

(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2008-289732
(P2008-289732A)

(43) 公開日 平成20年12月4日(2008.12.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-139574 (P2007-139574)
(22) 出願日 平成19年5月25日 (2007.5.25)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

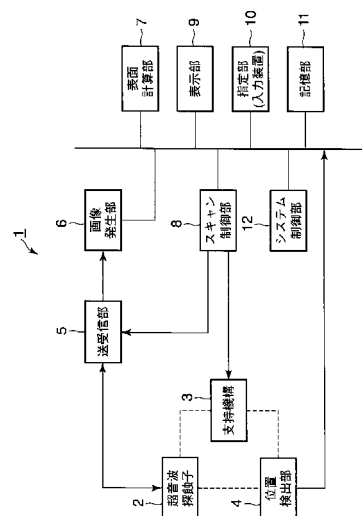
(57) 【要約】

【課題】水浸法において超音波探触子を3次元的に移動しなくとも画質のよい超音波画像の提供を可能とする。

【解決手段】液体が入った水槽に浸水された被検体の一部分を機械的に移動される超音波探触子2を介して超音波で走査する超音波診断装置1において、超音波探触子2を移動可能に支持する支持機構3と、超音波探触子2による受信信号に基づいて超音波画像のデータを発生する画像発生部6と、発生された超音波画像に基づいて被検体の一部分の表面を計算する表面計算部7と、計算された表面に基づいて超音波探触子2の位置の変化に応じて超音波ビームの偏向角度とフォーカス点との少なくとも一方を変化させるスキャン制御部8と、を具備する。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

液体が入った水槽に浸水された被検体の一部分を機械的に移動される超音波探触子を介して超音波で走査する超音波診断装置において、

前記超音波探触子を移動可能に支持する支持機構と、

前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像のデータを発生する画像発生部と、

前記発生された超音波画像に基づいて前記被検体の一部分の表面を計算する表面計算部と、

前記計算された表面に基づいて前記超音波探触子の位置の変化に応じて超音波ビームの偏向角度とフォーカス点との少なくとも一方を変化させるスキャン制御部と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記スキャン制御部は、超音波ビームが前記表面に対して略直交するための複数の超音波ビームの偏向角度を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ決定し、前記決定された複数の偏向角度に従って超音波ビームの偏向角度を変化させ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】

前記スキャン制御部は、前記表面と前記超音波探触子との距離に基づいて前記表面から一定の距離にある複数のフォーカス点を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ決定し、前記決定された複数のフォーカス点に従って超音波ビームのフォーカス点を変化させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記スキャン制御部は、

超音波ビームが前記表面に対して略直交するための複数の超音波ビームの偏向角度を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ決定し、

前記表面と前記超音波探触子との距離に基づいて前記表面から一定の距離にある複数のフォーカス点を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ決定し、

前記決定された複数の偏向角度及び複数のフォーカス点に従って超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点を変化させることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記超音波探触子は、一列に配列された複数の超音波振動子を有し、

前記スキャン制御部は、超音波ビームが前記表面の接線に対して略直交するための複数の超音波ビームの偏向角度を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ計算することを特徴とする請求項 2 又は 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波探触子は、2次元状に配列された複数の超音波振動子を有し、

超音波ビームが前記表面の接面に対して略直交するための複数の超音波ビームの偏向角度を複数の前記超音波探触子の位置についてそれぞれ計算することを特徴とする請求項 2 又は 4 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

液体が入った水槽に浸水された被検体の一部分を機械的に移動される超音波探触子を介して超音波で走査する超音波診断装置において、

前記超音波探触子を移動可能に支持する支持機構と、

前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像のデータを発生する画像発生部と、

前記発生された超音波画像を表示する表示部と、

前記表示された超音波画像の特定領域を指定する指定部と、

前記指定された特定領域の表面を計算する表面計算部と、

前記計算された前記特定領域の表面と前記超音波探触子の位置とに基づいて、前記超音

50

波探触子の位置の変化に応じて前記超音波ビームの偏向角度及び前記フォーカス点を変化させるスキャン制御部と、

を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、液体を介して被検体をスキャンする水浸法が可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置による乳がん検診が多く行なわれている。乳がん検診は、水が入った水槽に被検体の乳房と超音波探触子の少なくとも超音波送受信面とを入れ、水を介して乳房に対して超音波を送受信することで行なわれる。このようなスキャン方法は、水浸法と呼ばれている。

【0003】

水浸法において超音波画像の解像度を良くするためには、乳房表面の接線に対して垂直に超音波ビームをあてることが重要である。しかし、乳房は平面ではないため、乳房表面の接線に対して超音波ビームが斜めに照射され、解像度が落ちてしまうという問題がある。この問題は、超音波探触子を機械的に3次元的に動かして超音波ビームを乳房表面に垂直に当てることで対処可能である（例えば、特許文献1参照）。だが、超音波探触子を3次元的に動かす機構は、構造が複雑であり価格やメンテナンスコストが上昇するという問題が生じてしまう。

【0004】

一方、水浸法において超音波探触子を単に機械的に水平に移動する場合、超音波探触子の超音波送受信面と乳房表面との間隔が一定でないため、フォーカス点の位置を固定すると、超音波探触子の位置によりフォーカス点と乳房表面との距離が変わってしまうという問題がある。これも3次元的に超音波探触子を動かすことでも距離を一定に保つことが出来るが、上述のようにこのような機構は、構造が複雑であり価格やメンテナンスコストが上昇するという問題が生じてしまう。

【特許文献1】特表2004-516865号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、水浸法において超音波探触子を3次元的に移動しなくとも画質のよい超音波画像の提供を可能とす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】

【0006】

上記目的を達成するために本発明に係る超音波診断装置は、ある局面において、液体が入った水槽に被検体の一部分と超音波探触子の少なくとも超音波送受信面とを入れ、前記超音波探触子を機械的に移動させながら前記被検体の一部分に超音波を送受信する超音波診断装置において、前記超音波探触子を移動可能に支持する支持機構と、前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像のデータを発生する画像発生部と、前記発生された超音波画像に基づいて前記被検体の一部分の表面を計算する表面計算部と、前記計算された表面と前記超音波探触子の位置とに基づいて前記超音波探触子の位置の変化に応じて超音波ビームの偏向角度とフォーカス点との少なくとも一方を変化させるスキャン制御部と、を具備することを特徴とする。

【0007】

本発明に係る超音波診断装置は、更なる局面において、液体が入った水槽に被検体の一部分と超音波探触子の少なくとも超音波送受信面とを入れ、前記超音波探触子を機械的に移動させながら前記被検体の一部分に超音波を送受信する超音波診断装置において、前記

10

20

30

40

50

超音波探触子を移動可能に支持する支持機構と、前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像のデータを発生する画像発生部と、前記発生された超音波画像を表示する表示部と、前記表示された超音波画像の特定領域を指定する指定部と、前記指定された特定領域の表面を計算する表面計算部と、前記計算された前記特定領域の表面と前記超音波探触子の位置とに基づいて、前記超音波探触子の位置の変化に応じて前記超音波ビームの偏向角度及び前記フォーカス点を変化させるスキャン制御部と、を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、水浸法において超音波探触子を3次元的に移動しなくとも画質のよい超音波画像の提供が可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

(第1実施形態)

以下、本発明の第1実施形態を図面を参照しながら説明する。なお、第1実施形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子全体及び被検体の一部分、特に乳房を水の入った水槽に入れ、超音波探触子を機械的に移動させながら水を介して被検体の乳房に対して超音波を送受信する水浸法が可能な超音波診断装置であるとする。なお、第1実施形態における水浸法では、超音波探触子全体を水中に入れるとしたが、超音波探触子の超音波送受信面のみを水中に入れるタイプであってもよい。

