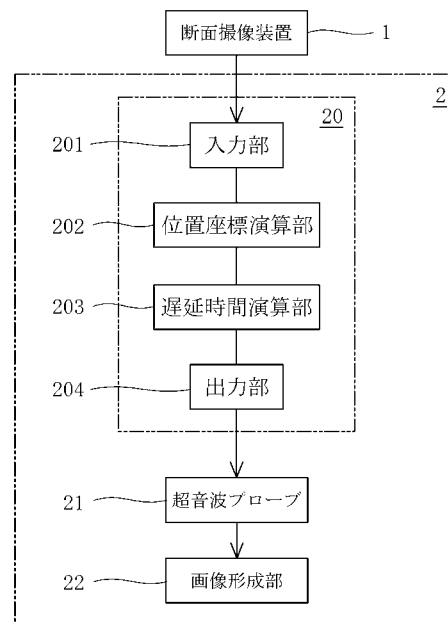
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその画像形成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】柔軟な構造の超音波プローブの各振動子の位置を別に測定して、高分解能な画像を取得する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置2は、超音波プローブ21と、超音波プローブ21の動作を制御する制御部20と、被検体の内部の画像を形成する画像形成部22と、を備え、超音波プローブ21は、被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、本体部の内部に配列され、超音波ビームを送受信する複数の振動子と、を備え、制御部20は、断面撮像装置1からの画像を入力する入力部201と、入力部201からの画像に基づいて、超音波プローブ21の各振動子の位置座標を演算する位置座標演算部202と、位置座標演算部202からの各振動子の位置座標に基づいて、各振動子に対する遅延時間を演算する遅延時間演算部203と、遅延時間演算部203からの遅延時間に基づいて、各振動子の動作信号を出力する出力部204と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームで被検体の内部の画像を取得する超音波診断装置であって、
前記超音波診断装置は、
前記超音波ビームを前記被検体の内部に送信すると共に、前記被検体の内部から反射された反射ビームを受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブの動作を制御する制御部と、
前記超音波プローブで受信された前記反射ビームに基づいて、前記被検体の内部の画像を形成する画像形成部と、を備え、
前記超音波プローブは、
前記被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、
前記本体部の内部に配列されると共に、前記超音波ビームを送信し、前記反射ビームを受信する複数の振動子と、を備え、
前記制御部は、
前記被検体の任意の断面の画像を取得するための 3 次元画像撮像装置から前記画像を入力する入力部と、
前記入力部からの前記画像に基づいて、前記被検体に付着された前記超音波プローブの前記各振動子の位置座標を演算する位置座標演算部と、
前記位置座標演算部からの前記各振動子の位置座標に基づいて、前記各振動子に対する遅延時間を演算する遅延時間演算部と、
前記遅延時間演算部からの前記遅延時間に基づいて、前記各振動子を動作するための信号を出力する出力部と、を備える
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記 3 次元画像撮像装置は、MRI 装置からなり、
前記超音波プローブは、非磁性材料からなる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、
前記各振動子の位置を特定するために、前記 MRI 装置で観測可能なマーカ一部を備える
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記マーカ一部は、
前記各振動子の一方側及び他方側で、かつ、前記各振動子と同じ高さに設けられ、
前記位置座標演算部は、
前記各振動子の一方側に設けられた前記マーカ一部を含む前記画像と、前記各振動子の他方側に設けられた前記マーカ一部を含む前記画像と、の中央に配置される前記画像に基づいて、前記超音波プローブの前記各振動子の位置座標を演算する
ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 5】

超音波ビームで被検体の内部の画像を取得する超音波診断装置の画像形成方法であって、
前記超音波診断装置は、
前記超音波ビームを前記被検体の内部に送信すると共に、前記被検体の内部から反射された反射ビームを受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブの動作を制御する制御部と、
前記超音波プローブで受信された前記反射ビームに基づいて、前記被検体の内部の画像を形成する画像形成部と、を備え、
前記超音波プローブは、

