

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、超音波走査させるための電子走査手段と、

前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を前記超音波走査の方向と異なる方向に従って変化させる機械走査手段と、

前記超音波振動子群の位置に関する情報を検知するための検知手段と、

前記機械走査手段を駆動させる際に、前記検知された位置に関する情報に応じて、前記電子走査手段の駆動による超音波送受信のタイミングを制御させる駆動タイミング制御手段と、

10

前記超音波送受信により取得した受信データから超音波画像を生成する画像生成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

第一の方向に対して配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、複数の異なるベクタに対して超音波送受信を順次行わせる電子走査手段と、

前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を第一の方向と異なる第二の方向に沿って変化させる機械走査手段と、

少なくとも前記第二の方向に対する前記超音波振動子群の位置を検出する位置検出手段と、

20

前記複数のベクタのそれぞれに対して、超音波送受信を行うときの前記超音波振動子群の位置の情報を設定し、この位置の情報と、前記位置検出手段によって検出された前記超音波振動子群の位置との比較に基づいて、超音波送受信を行うタイミングを制御する駆動タイミング制御手段と、

前記超音波送受信により取得した受信データから超音波画像を生成する画像生成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記駆動タイミング制御手段は、

30

複数のベクタに対する超音波送受信をひとまとまりとして、超音波送受信を行うタイミングを制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ベクタの密度、前記超音波送受信を行う深度、前記超音波振動子群の移動速度、及び並列同時受信数の少なくともいずれかに応じて前記ひとまとまりとするベクタ数を調整する制御手段をさらに含むことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記駆動タイミング制御手段は、

前記超音波振動子群の移動を開始、又は移動の方向を変更した後の所定期間において、超音波送受信を行うタイミングを制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、超音波送受信の方向を変化させるための電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を変化させる機械走査手段と、前記超音波振動子群の位置に関する情報を検知するための検知手段と、を含む超音波診断装置を制御するコンピューターに、

前記機械走査手段を駆動させる際に、前記検知された位置に関する情報に応じて、前記電子走査手段の駆動による超音波送受信のタイミングを制御させることを特徴とする超音波診断装置用の制御プログラム。

50

【請求項 7】

第一の方向に対して配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、複数の異なるベクタに対して超音波送受信を順次行わせる電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を第一の方向と異なる第二の方向に沿って変化させる機械走査手段と、少なくとも前記第二の方向に対する前記超音波振動子群の位置を検出する位置検出手段と、を含む超音波診断装置を制御するコンピュータに、

前記複数のベクタのそれぞれに対する超音波送受信を行うときの前記超音波振動子群の位置の情報を設定し、この位置の情報と、前記位置検出手段によって検出された前記超音波振動子群の位置との比較に基づいて、超音波送受信を行うタイミングを制御させることを特徴とする超音波診断装置用の制御プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波診断装置用の制御プログラムに係り、とくに機械動作によって三次元領域を走査することのできる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

20

【0003】

従来からの超音波診断装置では、被検体内二次元断面を超音波走査することによる、二次元像の取得が主要な機能であった。しかし、近年においては、超音波診断装置を用いて被検体の三次元領域を超音波走査し、三次元画像を形成する技術も開発されている。このような三次元画像取得の技術においては、二次元画像取得のためのものとは異なる特殊な超音波プローブが用いられており、このような超音波プローブには、大別して2つのタイプがある。まず一つ目のタイプとして二次元アレイプローブが挙げられる。これは、超音波振動子を二次元的に配列し、それぞれの振動子に対して二次元的に遅延をかけることにより、三次元領域が電子的に走査されるというものである。二つ目のタイプとしては機械揺動式プローブが挙げられる。図9は、機械揺動式プローブの機構の概略を示すための図であり、(A)が正面から見た概略図、(B)が側面から見た概略図である。機械揺動式プローブは、図9(A)に示されるように直線的に配列した超音波振動子群11を遅延制御することによって二次元断面に対する場合と同様な電子式走査を行うと同時に、この超音波振動子群11を機械的に揺動させることによって、三次元領域を走査するものである。図9に示されるように、電子式走査の方向と、機械式走査の方向は直行するように構成されている。(例えば、特許文献1参照)。

30

40

【0004】

二次元アレイプローブは、電子制御により走査を行うので、正確な方向への超音波ビームの送受信が可能であるという利点の反面、非常に多くの振動子を必要とし、かつ、それらの遅延制御が複雑であるため、プローブ本体やケーブルが巨大化してしまうという欠点がある。一方、機械揺動式プローブはそのような複雑な機構が必要ではないという利点があるが、機械的な動作に頼っているため、機構の動作精度の限界や、使用による磨耗によって動作に多少の誤差が生じることが避けられないという欠点がある。

【0005】

50

このうち、とくに機械揺動式プローブについてさらに詳しく説明する。図10は、従来の機械揺動式プローブを用いて三次元画像を取得する際の走査の態様を示すための模式的な平面図である。揺動式プローブでは、電子的走査と直交するZ方向へ等速で機械揺動を行うと同時に、その往路中に電子走査をX方向へ複数回繰り返し行って、揺動方向と直交する複数のスライス断面からの受信データを取得することにより、三次元的な走査が実現される。電子走査は機械揺動と並行して行われるため、スライス断面は、図の実線に示されるように超音波振動子の配列方向とは平行にならず、斜めとなる。この斜めに形成されるスライス断面で得られた受信信号を、図の点線で示される超音波振動子配列方向に平行な断面での超音波画像とみなして扱う。つまり、このようにして得られた三次元の超音波画像は実際の対象物とは微妙にはずれている。

