

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4596974号
(P4596974)

(45) 発行日 平成22年12月15日(2010.12.15)

(24) 登録日 平成22年10月1日(2010.10.1)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 2 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-144742 (P2005-144742)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成17年5月17日 (2005.5.17)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-320431 (P2006-320431A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年11月30日 (2006.11.30)	(74) 代理人	100093067
審査請求日	平成20年1月9日 (2008.1.9)		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	中村 満之
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		審査官	東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ビームにより走査を行う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手段と、

前記超音波振動子体の揺動走査角度に対応した揺動角度情報を出力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させ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画像データを取得する超音波受信手段と、

時間的に隣接した複数の前記揺動角度情報に対応する複数の前記画像データをフィルタ処理して新たな画像データを生成するフレーム間フィルタ手段と、

前記揺動角度検出手段から出力される前記揺動角度情報を蓄積するとともに、蓄積した前記揺動角度情報から前記フレーム間フィルタ手段によってフレーム遅延される時間に相当する時間前の揺動角度情報を出力する揺動角度時間補正手段と、

前記揺動角度時間補正手段から出力される揺動角度情報を参照して前記フレーム間フィルタ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備えた、

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波受信手段が、前記超音波振動子体の揺動往路と揺動復路とでそれぞれ画像データを取得し、前記フレーム間フィルタ手段はこれらの画像データをフィルタ処理して新たな画像データを生成し、前記フレーム間フィルタ手段から出力される画像データに基づいて前記 3 次元画像処理手段が 3 次元画像を形成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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。 10

【背景技術】

【0002】

生体内の組織態様を 3 次元表示させる超音波診断装置において、超音波を送波し、そのエコーを受波して超音波データを取得するための超音波探触子として、超音波ビームにより走査を行う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を、ビーム走査方向と交差する方向に機械的に走査するように構成したものが知られている（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、主断面走査と言う）と揺動走査とを同時に行うことによって、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の取得が可能になる。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でもって表示させるか、あるいは任意断面を表示させることなどが行われる。 20

【0003】

ところで、3 次元画像の構築にあたっては、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。超音波振動子体の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 7 (a) に示すように、加速、一定速、減速を繰り返す特性線 601 となり、理想的な揺動走査角度 θ が、図 7 (b) に示すように、増大、停止、減少を繰り返す特性線 602 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 次元画像の構築に供されるエコーデータは揺動走査角速度 W が比較的一定である期間 $T_1 \sim T_2$ に取得されたものが使用される。このようなエコーデータの取得を、主断面走査を一定時間間隔で行うことにより、主断面走査面が平面で、かつ主断面走査面が等角となる見込みの下で複数回行った複数のエコーデータに基づいて 3 次元画像の構築が行われる。 30

【0004】

また一般に、単位時間あたりの 3 次元エコーデータの取得レートを向上させる目的で、揺動走査の往路の振動角速度の最大値を W_1 、揺動走査の復路の振動角速度の最大値を W_2 としたとき、下記の (1) 式

$$W_2 = (-1) \times W_1 \quad (1)$$

が成立するように揺動制御を行った上で、振動角速度が W_1 になっている往路期間 $T_1 \sim T_2$ と、振動角速度が W_2 になっている復路期間 $T_4 \sim T_5$ とでそれぞれエコーデータを取得することにより、往復揺動でエコーデータの取得が行われる。このとき、揺動往路と揺動復路とで走査面の角度に不一致が生じる。この走査面の角度不一致を緩和させるために、揺動往路と揺動復路とで走査方向を逆にすることが提案されている（例えば、下記の特許文献 2 参照）。 40

【0005】

ところで、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、時間的に次にモータに供給する電圧又は電流を決定する、いわゆるフィードバック制御が用いられるが、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困難であった。つまり実際に取得されるデータは 50

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いえ、各主断面走査面はある程度曲がった曲面になるとともに、各主断面走査面は等角にはならない。この結果、各主断面走査面は平面、かつ等角であるとの見込みで構築された3次元画像は、曲面、不等角の程度に応じて歪んだり、ずれたり、あるいは揺動往復に応じて画像が揺れたりするという問題が発生する。

【0006】

この問題を解決するために、本願と同一の出願人により特願2003-421439号として提案された超音波診断装置がある。図8はこの超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は生体内に超音波を送波し、生体組織からの超音波エコーを電気信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を励振させるパルス信号は超音波送信手段3から供給されるが、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位相の異なる送信パルスを超音波振動子体1に与える。生体内の各組織から戻ってくる超音波エコーは超音波振動子体1の各超音波振動子2によって電気信号に変換される。この電気信号は超音波受信手段9によって複数方向の電気信号が受信ビームを形成するように異なる遅延時間が与えられて加算され、続いて可視化のための検波処理が施されて画像データとして出力される。

10

【0007】

さらに、この超音波診断装置は超音波振動子体1を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を備え、この振動子体揺動モータ4がモータ制御手段7によって制御される。なお、モータ制御手段7に対する揺動角速度、揺動走査角度範囲など、モータ制御に必要な情報は主制御手段10から与えられる。このとき、モータ制御手段7は超音波振動子体1が等角速度で揺動するように振動子体揺動モータ4を制御する必要がある。そのために、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の回転角度を検出して揺動角度情報を得る揺動角度検出手段5を備えている。

20

【0008】

一方、超音波受信手段9から出力された画像データは3次元画像処理手段11に加えられ、ここで奥行きがあるような表示がなされるか、あるいは任意断面で切り取った断面表示がなされるように3次元画像処理が行われる。この3次元画像処理に際して超音波振動子2の配置及び送受信ビームの方向と、揺動角度検出手段5からの揺動角度情報が用いられる。そして、3次元画像が画像表示手段12に表示される。このように、揺動角度検出手段5を設けることによって、3次元画像が歪んだり、ずれたり、あるいは揺動往復に応じて画像が揺れるという問題の解決を図っている。

30

【特許文献1】特開平3-184532号公報

【特許文献2】特開2001-70301号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

近年では超音波診断装置による3次元画像は、特に胎児などの描出に用いられることが一般化してその有用性が高まっており、高画質化の要請も強まっている。しかしながら上述した従来の超音波診断装置では、空間的により正しい位置に3次元画像を構築するべく、超音波振動子体1の実際の揺動走査角度を検出する揺動角度検出手段5を設け、その揺動角度情報を3次元画像処理手段11に加えているが、そのために、画像データの生成過程で大きな時間遅延を伴う処理を挿入することができないという問題があった。すなわち、3次元画像処理手段11に到達した画像データに大きな時間遅延があった場合、超音波振動子体1の揺動走査角度との時間的な不一致が発生してしまうため、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ず、揺動往路と揺動復路とで3次元画像位置が異なって3次元画像が揺れるなどの問題が発生するためである。