50

前記被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、

前記本体部の内部に配列されると共に、前記超音波ビームを送信し、前記反射ビームを受信する複数の振動子と、を備え、

前記超音波診断装置の画像形成方法は、

前記被検体の任意の断面の画像を取得するための３次元画像撮像装置から前記任意の画像を入力するステップと、

前記入力部からの前記画像に基づいて、前記被検体に付着された前記超音波プローブの前記各振動子の位置座標を演算するステップと、

前記位置座標演算部からの前記各振動子の位置座標に基づいて、前記各振動子に対する遅延時間を演算するステップと、

前記遅延時間演算部からの前記遅延時間に基づいて、前記各振動子を動作するための信号を出力するステップと、を備える

ことを特徴とする超音波診断装置の画像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波ビームで被検体の内部の画像を取得する超音波診断装置及びその画像形成方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

３次元画像撮像装置であるＭＲＩ装置は、被検体の特定の原子核に共鳴する高周波パルス照射して励起し、共鳴した原子核より放出される高周波信号（ＮＭＲ信号）を検出し、この検出結果に基づいて、被検体の断面の画像を形成する（例えば、特許文献１参照）。また、超音波診断装置は、超音波ビームを被検体の内部に送信して、被検体の内部から反射した反射ビームを受信し、この受信結果に基づいて、被検体の内部の画像を形成する（例えば、特許文献２参照）。

【０００３】

ＭＲＩ装置では、核磁気共鳴現象を利用することで、被検体の診断部位について解像度の高い断層像を得ることができる一方、超音波診断装置では、超音波を利用することで、被検体の診断部位についてリアルタイムな動画の断層像を得ることができる。ＭＲＩ装置及び超音波診断装置は、被検体に対して安全性の高い診断が可能であり、ＭＲＩ画像及び超音波画像の双方を取得することで、各画像の特性を生かした有用な診断を行うことができる。

【０００４】

例えば、癌の検査においては、腫瘍を確実に発見するために、ＭＲＩ装置及び超音波診断装置の双方を用いて被検体の画像を取得して、被検体の診断が行われる。ところで、乳癌の検査では、ＭＲＩ装置で被検体を撮像するときは、腫瘍が発見され易いように、被検体（人体）は検査台上にうつ伏せになる一方、超音波診断装置で被検体を撮像するときは、超音波プローブを被検体に当てるために、被検体は検査台上に仰向けになる。

【０００５】

そのため、ＭＲＩ装置での撮像時における被検体の乳房の形状と、超音波診断装置での撮像時における被検体の乳房の形状とは大きく異なる。従って、ＭＲＩ装置からの画像で発見された腫瘍の位置を計測して、その計測結果に基づいて、ＭＲＩ装置で発見された腫瘍を超音波診断装置で撮像しようとしても、ＭＲＩ装置での撮像時と超音波診断装置での撮像時との間で乳房の形状が大きく異なっているため、ＭＲＩ装置で発見された腫瘍を超音波診断装置で撮像することが難しい。

【０００６】

また、ＭＲＩ装置と超音波診断装置とで被検体を同時に撮像できるシステムがある（例えば、特許文献３参照）。このシステムでは、超音波診断装置の超音波プローブがマーカーを備えており、このマーカーに基づいて超音波プローブの方向性を特定する。しかし、

10

20

30

40

50

このシステムでは、マーカーを備えた超音波プローブが大型になると共に、MRI装置での撮影時と超音波診断装置での撮影時で被検体の形状が変化することは考慮されておらず、乳癌の検査等において正確な診断を行うことが難しい。さらに、別の従来のシステムでは、超音波プローブの位置及び向きを検出するための専用の装置が必要となり、機構全体の構造が複雑になり、生産性に劣り、高価であるという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平6-70903号公報

【特許文献2】特開平6-88812号公報

【特許文献3】特開2001-29324号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、3次元画像撮像装置での撮像時における被検体の形状で、超音波診断装置で高分解能な被検体の内部の画像を取得できるように、柔軟な構造の超音波プローブの各振動子の位置を別に測定して、高分解能な画像を取得する超音波診断装置及びその画像形成方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