20

【0010】

図1は、第1実施形態における超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように超音波診断装置1は、超音波探触子2、支持機構3、位置検出器4、送受信部5、画像発生部6、構造決定部7、スキャン制御部8、表示部9、指定部10、記憶部11及びシステム制御部12を有する。以下、個々の構成要素について説明する。

【0011】

超音波探触子2は、一列に配列された複数の超音波振動子を有する。超音波探触子2は、送受信部5からの超音波駆動パルスの印加を受けて超音波を被検体に送信する。被検体等によって反射された超音波は、受信信号として個々の超音波振動子で受信され、送受信部5に送信される。超音波探触子2は、典型的には水槽に入っており水に浸されている。

30

【0012】

図2は、水槽内に規定された座標系を示す図である。図2に示すように、Z軸は水槽の高さ方向で、Z軸に垂直な平面をXY平面に規定する。X軸及びY軸は水槽の壁に沿う方向に規定されている。超音波探触子2の複数の超音波振動子の配列方向をX方向に規定する。また、超音波の伝播方向をZ方向に規定する。

【0013】

支持機構3は、水槽に取り付けられ超音波探触子2を水槽内の3次元空間を移動可能に支持する。

【0014】

位置検出器4は、典型的には超音波探触子2に装備されており、超音波探触子2の角度や水槽内に規定された実際の3次元空間(以下、実3次元空間と呼ぶ)における位置を示す座標等の位置情報を検出する。

40

【0015】

送受信部5は、スキャン制御部8からの制御信号に従って、超音波を発生させるための駆動信号を発生し、発生した駆動信号を超音波探触子2に供給することにより、制御信号に応じた偏向角度及びフォーカス点で超音波ビームを発生させる。また、送受信部5は、超音波探触子2からの受信信号に包絡線検波等の処理をする。

【0016】

画像発生部6は、包絡線検波等された受信信号に基づいて超音波画像を発生する。発生された超音波画像は、検出された超音波探触子2の位置と関連付けられており、発生され

50

た超音波画像内の座標は、図2に示す水槽内の実3次元空間の座標と対応づけられている。

【0017】

表面計算部7は、表面抽出機能と近似機能とを有する。表面抽出機能において表面計算部7は、発生された複数の超音波画像各々から輝度値に基づいて被検体の乳房表面を抽出する。そして近似機能において表面計算部7は、抽出された複数の乳房表面のデータに基づいて乳房表面を放物線や円弧等で近似する。近似した乳房表面を、近似乳房表面と呼ぶことにする。乳房表面の座標は、実3次元空間の座標と対応づけられている。

【0018】

スキャン制御部8は、計算された又は予め設定された超音波ビームの偏向角度、フォーカス点、超音波探触子の移動速度、移動経路等のスキャン条件に基づいて送受信部5や支持機構3を制御する。

10

【0019】

具体的にはスキャン制御部8は、偏向角度計算機能と支持機構制御機能とを有する。偏向角度計算機能においてスキャン制御部8は、生成された近似乳房表面に基づいて、乳房表面の接線に対して略直交に超音波ビームが発生されるような複数の超音波ビームの偏向角度を複数の超音波探触子2の位置についてそれぞれ計算する。そしてスキャン制御部8は、計算された偏向角度で超音波ビームを発生するような制御信号を生成し、生成した制御信号を送受信部5に供給する。

【0020】

支持機構制御機能においてスキャン制御部8は、支持機構3を制御することにより所定の速度又は移動経路で超音波探触子2を機械的に移動（機械走査）させる。なおスキャン中、超音波探触子2はZ座標固定のもとXY平面を移動するとし、このスキャン中に移動するXY平面を移動平面と呼ぶことにする。超音波探触子2の超音波送受信面は、移動平面と同一のZ座標にあるとし、そのZ座標はゼロに規定する。移動平面は水平面内にある。

20

【0021】

表示部9は、発生された超音波画像を表示する。

【0022】

指定部（入力装置）10は、キーボード、後述するプリスキャン開始ボタン及び本スキャン開始ボタン等の各種ボタン、マウス等を備えた入力装置である。

30

【0023】

記憶部11は、発生された超音波画像のデータを検出された超音波探触子2の位置のデータと関連付けて記憶する。また、記憶部11は、計算された乳房表面の3次元構造のデータや種々のデータ、種々の処理を行うためのプログラム等を記憶する。

【0024】

システム制御部12は、超音波診断装置1としての動作を実現するように各構成要素を制御する。システム制御部1は、CPU及びRAMを含み、記憶部11からプログラム読み出して上記RAM上に展開し、このプログラムに従った処理を上記CPUが実行することによって制御機能を実現する。

40

【0025】

以下、本実施形態における超音波診断装置1の処理の一例を説明する。第1実施形態における処理では、2回のスキャンが行なわれる。初めに行なわれるスキャンは、超音波ビームの偏向角度を計算するために乳房表面のデータを取得するためのスキャンである。この初めに行なわれるスキャンをプリスキャンと呼ぶことにする。2番目は、計算された偏向角度に従って行なわれるスキャンである。この2番目に行なわれるスキャンを本スキャンと呼ぶことにする。

【0026】

図3は、第1実施形態に係る本スキャンでの超音波探触子2の移動経路の一例を示す図である。図3に示すように、スキャン制御部8は所定の手順に従って超音波探触子2を所

50

定の始点SPに移動させる。典型的に始点SPは、超音波探触子2の移動範囲IRの端である。超音波探触子2は始点SPからX方向に沿って移動し(スキャン経路PA1)、X方向の移動範囲の端まで到達する。次にスキャン制御部8は、超音波探触子2をY方向に所定の間隔(以下、経路間隔と呼ぶ)dだけ移動する。そしてスキャン制御部8は、移動したY座標において再び超音波探触子2をX方向に移動範囲の端から端まで移動させる(スキャン経路PA2)。これを繰り返し、スキャン経路PA3、スキャン経路PA4を移動し、超音波探触子2がスキャン経路PA5の所定の終点EPに到達するとスキャンは終了する。

【0027】

プリスキャンは、発生される超音波画像から乳房表面が識別できれば良いので、本スキャンよりも解像度が低くても良い。プリスキャンにおいてスキャン制御部8は、本スキャンにおける移動速度よりも速くしたり、本スキャンにおけるスキャン経路の幾つかを間引いたりして超音波探触子2を移動させ、プリスキャンに係るスキャン時間を本スキャンに係るスキャン時間よりも短くする。

10

【0028】

図4は、第1実施形態に係るプリスキャンでの超音波探触子2の移動経路の一例を示す図である。図4に示すように、プリスキャンにおいてスキャン制御部8は、超音波探触子2を所定の始点SPから移動させ、順番にスキャン経路PB1、スキャン経路PB2そしてスキャン経路PB3を移動させる。そして、超音波探触子2が終点EPに到達するとプリスキャンは終了する。プリスキャンにおける経路間隔2dは、本スキャンにおける経路間隔dの2倍であるとする。また、本スキャンにおけるスキャン経路PA1とプリスキャンにおけるスキャン経路PB1、本スキャンにおけるスキャン経路PA3とプリスキャンにおけるスキャン経路PB2、そして本スキャンにおけるスキャン経路PA5とプリスキャンにおけるスキャン経路PB1とのY座標は略等しいとする。プリスキャンでは、本スキャンにおけるスキャン経路PA2及び本スキャンにおけるスキャン経路PA4は、通らない。

