

(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2005-177085

(P2005-177085A)

(43) 公開日 平成17年7月7日(2005.7.7)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/12

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2003-421439 (P2003-421439)	(71) 出願人	000005821 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 出願日	平成15年12月18日(2003.12.18)	(74) 代理人	100093067 弁理士 二瓶 正敬
		(72) 発明者	秋山 恒 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	藤井 清 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	新谷 啓司 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB11 BB15 BB16 EE04 EE09 GA11 GA30 GB04

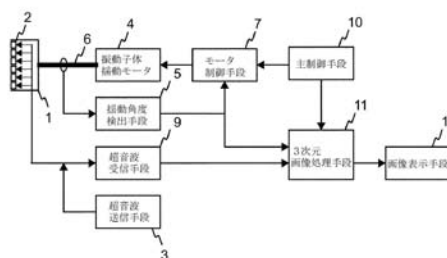
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査していなくとも、空間的に正しい位置に3次元画像を構築する。

【解決手段】 揺動角度検出手段5は超音波振動子体1の揺動角度を検出し、3次元画像処理手段11は揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び超音波受信手段9より出力される画像データに基づいて3次元画像を形成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、
前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、
前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、
前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、
前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、
前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び前記超音波受信手段から出力される画像データに基づいて 3 次元画像を形成する 3 次元画像処理手段と、
前記 3 次元画像を表示する画像表示手段とを、
有する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、
前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、
前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、
前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、
前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、
前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報を前記超音波受信手段から出力される画像データに付加する揺動角度情報付加手段と、
前記揺動角度情報付加手段から出力される画像データ、及び前記付加された揺動角度情報に基づいて 3 次元画像を形成する 3 次元画像処理手段と、
前記 3 次元画像を表示する画像表示手段とを、
有する超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記 3 次元画像処理手段は、前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報をスムージングした角度情報に基づいて 3 次元画像を形成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内のエコーデータを 3 次元的に取得して仮想視点からの画像データに変換して表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、生体内の組織様態を 3 次元表示させることを目的とした超音波診断装置において、3 次元エコーデータを取り込むための超音波探触子として、超音波ビームを走査するための超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査する構成が知られている（例えば下記の特許文献 1 参照）。このような超音波探触子では、超音波ビーム走査（以下、主断面走査という）と揺動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当する生体内組織からのエコーデータ、すなわち 3 次元空間のエコーデータ取得が可能になる。取得された 3 次元エコーデータは、仮想視点からの画像データに変換するような 3 次元画像の構築処理が施されて、平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させたり、あるいは任意断面を表示させるなどが行われる。

40

【0003】

50

ところで3次元画像構築にあたっては、各エコーデータの3次元空間内における方向成分が既知である必要がある。このような揺動走査を機械的に行う超音波探触子を用いた超音波診断装置では、超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角速度 W が図9(a)に示すようなプロファイル21となるように、すなわち超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角度が図9(b)に示すようなプロファイル22となるように超音波振動子体を揺動制御するとともに、3次元画像構築に供されるエコーデータは揺動角速度 W が比較的一定($W = w_1$)である期間 $t_1 \sim t_2$ 中に取得されたものが使用される。前記に加え、主断面走査を一定時間間隔で行うことにより主断面走査面は平面、かつ各主断面は等角であるという見込みの下で3次元画像構築が行われる。

【0004】

また一般に、単位時間あたりの3次元エコーデータ取得レートを向上させる目的で、
 $w_2 = (-1) \times w_1$

となるように揺動制御を行った上で $W = w_1$ の往路期間 $t_1 \sim t_2$ と $W = w_2$ の復路期間 $t_4 \sim t_5$ の往復揺動期間でエコーデータを取得している。このとき図10に示すように、揺動走査往路56では主断面走査方向53として実線で示す主断面走査面51を形成し、揺動走査復路55でも同じ主断面走査方向53とすると、揺動復路では破線で示すような主断面走査面52が生成されて揺動往復で走査面角度の不一致が生じるので、揺動復路では往路の方向53と逆の方向を主断面走査方向54とすることで、揺動往復での走査面角度の不一致を緩和させる方法が提案されている(例えば下記の特許文献2参照)。

【特許文献1】特開平3-184532号公報(第2図)

【特許文献2】特開2001-70301号公報(図3)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

近年では、超音波診断装置による3次元画像は、生体内組織の様態観測と共に、3次元画像とガイドラインをモニタリングしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・角度・面積・体積などの計測にも用いられるようになり、その有用性が高まっている。こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する3次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築されることが不可欠となっている。

【0006】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、超音波振動子体は3次元エコーデータを取得している期間は等角速度で揺動走査しているという前提の下、3次元画像を構築するために用いられる主断面走査面は平面であるという想定で3次元画像構築が行われている。一般にモータを用いた機械式揺動走査では、現在の揺動走査角度又は揺動走査角速度あるいはその両方から次なる時間のモータ印加電圧あるいは電流を決定する、いわゆるフィードバック制御法が用いられるが、いかに高精度なフィードバック制御を用いても揺動走査を完全な等角速度で行うことはできない。つまり実際に取得されるエコーデータの主断面走査面は完全な平面を形成するとは言えず、各主断面は、ある程度の曲面となっている。この結果、各主断面走査面は平面であるとの想定で構築された3次元画像は、曲面の程度に応じて歪む、ずれる、あるいは揺動往復に応じて画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行ったり、距離・角度・面積・体積などの計測誤差が大きいといったことを招くおそれがあった。