40

【0010】

50

また、3次元画像の高画質化のためには、その元データとなる各主断面の画像データが高画質であることが必須の要件である。特に、時間的に接近した複数の主断面の画像データを用いるフレーム間フィルタは画像の高画質化に大きく寄与するが、主断面走査時間単位での時間遅延が発生してしまうため、そのままでは用いることができなかった。

【0011】

この問題を解決するために、フレーム間フィルタ処理の時間遅延に相当するオフセット角度情報を現在の揺動角度情報に加える方法がある。しかし、この方法を用いたとしても、揺動走査を完全な等角速度で行うことはできないため、フレーム間フィルタ処理によって遅れた時間に相当する正確な揺動角度情報の補正はできなかった。また、この方法では、揺動走査の往復反転時にオフセット角度情報の加算と減算とを入れ替えることが必要になり、反転位置の近傍位置で取得された主断面走査の画像データに関連付けられる補正後の揺動角度情報が不連続となるため、往復反転が行われる近傍では3次元画像を正しく構築できないという問題があった。

10

【0012】

本発明は、上述した従来の超音波診断装置の問題点を解決するためになされたもので、その目的は揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、空間的により正しい位置に広角の3次元画像を構築することを可能にするとともに、より高画質の3次元画像を得ることができ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】

【0013】

上記の目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームにより走査を行う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、

20

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手段と、

前記超音波振動子体の揺動走査角度に対応した揺動角度情報を出力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させ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画像データを取得する超音波受信手段と、

30

時間的に隣接した複数の前記揺動角度情報に対応する複数の前記画像データをフィルタ処理して新たな画像データを生成するフレーム間フィルタ手段と、

前記揺動角度検出手段から出力される前記揺動角度情報を蓄積するとともに、蓄積した前記揺動角度情報から前記フレーム間フィルタ手段によってフレーム遅延される時間に相当する時間前の揺動角度情報を出力する揺動角度時間補正手段と、

前記揺動角度時間補正手段から出力される揺動角度情報を参照して前記フレーム間フィルタ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備える。

【0014】

この構成により、フレーム間フィルタ手段のフィルタ処理による画像データのフレーム遅延時間分の揺動角度情報を時間方向に補正するので、たとえ超音波振動子体の揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、空間的により正しい位置に広角の3次元画像を構築することが可能になるとともに、3次元画像の高画質化が可能になる。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明は上記のように構成したことにより、フィルタ処理による画像データのフレーム遅延時間分の揺動角度情報を時間方向に補正しているので、たとえ超音波振動子体の揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、空間的により正しい位置に広角の3次元画像を構築することを可能にするとともに、3次元画像の高画質化が可能になる。また、揺動

50

する超音波振動子体の揺動往路と揺動復路とでそれぞれ画像データを取得して3次元画像を構築する場合でも、揺動角度情報を時間的に遅延させているので、揺動往路と揺動復路とで揺れることのない高画質の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】

【0016】

以下、本発明を図面に示す好適な実施の形態に基づいて詳細に説明する。図1は本発明に係る超音波診断装置の一実施の形態の構成を示すブロック図である。図1において、超音波振動子体1はアレイ状に配置された複数の超音波振動子2を含んで構成され、これらの超音波振動子2はパルス信号により励振されて生体内に超音波を送波し、生体組織からの超音波エコーを受波して電気信号に変換する機能を有している。そこで、超音波振動子2から超音波が送波されるようにパルス信号を印加する超音波送信手段3と、超音波振動子2が超音波エコーを受波して得られた電気信号に基づいて画像データを生成する超音波受信手段9とが設けられている。また、超音波振動子体1を主断面走査面と交差する方向に揺動走査させるために、超音波振動子体1には、回転伝達手段6を介して、振動子体揺動モータ4が結合されている。そして、この振動子体揺動モータ4を制御するためにモータ制御手段7が設けられている。また、超音波振動子体1の揺動走査角度を検出するために、揺動角度検出手段5が回転伝達手段6に結合されている。

【0017】

一方、超音波受信手段9の画像データ出力端には、フレーム間フィルタ手段8が接続され、このフレーム間フィルタ手段8は超音波受信手段9からある時点で出力される1つの画像データと、この画像データと時間的に隣接して出力される1つ又は複数の主断面走査面の同じ位置にある画像データとの演算処理を施して出力するようになっている。このフレーム間フィルタ手段8には、3次元の画像表示が行われるように画像データを処理する3次元画像処理手段11が接続され、さらに、この3次元画像処理手段11には画像表示手段12が接続されている。3次元画像処理手段11は揺動角度検出手段5の揺動角度情報に基づいて画像データを処理するが、フレーム間フィルタ手段8から出力される画像データはその処理時間だけ遅延されて出力されるため、揺動角度検出手段5で検出された揺動角度情報を時間補正して3次元画像処理手段11に加える揺動角度時間補正手段13が設けられている。また、超音波振動子体1を揺動走査する揺動角度指令を発生する主制御手段10を備え、その揺動角度指令がモータ制御手段7及び揺動角度時間補正手段13に加えられる。モータ制御手段7は揺動角度検出手段5の揺動角度情報が揺動角度指令と一致するように振動子体揺動モータ4を制御し、揺動角度時間補正手段13は揺動角度指令を基準にして揺動角度情報の時間補正を行うように構成されている。なお、振動子体揺動モータ4、回転伝達手段6及びモータ制御手段7が本発明の振動子体揺動手段を構成している。

【0018】

図2は揺動角度時間補正手段13の詳細な構成を示すブロック図であり、クロックを順次計数するアドレスカウンタ201と、揺動角度情報を格納するメモリ202と、アドレスカウンタ201の出力を被減算入力、一定値cを減算入力とする減算器203とを備え、アドレスカウンタ201の出力がメモリ202の書き込みアドレスに加えられ、減算器203の出力がメモリ202の読み出しアドレスに加えられる。