10

【0006】

【特許文献1】特開平3-184532号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述したように、機械揺動式プローブを用いた三次元超音波画像の取得においては、製造上の精度の限界や、使用による磨耗によってその機械動作に多少の誤差が生じることが避けられないという欠点があった。これは、例えば、一回の往復運動のうちでも揺動の速度が一定にならずに遅くなったり速くなったりすることにつながる。また、運動の開始時や、揺動の折り返し時には、一瞬で一定速度の動作に移行するのは不可能なので、加速するまでに一定の時間を要する。したがって、機械動作の誤差を考慮せずに電子走査を一定の速さで行うと、揺動の速度に応じて走査断面の間隔に粗密が生じることとなる。

20

【0008】

以下、図11を用いてこの粗密が生じる関係を説明する。図11は、速度が一定でない機械揺動を行いながら電子走査を行う場合の走査断面の配置関係を示す模式的な平面図である。機械揺動の速度が速ければ、図のスライス2の実線に示されるように、より走査断面の傾きが大きくなる。機械揺動の速度が遅ければ、図のスライス3の実線に示されるように、より走査断面の傾きが小さくなる。してみると、図11を全体からみると、全体の三次元走査領域に対するスライス断面間の粗密が生じているのがわかる。

【0009】

30

このような粗密を考慮せず、すべてのスライスが一定間隔で取得されているものとして三次元画像を生成すると、実際の形態と比べて歪んだ画像が生成され、画質の低下の一因となることとなる。この関係を図12を用いて具体的に説明する。図12は機械揺動の速度不定による画像の歪みを説明するための模式図である。図12では一例として、図11のスキャンを図12の(A)に示されるような直線の対象物に対して行った場合を説明する。ここで得られる画像は、三次元画像データのうち、超音波照射方向から見た断面、いわゆるCモード断層像の場合で説明する。(A)に示されるように、対象物が検知されるのは、スライスを表す実線と交わる部分(図中の○部分)である。これが、(B)の矢印に示されるように、X方向に平行な平面で取得された物とみなされる。これをもとに画像化すると、(C)に示されるような歪んだ画像となる。

40

【0010】

また、このような斜めのスライスの位置関係を周知の位置検出手段を用いて検知し、スライスのZ方向に対する傾斜を加味して三次元画像処理を行うことにより上記のような粗密に対応することも可能ではある。しかし、粗密が画像にそのまま反映されるため、画質にむらができてしまう。さらに、三次元画像のデータ処理は二次元画像に比べて処理すべき画素数が格段に多くなりがちなので、上述のような補正をすると、処理時間がかかり画像表示のリアルタイム性が損なわれるという欠点もある。これに加えて、揺動方向に対して斜めのスライスを単位として3D画像処理すると、等方性が損なわれるため、ボリュームレンダリングやクロッピングのソフトウェア処理が特殊なものになってしまう。

【0011】

50

本発明は上述のような課題に対してなされたものであり、その目的とするところは、機械式超音波プローブにおける機械動作の誤差による画質の低下を軽減した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】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、超音波走査させるための電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を前記超音波走査の方向と異なる方向に従って変化させる機械走査手段と、前記超音波振動子群の位置に関する情報を検知するための検知手段と、前記機械走査手段を駆動させる際に、前記検知された位置に関する情報に応じて、前記電子走査手段の駆動による超音波送受信のタイミングを制御させる駆動タイミング制御手段と、前記超音波送受信により取得した受信データから超音波画像を生成する画像生成手段と、を含むことを特徴とする。

10

【0013】

また、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、第一の方向に対して配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、複数の異なるベクタに対して超音波送受信を順次行わせる電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を第一の方向と異なる第二の方向に沿って変化させる機械走査手段と、少なくとも前記第二の方向に対する前記超音波振動子群の位置を検出する位置検出手段と、前記複数のベクタのそれぞれに対して、超音波送受信を行うときの前記超音波振動子群の位置の情報を設定し、この位置の情報と、前記位置検出手段によって検出された前記超音波振動子群の位置との比較に基づいて、超音波送受信を行うタイミングを制御する駆動タイミング制御手段と、前記超音波送受信により取得した受信データから超音波画像を生成する画像生成手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0014】

また、請求項6に係る本発明の超音波診断装置用の制御プログラムは、配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、超音波送受信の方向を変化させるための電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を変化させる機械走査手段と、前記超音波振動子群の位置に関する情報を検知するための検知手段と、を含む超音波診断装置を制御するコンピューターに、前記機械走査手段を駆動させる際に、前記検知された位置に関する情報に応じて、前記電子走査手段の駆動による超音波送受信のタイミングを制御させることを特徴とする。

30

【0015】

さらに、請求項7に係る本発明の超音波診断装置用の制御プログラムは、第一の方向に対して配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子群を遅延制御することによって、複数の異なるベクタに対して超音波送受信を順次行わせる電子走査手段と、前記超音波振動子群を被検体に対して移動させることによって、超音波送受信方向を第一の方向と異なる第二の方向に沿って変化させる機械走査手段と、少なくとも前記第二の方向に対する前記超音波振動子群の位置を検出する位置検出手段と、を含む超音波診断装置を制御するコンピューターに、前記複数のベクタのそれぞれに対する超音波送受信を行うときの前記超音波振動子群の位置の情報を設定し、この位置の情報と、前記位置検出手段によって検出された前記超音波振動子群の位置との比較に基づいて、超音波送受信を行うタイミングを制御させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、機械式超音波プローブにおける機械動作の誤差による画質の低下を軽減した超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 7 】