20

上記の課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、
超音波ビームで被検体の内部の画像を取得する超音波診断装置であって、
超音波診断装置は、
超音波ビームを被検体の内部に送信すると共に、被検体の内部から反射された反射ビームを受信する超音波プローブと、
超音波プローブの動作を制御する制御部と、
超音波プローブで受信された反射ビームに基づいて、被検体の内部の画像を形成する画像形成部と、を備え、
超音波プローブは、
被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、
本体部の内部に配列されると共に、超音波ビームを送信し、反射ビームを受信する複数の振動子と、を備え、
制御部は、
被検体の任意の断面の画像を取得するための3次元画像撮像装置から画像を入力する入力部と、
入力部からの画像に基づいて、被検体に付着された超音波プローブの各振動子の位置座標を演算する位置座標演算部と、
位置座標演算部からの各振動子の位置座標に基づいて、各振動子に対する遅延時間を演算する遅延時間演算部と、
遅延時間演算部からの遅延時間に基づいて、各振動子を動作するための信号を出力する出力部と、を備える。

30

40

【0010】

好ましくは、

3次元画像撮像装置は、MRI装置からなり、

超音波プローブは、非磁性材料からなる。

【0011】

好ましくは、

超音波プローブは、

各振動子の位置を特定するために、MRI装置で観測可能なマーカー部を備える。

【0012】

50

好ましくは、

マーカ部は、

各振動子の一方側及び他方側で、かつ、各振動子と同じ高さに設けられ、

位置座標演算部は、

各振動子の一方側に設けられたマーカ部を含む画像と、各振動子の他方側に設けられたマーカ部を含む画像と、の中央に配置される画像に基づいて、超音波プローブの各振動子の位置座標を演算する。

【0013】

さらに、本発明に係る超音波診断装置の画像形成方法は、

超音波ビームで被検体の内部の画像を取得する超音波診断装置の画像形成方法であって 10

、
超音波診断装置は、

超音波ビームを被検体の内部に送信すると共に、被検体の内部から反射された反射ビームを受信する超音波プローブと、

超音波プローブの動作を制御する制御部と、

超音波プローブで受信された反射ビームに基づいて、被検体の内部の画像を形成する画像形成部と、を備え、

超音波プローブは、

被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、

本体部の内部に配列されると共に、超音波ビームを送信し、反射ビームを受信する複数の振動子と、を備え、 20

超音波診断装置の画像形成方法は、

被検体の任意の断面の画像を取得するための3次元画像撮像装置から任意の画像を入力するステップと、

入力部からの画像に基づいて、被検体に付着された超音波プローブの各振動子の位置座標を演算するステップと、

位置座標演算部からの各振動子の位置座標に基づいて、各振動子に対する遅延時間を演算するステップと、

遅延時間演算部からの遅延時間に基づいて、各振動子を動作するための信号を出力するステップと、を備える。 30

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法では、超音波診断装置の超音波プローブは、被検体の形状に沿って可撓可能な本体部と、本体部の内部に配列されると共に、超音波ビームを送信及び受信する複数の振動子と、を備える。従って、例えば乳癌の検査において、被検体（人体）は、超音波プローブを付着したままうつ伏せで、3次元画像撮像装置及び超音波診断装置からの画像を取得できる。

【0015】

さらに、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法では、超音波診断装置は、位置座標演算部及び遅延時間演算部を備える。位置座標演算部は、3次元画像撮像装置からの画像に基づいて、被検体に付着された超音波プローブの各振動子の位置座標を演算する。遅延時間演算部は、位置座標演算部からの各振動子の位置座標に基づいて、各振動子に対する遅延時間を演算する。従って、超音波診断装置は、被検体に付着された超音波プローブの形状に応じて、被検体の診断部位に関する高分解能な画像を取得できる。 40

【0016】

さらに、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法では、3次元画像撮像装置は、MRI装置からなり、超音波プローブは、非磁性材料からなるので、被検体（人体）に対して安全性の高い診断を行うことができる。

