

(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2006-296464
(P2006-296464A)

(43) 公開日 平成18年11月2日(2006.11.2)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 O 1

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2005-118283 (P2005-118283)	(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
(22) 出願日	平成17年4月15日 (2005. 4. 15)	(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
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000235 特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者	安藤 広治 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

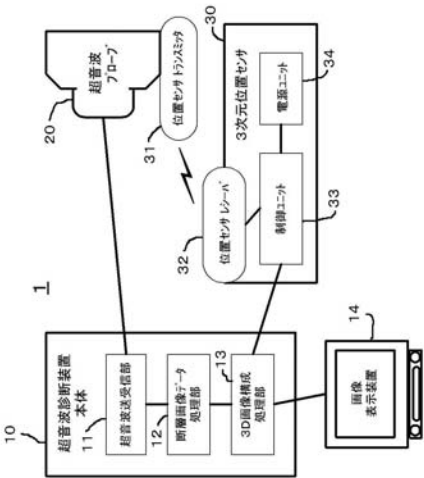
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 フレーム画像データとその空間位置・方向データの整合を図り、安定な高フレームレートの3D画像表示を行う超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 位置信号を発信するトランスミッタが取り付けられた超音波プローブ20と、超音波プローブの位置・方向を所定周期の位置タイミングで算出し、位置データとして出力する制御ユニット33とを具備する3次元位置センサ30と、超音波プローブ20が所定周期の画像タイミングで取得したフレーム画像データを編成、出力する断層画像データ処理部12と、前記画像タイミングと前記位置タイミングが対応しない場合には、1つ前および次の位置タイミングの間を画像タイミングの前記周期から補間法により対応する位置データを算出し、画像データを3次元画像表示に対応させる3D画像構成処理部13との3D画像構成処理部の出力を表示する画像表示装置14とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置本体の超音波送受信部に接続され、位置信号を発信する位置センサトランスミッタが取り付けられた超音波プローブと、

前記位置信号を受信する位置センサレシーバと、この受信した位置信号から前記超音波プローブの位置及び方向を所定周期の位置タイミングで算出し、結果を位置データとして出力する制御ユニットとを具備する 3 次元位置センサと、

前記超音波プローブが受信した反射超音波信号が入力され、所定周期の画像タイミングで前記超音波受信部から出力された超音波受信信号を、1 フレームの画像データに編成し、出力する断層画像データ処理部と、

10

前記 1 フレームの画像データを採取した前記画像タイミングのそれぞれに、前記位置タイミングの対応を判定し、対応ありと判定された場合には、この位置タイミングに得た前記位置データを前記 1 フレームの画像データの 3 次元画像表示の 3 次元空間位置に対応させ、一方前記判定で対応なしと判定された場合には、画像タイミングの前記周期を基に 1 つ前の対応した位置タイミングおよび次の位置タイミングの間の前記画像タイミングの位置データを補間法により算出し、この結果を前記 1 フレームの画像データの 3 次元画像表示の 3 次元空間位置に対応させる 3 D 画像構成処理部と、

前記 3 D 画像構成処理部の再構成の結果を表示する画像表示装置と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 2】

前記 3 D 画像構成処理部は、前記超音波プローブの位置データを検知した前記位置タイミングのそれぞれに、前記 1 フレームの画像データを採取した前記画像タイミングの対応を判定し、対応ありと判定された場合には、この画像データを 3 D 画像表示の 3 D 空間の前記位置データの位置に対応させ、一方前記判定で対応なしと判定された場合には、この画像データを 3 D 空間へ配置を破棄するものであ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 3 D 画像構成処理部における前記画像タイミングと前記位置タイミングの対応の判定には、許容範囲を設けて行なうことを特徴とする請求項 1 または 2 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、3 次元超音波診断画像を生成、表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波信号の送受信により生体内部を画像表示する超音波診断装置には、超音波信号の送受信により一般的には断層平面画像データを得る超音波プローブ（超音波探触子とも呼称される）の 3 次元位置情報から、その断層平面画画像を立体空間に再構成し、3 次元画像を表示する 3 次元（以降 3 D と記す）超音波診断装置がある。この 3 次元位置情報は、超音波プローブに取り付けられた位置センサにより所定の時間間隔で収集され、超音波診断装置の 3 D 画像構成処理部に入力される。この 3 D 画像構成処理部では、超音波プローブにより時々刻々収集した断層平面画像のフレームデータを、その収集に最も近い時間で入力される超音波プローブの 3 次元位置情報と組み合わせて、超音波プローブが走査し表示を想定する 3 D 空間内に順次書き込み、これらを 3 D 超音波画像データとして再構成する。この再構成された画像データが、超音波診断装置の画像標示装置に、生体内部を想定した 3 D 空間座標内に配置した 3 D 超音波画像として表示が行われる。