次に、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照して説明する。

【 0 0 1 8 】

(本実施形態の構成)

図 1 は本発明の実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図である。本装置は、機械揺動式プローブ 1 0、画像生成部 2 0、画像表示部 3 0、電子走査制御部 4 0、機械走査制御部 5 0、駆動タイミング制御部 6 0、システム制御部 7 0、コンソール 8 0 を含んで構成される。これらはそれぞれハードウェアとして別個に構成されても構わないが、電子走査制御部 4 0、機械走査制御部 5 0、駆動タイミング制御部 6 0、システム制御部 7 0 は、すべて他ハードウェアの制御を行うためのものである。したがって、超音波診断装置を制御するコンピューターに、プログラムとして組み込むことにより、これらの制御部を構成してもよい。以下、これらの構成のそれぞれについて詳細を説明する。

【 0 0 1 9 】

機械揺動式プローブ 1 0 は、機械揺動と電子走査を併用して、三次元領域の超音波走査を行うためのものであり、超音波振動子群 1 1 と、揺動機構 1 2 と、揺動角度検出部 1 3 を有する。

【 0 0 2 0 】

外観、機構の概略は図 9 に示されるものと同様である。超音波振動子群 1 1 は、1 次元的に配列された超音波振動子からなり、超音波振動子のそれぞれに対して遅延処理を施すことにより、その配列方向に沿った面内の電子走査が行われる。ここで、超音波振動子群の配列方向を X 方向、超音波ビームが形成される深さ方向を Y 方向とする。本実施形態では、超音波振動子群 1 1 は図 9 のようにコンベックス型として構成されるものとしているが、セクタ型、リニア型のものでもほぼ同様に構成可能であることは言うまでもない。揺動機構 1 2 は周知のモータ機構を用いて超音波振動子群 1 1 を揺動させることによって X Y 方向に直行する Z 方向の機械走査を行う。揺動角度検出部 1 3 は、揺動機構 1 2 のモータの回転量を検出するエンコーダからなり、揺動機構 1 2 の揺動の角度情報を検出することができる。検出された角度情報は機械走査制御部 5 0 に送信されて、揺動機構 1 2 のモータ制御に用いられ、さらにこの角度情報は角度コンペア部 6 2 に送信されて監視される。

【 0 0 2 1 】

機械走査制御部 5 0 は、モータ制御部 5 1 を含んで構成される。モータ制御部 5 1 は、機械揺動式プローブ 1 0 内の揺動機構 1 2 を、システム制御部 7 0 の制御にしたがって揺動させる。これにより機械揺動式プローブが揺動され、機械走査が可能となる。

【 0 0 2 2 】

画像生成部 2 0 は、機械揺動式プローブ 1 0 を用いた超音波の受信データから画像データを生成するためのものであり、データ収集部 2 1 及び、画像処理部 2 2 を有する。データ収集部 2 1 は機械揺動式プローブ 1 0 の超音波振動子群 1 1 のそれぞれが受信した受信信号を整相加算する処理、受信信号の増幅、及び A / D 変換などを行う。画像処理部 2 2 は、送受信回路 2 1 から入力された受信信号に基づいて、各超音波ビームに対応する画素の輝度値を決定し、D S C (デジタル・走査・コンバータ) 処理を施して表示に適した信号列に変換されることにより、画像データが生成される。生成された画像データはシステム制御部 7 0 の制御のもと、画像表示部 3 0 に表示される。

【 0 0 2 3 】

システム制御部 7 0 は本装置を統括的に制御するためのものであり、コンソール 8 0 からの入力に基づいて得られた、種々の三次元超音波走査に関する条件を保持しておくための動作条件レジストリ 7 1 を含んで構成される。揺動による三次元走査の場合には、まず、操作者は、揺動の機械的な中心位置を 0 度として、揺動の基準角度を何度にするか、その基準角度から前後何度の範囲を揺動させるかなどをコンソール 7 1 に、例えば中心 0 度、揺動範囲 ± 35 度、のような形式で入力する。また操作者は、その他の条件、例えば走査線密度やフレームレートなどが適宜入力する。コンソール 8 0 への入力、動作条件レ

ジストリ 7 1 に保持される。システム制御部 7 0 は、これをもとに、装置各部を制御するための情報を算出設定し、さらにこれを動作条件レジストリ 7 1 に保持させる。

【 0 0 2 4 】

このとき算出、設定される情報は下記のようなものである。まず、システム制御部 7 0 は動作条件レジストリに保持されている、揺動範囲や走査線密度の情報に従い、1 ボリュームを構成するスライスの枚数、及びそれぞれのスライスを構成するベクタ数を設定する。これに基づき、システム制御部 7 0 はスライス番号を付してそれぞれのスライスを識別する。さらに、それぞれのスライス番号に対して、当該スライスを構成するべき複数のベクタをそれぞれ示す複数のベクタ番号を割り当てる。それぞれのベクタ番号には、適切なビームの方向、形状を実現するための遅延情報が関連付けられる。装置各部がこの情報を適宜参照することによって、被検体の撮影が進んでいく。 10