【0017】

さらに、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法では、超音波プローブは、 50

各振動子の位置を特定するために、MRI装置で観測可能なマーカ一部を備える。従って、超音波診断装置は、MRI装置からの画像に含まれるマーカ一部に基づいて、超音波プローブの振動子の位置を正確かつ容易に特定できる。

【0018】

さらに、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法では、マーカ一部は、各振動子の一方側及び他方側で、かつ、各振動子と同じ高さに設けられている。位置座標演算部は、各振動子の一方側に設けられたマーカ一部を含む画像と、各振動子の他方側に設けられたマーカ一部を含む画像と、の中央に配置される画像に基づいて、超音波プローブの各振動子の位置座標を演算する。

【0019】

従って、被検体に付着された超音波プローブが捻じれた場合でも、各マーカ一部を含む2つの画像に基づいて、超音波プローブの各振動子の位置座標を正確かつ容易に特定できる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に係る超音波診断装置を備えた医療システムを示すブロック図。

【図2】超音波診断装置の超音波プローブを示し、(A)は超音波プローブの斜視図、(B)は超音波プローブの内部の平面図、(C)は超音波プローブの内部の側面図。

【図3】MRI装置からの画像を示す図。

【図4】位置座標の演算方法を説明するための説明図。

【図5】超音波プローブの振動子に対する遅延時間を説明するための説明図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面に基づいて、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法の一実施形態を説明する。

【0022】

図1の通り、医療システムは、被検体Oの任意の断面の画像を取得する3次元画像撮像装置1と、超音波ビームで被検体Oの内部の任意の断面の画像を取得する超音波診断装置2と、を備える。本実施形態では、3次元画像撮像装置1は、MRI装置からなる。MRI装置1は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して、コイル系に配置された被検体Oの内部の3次元の画像を取得して、その3次元画像に基づいて、任意の断面の画像を取得できる。

【0023】

超音波診断装置2は、超音波ビームを被検体Oの内部に送信すると共に、被検体Oの内部から反射された反射ビームを受信する超音波プローブ21と、超音波プローブ21の動作を制御する制御部20と、超音波プローブ21で受信された反射ビームに基づいて、被検体Oの内部の画像を形成する画像形成部22と、を備える。

【0024】

図2(A)の通り、超音波プローブ21は、被検体Oの形状に沿って可撓可能な本体部210と、本体部210の内部に配列されると共に、超音波ビームを送信し、反射ビームを受信する複数の振動子211と、を備える。超音波プローブ21は、MRI装置1に影響を与えないように、非磁性材料からなる。本体部210は、所定の厚みを有する長方形形状からなる。

【0025】

図2(B)及び(C)の通り、各振動子211は、本体部210の幅方向Wに延設される。各振動子211は、本体部210の長さ方向Lに沿って、一定間隔dを置いて互いに平行に配置される。超音波プローブ21は、MRI装置1により観測可能な物質で形成された複数のマーカ部212, 213を備える。マーカ部212, 213は、幅方向Wにおいて、各振動子211の一方側及び他方側に設けられる。各マーカ部212, 213は、長さ方向Lにおいて、一定間隔dを置いて配置されると共に、高さ方向tにおいて

10

20

30

40

50

、振動子 2 1 1 と同じ位置に配置される。

【 0 0 2 6 】

図 1 の通り、制御部 2 0 は、MRI 装置 1 からの画像を入力する入力部 2 0 1 と、入力部 2 0 1 からの画像に基づいて、被検体 O に付着された超音波プローブ 2 1 の各振動子 2 1 1 の位置座標を演算する位置座標演算部 2 0 2 と、超音波プローブ 2 1 からの超音波ビームの波面が円弧状になって集束するように、位置座標演算部 2 0 2 からの各振動子 2 1 1 の位置座標に基づいて、各振動子 2 1 1 からの超音波ビームに対する遅延時間を演算する遅延時間演算部 2 0 3 と、遅延時間演算部 2 0 3 からの遅延時間に基づいて、各振動子 2 1 1 を動作するための信号を出力する出力部 2 0 4 と、を備える。