【0007】

本発明は上記従来の問題を解決するためになされたもので、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査していなくとも、空間的により正しい位置に3次元画像を構築することができる優れた超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は上記目的を達成するために、超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、

10

20

30

40

50

前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、

前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、

前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、

前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び前記超音波受信手段から出力される画像データに基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、

前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、

有する構成としたものである。

10

この構成により、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えることができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができる。

【0009】

また、本発明は上記目的を達成するために、超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、

前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、

前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、

20

前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、

前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報を前記超音波受信手段から出力される画像データに付加する揺動角度情報付加手段と、

前記揺動角度情報付加手段から出力される画像データ、及び前記付加された揺動角度情報に基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、

前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、

有する構成としたものである。

この構成により、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えること

30

【0010】

また、本発明の超音波診断装置では、前記3次元画像処理手段が、前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報をスムージングした角度情報に基づいて3次元画像を形成することを特徴とする。

この構成により、前記揺動角度検出手段で得られる最小揺動角度の分解能以上の揺動角度情報を基に3次元画像処理を行うことができる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えること

40

ことができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について図面を用いて説明する。

<第1の実施の形態>

本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の構成のブロック図を図1に示す。この超音波診断装置は、生体内に超音波を送波し、かつ生体内組織からの超音波エコーを電気信

50

号に変換する超音波振動子 2 がアレイ状に複数配列された超音波振動子体 1 を備えている。各超音波振動子 2 は超音波送信手段 3 から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき超音波送信手段 3 は生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように、異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体 1 に配置される一部又はすべての超音波振動子 2 に対して与えるよう制御される。

【0013】

このようにして生体に送波された超音波は、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体 1 の各超音波振動子 2 によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、超音波受信手段 9 は所定の方向に受信ビームが形成されるよう各超音波振動子 2 からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算する。前述の送信ビームとこの受信ビームは、送受信で 1 つの音響走査線を形成する。超音波受信手段 9 はこの音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し、さらに超音波エコーデータを可視化するために検波処理を施して画像データを出力する。このようにして次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果、1 つの主断面走査面が形成される。

10

【0014】

さらにこの超音波診断装置には、超音波振動子体 1 を前述の主断面走査面と交差する方向に揺動走査させる振動子体揺動モータ 4 が備えられ、回転伝達手段 6 が振動子体揺動モータ 4 の回転運動を超音波振動子体 1 に伝達する。振動子体揺動モータ 4 はモータ制御手段 7 によって揺動制御を受ける。なおモータ制御手段 7 に対する揺動角速度、揺動角度範囲などモータ制御に必要な情報は主制御手段 10 より受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、超音波受信手段 9 は主断面走査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査されるわけではなく生体内の特定の 3 次元的部位の超音波エコーデータを一様に取得できるように主断面走査と揺動走査がなされる。

20

【0015】

このため、モータ制御手段 7 は振動子体揺動モータ 4 につながる超音波振動子体 1 がいずれの揺動走査角度、あるいは角速度にあるかを常に監視しながら、3 次元エコーデータ取得期間内では超音波振動子体 1 がほぼ等角速度で揺動するように制御を行う必要がある。このため、この超音波診断装置には、超音波振動子体 1 の揺動走査角度を得るために、振動子体揺動モータ 4 の回転運動を超音波振動子体 1 に伝達する回転伝達手段 6 に揺動角度検出手段 5 を備えている。超音波振動子体 1 の揺動走査角度に相当する情報を得ることができる箇所であれば、揺動角度検出手段 5 の設置箇所は、回転伝達手段 6 の振動子体揺動モータ 4 側、超音波振動子体 1 側あるいは両者の中途のいずれであってもよい。

30

【0016】

揺動角度検出手段 5 の好適な実施方法は、回転伝達手段 6 にロータリエンコーダを取り付ける方法であり、その例を図 2 に示す。ロータリエンコーダは最低 2 種類で構成され、一方の Z ロータリエンコーダ 65 は、回転伝達手段 6 である振動子体揺動モータ 4 の回転軸 60 の特定の角度において一発のパルス（以下 Z パルス）が出力できるように回転軸 60 に Z パルスロータ 61 が取り付けられている。例えば磁気式エンコーダであれば Z パルスロータ 61 は一回転あたり一発の Z パルスを発生するよう着磁されており、Z パルスセンサ 63 は Z パルスロータ 61 の着磁部分 61a を検出して Z パルスを出力する。

40

【0017】

同様に、他方の A ロータリエンコーダ 66 は回転軸 60 一回転あたり数百パルス（以下 A パルス：固定値）を発生するように等角に着磁（図の 62a）された A パルスロータ 62 と A パルスセンサ 64 を備える。以上は磁気式ロータリエンコーダの例であるが、光学式、機械式でも本発明の構成には差し支えない。各ロータリエンコーダ 65、66 からの A パルスと Z パルスはエンコーダパルスカウンタ 67 に送出される。