20

【0029】

次に第1実施形態における超音波診断装置1の処理の流れを説明する。

【0030】

図5は、第1実施形態における処理の流れを示す図である。入力装置(指定部)10を介した操作者からのプリスキャン開始の要求を受けて、システム制御部12は各構成要素を制御することにより本スキャンよりも解像度が低いスキャン(プリスキャン)を行なう(ステップSA1)。

30

【0031】

図6は、プリスキャンにおける超音波ビームの発生方向を示す図である。図6に示すようにプリスキャンにおける超音波ビームの偏向角度は、超音波探触子2の位置に応じて変化せず一定であり、例えば略90度である。また、超音波ビームのフォーカス点は一定の位置に設定されており、超音波探触子2の位置に応じて変化せず一定である。

【0032】

プリスキャンが終了するとシステム制御部12は、画像発生部6に画像発生処理を行なわせる。プリスキャンで得た超音波探触子2による受信信号に基づいて、画像発生部6は、複数の超音波画像のデータを発生する(ステップSA2)。発生された超音波画像のデータはXZ断面画像のデータである。

40

【0033】

図7は、図4のスキャン経路PB1、PB2及びPB3に対応する3つの超音波画像を示す図である。図7(a)はスキャン経路PB1での超音波画像I1、図7(b)はスキャン経路PB2での超音波画像I2、図7(c)はスキャン経路PB3での超音波画像I3を示す図である。超音波画像I1は、記憶部にスキャン経路PB1のY座標と関連付けられる。他の超音波画像も同様であり、超音波画像I2はスキャン経路PB2のY座標と、超音波画像I3はスキャン経路PB3のY座標と関連付けられる。

50

【 0 0 3 4 】

ステップ S A 2 にて超音波画像が発生されると、システム制御部 1 2 は、表面計算部 8 に表面抽出処理及び近似処理を行なわせる。表面抽出処理において表面計算部 8 は、ステップ S A 2 にて発生した複数の超音波画像各々から乳房表面を抽出し（ステップ S A 3）、近似処理において表面計算部 8 は、ステップ S A 3 にて抽出した複数の乳房表面のデータを放物線や円弧等で近似することにより近似乳房表面のデータを生成する（ステップ S A 4）。

【 0 0 3 5 】

以下、ステップ S A 3 及びステップ S A 4 の処理を具体的に説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、表面計算部 8 は、図 7 (a)、図 7 (b) 及び図 7 (c) に示すように、超音波画像における体領域 B R と水領域 W R との境にある複数の連続する画素、つまり乳房表面 M R の画素のデータを輝度値に基づいて抽出する。そして抽出した複数の乳房表面 M R の画素のデータを放物線や円弧等に近似し、複数の近似乳房表面のデータを生成する。

【 0 0 3 7 】

図 8 はステップ S A 3 にて生成された近似乳房表面を示す図である。図 8 に示すように、ステップ S A 4 において表面計算部 7 は、ステップ S A 3 にて抽出した 3 つの近似乳房表面（乳房表面 M R 1、M R 2 及び M R 3）のデータを、それぞれの近似乳房表面の位置情報（Y 座標）に応じて R A M 上の 3 次元空間に配置する。

【 0 0 3 8 】

プリスキャンを本スキャンでのスキャン経路を間引いて行なったため、間引いたスキャン経路に対応する近似乳房表面のデータは生成されない。今後の処理のため、本スキャンでの全てのスキャン経路に対応する近似乳房表面を用意する必要がある。

【 0 0 3 9 】

具体的には、プリスキャンでは、本スキャンにおけるスキャン経路 P A 2 及び P A 4 を間引いたので、スキャン経路 P A 2 及び P A 4 に対応する近似乳房表面のデータは生成されない。そこで表面計算部 7 は、近似乳房表面 M R 1、M R 2 及び M R 3 のデータに基づいて、スキャン経路 P A 2 及び P A 4 と同じ Y 座標における近似乳房表面（C M R 1 及び C M R 2）のデータを補間する。この結果、本スキャンでの全てのスキャン経路に対応する近似乳房表面のデータが全て生成されたことになる。

【 0 0 4 0 】

近似乳房表面のデータが生成されると、システム制御部 1 2 は、スキャン制御部 8 に偏向角度計算処理を行なわせる。偏向角度計算処理においてスキャン制御部 8 は、ステップ S A 4 にて生成した近似乳房表面のデータに基づいて超音波ビームと乳房表面の接線とが略直交するような超音波ビームの偏向角度を超音波探触子 2 の位置に応じて計算する（ステップ S A 5）。以下、ステップ S A 5 の処理を説明する。

【 0 0 4 1 】

図 9 は、ステップ S A 5 を説明するための図であり、ステップ S A 4 にて計算した近似乳房表面と超音波探触子 2 の移動平面との X Z 平面を示す図である。まず、スキャン制御部 8 は、ステップ S A 4 にて計算された近似乳房表面に複数のサンプル点 S 1、S 2、...、S n を設定する。設定した複数のサンプル点 S 1、S 2、...、S n のそれぞれについて、スキャン制御部 8 は、乳房内側から外側へ向かう法線ベクトル V 1、V 2、...、V n を計算する。計算された複数の法線ベクトル V 1、V 2、...、V n それぞれについて、スキャン制御部 8 は、それぞれの法線ベクトル V 1、V 2、...、V n の延長上にある超音波探触子 2 の移動平面上の座標点 O 1、O 2、...、O n を特定する。ここで、特定された座標点 O が超音波探触子 2 の移動範囲外にある場合（図 9 の座標点 O 1 及び O n）、その座標点は、今後の処理の対象外とする。そして、通常の幾何学的計算により、スキャン制御部 8 は、サンプル点 S 2、...、S n-1 とそれに対応する座標点 O 2、...、O n-1 とに基づいて線分 O S と移動平面とがなす角度 θ_2 、...、 θ_{n-1} を計算する。計算した角度 θ_2 、...、 θ_{n-1} が、座標点 O 2、...、O n-1 における超音波ビームの偏向角度である。なお、各座標点間における偏向角度

10

20

30

40

50

は、直近の2つの偏向角度の線形補間等によって計算される。この偏向角度計算処理は、ステップS A 4にて生成された近似乳房表面それぞれについて行なわれる。

【0042】

ステップS A 5にて偏向角度が計算されると、システム制御部12は、操作者による本スキンの開始要求を待機する。操作者による入力装置11を介した本スキンの開始要求を受信するとシステム制御部12は、超音波診断装置1の各構成要素を制御することにより、本スキンを開始する。本スキンにおいてスキン制御部8は、ステップS A 5にて計算した座標点と偏向角度とに従って本スキンを行なう(ステップS A 6)。なお、ステップS A 5が終了したら、自動的に本スキンが開始されるとしても良い。

【0043】

図10は、ステップS A 6にて行なわれる本スキンを説明するための図である。スキン制御部8は、所定の手順で超音波探触子2を移動平面で移動させながら、計算した超音波探触子2の位置(座標点)に応じた偏向角度に従って超音波ビームを偏向させる。偏向角度で偏向された超音波ビームは、乳房表面のY方向に垂直な接線に対して垂直に入射する。ステップS A 4にて処理の対象外とされたサンプル点では、所定の超音波ビームの偏向角度、例えば90°で超音波ビームが発生される。

【0044】

本スキンが終了するとシステム制御部12は、画像発生部6に画像発生処理を行なわせる。画像発生処理において画像発生部6は、ステップS A 6にて行なった本スキンで得た超音波探触子2による受信信号に基づいて、超音波画像を発生する(ステップS A 7)。