【 0 0 2 7 】

図 3 (A) の通り、入力部 2 0 1 は、MRI 装置 1 からの 2 つの画像 I 1 , I 2 を入力する。画像 I 1 , I 2 は、被検体 O の断面と、被検体 O に付着された超音波プローブ 2 1 のマーカー部 2 1 2 , 2 1 3 の断面と、を含む。画像 I 1 は、振動子 2 1 1 の一端側に配置されたマーカー部 2 1 2 の列を含み、画像 I 2 は、振動子 2 1 1 の他方側に配置されたマーカー部 2 1 3 の列を含む。

【 0 0 2 8 】

図 3 (B) の通り、入力部 2 0 1 は、さらに、MRI 装置 1 から、2 つの画像 I 1 , I 2 の中央に配置される画像 I を入力する。画像 I は、各振動子 2 1 1 に対応するマーカー部 2 1 2 とマーカー部 2 1 3 とを結ぶ線の中央に配置される。各振動子 2 1 1 は、各マーカー部 2 1 2 , 2 1 3 の中央に配置されるので、画像 I は、振動子 2 1 1 の列を含むと推定できる。従って、MRI 装置 1 からの画像 I の断面の方向は、超音波振動装置 2 の超音波プローブ 2 1 で取得される画像の断面の方向と一致すると推定できる。

【 0 0 2 9 】

図 4 の通り、さらに、位置座標演算部 2 0 2 は、入力部 2 0 1 からの画像 I 1 及び I 2 に基づいて、被検体 O に付着された超音波プローブ 2 1 の各振動子 2 1 1 の位置座標を演算する。

【 0 0 3 0 】

図 4 (A) の通り、画像 I 1 上に、x - y 座標を設定する。x - y 座標上に、被検体 O の診断部位となる点 $P_u (x_u, y_u)$ の位置座標を特定する。さらに、x - y 座標上に、基準となるマーカー部 2 1 2 となる点 $P_0 (x_0, y_0)$ の位置座標を特定する。さらに、x - y 座標上に、i 番目のマーカー部 2 1 2 となる点 $P_i (x_i, y_i)$ の位置座標を特定する。

【 0 0 3 1 】

図 4 (B) の通り、点 $P_0 (x_0, y_0)$ を原点とし、点 $P_0 (x_0, y_0)$ と点 $P_u (x_u, y_u)$ とを結ぶ線を y' 軸とする x' - y' 座標を設定する。

x' - y' 座標において、点 $P_u (0, l_u)$ の位置座標は、下記数 1 で演算される。

【 0 0 3 2 】

【数 1】

$$l_u = \sqrt{(x_u - x_0)^2 + (y_u - y_0)^2}$$

【 0 0 3 3 】

x' - y' 座標において、点 $P_i (x_i', y_i')$ の位置座標は、下記数 2 で演算される。下記数 2 に基づいて、所定のマーカー部 2 1 2 の位置座標を演算する。

【 0 0 3 4 】

10

20

30

40

【数 2】

$$x_1' = (x_i - x_0) \frac{y_u - y_0}{l_u} - (y_i - y_0) \frac{x_u - x_0}{l_u}$$

$$y_1' = (x_i - x_0) \frac{x_u - x_0}{l_u} + (y_i - y_0) \frac{y_u - y_0}{l_u}$$

10

【0035】

同様にして、画像 I 2 上に、 $x - y$ 座標及び $x' - y'$ 座標を設定して、所定のマーカ一部 2 1 3 の位置座標を演算する。そして、2つのマーカ一部 2 1 2, 2 1 3 の位置座標を演算して、マーカ一部 2 1 2, 2 1 3 の位置座標の平均値を振動子 2 1 1 の位置座標 (x_i', y_i') とする。

【0036】

図 5 の通り、さらに、遅延時間演算部 2 0 3 は、超音波プローブ 2 1 からの超音波ビームの波面 M が円弧状になって焦点位置 (診断部) C (点 P_u) で集束するように、位置座標演算部 2 0 2 からの各振動子 2 1 1 の位置座標に基づいて、各振動子 2 1 1 からの超音波ビームの遅延時間 τ_i を演算する (いわゆる「多段フォーカス」という)。