50

【0018】

エンコーダパルスカウンタ67は、Zロータリエンコーダ65からのZパルスによってリセットされ、Aロータリエンコーダ66からのAパルスによってカウントアップ又はカウントダウンするもので、カウントの結果であるカウント値は振動子体揺動モータ4の回転軸角度、すなわち超音波振動子体1の揺動走査角度に相当する。このようにしてモータ制御手段7は揺動角度検出手段5のカウント値から現在の超音波振動子体1の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次の揺動走査角度に超音波振動子体1を移動させるために振動子体揺動モータ4を制御する。なお揺動制御に現在の揺動走査角速度を加味する場合においては、揺動走査角度の時間差分をもって揺動走査角速度を得ることができる。

【0019】

このようにして主断面走査と揺動走査を同時に走査することで取得された生体内の特定の3次元部位の超音波エコーの画像データは、3次元画像処理手段11へ送られる。3次元画像処理手段11では、得られた画像データから、画像表示手段12に生体内の特定3次元部位の構造物を仮想視点から観測しながらあたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは3次元構造物を任意平面で切り取った断面表示などの3次元画像処理を行う。この3次元画像処理実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが3次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でなくてはならないが、本発明における3次元画像処理手段11は、主断面走査面における走査方向角度は超音波振動子体1を構成する超音波振動子2の配置および送受信ビームの方向から、また、揺動走査面の揺動角度は揺動角度検出手段5からの揺動角度情報によって取得する。

【0020】

ところで一般に、揺動走査として機械走査方式を用いた3次元表示超音波診断装置では、モータ制御手段7によって振動子体揺動モータ4をいかに高精度に制御しても、完全な揺動等角速度制御を行わせることはできず、ある時間Tにおける実際の振動子体揺動角速度W及びその結果である揺動角度は、それぞれ図3(a)(b)に示すようなプロファイル31、32となる。つまり比較的安定的に等角速度を行っているであろう往路期間T1~T2、復路期間T4~T5においても、時間に対する揺動角速度プロファイル31は角速度W1、W2付近である変動をもって運動しており、時間に対する揺動角度プロファイル32は同期間において直線とはならない。したがって、例えばT1~T2期間42(図4参照)で得られた実際の各主断面走査面は、図4に示すような曲面の主断面走査面41の集合となる。

【0021】

そこで、図1に示すような構成である本発明に係る超音波診断装置においては、たとえ超音波振動子体1の揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、すなわち各主断面走査面が平面でなくとも、揺動角度検出手段5によって各超音波エコーが取得された時点の実際の超音波振動子体1の揺動角度を3次元画像処理手段11に通知することができるので、実際の揺動角度に基づく3次元画像構築が可能となり、結果として空間的により正しい位置に3次元画像を構築することが可能になる。

【0022】

<第2の実施の形態>

次に本発明の第2の実施の形態について説明する。本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置を図5に示す。上述の第1の実施の形態では、3次元画像処理手段11に超音波受信手段9からの画像データおよび揺動角度検出手段5からの揺動角度情報が入力されているが、本発明の趣旨からして3次元画像構築には音響走査線1本の画像データに対して1つの揺動角度情報が存在すれば足りる。すなわち画像データの単位時間あたりのデータ量に対して、揺動角度情報の単位時間あたりのデータ量は圧倒的に少ない。一方で通常は超音波受信手段9からの画像データは常に有効というわけではなく、超音波エコー取得に先立って各回路ブロックへのパラメータ設定時間などを確保するためのブランキング時間が生じる。すなわち、画像データ列は間歇的に3次元画像処理手段11に入力されることになる。

10

20

30

40

50

【0023】

本発明の第2の実施の形態は、3次元画像処理手段11の前段に、超音波受信手段9からの画像データと揺動角度検出手段5からの揺動角度情報とを選択する揺動角度情報付加手段8を設け、画像データのブランキング時間に揺動角度情報を付加したものを3次元画像処理手段11の入力とする。

【0024】

揺動角度情報付加手段8の構成例及びデータについて図6を用いて説明する。本実施の形態の揺動角度情報付加手段8では、画像データに揺動角度情報を付加する方法として、超音波受信手段9からの画像データと揺動角度検出手段5からの揺動角度情報を切り替えるスイッチ71を設けている。1本の音響走査線に相当する各画像データ列は、 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} ...のように間歇的にブランキング時間72を伴って超音波受信手段9より揺動角度情報付加手段8に対して入力される。スイッチ71はブランキング時間72を画像データ列から判別するか又は外部より入力するいずれかの方法で捕え、ブランキング時間72の一部（前側、後側あるいは前側から一定条件のところから）又は全部の時間では揺動角度情報 j 、 $j+1$...を、それ以外の時間では画像データ V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} ...を選択するように制御する。したがって、スイッチ71の出力には、音響走査線画像データ列 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} ...のブランキング時間72に揺動角度情報 j 、 $j+1$...が付加された角度情報付き画像データ列が現れる。

【0025】

このようにして3次元画像処理手段11には角度情報付き画像データ列が入力されるので、3次元画像処理においては各音響走査線の画像データ V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} ...に対する揺動角度情報 j 、 $j+1$...を角度情報付き画像データ列の中から取得することができるようになる。結果、実際の揺動走査角度に基づく3次元画像構築が可能となり、空間的により正しい位置に3次元画像を構築することが可能になるとともに、3次元画像処理手段11へのインタフェースの簡素化による回路物量低減、コスト低減が可能となる。