【0019】

図3Aはフレーム間フィルタ手段8として用いるのに好適な1次IIR型フィルタ(以下、単にIIR型フィルタと略記する)の詳細な構成を示すブロック図であり、画像データ入力を一方入力、係数 $1-k$ を他方入力とする乗算器301と、この乗算器301の出力を一方入力、後述する乗算器304の出力を他方入力として加算し、その出力を画像データ出力とする加算器302と、加算器302の出力を入力して1フレーム分の画像データを格納するフレームメモリ303と、フレームメモリ303から読み出された画像データを一方入力、係数 k を他方入力とし、その出力を加算器302の他方入力とする乗算器304とを備えている。

10

20

30

40

50

【0020】

図3Bはフレーム間フィルタ手段8として用いるのに好適なFIR型フィルタの詳細な構成を示すブロック図であり、画像データ入力を1フレーム分格納するフレームメモリ305と、このフレームメモリ305から読み出された画像データを順次格納するフレームメモリ306と、画像データ入力を一方入力、係数 k_1 を他方入力とする乗算器307と、フレームメモリ305から読み出された画像データを一方入力、係数 k_2 を他方入力とする乗算器308と、フレームメモリ306から読み出された画像データを一方入力、係数 k_3 を他方入力とする乗算器309と、乗算器307、308、309の各出力を加算して画像データ出力とする加算器310とを備えている。

【0021】

図4は揺動角度検出手段5として用いるのに好適なロータリエンコーダの概略構成及びその機能を説明するための図である。図4において、1つの回転軸408にZパルスロータ401とAパルスロータ402とが装着されている。Zパルスロータ401は回転軸408の特定の角度において1発のパルス(Zパルス)を発生するように周端部が着磁され、周端部の近傍に配置されたZパルスセンサ403と共にZロータリエンコーダ405を構成しており、Aパルスロータ402は回転軸408が1回転したとき数百パルス(Aパルス)を発生するように周端部が等角に着磁され、周端部の近傍に配置されたAパルスセンサ404と共にAロータリエンコーダ406を構成している。そして、Zロータリエンコーダ405及びAロータリエンコーダ406よりそれぞれ出力されるZパルス及びAパルスを入力して揺動角度情報を出力するエンコーダパルスカウンタ407を備えている。

【0022】

上記のように構成された超音波診断装置の一実施の形態の動作について、図5及び図6の線図をも参照して以下に説明する。超音波振動子体1を構成する超音波振動子2に対して超音波送信手段3が所定の周波数のパルス信号を印加すると、超音波振動子2が励振されて図示を省略した生体内に超音波が送波される。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列状に配置された超音波振動子2の一部又は全部に位相の異なるパルスを与える制御をする。

【0023】

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。この超音波エコーは超音波振動子体1内の超音波振動子2によって電気信号に変換されて超音波受信手段9に受信信号として加えられる。超音波受信手段9は所定の一方向又は複数方向に受信ビームが形成されるように各超音波振動子2からの各受信信号に対して異なる時間遅延を与えた上で加算する。前述した送信ビームと超音波受信手段9で形成された受信ビームとが、一組で音響走査線を形成する。したがって複数方向の受信ビームを形成した場合には複数の音響走査線が形成されることになる。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に対して可視化のための検波処理を施した上で画像データとして出力する。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。

【0024】

振動子体揺動モータ4は上述した主断面走査面と交差する方向に超音波振動子体1を揺動走査させるために設けられており、主制御手段10から出力される揺動角速度、揺動角度範囲など、モータ制御に必要な情報に基づいてモータ制御手段7は振動子体揺動モータ4を揺動させる。このように、主断面走査と揺動走査とを同時に行うことによって、超音波受信手段9は主断面走査面と揺動走査面と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。ただし、両走査面は互いに独立して走査されるわけではなく、生体内の特定の3次元部位の超音波エコーデータを一様に取得できるように走査される。つまり揺動走査1回あたりの各主断面走査面の角度は等しくなるように、すなわち等角となるように主断面走査と揺動走査とがなされる。

【 0 0 2 5 】

このため、モータ制御手段 7 は振動子体揺動モータ 4 が結合された超音波振動子体 1 の揺動走査角度、あるいは揺動角速度を監視しながら、3次元エコーデータの取得期間に超音波振動子体 1 がほぼ等角速度で揺動するように振動子体揺動モータ 4 を制御する必要がある。この超音波振動子体 1 の揺動走査角度情報を得るために、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 の回転を検出する揺動角度検出手段 5 が設けられている。なお、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、あるいはこれらの中間部であっても、超音波振動子体 1 の揺動走査角度に相当する情報が得られる箇所であればよい。

【 0 0 2 6 】

揺動角度検出手段 5 は、図 4 に示したように、Z ロータリエンコーダ 4 0 5 及び A ロータリエンコーダ 4 0 6 と、エンコーダパルスカウンタ 4 0 7 とで構成されている。ここで、Z ロータリエンコーダ 4 0 5 から出力される Z パルスと A ロータリエンコーダ 4 0 6 から出力される A パルスとがエンコーダパルスカウンタ 4 0 7 に送出される。エンコーダパルスカウンタ 4 0 7 は Z ロータリエンコーダ 4 0 5 から出力される Z パルスによってリセットされ、A ロータリエンコーダ 4 0 6 から出力される 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 のカウント値から超音波振動子体 1 の現在の揺動走査角度を知ることができるので、現在の揺動走査角度位置から次の揺動走査角度位置に超音波振動子体 1 を移動させるように振動子体揺動モータ 4 を制御する。もし、超音波振動子体 1 を揺動制御するのに現在の揺動角速度を加味する場合には、揺動角速度は揺動角度の差を時間の差で除算することによって得られることは言うまでもない。なお、ここでは、揺動角度検出手段 5 として磁気式のロータリエンコーダを用いたが、光学式、あるいは機械式でも上述したと同様な動作をさせることができる。