20

【0037】

i 番目の振動子 2 1 1 の遅延時間 τ_i は、下記数 3 で演算される。遅延時間演算部 2 0 3 は、下記数 3 に基づいて、所定の振動子 2 1 1 の遅延時間を演算する。下記数 3 で、 c は音速である。

【0038】

【数 3】

$$\tau_i = \frac{1}{c} \left\{ -y_i' + \frac{x_i'^2}{2(l_u - y_i')} \right\}$$

30

【0039】

そして、出力部 2 0 4 は、各振動子 2 1 1 を動作するための信号を出力する。各振動子 2 1 1 は、遅延時間演算部 2 0 3 からの遅延時間に基づいて、超音波ビームを送信する。各振動子 2 1 1 は、超音波ビームを被検体 O の内部に送信すると共に、被検体 O の内部から反射された反射ビームを受信して、受信信号を画像形成部 2 2 に送り、断面画像が形成される。

40

【0040】

上記の通り、超音波プローブ 2 1 の形状に応じて、振動子 2 1 1 の遅延時間が設定されるので、被検体 O の診断部位 C (点 P_u) において、分解能の高い画像を形成することができる。

【0041】

上記の通り、超音波診断装置 2 の画像形成方法は、次のステップを備える。

先ず、3次元画像撮像装置 (MRI 装置) 1 で被検体 O の任意の断面の画像を取得する。そして、超音波撮像装置 2 は、3次元画像撮像装置 1 から画像 I 1, I 2 を入力する。超音波撮像装置 2 は、入力した画像 I 1, I 2 に基づいて、被検体 O に付着された超音波プローブ 2 1 の各振動子 2 1 1 の位置座標 (x_i', y_i') を演算する。その後、超音

50

波撮像装置 2 は、各振動子 2 1 1 の位置座標 (x_i', y_i') に基づいて、各振動子 2 1 1 に対する遅延時間 τ_i を演算する。超音波撮像装置 2 は、遅延時間 τ_i に基づいて、各振動子 2 1 1 を動作するための信号を出力する。超音波撮像装置 2 は、各振動子 2 1 1 は、遅延時間 τ_i に基づいて、超音波ビームを送信する。その後、超音波撮像装置 2 は、各振動子 2 1 1 は、超音波ビームを被検体 O の内部に送信すると共に、被検体 O の内部から反射された反射ビームを受信して、断面画像を形成する。

【 0 0 4 2 】

[他の実施形態]

次に、本発明に係る超音波診断装置及びその画像形成方法の他の実施形態を説明する。

例えば、3次元画像撮像装置 1 は、X線CT装置等からなってもよい。また、マーカー部 2 1 2 は、各振動子 2 1 1 の上部に設けられていてもよい。

10

【 0 0 4 3 】

また、上記実施形態では、位置座標演算部 2 0 2 は、2つの画像 I 1 及び I 2 に基づいて、振動子 2 1 1 の位置座標を演算した。しかし、位置座標演算部 2 0 2 は、1つの画像 I 1 又は I 2 に基づいて、1つのマーカー部 2 1 2 又は 2 1 3 の位置座標を演算して、その位置座標を振動子 2 1 1 の位置座標と推定してもよい。

【 0 0 4 4 】

また、上記実施形態では、遅延時間演算部 2 0 3 は、超音波プローブ 2 1 からの超音波ビームの遅延時間 τ_i を演算する。しかし、遅延時間演算部 2 0 3 は、超音波プローブ 2 1 で受信される反射ビームが所定の位置 (診断部) C (点 P_u) で集束するように、位置座標演算部 2 0 2 からの各振動子 2 1 1 の位置座標に基づいて、各振動子 2 1 1 の受信信号に対する遅延時間 $\tau_i(t)$ を演算してもよい (いわゆる「ダイナミックフォーカス」という)。