【0026】

<第3の実施の形態>

次に本発明の第3の実施の形態について説明する。超音波振動子体1の実際の揺動走査角度に相当する揺動角度情報は、揺動角度検出手段5によって得ることは上述したが、通常用いられるロータリエンコーダ方式に関してはAロータリエンコーダ66のAパルス発生単位に相当する超音波振動子体1の実際の揺動走査角度が揺動角度検出の最小分解能となる。ある主断面走査を時刻 $T(N) \sim T(N+17)$ にわたって行う例を図7に実線で示す。時刻 $T(N) \sim T(N+2)$ で取得した音響走査線の実際の揺動角度は θ_1 、 $T(N+3) \sim T(N+7)$ で取得した音響走査線の実際の揺動角度は θ_2 、以降 $T(N+17)$ まで続く。ここで $\Delta\theta = \theta_2 - \theta_1$ が揺動角度検出の最小分解能である。

【0027】

図8で実線で示すように、各時刻で取得された音響走査線の画像データおよび実際の揺動角度 $\theta_1 \sim \theta_4$ をそのまま用いて構築された主断面走査面91は、 $\Delta\theta$ の大きさに対応した階段状になるため、 $\Delta\theta$ は限りなく小さくすることが望ましい。このためにはAパルスロータ62の1回転あたりのパルス発生数を増加させたり、回転軸60に対して別個のロータリエンコーダを追加するという方法が挙げられるが、実現のためのコストが上昇したり、物量が増大するという問題が発生する。

【0028】

本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置を構成する3次元画像処理手段11は、各音響走査線に付加された超音波振動子体1の実際の揺動角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 ...をスムージングする機能を有し、図7で破線で示すような揺動角度スムージング結果81を用いて3次元画像を構築する。なおスムージングの方法については線形内挿法、スプライン補間法、ニュートン補間法などを適宜用いることができる。以上のように3次元画像処理手段11は得られた揺動角度スムージング結果81を各超音波エコーの揺動角度として改めて参照した上で3次元画像を構築できるので、図8に破線で示すようなスムージング後

の主断面走査面 9 2 が構成でき、より自然な 3 次元画像が構築できる。

【産業上の利用可能性】

【0029】

以上のように本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を 3 次元画像処理手段に与えることができ、空間的により正しい位置に 3 次元画像を構築することができ、また、最小揺動角度分解能以上の揺動角度情報を基に 3 次元画像処理を行うことができる効果を有し、生体内のエコーデータを 3 次元的に取得して仮想視点からの画像データに変換して表示する超音波診断装置などに対して有用である。

【図面の簡単な説明】

10

【0030】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を示すブロック図

【図 2】図 1 中の揺動角度検出手段の一例を示す説明図

【図 3】(a) 機械走査方式の超音波振動子の実際の揺動角速度プロファイルを示す説明図 (b) 機械走査方式の超音波振動子の実際の揺動角度プロファイルを示す説明図

【図 4】本発明における補正前の主断面走査面の形状を示す説明図

【図 5】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置を示すブロック図

【図 6】図 5 における揺動角度情報付加手段の構成例及び角度情報付き画像データを示す説明図

【図 7】本発明の第 3 の実施の形態における角度情報のスムージング処理を示す説明図

20

【図 8】本発明の第 3 の実施の形態における画像のスムージング処理を示す説明図

【図 9】(a) 超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角速度プロファイルを示す説明図 (b) 超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角度プロファイルを示す説明図