【 0 0 2 5 】

コンソール 8 0 は、上述したように、システム制御部 7 0 への様々な入力を行うためのものである。

【 0 0 2 6 】

電子走査制御部 4 0 は、送受信回路 2 1 の送信動作及び受信動作を制御して、電子走査を適切に行わせるためのものであり、スライスカウンタ 4 1、ベクタカウンタ 4 2 からなる。スライスカウンタ 4 1 は、三次元ボリュームにおいて現在何枚目のスライスをスキャンしているかをカウントし、ベクタカウンタ 4 2 はスライスカウンタのカウントに基づき、現在スキャンを行うべきスライスにおけるベクタ数をカウントする。 20

【 0 0 2 7 】

このベクタカウンタ 4 2 のカウントに基づき、次に送受信を行うべきベクタのベクタ番号に対応する遅延情報が適宜動作条件レジストリから呼び出され、超音波振動子群 1 1 に送信されることにより当該ベクタの送受信が行われることとなる。

【 0 0 2 8 】

動作条件レジストリ 7 1 に保持される現在のスキャンに割り当てられたベクタ数をカウントし終わった時に、スライスカウンタが 1 カウント進行し、ベクタカウンタがリセットされる。そして次スライスにおけるベクタのカウントが再度始まることとなる。

【 0 0 2 9 】

駆動タイミング制御部 6 0 は、ベクタ毎の送受信の駆動のタイミングを制御するためのものであり、次ベクタ開始角度演算部 6 1 及び、角度コンペア部 6 2 からなる。次ベクタ開始角度演算部 6 1 は、ベクタカウンタとシステム制御部 7 0 内の動作条件レジストリ 7 1 を参照し、次のベクタの送受信が開始されるべき揺動角度（次ベクタ開始角度）を算出する。次ベクタ開始角度演算部 6 1 は、この情報を角度コンペア部 6 2 へ送信する。 30

【 0 0 3 0 】

角度コンペア部 6 2 は、一定期間ごとに機械走査制御部 5 0 から揺動機構 1 2 の揺動角度情報を読み込むことにより、揺動角度を常に監視している。そして、次ベクタ開始角度演算部 6 1 から送信された次ベクタ開始角度と実際の揺動角度を逐一監視し、揺動角度が、次ベクタ開始角度に差し掛かったときに、ベクタカウンタに対し、次ベクタの送受信開始のトリガをベクタカウンタ 4 2 に送信する。ベクタカウンタ 4 2 は、このトリガをうけてカウントを 1 カウント進行させる。これを契機として、当該ベクタの送受信が行われる。 40

【 0 0 3 1 】

（本実施形態の動作）

以下、上述の構成を用いた本実施形態の動作について、より具体的に図面を参照して例示する。図 2 は本実施形態の動作を示すためのフローチャートである。

【 0 0 3 2 】

まず、ステップ S 1 において、操作者が、三次元走査の条件をコンソール 8 0 を用いて入力する。説明のための一例として、例えば Z 方向の走査範囲として中心 0 度、揺動範囲 ± 35 度、走査線密度が X 方向 $0.5^\circ \times Z$ 方向 1° に対して走査線 1 本、X 方向の走査 50

範囲が 50° 、Y 方向に 15 cm 、フォーカス位置が 10 cm 、といったように設定されたとする。

【0033】

そして、ステップ S 2 において、走査開始の入力に基づき、システム制御部 70 は、各種走査条件を算出する。算出される各種走査条件は、上述の設定から求められるものであり、所望のボリュームを構成する、スライス数、それぞれのスライスにおけるベクタ数、それぞれのベクタを適切な方向に適切なフォーカスで送信するために各振動子に割り当てる遅延情報等が挙げられる。これらの情報はそれぞれ関連して記憶される。ボリュームを構成する複数のスライスにはそれぞれスライス番号が割り当てられ、そのスライス番号には、当該スライスを構成する複数のベクタをそれぞれ示す複数のベクタ番号が関連付けられる。それぞれのベクタ番号には、当該ベクタに対応する遅延情報が関連付けられる。

10

【0034】

また、システム制御部 70 は、これと同時に、上述の走査条件で走査を行ったときの適切なボリュームレートを算出する。システム制御部 70 は、このボリュームレートの間隔で、設定された Z 方向の範囲において機械走査の往路、復路が繰り返されるように、モータ制御部に動作情報を送信する。尚、ここで、ボリュームレートの算出は、送受信条件から可能な最高のボリュームレートとせず、多少余裕をもって送受信を繰り返すことのできるボリュームレートとすべきである。これは、揺動の機械誤差に対応する余裕が必要だからで、機械誤差によって所定より早く揺動してしまった場合には、当該時点におけるスライスの走査が間に合わずにエラーになってしまうからである。

20

【0035】

次に、ステップ S 3 において、システム制御部 70 は、スキャン開始の指令を電子走査制御部 40 に送り、スライスカウンタ 41 及びベクタカウンタ 42 のカウントをスタートさせる。ここで、スライスカウンタ 41 のカウント数が A でベクタカウンタ 42 のカウント数が B のときをカウント A - B と示し、カウントは任意の数字から開始できるが、ここでは 0 - 0 からスタートするものとする。このカウント数により、次に送受信すべきベクタが何枚目のスライスにおける何本目のベクタなのかがわかる。このカウントからスライス番号とベクタ番号が判明するので、後述するステップ S 5 において電子走査制御部 40 は、動作条件レジストリの参照によって、次ベクタの遅延情報を取得することができる。