ステップS A 7にて発生される超音波画像は、超音波ビームが乳房表面のY方向に平行な接線に対して垂直に入射されるため、垂直に入射されない場合に比して画質が向上する。

【0045】

ステップS A 7にて画像が発生されると、システム制御部12は、発生した超音波画像を表示部9に表示させる。(ステップS A 8)。

【0046】

以上で、第1実施形態における処理が終了する。

【0047】

なお、プリスキンの超音波探触子2のスキン経路は、上記の例にとどまらない。図11は、図4とは異なるプリスキンのスキン経路を示す図である。図11に示すスキン経路を用いるプリスキンにおいて超音波探触子2は、十字のようにX方向とY方向とに沿ってそれぞれ一回ずつ移動する。ここでX方向に移動するスキン経路をスキン経路PX、Y方向に移動するスキン経路をスキン経路PYとする。スキン経路PXとスキン経路PYとは直角に交わるとする。この図11に示すスキン経路を用いるプリスキンを、十字型プリスキンと呼ぶことにする。

【0048】

表面計算部7は、スキン経路PXに基づく超音波画像及びスキン経路PYに基づく超音波画像それぞれから、乳房表面を抽出し、抽出したそれぞれの乳房表面に基づいて近似乳房表面APX及び近似乳房表面APYのデータを生成する。

【0049】

十字型プリスキンを行なう場合、表面計算部7は、表面抽出機能と近似機能とに加え3次元構造計算機能を有する。3次元構造計算機能において表面計算部7は、生成した近似乳房表面APX及びAPYのデータに基づいて近似乳房表面の3次元構造を計算する。

【0050】

図12は、図11の十字型プリスキンを行なった場合の乳房表面の3次元構造を生成する処理を説明するための図である。図12(a)は、生成された近似乳房表面APXと近似乳房表面APYとの位置関係を示す。まず表面計算部7は、図12(a)に示すように、近似乳房表面APX及びAPYをそれぞれの位置情報に基づいてRAM上に配置する。ここで、近似乳房表面APXの径を径R1及び近似乳房表面APYの径を径R2とし、

10

20

30

40

50

径 R_1 と径 R_2 との成す角を θ とする。そして表面計算部 7 は、計算した径 R_1 及び径 R_2 に公知の技術であるモーフィングと呼ばれる技術を適用して乳房表面の 3 次元構造を計算する。図 12 (b) は、縦軸をある Z 座標における径の長さ R に、横軸を角度 θ に規定したグラフである。図 12 (a) との対応から $\theta = 0^\circ$ の径 R は R_1 、 $\theta = 90^\circ$ の径 R は R_2 である。 $\theta = 0^\circ$ と $\theta = 90^\circ$ との間における径の長さ R は、 R_1 と R_2 との線形補間である。表面計算部 7 は、モーフィング技術を用いて、図 12 (a) に示した乳房表面 APX と乳房表面 APY とを図 12 (b) の関係に従って R を変化させながら 90° 回転させることによって、乳房表面の 3 次元構造を計算する。

【0051】

偏向角度計算処理において、乳房表面の 3 次元構造に対して設定されるサンプル点は、本スキャンにおけるスキャン経路に対応する乳房表面の 3 次元構造の直線上に一定間隔で設定される。

10

【0052】

上記構成により、超音波探触子 2 を XY 平面に移動させるだけで、超音波探触子 2 の位置に応じて超音波ビームを乳房表面の接線に対して略直角に発生させることが可能となる。その結果、超音波探触子 2 を 3 次元的に移動しなくとも画質の良い超音波画像を提供することが可能となる。

【0053】

(第 2 実施形態)

第 2 実施形態では、近似乳房表面に基づいて、超音波探触子 2 の位置の変化に応じて超音波ビームのフォーカス点を変化させる超音波診断装置 1 の例を説明する。なお、なお以下の説明において、第 1 実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

20

【0054】

第 2 実施形態におけるスキャン制御部 8 は、支持機構制御機能に加えフォーカス点計算機能を有する。フォーカス点計算機能においてスキャン制御部 8 は、生成された近似乳房表面のデータに基づいて、複数の超音波探触子 2 の位置に応じた複数のフォーカス点の位置を計算する。このフォーカス点の位置は、超音波探触子 2 の位置に依らず、常に乳房表面から一定の距離にある。そしてスキャン制御部 8 は、計算したフォーカス点を有する超音波ビームを発生するような制御信号を生成し、生成した制御信号を送受信部 5 に供給する。なお第 2 実施形態における超音波ビームの偏向角度は常に略 90° であるとする。

30

【0055】

次に第 2 実施形態における超音波診断装置 1 の処理の一例を説明する。図 13 は、第 2 実施形態における処理の流れの一例を示す図である。

【0056】

まずシステム制御部 12 は、プリスキャンを行ない (ステップ $SB1$)、プリスキャンで得た超音波探触子 2 による受信信号に基づいて複数の超音波画像を発生する (ステップ $SB2$)。そしてシステム制御部 12 は、ステップ $SB2$ にて発生した複数の超音波画像各々から乳房の表面を抽出し (ステップ $SB3$)、抽出した複数の表面に基づいて複数の近似乳房表面を生成する (ステップ $SB4$)。

40

【0057】

複数の近似乳房表面が生成されるとシステム制御部 12 は、スキャン制御部 8 にフォーカス点計算処理を行なわせる。フォーカス点計算処理においてスキャン制御部 8 は、ステップ $SB4$ にて生成した複数の近似乳房表面それぞれと超音波探触子 2 の送受信面との距離を超音波探触子 2 の位置に応じて計算する (ステップ $SB5$)。

【0058】

図 14 は、ステップ $SB5$ を説明するための図である。図 14 に示すように、まずスキャン制御部 8 は、近似乳房表面に複数のサンプル点 S_1 、 S_2 、...、 S_n を設定する。次に、複数のサンプル点 S_1 、 S_2 、...、 S_n について、スキャン制御部 8 は、サンプル点 S_1 、 S_2 、...、 S_n のそれぞれと同じ XY 座標を有する移動平面上の座標点 O_1 、 O_2 、...、 O_n

50

を特定する。この座標点は、本スキャンにおける超音波探触子 2 の超音波送受信面の位置となる。超音波送受信面の位置とは、例えば、超音波送受信面の X 方向に沿う中心である。

【0059】

次にスキャン制御部 8 は、複数のサンプル点 S_1 、 S_2 、...、 S_n とそれに対応する座標点 O_1 、 O_2 、...、 O_n との距離 DA_1 、 DA_2 、...、 DA_n を計算する。そしてスキャン制御部 8 は、計算した複数の距離 DA_1 、 DA_2 、...、 DA_n と所定の値（例えば、1 cm 程度） DB とを加算する。この所定の値 DB は、超音波探触子 2 の位置に依らず一定である。座標点 O_1 、 O_2 、...、 O_n から移動平面に垂直に $DA_1 + DB$ 、 $DA_2 + DB$ 、...、 $DA_n + DB$ の距離にある点をフォーカス点 FP_1 、 FP_2 、...、 FP_n とする。所定の値 DB は、

10

【0060】

ステップ SB_5 にてフォーカス点が計算されると、システム制御部 12 は、操作者による本スキャンの開始要求を待機する。操作者による入力装置 11 を介した本スキャンの開始要求を受信するとシステム制御部 12 は、超音波診断装置 1 の各構成要素を制御することにより、本スキャンを開始する。本スキャンにおいてスキャン制御部 8 は、ステップ SB_5 にて計算した座標点とフォーカス点とに従って本スキャンを行なう（ステップ SB_6 ）。なお、ステップ SB_5 が終了したら、自動的に本スキャンが開始されるとしても良い。