【図 10】従来の主断面走査面の形状を示す説明図

【符号の説明】

【0031】

1 超音波振動子体

2 超音波振動子

3 超音波送信手段

4 振動子体揺動モータ

30

5 揺動角度検出手段

6 回転伝達手段

7 モータ制御手段

8 揺動角度情報付加手段

9 超音波受信手段

10 主制御手段

11 3次元画像処理手段

12 画像表示手段

21 超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角速度プロファイル

22 超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角度プロファイル

40

31 超音波振動子体の時間に対する実際の揺動角速度プロファイル

32 超音波振動子体の時間に対する実際の揺動角度プロファイル

41 実際に取得される主断面走査面の形状

51 理想的な揺動角速度運動により取得される主断面の形状

52 揺動往路に対して揺動復路で不一致を起こした主断面

53 揺動往路での主断面走査方向

54 揺動復路での主断面走査方向

60 回転軸

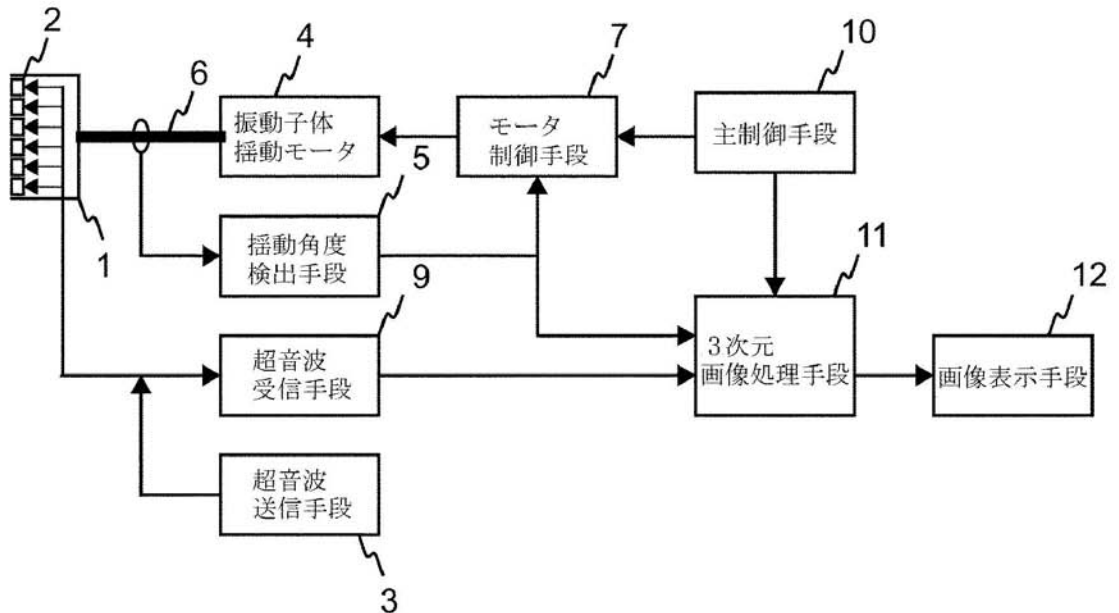
61 Zパルスロータ

61 a Zパルスロータの着磁部分

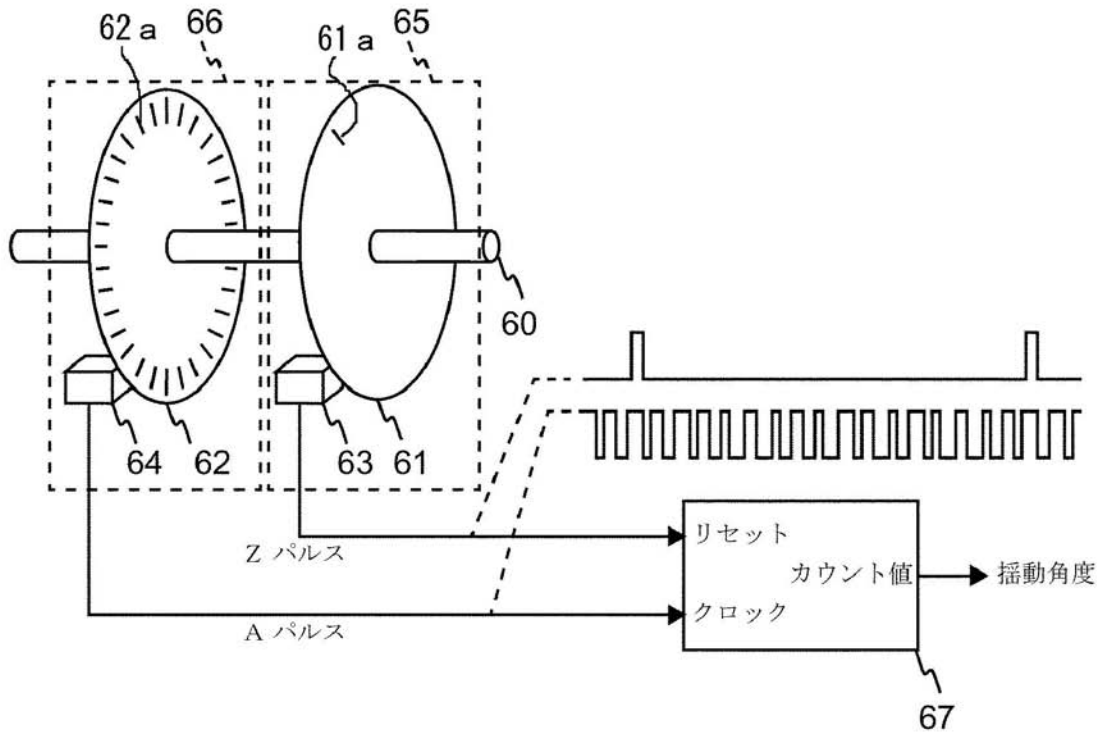
50

- 6 2 A パルスロータ
- 6 2 a A パルスロータの着磁部分
- 6 3 Z パルスセンサ
- 6 4 A パルスセンサ
- 6 5 Z ロータリエンコーダ
- 6 6 A ロータリエンコーダ
- 6 7 エンコーダパルスカウンタ
- 7 1 スイッチ
- 7 2 ブランキング時間
- 8 1 揺動角度スムージング結果
- 9 1 スムージング前の主断面走査面の形状
- 9 2 スムージング後の主断面走査面の形状