30

【0036】

次に、ステップ S 4 として、次ベクタ開始角度演算部 61 が、現在のカウント数をもとに、動作条件レジストリ 71 に保持される走査条件を参照して、当該ベクタ番号のベクタの送受信が行われるべき揺動の角度（次ベクタ開始角度）を算出する。以下、具体的に一例を挙げて説明する。動作条件レジストリ 71 に保持される情報が、揺動範囲 $\pm 35^\circ$ である場合に、Z 方向の走査線密度は 1° とすれば、全 70 枚のスライスがスキャンされる。さらに、それぞれのスライスにおいて X 方向の走査範囲が 50° である場合に、走査線密度が 0.5° とすれば、それぞれのスライスは 100 本のベクタで送受信される。このうち 70 枚中 3 枚目のスライスの 100 本中 5 本目（カウント 3 - 5 に対応する）のベクタの送受信が行われるべき揺動角度は、以下のように計算される。

40

【0037】

まず、走査線密度が X 方向 $0.5^\circ \times$ Z 方向 1° なので、 1° の揺動の間に 1 スライス分の走査を行わなければならない。

【0038】

さらに 1° の揺動の間に 100 ベクタの送受信を行わなければならないので、 $1^\circ \div 100 = 0.01^\circ$ の揺動の間隔で、順次ベクタの送受信を行わなければならない。

【0039】

したがって、全 50 枚中 3 枚目のスライスの 100 本中 5 本目のベクタの送受信は、設定されたスキャン領域の Z 方向の端部を基準として、 $1^\circ \times 3 \text{ 枚目} + 0.01^\circ \times 5 \text{ 本目} = 3.08^\circ$ の揺動位置で行われるべきである。このようにして計算された次ベクタ開始角

50

度は角度コンペア部 6 2 に送信される。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 5 としては、角度コンペア部が、揺動角度検出部 1 3 から検出した揺動機構 1 2 の揺動角度情報と、次ベクタ開始角度を比較し、揺動角度が次ベクタ開始角度に差し掛かったときに、次ベクタの送受信開始のトリガが、電子走査制御部 4 2 に送信され、電子走査制御部 4 2 はスライス番号とベクタ番号から遅延情報を取得し、超音波振動子群 1 1 に対し次ベクタの送受信を行わせる。

【 0 0 4 1 】

次にステップ S 6 として、現在スキャンを行っているスライスにおいてステップ S 5 の送受信でスキャン終了となったかを判断する。このステップにおいて、ベクタカウンタ 4 2 は、動作条件 7 1 のレジストリを参照し、現在のスライスにおけるベクタ数とカウント数を比較する。両者が等しいとき、当該スライスのスキャンが終了したことを意味する。1 スライスのスキャンが終了した場合は、ステップ S 8 に進む。上述の所定ベクタ数よりもカウント数の方が少ないとき、つまりそのスライスに未送受信のベクタが残されている場合にはステップ S 7 に移り、ベクタカウンタ 4 2 がカウントアップされることとなる。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 8 では、ボリューム全体のスキャンが終了したかを判断する。このステップにおいて、スライスカウンタ 4 1 は動作条件レジストリを参照し、現在のボリュームにおけるスライス数とカウント数を比較し、まだそのボリュームに未スキャンのスライスが残されている場合には、ステップ S 9 に移り、スライスカウンタ 4 1 がカウントアップされ、ベクタカウンタ 4 2 がリセット、再スタートされることとなる。

【 0 0 4 3 】

このようにして、被検体からの反射波が画像生成部に蓄積され、画像表示部 3 0 に三次元超音波画像が表示されることとなる。さらに、このようなスキャンを複数回繰り返して行うことにより、時間的に変化する三次元超音波画像を得ることができる。

【 0 0 4 4 】

(本実施形態の効果)

次に、本実施形態の従来と比べた時の効果について説明する。本実施形態によれば、ベクタ毎に次ベクタ開始角度を算出し、揺動角度を監視することによって、各ベクタにおいて、算出した次ベクタ開始角度のとおりを送受信される。つまり、揺動機構 1 2 の揺動が、機械構造に起因する誤差により、意図するスピードより遅くなったとしても、適切な角度に揺動するまで次ベクタの送受信を開始しない。この関係を、図 3、図 4 を用いて説明する。

図 3 は、本実施形態による走査において、送受信が行われる期間を説明するための概念図である。両方向の矢印のそれぞれが、時間軸上における各ベクタの送受信期間を示している。本図では、簡単のため、各スライスあたりのベクタ本数を 4 本として説明している。本図においては、スライス 1 における揺動が標準であり、スライス 2 においては誤差により揺動が早く、スライス 3 においては遅くなっている。したがって、それぞれのスライスの揺動距離は同じであるにもかかわらず、時間的にはスライス 2 では短く、スライス 3 では長い時間を要している。この揺動スピードの違いを吸収するために、図 3 のスライス 1、3 上でのベクタを表す矢印に示されるように、それぞれのベクタ毎に、次ベクタに移行するまでの待ち時間が設けられる結果となっている。

【 0 0 4 5 】

これを、さらに空間的に図 4 を用いて説明する。図 4 は、本実施形態における走査の様態を示すための模式図である。図は Z 方向を縦軸、X 方向を横軸にとっている。図中の実線は各ベクタの送受信が行われた位置を示すための印である。図 3 の場合と同じように、スライス 1 における揺動が標準であり、スライス 2 においては誤差により揺動が早く、スライス 3 においては遅くなっている。したがって、X 方向の電子走査のスピードは変わらないので、Z 方向の動きの差異により、それぞれのスライスにおける実線の傾きが異なっている。