20

【0061】

図 15 は、ステップ SB_6 にて行なわれる本スキャンを説明するための図である。図 15 に示すように、スキャン制御部 8 は、超音波探触子 2 を移動平面内で移動させながら、ステップ SB_5 にて計算した位置にフォーカス点を有する超音波ビームを発生させる。ステップ SB_5 にて計算した移動平面と乳房表面との距離に所定の値を加算した距離をフォーカス点とすることにより、乳房の形状によらず常に乳房表面から一定距離をフォーカス点とすることが可能となる。なお本スキャン中、超音波ビームの偏向角度は一定であり、例えば 90° である。

【0062】

ステップ SB_6 にて行なった本スキャンで得た超音波探触子 2 による受信信号に基づいて、超音波画像を発生し（ステップ SB_7 ）、ステップ SB_7 にて発生した超音波画像を表示する（ステップ SB_8 ）。

30

【0063】

上記構成により、超音波探触子 2 を平面上で動かすだけで、超音波探触子 2 の位置や乳房の大きさや形状等に依らず、常に乳房表面から一定の距離にフォーカス点を合わせた超音波ビームを発生することが可能である。その結果、その結果、超音波探触子 2 を 3 次元的に移動しなくとも画質の良い超音波画像を提供することが可能となる。

【0064】

（第 3 実施形態）

第 3 実施形態では、近似乳房表面のデータに基づいて、超音波探触子 2 の位置の変化に応じて超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点を変化させることが可能な超音波診断装置 1 の例を説明する。さらに、第 3 実施形態では、本スキャンに基づく超音波画像上に特定領域を指定し、指定した特定領域のデータに基づいて超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点を変化させる例も説明する。なお、なお以下の説明において、第 1 実施形態又は第 2 実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

40

【0065】

スキャン制御部 8 は、偏向角度計算機能とフォーカス点計算機能と支持機構制御機能とを有する。

50

【 0 0 6 6 】

図 1 6 は、第 3 実施形態における処理の流れの一例を示す図である。

【 0 0 6 7 】

まずシステム制御部 1 2 は、プリスキャンを行ない（ステップ S C 1）、プリスキャンで得た超音波探触子 2 による受信信号に基づいて複数の超音波画像を発生する（ステップ S C 2）。そしてシステム制御部 1 2 は、ステップ S C 2 にて発生した複数の超音波画像各々から乳房の表面を抽出し（ステップ S C 3）、抽出した複数の乳房表面に基づいて複数の近似乳房表面のデータを生成する（ステップ S C 4）。

【 0 0 6 8 】

ステップ S C 4 にて生成した近似乳房表面のデータに基づいて超音波探触子 2 の位置に応じた超音波ビームの偏向角度を計算するとともに、フォーカス点を計算する（ステップ S C 5）。ステップ 5 は、第 1 実施形態における偏向角度計算処理と第 2 実施形態におけるフォーカス点計算処理とを実行することで容易に達成できる。従って説明は省略する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S C 5 にて偏向角度及びフォーカス点が計算されると、システム制御部 1 2 は、操作者による本スキャンの開始要求を待機する。操作者による入力装置 1 1 を介した本スキャンの開始要求を受信するとシステム制御部 1 2 は、超音波診断装置 1 の各構成要素を制御することにより、本スキャンを開始する。なお、ステップ S C 5 が終了したら、自動的に本スキャンが開始されるとしても良い。

【 0 0 7 0 】

図 1 7 は、ステップ S C 6 にて行なわれる本スキャンを説明するための図である。図 1 7 に示すようにスキャン制御部 8 は、超音波探触子 2 を移動平面内で移動させながら、ステップ S C 5 にて計算した偏向角度とフォーカス点 F P とに従って超音波探触子 2 の位置の変化に応じて超音波ビームの偏向角度とフォーカス点 F P とを変化させる。これにより、超音波探触子 2 を X Y 平面内で移動させるだけで、乳房の形状や位置等によらず、常に乳房表面の Y 方向に垂直な接線に直交し、且つ乳房表面から一定距離をフォーカス点とした超音波ビームを発生することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

ステップ S C 6 の本スキャンが終了すると、システム制御部 1 2 は、画像発生部 6 に画像発生処理を行なわせる。画像発生処理において画像発生部 6 は、本スキャンでの超音波探触子 2 による受信信号に基づいて X Y 断面の超音波画像を発生する。（ステップ S C 7）。

【 0 0 7 2 】

ステップ S C 7 にて X Y 断面の超音波画像が発生されると、システム制御部 1 2 は、表示部 9 に発生された X Y 断面の超音波画像を表示する（ステップ S C 8）。X Y 断面の超音波画像が表示部 9 に表示されると操作者は、指定部 1 0 を介して超音波画像上の精査したい領域を指定する。

【 0 0 7 3 】

図 1 8 は、ステップ S C 8 にて表示された X Y 断面の超音波画像上に領域を指定する処理を説明するための図である。図 1 8 に示すように表示画面 D には、X Y 断面の乳房が描出された超音波画像が表示されている。操作者は、この X Y 断面の超音波画像の精査したい領域に指定部 1 0 を介して詳細スキャン領域 D R を指定する。詳細スキャン領域 D R は、乳房表面に対して指定される。図 1 8 では、詳細スキャン領域 D R の形状は四角であるが、円や楕円等の閉曲面や、線或いは点で指定しても良い。また、操作者が指定部 1 0 を介してフリーハンドで詳細スキャン領域を指定しても良い。

【 0 0 7 4 】

システム制御部 1 2 は、ステップ S C 8 にて表示された X Y 断面の超音波画像に詳細スキャン領域が指定されたか否かを判断する（ステップ S C 9）。操作者は詳細スキャン領域を指定すると、例えば指定部（入力装置）1 0 等に備えられた詳細スキャン開始ボタンを押す。詳細スキャン開始ボタン等が押されることを契機としてシステム制御部 1 2 は、

10

20

30

40

50

ステップ S C 1 0 に進む。

【 0 0 7 5 】

ステップ S C 9 にて領域が指定されるとシステム制御部 1 2 は、スキャン制御部 8 に領域特定処理を行なわせる。領域特定処理においてスキャン制御部 8 は、指定された詳細スキャン領域の位置情報に基づいて、当該詳細スキャン領域に対応する近似乳房表面の領域を特定する（ステップ S C 1 0）。ステップ S C 1 0 にて特定される領域を、詳細表面領域と呼ぶことにする。

【 0 0 7 6 】

ステップ S C 1 0 にて詳細表面領域が特定されるとシステム制御部 1 2 は、スキャン制御部 8 に偏向角度計算処理及びフォーカス点計算処理を行なわせる。偏向角度計算処理及びフォーカス点計算処理においてスキャン制御部 8 は、特定した詳細表面領域のデータに基づいて超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点を超音波探触子 2 の位置に応じて再計算する（ステップ S C 1 1）。

【 0 0 7 7 】

図 1 9 は、ステップ S C 1 1 の処理を説明するための図である。まず、スキャン制御部 8 は、近似乳房表面の詳細表面領域の両端とその中間の複数点に、サンプル点 S 1、S 2、...、S n を設定する。そしてスキャン制御部 8 は、設定した複数のサンプル点 S 1、S 2、...、S n に対して、ステップ S C 5 と同様の処理を行なうことにより超音波探触子 2 の位置に応じた偏向角度及びフォーカス点を再計算する。詳細表面領域の両端のサンプル点 S 1 及び S n に対応する座標点 O 1 及び O n の間隔は、詳細スキャンにおける移動範囲となる。なお、フォーカス点を計算する際に加算される所定の値 D B は、精査したい部位の乳房表面からの深さに応じて変更されてもよい。