【 0 0 2 7 】

揺動角度検出手段 5 から出力される揺動角度情報は揺動角度時間補正手段 1 3 にも加えられる。揺動角度時間補正手段 1 3 は現在の揺動角度情報を格納するとともに、一定時間前の揺動角度情報を出力するもので、どの程度前の揺動角度情報を出力するかは主制御手段 1 0 より通知される。この揺動角度時間補正手段 1 3 は図 2 に示したように構成されている。図 2 において、メモリ 2 0 2 の書き込みアドレスには、一定時間間隔 T_s のクロックをカウントする超音波振動子体 1 が接続され、書き込みデータとして現在の揺動角度情報が格納される。アドレスカウンタ 2 0 1 がカウントするクロックの周期 T_s としては、揺動角度情報が更新されるレートより十分に周期の短いものを用いることが好ましい。一方、メモリ 2 0 2 の読み出しアドレスには、アドレスカウンタ 2 0 1 の出力値から一定値 c を減算する減算器 2 0 3 の出力が加えられる。一定値 c はどれだけの時間前の揺動角度情報を出力するかに対応して可変であり、その時間は $T_s \times c$ である。なお、一定値 c はフレーム間フィルタ手段 8 の処理時間を考慮して主制御手段 1 0 によって決定される。

【 0 0 2 8 】

ところで、本実施の形態では、(読み出しアドレス) = (書き込みアドレス) - (一定値 c) としているが、アドレスカウンタ 2 0 1 の出力を読み出しアドレスとした上で、(書き込みアドレス) = (読み出しアドレス) + (一定値 c) とする構成でもよい。あるいは一定時間前の揺動角度情報を出力するようなファームウェアを用いてもよい。また、メモリ 2 0 2 の最低限必要なワード長は、想定される一定値 c の最大値とする。このようにして、揺動角度時間補正手段 1 3 から出力された時間補正揺動角度情報は 3 次元画像処理手段 1 1 に加えられる。

【 0 0 2 9 】

一方、主断面走査と揺動走査とを同時に行うことによって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フレーム間フィルタ手段 8 に送り込まれる。フレーム間フィルタ手段 8 はある時点で得られた画像データと、この画像データと時間的に隣

10

20

30

40

50

接して出力される1つ又は複数の主断面走査面の同じ位置にある画像データとの演算処理を施して出力するものである。このフレーム間フィルタ手段8として図3Aに示すIIR型フィルタ又は図3Bに示すFIR型フィルタを用いることができる。

【0030】

そこで、まず、IIR型フィルタを用いた場合の動作を説明する。現在得られた画像データは、画像データ入力として乗算器301に加えられ、ここで係数 $(1 - k)$ （ただし $0 < k < 1$ ）が乗じられる。一方、フレームメモリ303に格納された前回の主断面走査面の画像データのうち、現在得られている画像データと同じ位置にある画像データが読み出され、乗算器304によって係数 k が乗じられる。この乗算器304の出力と乗算器301の出力とが加算器302で加算されて画像データ出力となり、さらに、加算器302

10

【0031】

次に、FIR型フィルタを用いた場合の動作を説明する。現在得られた画像データは、画像データ入力として乗算器307に加えられ、ここで係数 k_1 が乗じられる。一方、フレームメモリ305に格納された前回の主断面走査面の画像データのうち、現在得られている画像データと同じ位置にある画像データが読み出され、乗算器308によって係数 k_2 が乗じられる。同様に、フレームメモリ306に格納された前前回の主断面走査面の画像データが読み出されて乗算器309によって係数 k_3 が乗じられる。乗算器307、308、309の各出力は加算器310で合算されて画像データ出力として出力される。なお、本実施の形態ではその構成が比較的簡単なIIR型フィルタ又はFIR型フィルタを用いたが、それぞれより次数の高いものや、IIR型及びFIR型を複合した複合型のフィルタで構成することができることは言うまでもない。

20

【0032】

フレーム間フィルタ手段8でフレーム間フィルタ処理がなされた画像データは3次元画像処理手段11に送り込まれる。3次元画像処理手段11では入力された画像データから、生体内の特定の3次元部位の構造物を仮想視点から観測した画像を画像表示手段12に表示するにあたり、あたかも奥行きがあるように表示されるか、あるいは3次元構造物を任意の平面で切り取った断面が表示されるような3次元画像処理が行われる。この3次元画像処理には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが3次元空間のどの方向の成分のものであるかの情報が必要になる。本実施の形態における3次元画像処理手段11

30

【0033】

ところで、揺動角度時間補正手段13に設定すべき補正時間（＝一定値 c ）を求める方法の一例を以下に説明する。これまで述べてきたように、この補正時間はフレーム間フィルタ手段8によって生じる画像データのフレーム遅延時間に相当する。ここで、図3Aに示すIIR型フィルタを用いた場合の補正時間を求める。乗算器301、304の係数 k がいずれも $k = 0$ であれば、画像データ出力はすべて現在取得されているものであるため時間補正量はゼロである。仮に $k = 0.6$ とすると、画像データ出力には、現在取得されている画像データの割合が0.4、前回の主断面走査面で取得された画像データの割合が0.24、2回前の主断面走査面で取得された画像データの割合が0.144、3回前の主断面走査面で取得された画像データの割合が0.0864、...となり、それらの加重平均をとると1.5となる。したがって画像データ出力は1.5回前の主断面走査面のデータで構成されているといえることができる。今、仮に1つの主断面走査面を構成するのに必要な走査時間を T_f とすれば、このIIR型フィルタを用いた場合の補正時間は $1.5 \times T_f$ となり、一定値 c は下記(2)式で求めることができる。

40

$$c = 1.5 \times T_f / T_s \quad \dots (2)$$

【0034】

ところで、一般に揺動走査として機械操作方式のものを用いた3次元表示超音波診断装

50

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、超音波振動子体 1 を完全な揺動等角速度制御することはできず、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走査角度は図 5 (a)、(b) に示すような関係となる。すなわち比較的安定的に等角速度を行っていると思われる期間 T 1 ~ T 2、T 4 ~ T 5 においても、揺動角速度の変化を示す特性線 7 0 1 の極値 W 1、W 2 付近である程度の変動をもって移動しており、揺動走査角度の変化を示す特性線 7 0 2 は期間 T 1 ~ T 2、T 4 ~ T 5 において直線にはならない。