【 0 0 4 6 】

図 4 のベクタを表す実線からわかるように、ベクタ毎に、スキップする領域が調節されており、それぞれのベクタの送受信が、Z 方向に均等な間隔で行われている。従来の送受信態様を示す図 1 0 と比較すれば、このことはさらに明らかである。図 1 0 のように制御していたのではモータ動作が遅い時にはベクタ密度が高くなり、速い時にはベクタ密度が低くなっている。

【 0 0 4 7 】

したがって、本実施形態によれば、超音波の送受信を空間的に均一に行うことができるので、実際の形態と比べて歪んだ画像が生成されることがないため、揺動の機械誤差によって画質が劣化することがないうえ、斜めのスライスの位置関係を周知の位置検出手段を用いて検知して実際の位置関係によって三次元画像構成する必要もないので、複雑なソフトウェア処理は必要でない。したがって、画像表示のリアルタイム性も損なわれないという格別な効果を奏する。

10

【 0 0 4 8 】

(変形例)

以上説明してきたが、本実施形態は、本発明に係る一実施形態に過ぎず、本発明の技術思想に基づいて、この他にも様々変形、応用が可能である。

【 0 0 4 9 】

上述の実施形態においては、揺動機構による機械走査のみを例として説明したが、これに限られない。例えば、プローブの被検体当接面と垂直な軸周りに超音波振動子群を回転させることによって三次元スキャンは可能であることが知られている。これを本実施形態に適用すれば、その回転角度の応じて送受信タイミングを調節する構成が考えられる。また、上述の実施形態のように軸周りの揺動によって機械走査されるとも限られない。超音波振動子群が平行移動することによって三次元スキャンは可能である。これを本実施形態に適用すれば、回転角度ではなく、位置によって送受信タイミングを調節することとなるであろう。その他、電子走査と異なる方向に移動する機構により、三次元スキャンが可能であるので、移動量に応じて送受信タイミングの調節をすることにより、本実施形態の適用が可能となる。

20

【 0 0 5 0 】

例えば、本発明においては、毎ベクタにおいて角度の調整を行っているが、これに限られない。数本単位のひとまとまりのベクタ群ごとに角度の調整を行ってもよく、さらに、この本数は適宜変更可能であるとしてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

例えば、超音波送受信が、浅い領域まででよいとき、(走査範囲の Y 方向が狭いとき) 1 ベクタの送受信に要する時間は短くなるため、それぞれのベクタに対して角度の調節を行うのは処理負担が大きい場合も考えうる。したがって、超音波送受信の深度に応じてまとめるベクタ数を決定してそのベクタ群単位の角度調節をする場合も考えられる。また、走査線密度や、揺動のスピードによって、まとめるベクタ数を変化させる場合も考えうる。図 8 は、このような複数のベクタをまとめて角度調節する場合を説明する模式図である。図 8 のスライス 1、3 においては、一例として 2 本のベクタをひとまとまりとして角度調節を行っている。この図では、ベクタ 1 の送受信が完了したあとすぐに、揺動角度とは関係なくベクタ 2 の送受信を開始している。ベクタ 3 の送受信タイミングは角度調節によってなされるが、ベクタ 4 はそのあとすぐに送受信される。

40

【 0 0 5 2 】

一方、一回の超音波送信に対して、複数ベクタに対する受信を行う並列同時受信なる手法があるが、これを適用させた場合は、一つの並列同時受信を構成するベクタ数をひとまとまりとして角度調節せざるを得ない。

【 0 0 5 3 】

また、図 5、図 6 に示すように、ベクタ単位ではなくスライス単位で角度調節する場合も考えられる。図 5、図 6 は、図 3、図 4 を、それぞれ、ベクタ単位の角度調節ではなく

50

スライス単位の角度調整の場合に書き換えた場合の模式図である。このような方式によっても、スライスの開始位置は均等となるので、一定の効果は奏するものといえる。しかしながら、このような方式では、図 5、図 6 からわかるように、スライスの最後に、まとめてウェイト期間を設けてある。したがってベクタ単位の場合と比べると、送受信の空間的な不均一性が完全には解消されていないという課題は残っている。

【 0 0 5 4 】

一方、誤差により揺動速度が速い場合、電子走査のスピードが追いつかないことがある。例えば、1 スライスの電子走査に必要な時間の $2/3$ の時間の内に当該スライス分の揺動が行われてしまった場合を考える。この場合、スライス単位での調節の場合だと、図 7 の円で囲った部分に示されるように、はしから $2/3$ しか走査していないのに、次スライスの走査開始位置となってしまう、当該スライスはエラーとして画像化のためのデータとしては使用できない。しかしながら、ベクタ単位での調整の場合には、遅れをベクタ単位で抽出できるので、遅れてしまった次のベクタの送受信はとばしたとしても、次のベクタの送受信は所定の位置から行うことができる。したがって、ベクタ単位の角度補正の場合、データ数は少なくとも、スライス単位の場合のように画像データが片側 $1/3$ 欠落することはないため、所定位置で行うことができた送受信によるデータを画像データとして用いても、さほどの差し支えはないという効果もある。

10

【 0 0 5 5 】

また、従来においては、揺動の開始時や揺動方向の反転時には、一定加速期間、区間を設け、実際の走査領域より広めの領域に向けて揺動することによって、揺動の速度均一性を確保していた。しかし、本実施形態によれば、揺動速度によって画質が影響されないの
20
で、このような加速期間、区間を設けずともよい。したがって、このような期間、区間を除けば、同じ領域を走査したい場合でも揺動領域を狭くすることができ、したがって、ボリュウムレートが向上する。三次元走査においては、ボリュウムレートの向上が大きな課題の一つであるので、これは格別な効果であるといえる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 6 】