【 0 0 7 8 】

ステップ S C 1 1 にて偏向角度及びフォーカス点が再計算されると、システム制御部 1 2 は、操作者による詳細スキャンの開始要求を待機する。操作者による入力装置 1 1 を介した詳細スキャンの開始要求を受信するとシステム制御部 1 2 は、超音波診断装置 1 の各構成要素を制御することにより、詳細スキャンを開始する（ステップ S C 1 2）。詳細スキャンにおいてスキャン制御部 8 は、ステップ S C 1 1 にて再計算した偏向角度とフォーカス点とに従って詳細スキャンを行なう。具体的には、スキャン制御部 8 は、超音波探触子 2 をステップ S C 1 1 にて特定された詳細スキャンの移動範囲に限って移動させ、その各々の位置に応じた偏向角度及びフォーカス点に従って超音波ビームを発生させる。

【 0 0 7 9 】

ステップ S C 1 2 の詳細スキャンが終了すると、システム制御部 1 2 は、画像発生部 6 に画像発生処理を行なわせる。画像発生処理において画像発生部 6 は、ステップ S C 1 2 の詳細スキャンにて得られた超音波探触子 2 による受信信号に基づいて超音波画像を発生する（ステップ S C 1 3）。

【 0 0 8 0 】

ステップ S C 1 3 にて超音波画像を発生すると、システム制御部 1 2 は、発生した超音波画像を表示部 9 に表示する（ステップ S C 1 4）。

【 0 0 8 1 】

以上で第 3 実施形態における処理は終了する。

【 0 0 8 2 】

上記構成により、超音波探触子 2 を平面上で動かすだけで、超音波探触子 2 の位置や乳房の大きさや形状等に依らず、常に乳房表面の Y 方向に垂直な接線に直交し、且つ乳房表面から一定の距離にフォーカス点を合わせた超音波ビームを発生することが可能である。その結果、超音波探触子 2 を 3 次元的に移動しなくとも画質の良い超音波画像を提供することが可能となる。

【 0 0 8 3 】

また、発生された超音波画像に対して詳細スキャン領域を設定し、設定した詳細スキャン領域に応じた超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点を計算することで、詳細スキャ

10

20

30

40

50

ン領域の大きさ、形状及び乳房表面からの距離に依らず、常に詳細スキャン領域に対応する乳房表面のY方向の接線に直交し、且つ精査したい領域にフォーカス点を合わせた超音波ビームを発生することが可能である。その結果詳細スキャンの範囲及び乳房表面からの深さに応じた最適なスキャンが可能となる。その結果、検査部位の特定領域をスキャンする場合においても、超音波探触子2を3次元的に移動しなくとも画質の良い超音波画像を提供することが可能となる。

【0084】

(変形例)

上記の第1、第2及び第3実施形態では、一列に配列された複数の超音波振動子を有する超音波探触子2であるとした。しかしながら本発明に係る超音波探触子は、これに限定する必要はなく、2次元状に配列された複数の超音波振動子を有するいわゆる2次元アレイ型の超音波探触子50であってもよい。2次元アレイ型の超音波探触子50の場合、X方向にもY方向にも超音波ビームを偏向させることが可能である。そのため、変形例における本スキャンにおいて、超音波探触子50を移動平面で移動させるだけで、図20に示すように超音波ビームを乳房の立体表面に対して垂直に入射させることが可能となる。また同時に、超音波探触子50に位置に依らず、常に超音波ビームのフォーカス点を乳房の立体表面から一定距離に合わせることが可能となる。変形例における超音波ビームの偏向角度及びフォーカス点は、第1実施形態の偏向角度計算処理及び第2実施形態のフォーカス点計算処理を単に3次元に拡張するだけで簡単に計算される。

10

【0085】

上記構成により、2次元アレイ型の超音波探触子50を用いることにより、乳房の立体表面に対して垂直に、且つ乳房の立体表面から一定距離にフォーカス点を合わせ超音波ビームを発生することが可能となる。その結果、2次元アレイ型の超音波探触子50を用いた場合、1次元アレイ型の超音波探触子2に比して更なる画質の向上が可能となる。

20

【0086】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】第1実施形態に係る水槽内に規定された座標系を示す図。

【図3】第1実施形態に係る本スキャンにおける超音波探触子の移動経路の一例を示す図。

【図4】第1実施形態に係るプリスキャンにおける超音波探触子の移動経路の一例を示す図。

【図5】第1実施形態における処理の流れを示す図。

【図6】第1実施形態に係るプリスキャンにおける超音波ビームの発生方向を示す図。

40

【図7】図4のスキャン経路PB1、PB2及びPB3に対応する3つの超音波画像を示す図。

【図8】図7の超音波画像に基づいて計算される乳房表面の3次元構造を示す図。

【図9】図5のステップSA5を説明するための図。

【図10】図5のステップSA6にて行なわれる本スキャンを説明するための図。

【図11】図10の十字型プリスキャンを行なった場合の乳房表面の3次元構造を計算する処理を説明するための図。

【図12】図11の十字型プリスキャンを行なった場合の乳房表面の3次元構造を生成する処理を説明するための図。

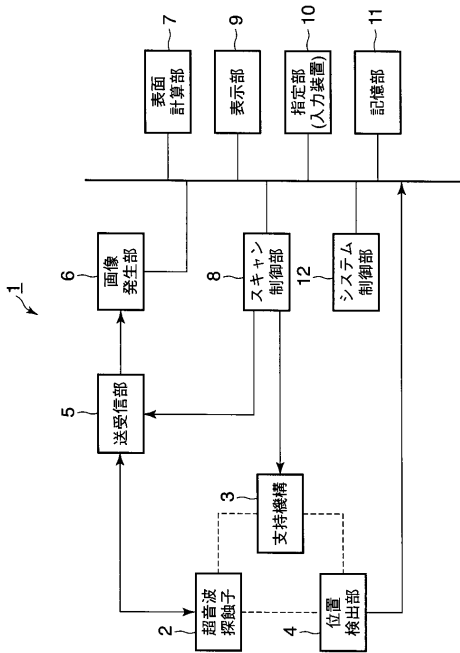
【図13】本発明の第2実施形態に係る処理の流れの一例を示す図。

50

- 【図14】図13のステップSB5を説明するための図。
- 【図15】図13のステップSB6にて行なわれる本スキャンを説明するための図。
- 【図16】本発明の第3実施形態に係る処理の流れの一例を示す図。
- 【図17】図16のステップSC6にて行なわれる本スキャンを説明するための図。
- 【図18】図16のステップSC8にて表示されたXY断面の超音波画像上に領域を指定する処理を説明するための図。
- 【図19】図16のステップSC11に係る処理を説明するための図。
- 【図20】本発明の変形例に係る本スキャンを説明するための図。
- 【符号の説明】
- 【0088】
- 1...超音波診断装置、2...超音波探触子、3...支持機構、4...位置検出器、5...送受信部、6...画像発生部、7...表面計算部、8...スキャン制御部、9...表示部、10...指定部(入力装置)、11...記憶部、12...システム制御部。