【 図 1 】

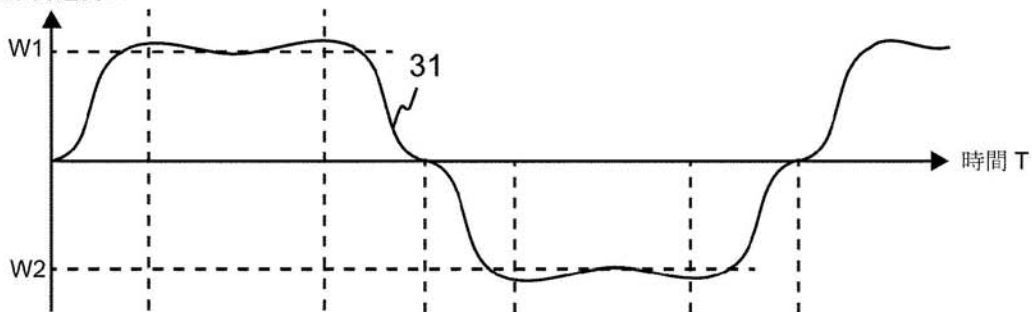


【 図 2 】

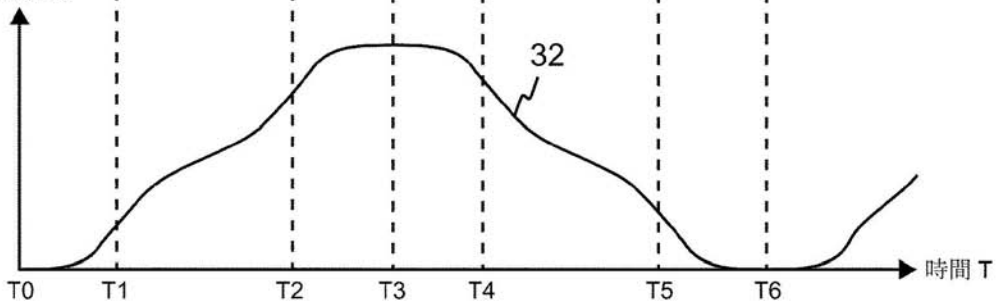


【 図 3 】

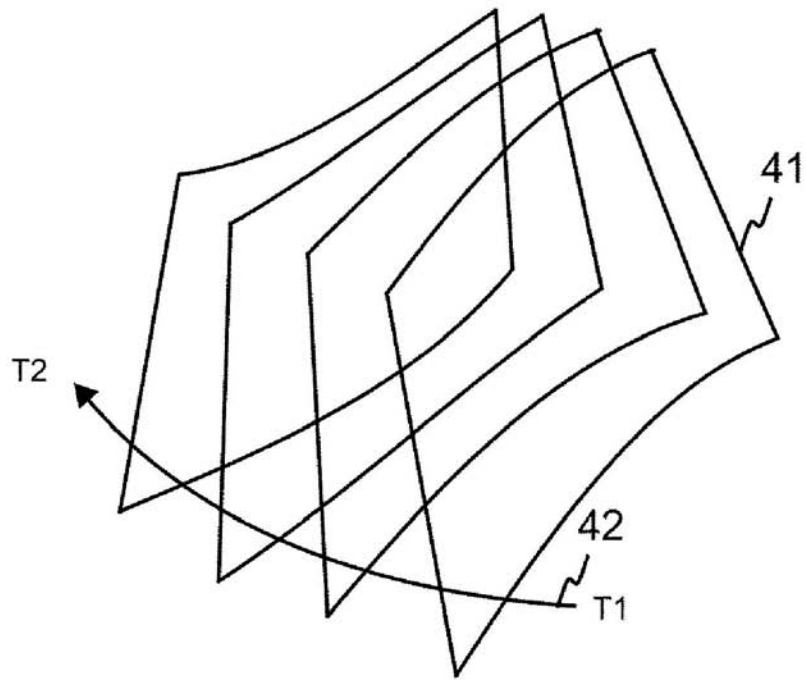
(a) 超音波振動子体
揺動角速度 W



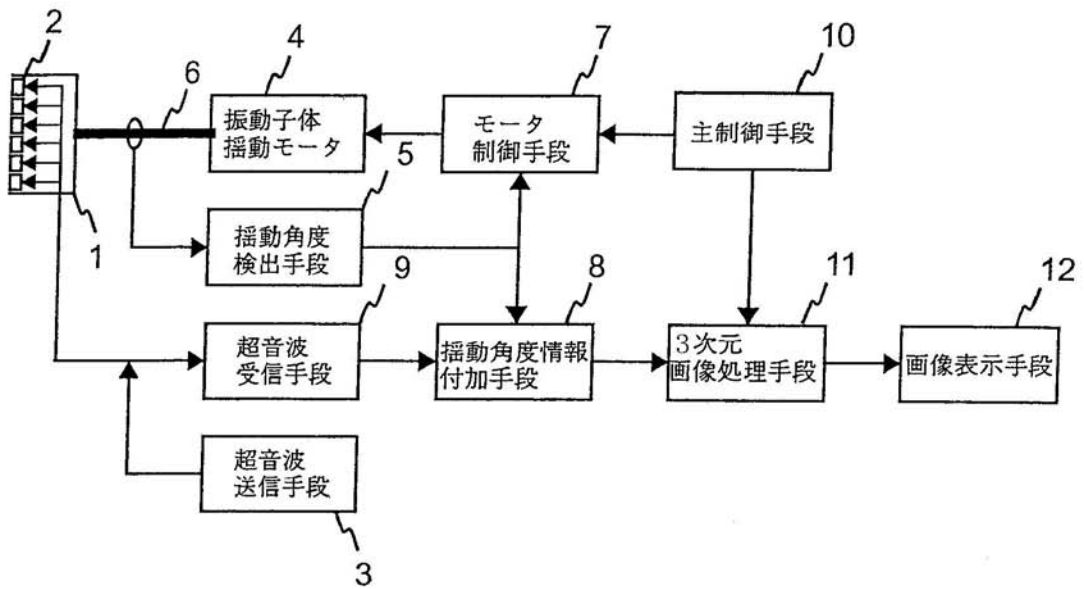
(b) 超音波振動子体
揺動角度 θ



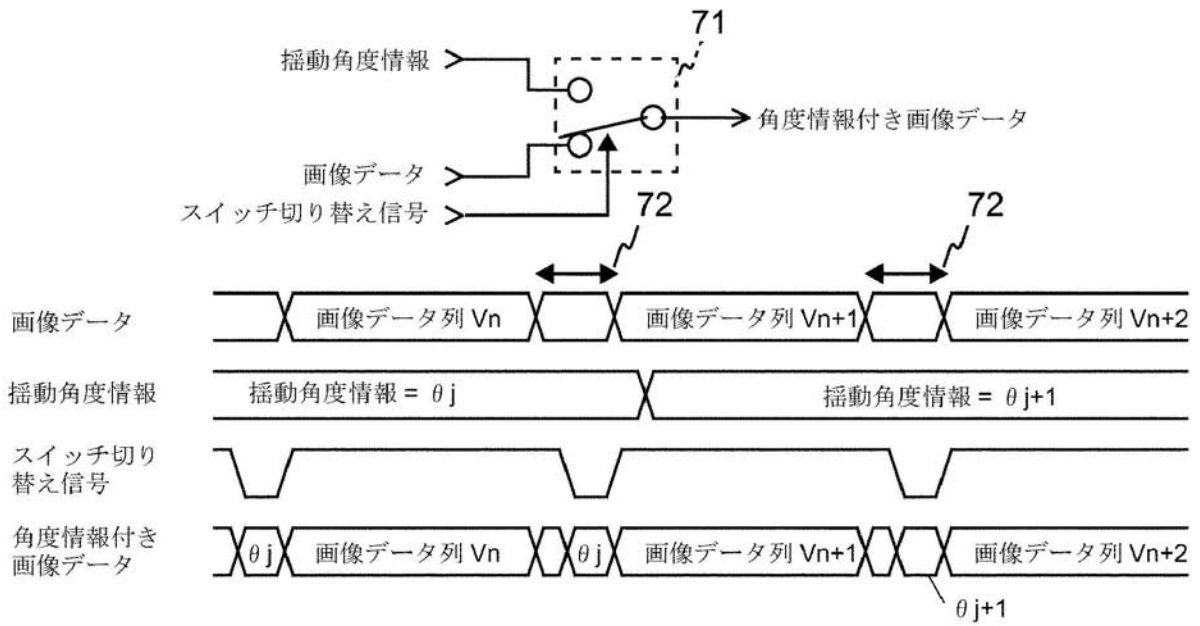
【 図 4 】



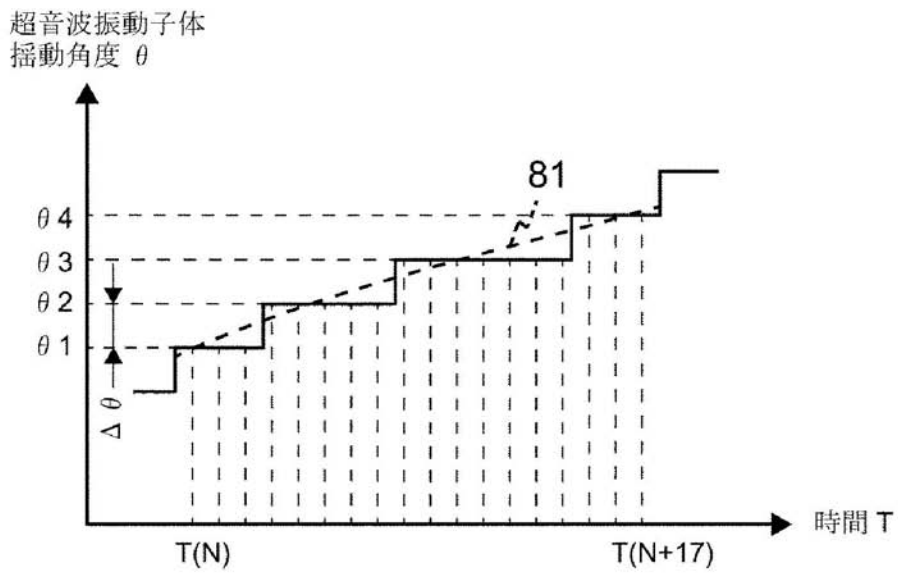
【 図 5 】