【 図 1 】 本発明の実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 図 1 の実施形態の動作を示すためのフローチャート。

【 図 3 】 図 1 の実施形態における走査の送受信が行われる期間を説明するための概念図。
30

【 図 4 】 図 1 の実施形態における走査の態様を示すための模式的な平面図。

【 図 5 】 図 1 の実施形態に係る変形例における走査の送受信が行われる期間を説明するための概念図。

【 図 6 】 図 1 の実施形態に係る変形例における走査の態様を示すための模式的な平面図。

【 図 7 】 図 5、図 6 の変形例において揺動スピードが速い時の走査の態様を示すための模式的な平面図。

【 図 8 】 図 1 の実施形態に係る変形例において、複数のベクタをまとめて角度調節する場合を説明する模式的な平面図。

【 図 9 】 機械揺動式プローブの機構の概略を示すための模式的な図。

【 図 10 】 従来の機械揺動式プローブにおける走査の態様を示すための模式的な平面図。
40

【 図 11 】 従来の機械揺動式プローブにおける、揺動の誤差を考慮した時の走査の態様を示すための模式的な平面図。

【 図 12 】 機械揺動の速度不定による画像の歪みを説明するための模式図。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

1 0 機械揺動式プローブ

1 1 超音波振動素子群

1 2 揺動機構

1 3 揺動角度検出部

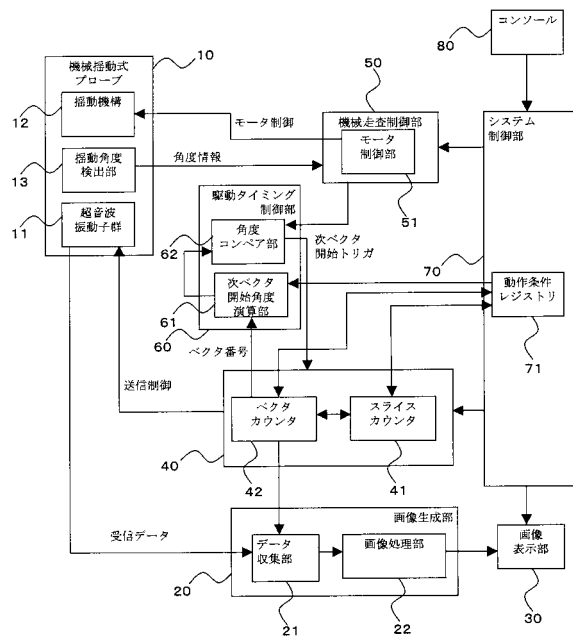
2 0 画像生成部

50

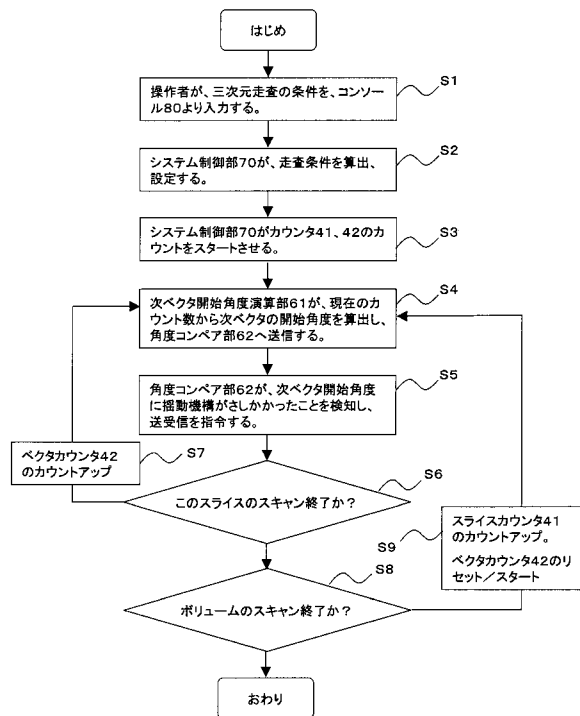
- 2 1 データ収集部
- 2 2 画像処理部
- 3 0 画像表示部
- 4 0 電子走査制御部
- 4 1 スライスカウンタ
- 4 2 ベクタカウンタ
- 5 0 機械走査制御部
- 5 1 モータ制御部
- 6 0 駆動タイミング制御部
- 6 1 次ベクタ開始角度演算部
- 6 2 角度コンペア部
- 7 0 システム制御部
- 7 1 動作条件レジストリ
- 8 0 コンソール