【 0 0 3 5 】

このような機械操作方式の 3 次元表示超音波診断装置において、現在の揺動角度情報に対する揺動角度時間補正手段 1 3 による時間補正後の揺動角度の関係を表すと図 6 のようになる。図中の特性線 8 0 1 は現在の揺動角度情報であり、超音波振動子体 1 は特性線 8 0 1 に示すように変動を伴いながら揺動運動を続け、# n フレームの近傍で揺動方向が反転している。一方、図中の特性線 8 0 3 は時間補正後の揺動角度情報であり、画像データを取得する約 1 フレーム分の時間遅れ量 8 0 4 をもって揺動角度時間補正手段 1 3 から出力される。今、仮に特性線 8 0 1 に示す揺動角度情報を時間的に遅延させて特性線 8 0 3 に示す揺動角度情報を得る代わりに、揺動角度情報自体にオフセットを与えて時間補正をする場合を想定すると、揺動往路 CW においては特性線 8 0 1 に示す値からオフセット角度情報 8 0 5 を減じ、揺動復路 CCW においては特性線 8 0 1 にオフセット角度情報 8 0 5 を加えるような演算を行うので、補正後の揺動角度情報は特性線 8 0 2 のようになる。特性線 8 0 1 に示す現在の揺動角度情報のうち、比較的大きな変動を伴う時刻 T 8 の揺動角度情報に着目すると、時間補正によって得られる揺動角度情報と比較してオフセットを与えて時間補正を行ったものは補正誤差 8 0 6 が生じることになる。また、主断面走査面の n フレーム目で特性線 8 0 2 に示す揺動角度情報は不連続となり、主断面走査面の n + 1 フレーム目でも補正誤差が大きすぎるため、該主断面走査面の画像データは 3 次元画像構築に用いることはできない。すなわち揺動角度情報自体にオフセット角度情報を与えて時間補正に代えたとすると、揺動走査を反転させる位置の近傍位置での画像データを廃棄しなければならないため、3 次元画像を構築することが可能な超音波振動子体 1 の揺動走査角度範囲が狭くなってしまう。

【 0 0 3 6 】

このことから明らかなように、本発明に係る超音波診断装置の一実施の形態においては、フレーム間フィルタ手段 8 を設け、さらに、このフレーム間フィルタ手段 8 のフィルタ処理による画像データのフレーム遅延時間分の揺動角度情報を時間方向に補正する揺動角度時間補正手段 1 3 を設けているので、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、空間的により正しい位置に広角の 3 次元画像を構築することを可能にするとともに、3 次元画像の高画質化が可能になる。また、揺動する超音波振動子体 1 の揺動往路と揺動復路とでそれぞれ画像データを取得して 3 次元画像を構築する場合でも、揺動角度情報を時間的に遅延させているので、揺動往路と揺動復路とで揺れることのない高画質の 3 次元画像を構築することができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 3 7 】

以上のように、本発明によれば、フレーム間フィルタ手段を設け、さらに、このフレーム間フィルタ手段のフィルタ処理による画像データのフレーム遅延時間分の揺動角度情報を時間方向に補正する揺動角度時間補正手段を設けているので、たとえ超音波振動子体の揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、空間的により正しい位置に広角の 3 次元画像を構築することを可能にするとともに、3 次元画像の高画質化が可能になるので超音波診断装置に有用である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 8 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の一実施の形態の構成を示すブロック図

【 図 2 】 本発明の一実施の形態の揺動角度時間補正手段の詳細な構成を示すブロック図

10

20

30

40

50

【図 3 A】本発明の一実施の形態のフレーム間フィルタ手段として用いるのに好適な 1 次 I I R 型フィルタの詳細な構成を示すブロック図

【図 3 B】本発明の一実施の形態のフレーム間フィルタ手段として用いるのに好適な F I R 型フィルタの詳細な構成を示すブロック図

【図 4】本発明の一実施の形態の揺動角度検出手段として用いるのに好適なロータリエンコーダの概略構成及びその機能を説明するための図

【図 5】本発明の一実施の形態の動作を説明するために、超音波振動子体揺動角速度及び超音波振動子体揺動走査角度と時間との関係を示した線図 (a) 超音波振動子体揺動角速度と時間との関係を示した線図 (b) 超音波振動子体揺動走査角度と時間との関係を示した線図

10

【図 6】本発明の一実施の形態の動作を説明するために、振動角度情報と時間との関係を示した線図

【図 7】超音波診断装置において理想的超音波振動子体揺動角速度及び超音波振動子体揺動走査角度と時間との関係を示した線図 (a) 理想的超音波振動子体揺動角速度と時間との関係を示した線図 (b) 超音波振動子体揺動走査角度と時間との関係を示した線図

【図 8】本発明と同一の出願人により提案された超音波診断装置の構成を示すブロック図

【符号の説明】

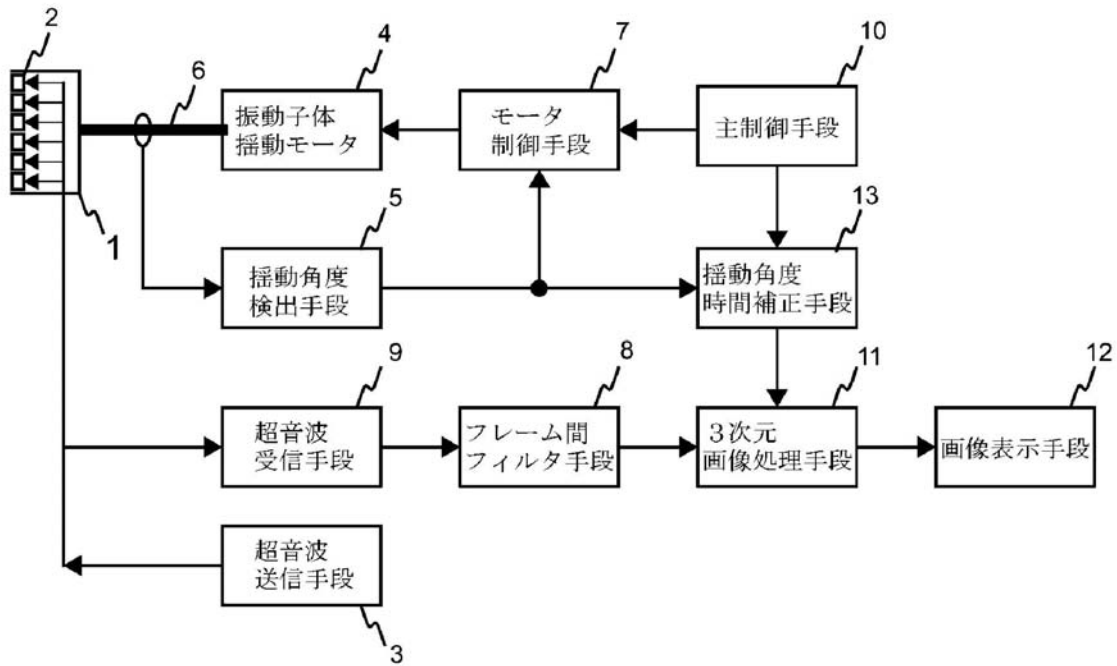
【 0 0 3 9 】

- 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 (振動子体揺動手段)
- 5 揺動角度検出手段
- 6 回転伝達手段 (振動子体揺動手段)
- 7 モータ制御手段 (振動子体揺動手段)
- 8 フレーム間フィルタ手段
- 9 超音波受信手段
- 1 0 主制御手段
- 1 1 3 次元画像処理手段
- 1 2 画像表示手段
- 1 3 揺動角度時間補正手段