20

【 0 0 4 5 】

即ち、振動子 2 1 1 で受信した信号に対して、遅延時間 $\tau_i(t)$ を遅らせてから加算することによって、所定の位置 (診断部) C からの散乱波の振幅を増大し、それ以外の位置からの散乱波の振幅を減少させることで、分解能の高い画像を形成してもよい。

【 0 0 4 6 】

i 番目の振動子 2 1 1 の遅延時間 $\tau_i(t)$ は、下記数 4 で演算される。遅延時間演算部 2 0 3 は、下記数 4 に基づいて、所定の振動子 2 1 1 の遅延時間 $\tau_i(t)$ を演算する。下記数 4 で、c は音速である。

30

【 0 0 4 7 】

【数 4】

$$\tau_i\left(\frac{2l_u}{c}\right) = \frac{1}{c} \left\{ -y_i' + \frac{x_i'^2}{2(l_u - y_i')} \right\}$$

40

【 0 0 4 8 】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明の構成はこれらの実施形態に限定されるものではない。

【符号の説明】

【 0 0 4 9 】

1 3次元画像撮像装置 (MRI装置)

2 超音波診断装置

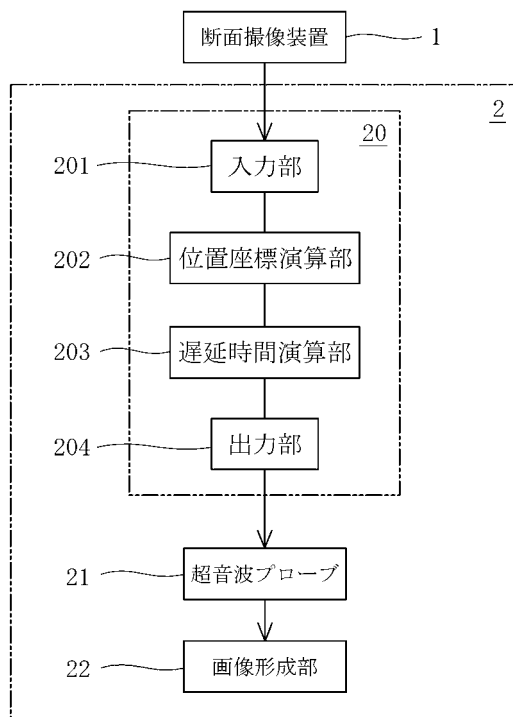
2 0 制御部

2 0 1 入力部

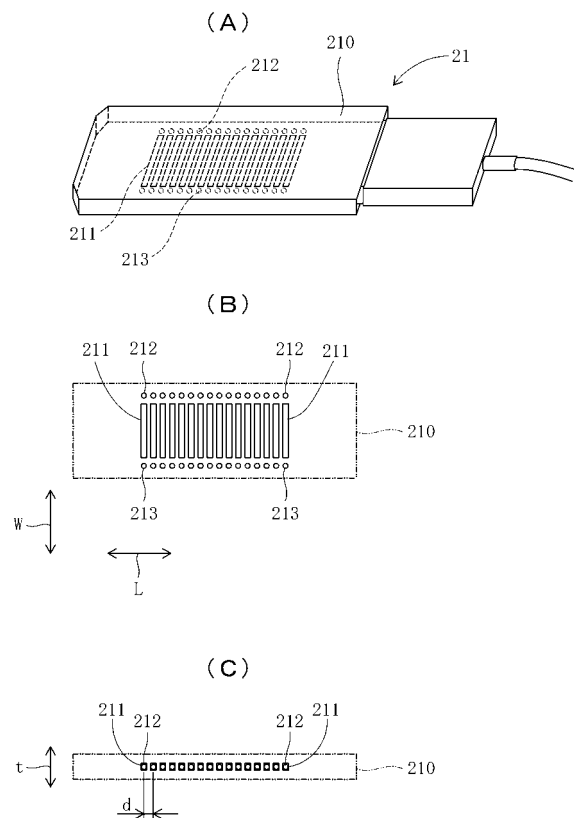
50

202 位置座標演算部
 203 遅延時間演算部
 204 出力部
 21 超音波プローブ
 210 本体部
 211 振動子
 212, 213 マーカー部
 22 画像形成部
 I 1, I 2, I 画像