10

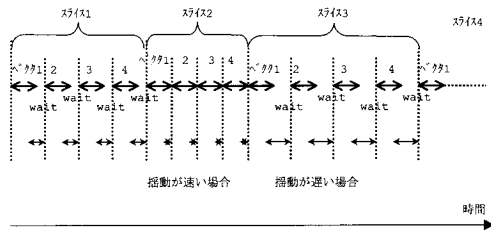
【図 1】



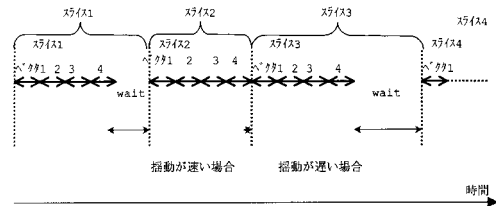
【図 2】



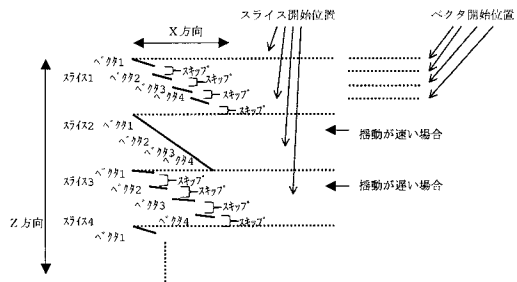
【図 3】



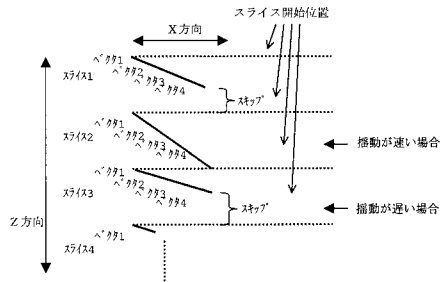
【図 5】



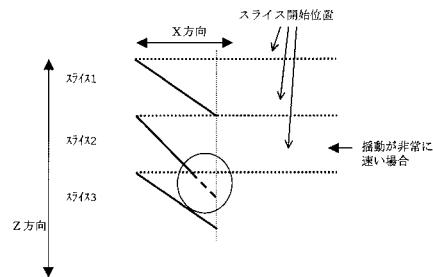
【図 4】



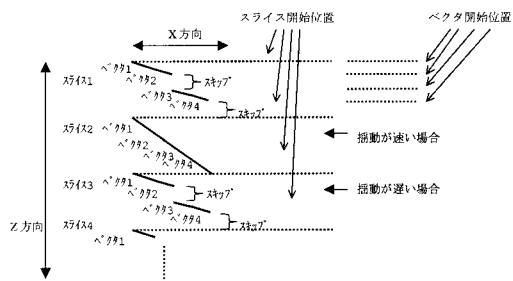
【図 6】



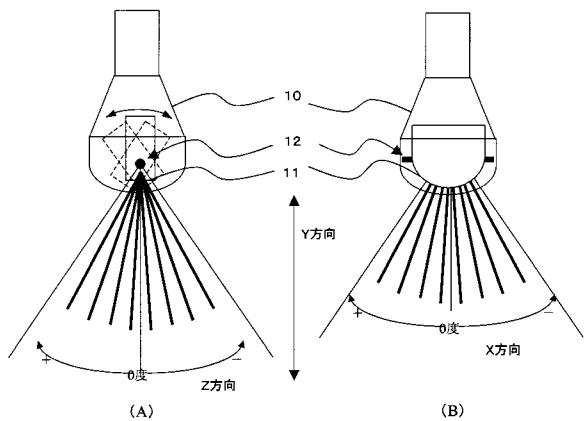
【図 7】



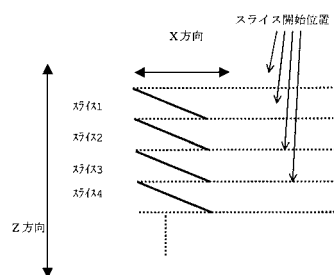
【図 8】



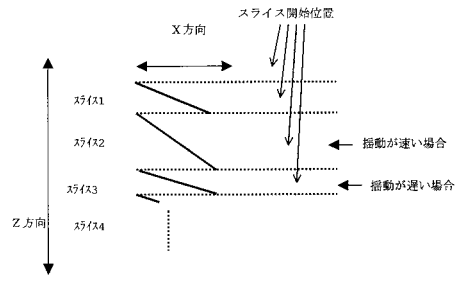
【図 9】



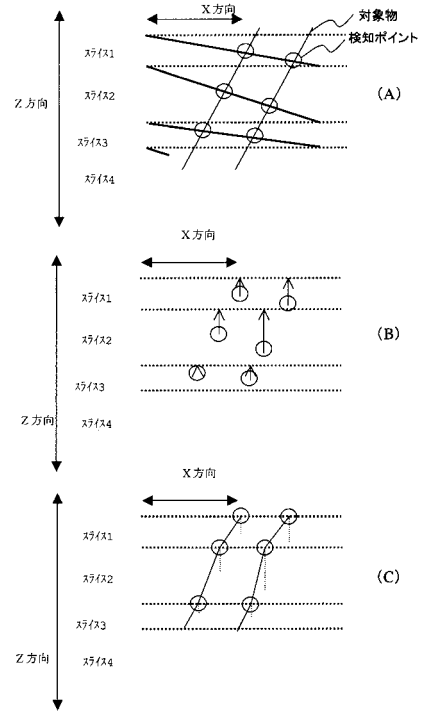
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB15 BB16 EE04 GA18 GA21 HH12

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2007021018A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2005210276	申请日	2005-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	寺澤俊治		
发明人	寺澤 俊治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/HH12		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 本发明提供一种超声波诊断装置，其减少了由于机械振动式超声波探头的机械操作的误差引起的图像质量的劣化。[解决方案] 在通过使用电子扫描装置和机械扫描装置两者来扫描三维区域的机械振荡超声波探头中，提供了用于检测与用于执行电子扫描的超声波换能器组的位置有关的信息的检测装置。当提供机械扫描装置时，根据检测装置实际检测到的位置信息，驱动电子扫描装置以开始向预定区域的超声波发送/接收。[选型图]图1