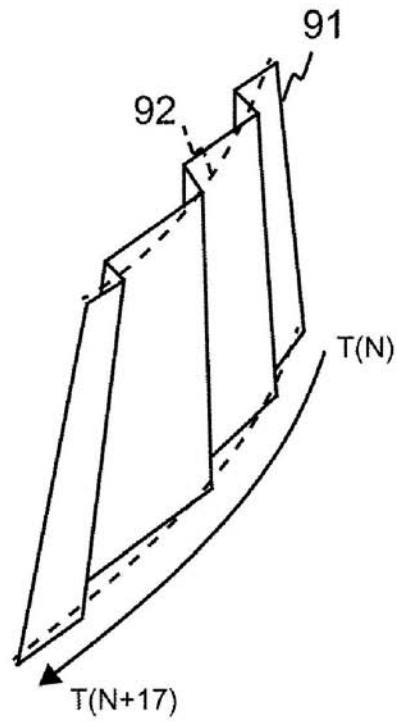
【 図 6 】



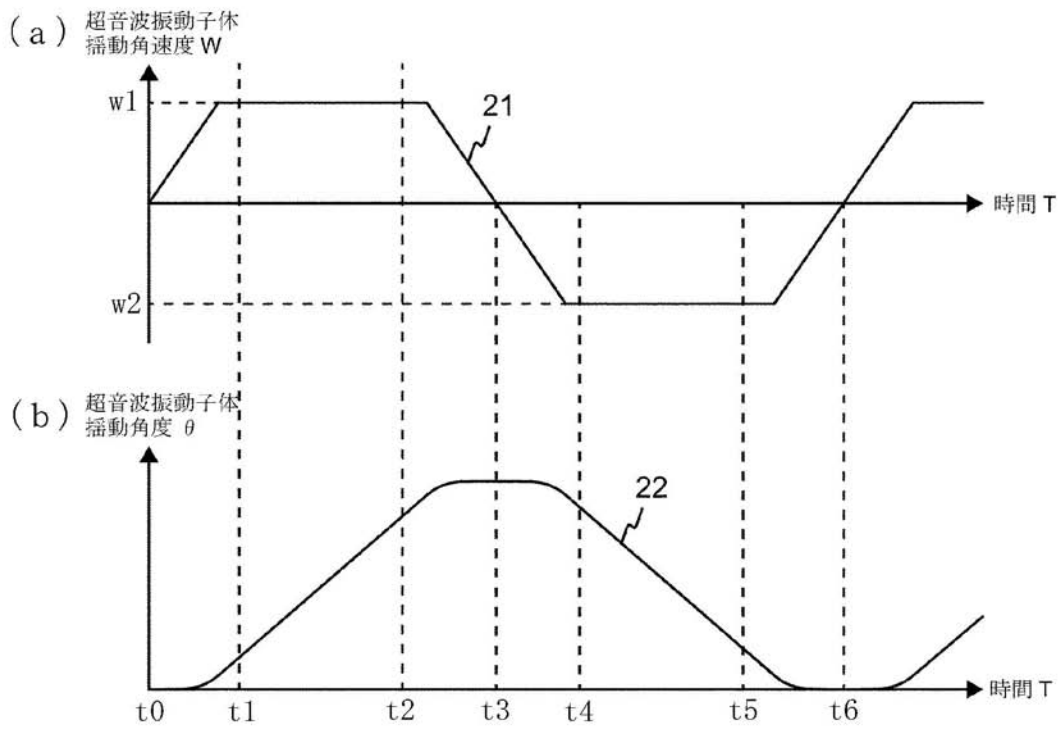
【 図 7 】



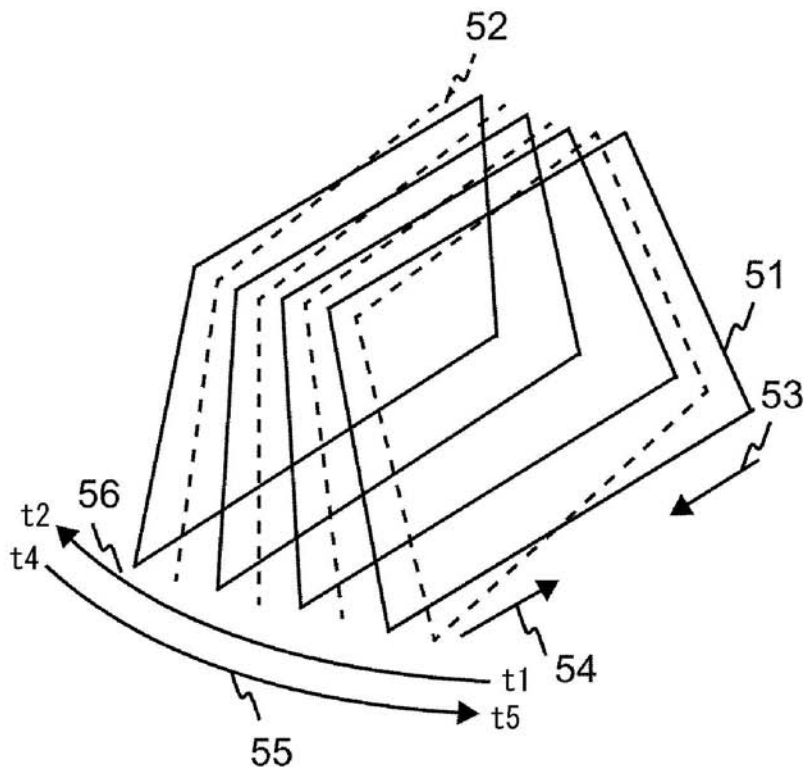
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005177085A	公开(公告)日	2005-07-07
申请号	JP2003421439	申请日	2003-12-18
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	秋山恒 藤井清 新谷啓司		
发明人	秋山 恒 藤井 清 新谷 啓司		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB11 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA11 4C601/GA30 4C601/GB04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使超声换能器主体没有以恒定的角速度完全振荡并扫描，也要在空间更正确的位置上构建三维图像。 解决方案：摆动角检测装置5检测超声换能器主体1的摆动角，三维图像处理装置11检测由摆动角检测装置和超声波接收装置检测到的摆动角。基于从9输出的图像数据形成三维图像。 [选型图]图1