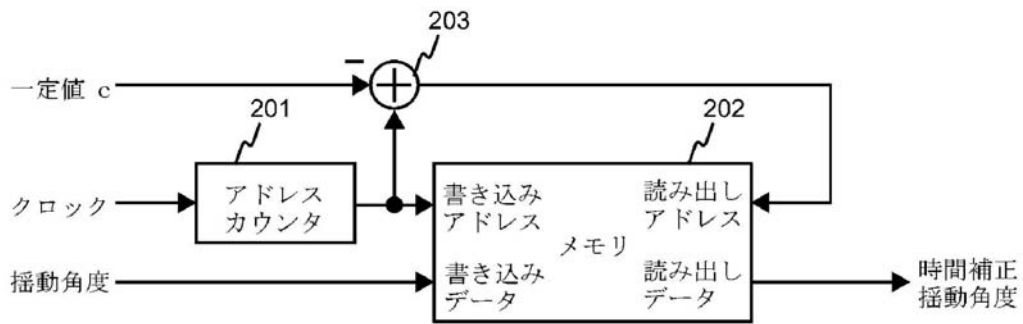
20

30

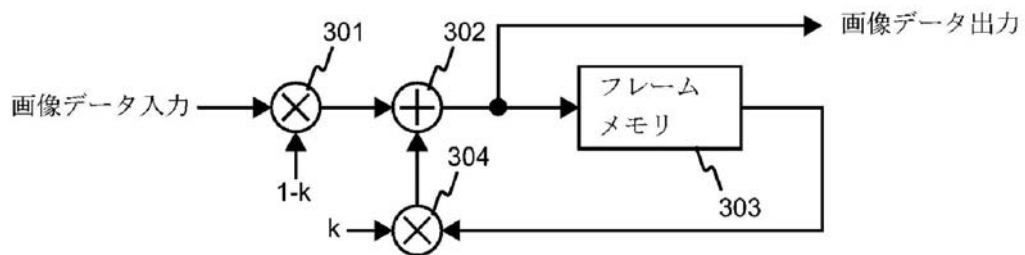
【図1】



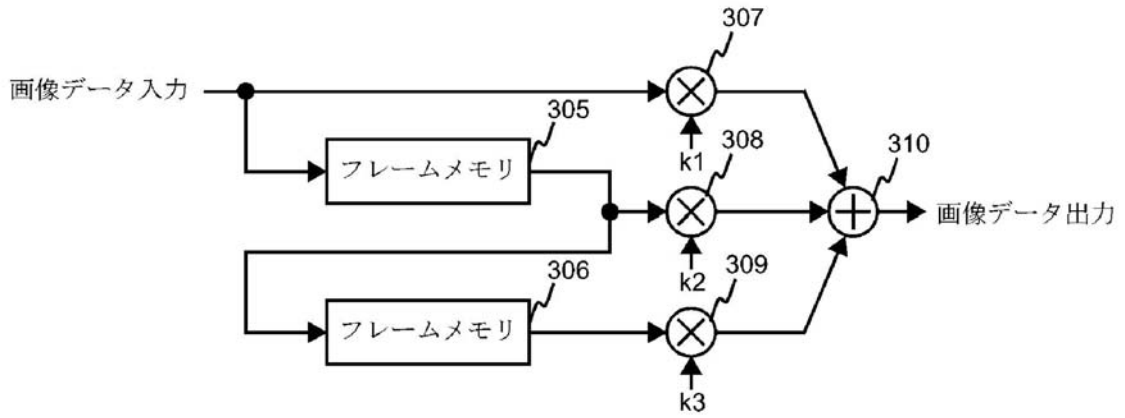
【図2】



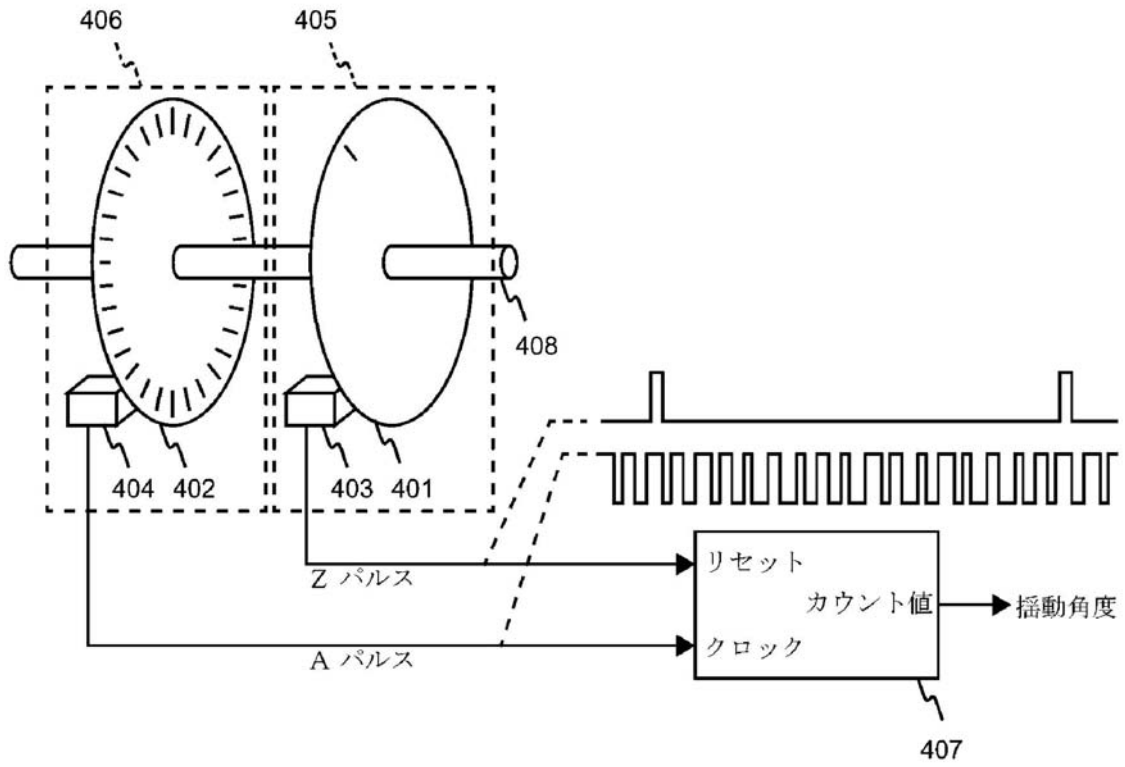
【図3A】



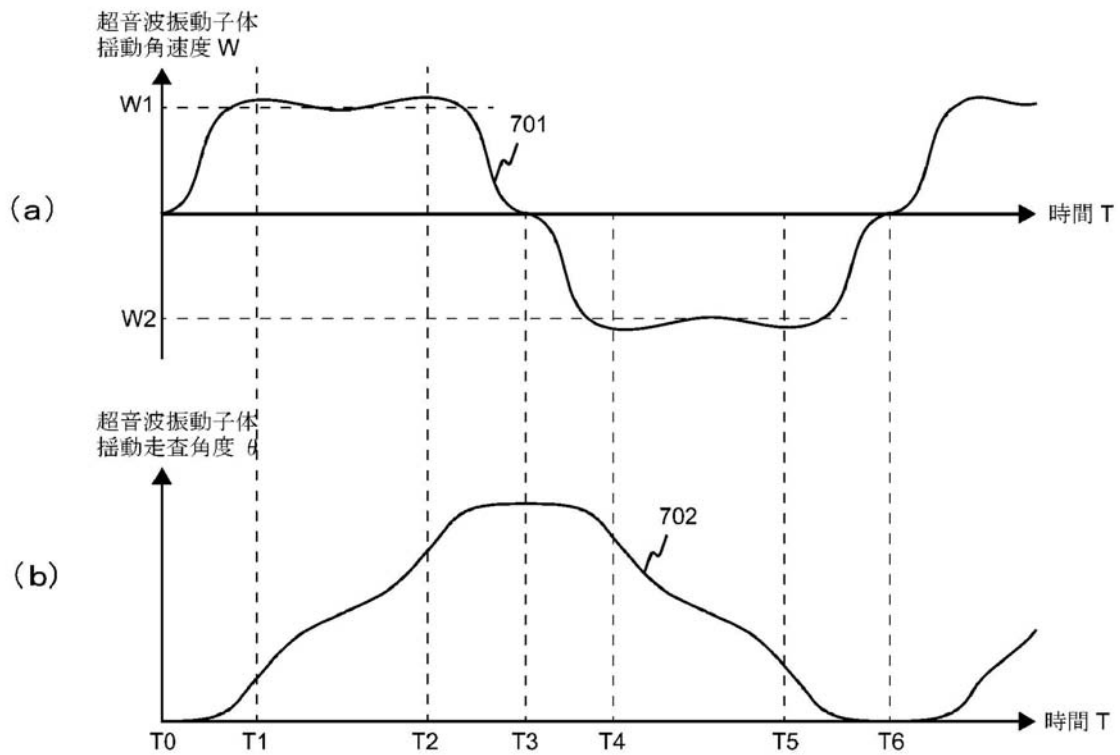
【図3B】



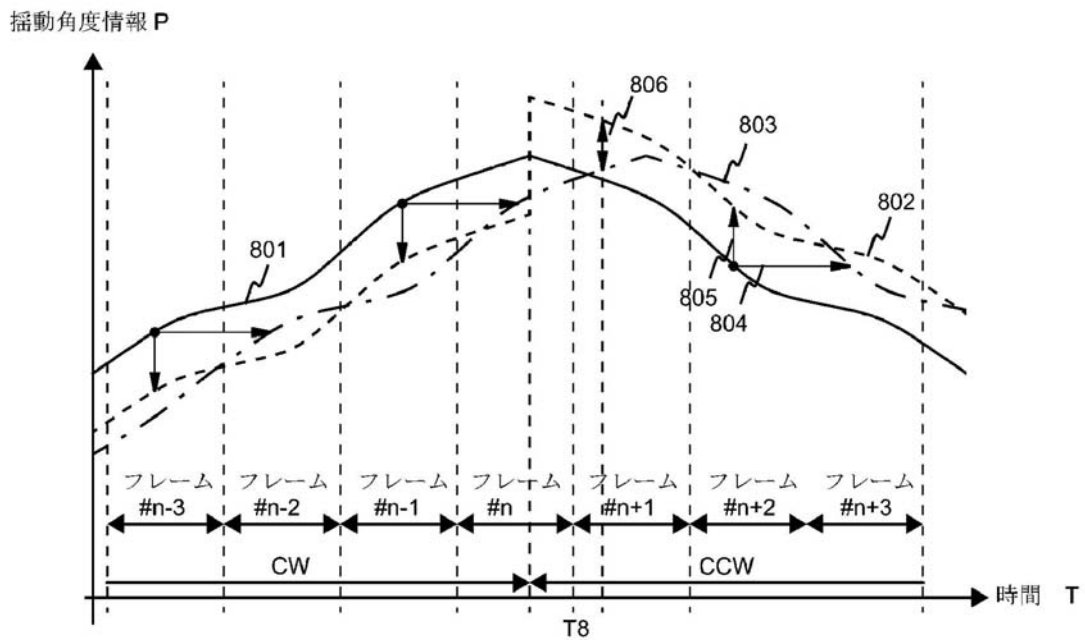
【図4】



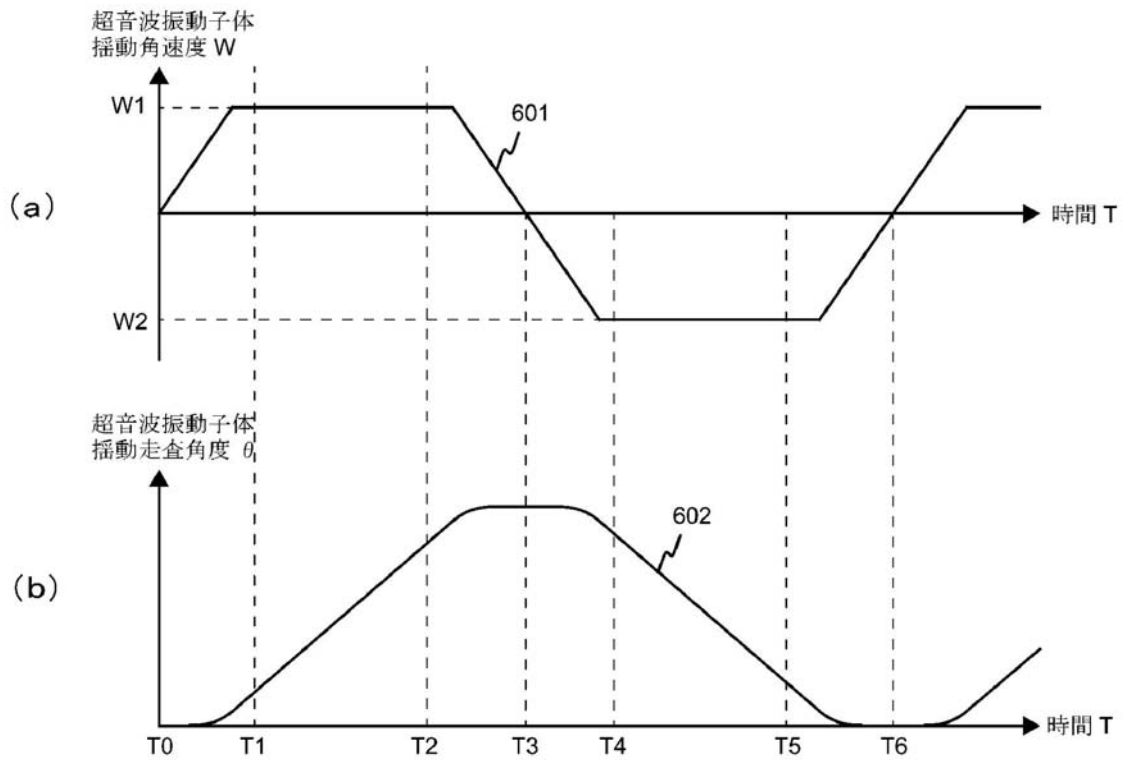
【 図 5 】



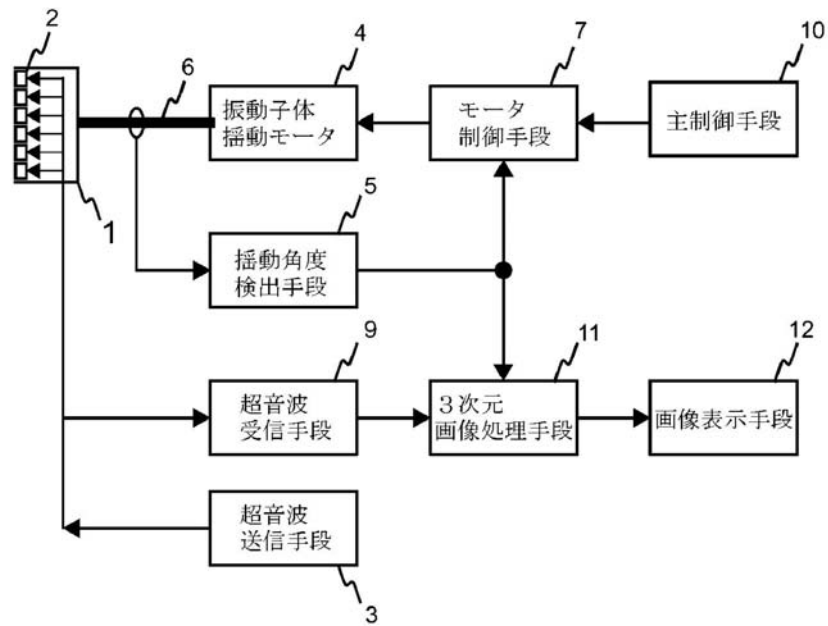
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2004/082482(WO, A1)