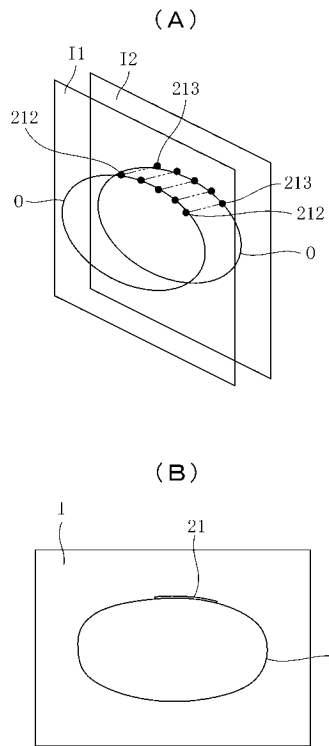
【図 1】



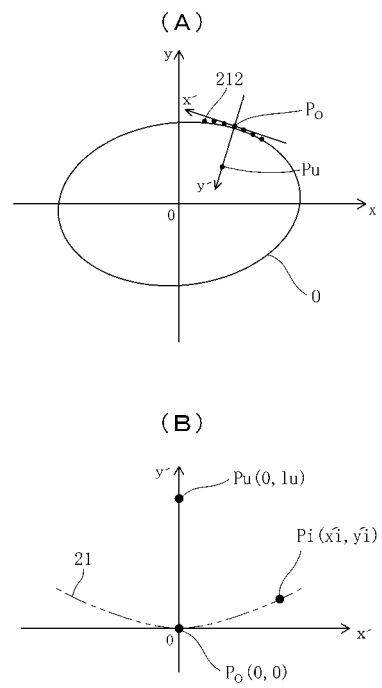
【図 2】



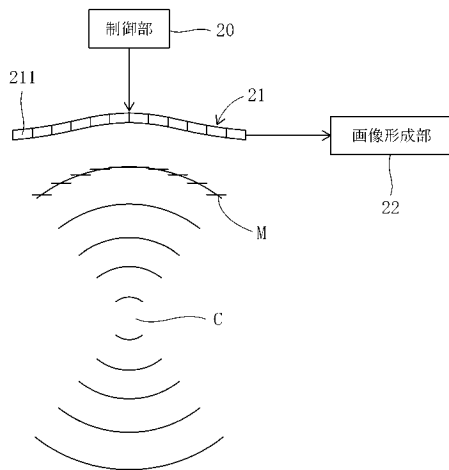
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像形成方法		
公开(公告)号	JP2017018510A	公开(公告)日	2017-01-26
申请号	JP2015140910	申请日	2015-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人同志社 株式会社理光		
申请(专利权)人(译)	学校法人同志社 理光株式会社		
[标]发明人	秋山 いわき		
发明人	秋山 いわき		
IPC分类号	A61B8/14 A61B5/055		
FI分类号	A61B8/14 A61B5/05.390		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/DC36 4C096/DC37 4C601/DD08 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/GA06 4C601/GA07 4C601/GA21 4C601/GB09 4C601/HH27 4C601/JB34 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于分别测量柔性结构超声探头的每个换能器的位置，以获得高分辨率图像。 解决方案：超声诊断设备2包括超声探头21，用于控制超声探头21的操作的控制单元20，以及用于在对象内部形成图像的图像形成单元22，声学探头21包括沿着对象的形状是柔性的主体部分和布置在主体部分内并且发送和接收超声波束的多个换能器。控制部分20执行横截面成像用于从装置1输入图像的输入部分201;位置坐标计算部分202，用于根据来自输入部分201的图像计算超声波探头21的每个换能器的位置坐标;基于振荡器的位置的坐标，和用于计算延迟时间对于每个换能器，基于从所述延迟时间计算单元203中的延迟时间的延迟时间计算单元203，并且输出每个换能器输出的操作信号第204节。 点域1