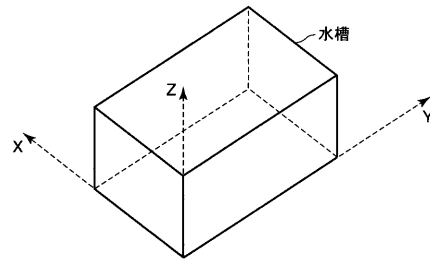
【図1】

図1



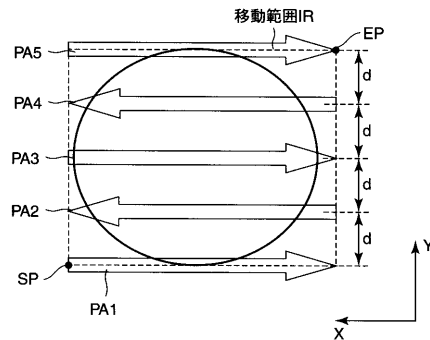
【図2】

図2



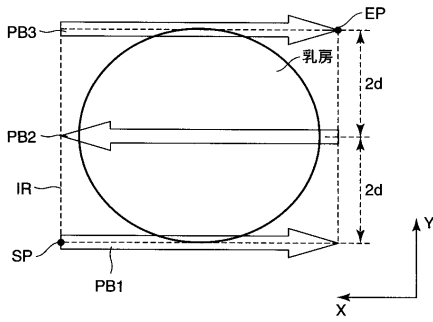
【図3】

図3



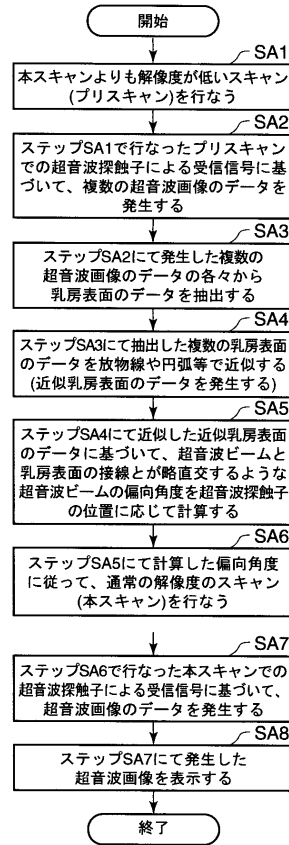
【 図 4 】

図 4



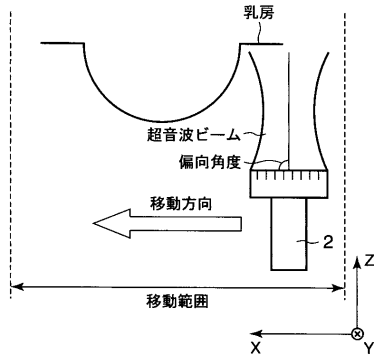
【 図 5 】

図 5



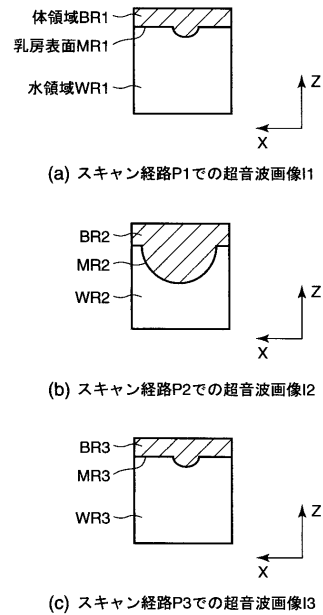
【 図 6 】

図 6



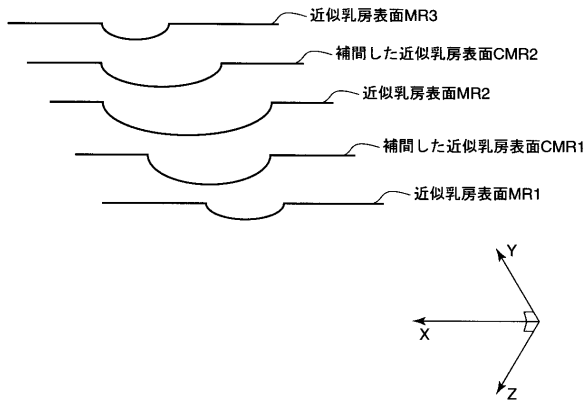
【 図 7 】

図 7



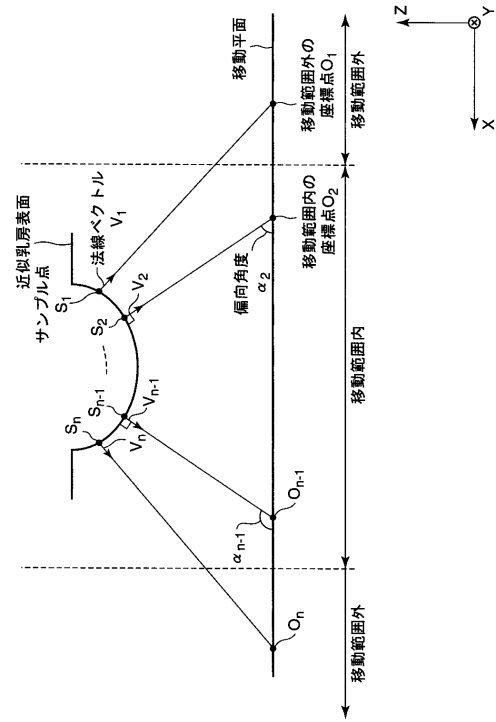
【 図 8 】

図 8



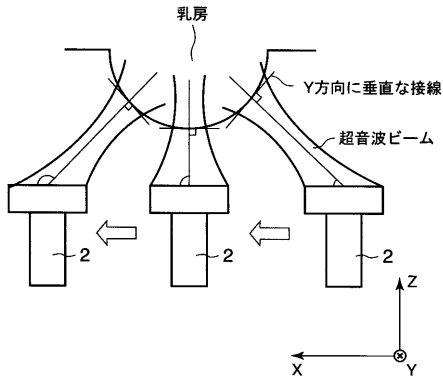
【 図 9 】

図 9



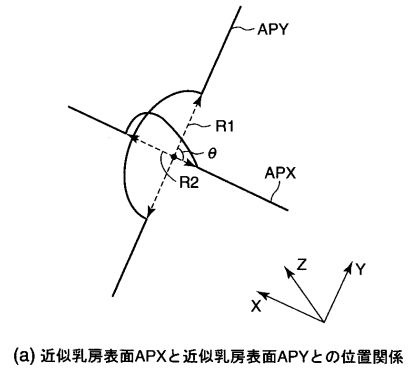
【 図 10 】

図 10



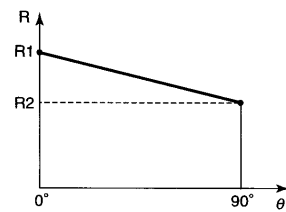
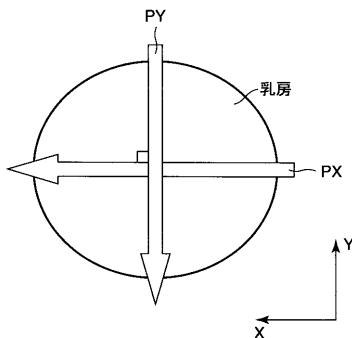
【 図 12 】