特開2001-276076(JP, A)

特開昭57-125742(JP, A)

特開平05-123322(JP, A)

特開平01-227743(JP, A)

特開平05-136953(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

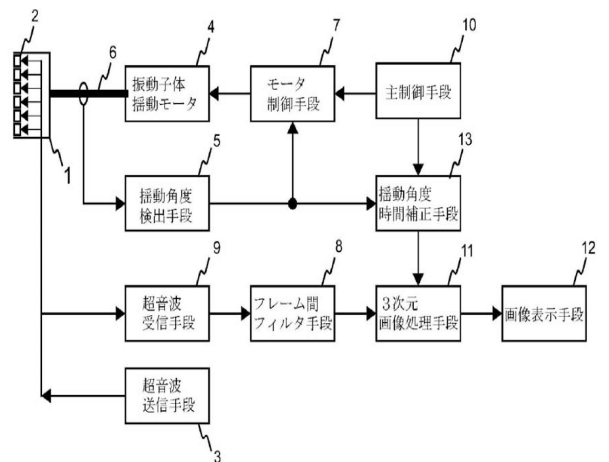
G01N 29/00

H04N 1/113

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4596974B2	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	JP2005144742	申请日	2005-05-17
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	秋山恒 中村满之		
发明人	秋山 恒 中村 满之		
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/EE09 4C601/JB28 4C601/JB54 4C601/JC02 4C601/JC16 4C601/JC25		
其他公开文献	JP2006320431A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，即使在没有以相同的角速度完全进行摆动扫描的情况下，也能够空间上更正确的位置构建广角的三维图像，并获得三维图像更高的图像质量。Z SOLUTION：振动器主体摆动装置4、6和7制成超声波振动器主体1，其中超声波振动器2以阵列摆动和扫描的方式排列，超声波传动装置3在超声波振动器激励超声波振动器的同时检测到摆动角度检测装置5。超声波振子体的摆动扫描角度。因此，当超声波接收装置9获取图像数据时，帧间滤波装置8对图像数据进行滤波并产生新的图像数据，而摆角时间校正装置13预先输出给定时间段的摆角信息，并且三维图像处理装置11参考摆动角度信息，并基于由帧间滤波装置产生的图像数据形成三维图像。Z



【図2】