図 12



【 図 11 】

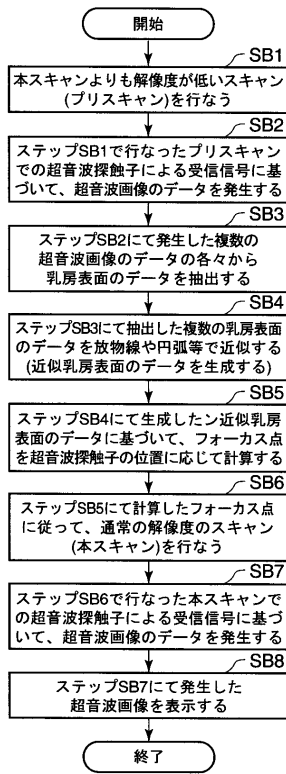
図 11



(b) 径の長さRと角度thetaとの関係

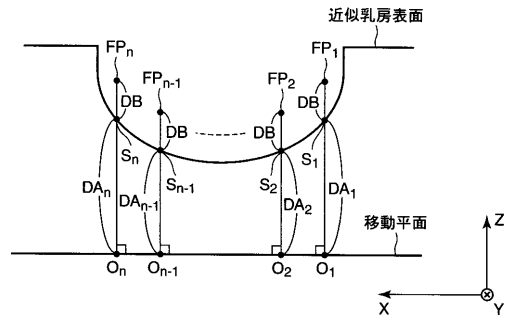
【 図 1 3 】

図 13



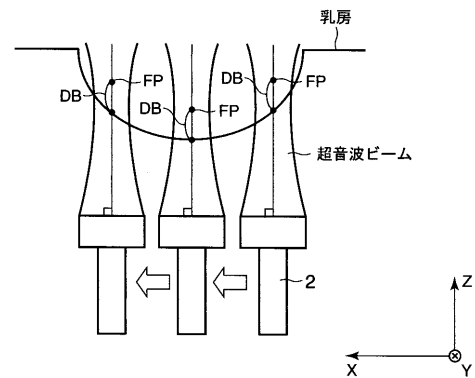
【 図 1 4 】

図 14



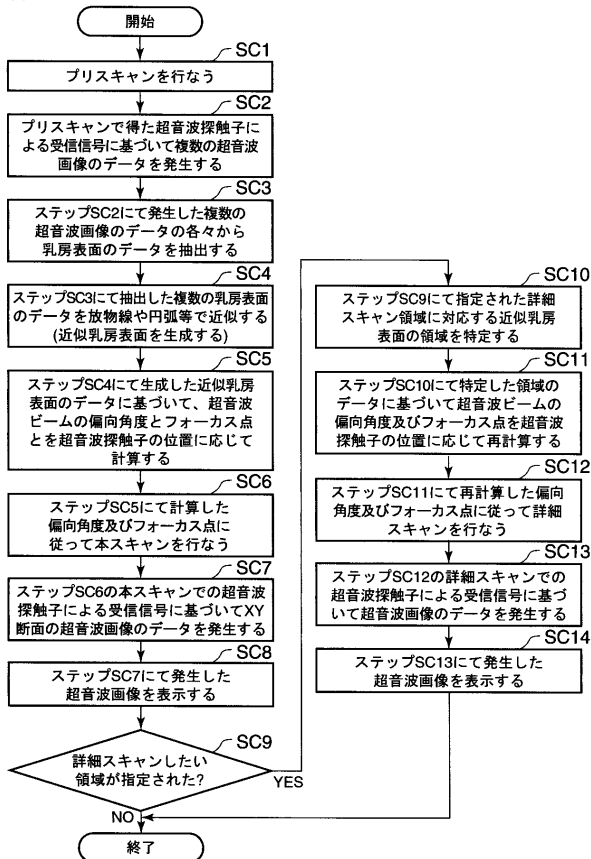
【 図 1 5 】

図 15



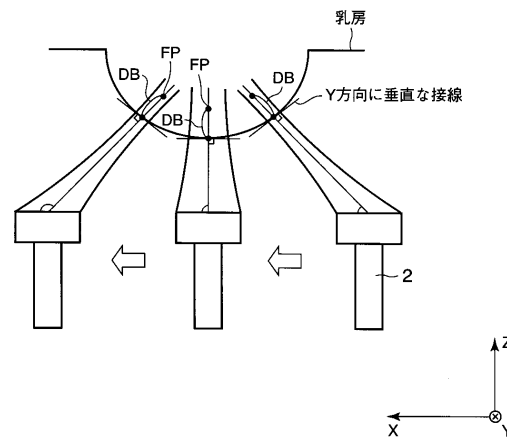
【 図 1 6 】

図 16



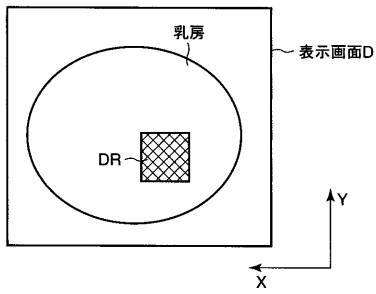
【 図 1 7 】

図 17



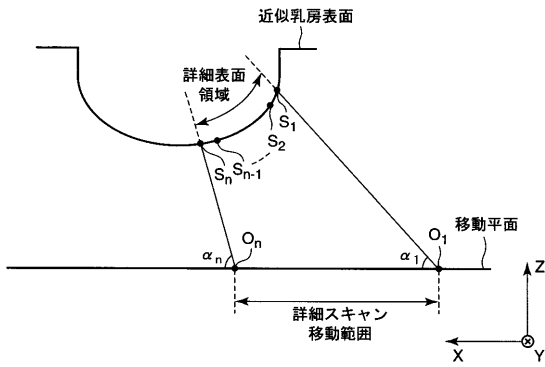
【 図 1 8 】

図 18



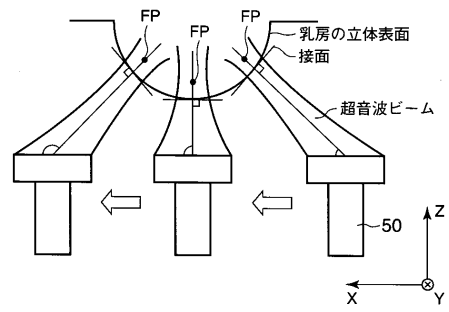
【 図 1 9 】

図 19

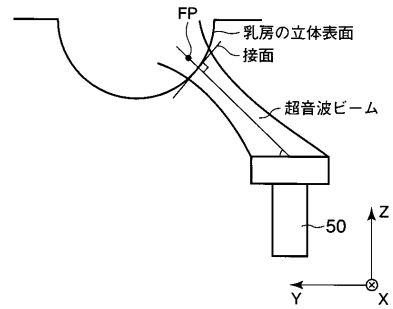


【 図 2 0 】

図 20



(a) 変形例に係る本スキャンをXZ平面で示した図



(b) 変形例に係る本スキャンをYZ平面で示した図

フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 大森 慈浩
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 吉岡 嘉尚
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 大貫 真人
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 小林 豊
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB09 BB13 BB16 DD08 EE09 EE11 GA18 GA21
HH16 HH17 HH21 HH31 JC37

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008289732A	公开(公告)日	2008-12-04
申请号	JP2007139574	申请日	2007-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大森慈浩 赤木和哉 吉岡嘉尚 大貫真人 小林豊		
发明人	大森 慈浩 赤木 和哉 吉岡 嘉尚 大貫 真人 小林 豊		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/HH21 4C601/HH31 4C601/JC37		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在水浸法中，无需在三维范围内移动超声探头，即可提供具有良好图像质量的超声图像。 解决方案：在超声波诊断设备1中，通过机械移动的超声波探头2用超声波扫描浸没在装有液体的水箱中的一部分受检者的超声波，超声波探头2用于可移动地支撑的支撑机构3，用于基于超声波探头2的接收信号生成超声图像数据的图像生成单元6，以及基于生成的超声图像的对象。 表面计算单元7，用于计算部件的表面，以及扫描控制，用于基于所计算的表面根据超声波探头2的位置变化来改变超声波束的偏转角和焦点中的至少一个。 和第8节。 [选型图]图1

200 5