40

【0003】

この従来の超音波診断装置の 3 D 超音波画像表示においては、位置センサの位置情報を用いて、超音波画像（フレーム）データの不足を、位置検知の繰り返し周期毎に超音波画像

50

データを挿入、補間する方法が行われている。しかし近年、超音波画像診断装置の性能向上による高いフレームレート化に伴い、超音波画像データの取得レートが位置情報の検知レートの程度まで高められていると、この従来技術では、フレームレートの周期が、位置センサの位置情報を取得する一定間隔周期との微小な差により、画像データが多くなって位置情報との間に不整合を生じ、安定な作動については保証ができない場合がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上に述べたように、従来の3D画像表示を行う超音波診断装置では、より鮮明な超音波画像を得るため、画像データが出力されるフレームレートの間隔周期が、その正確な位置情報を検知する位置センサが位置情報を取得する一定間隔周期との差により不整合が起こり、エラーが発生する問題があった。

10

【0005】

本願発明は上記の問題点に鑑みてなされたもので、超音波プローブの位置を高いレートで検知する位置センサを具備する3D画像表示を行う超音波診断装置において、フレーム画像データとその空間位置・方向データの不整合を排除し、安定な高フレームレートの3D画像表示を行う超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波診断装置本体の超音波送受信部に接続され、位置信号を発信する位置センサトランスミッタが取り付けられた超音波プローブと、前記位置信号を受信する位置センサレシーバと、この受信した位置信号から前記超音波プローブの位置及び方向を所定周期の位置タイミングで算出し、結果を位置データとして出力する制御ユニットとを具備する3次元位置センサと、前記超音波プローブが受信した反射超音波信号が入力され、所定周期の画像タイミングで前記超音波受信部から出力された超音波受信信号を、1フレームの画像データに編成し、出力する断層画像データ処理部と、前記1フレームの画像データを採取した前記画像タイミングのそれぞれに、前記位置タイミングの対応を判定し、対応ありと判定された場合には、この位置タイミングに得た前記位置データを前記1フレームの画像データの3次元画像表示の3次元空間位置に対応させ、一方前記判定で対応なしと判定された場合には、画像タイミングの前記周期を基に1つ前の対応した位置タイミングおよび次の位置タイミングの間の前記画像タイミングの位置データを補間法により算出し、この結果を前記1フレームの画像データの3次元画像表示の3次元空間位置に対応させる3D画像構成処理部と、前記3D画像構成処理部の再構成の結果を表示する画像表示装置とを具備することを特徴とするものである。

20

30

【0007】

さらに、上記本発明の超音波診断装置の3D画像構成処理部は、前記超音波プローブの位置データを検知した前記位置タイミングのそれぞれに、前記1フレームの画像データを採取した前記画像タイミングの対応を判定し、対応ありと判定された場合には、この画像データを3D画像表示の3D空間の前記位置データの位置に対応させ、一方前記判定で対応なしと判定された場合には、この画像データを3D空間へ配置を破棄するものであることを特徴とするものである。

40

【0008】

さらに、上記本発明の超音波診断装置の3D画像構成処理部においては、前記画像タイミングと前記位置タイミングの対応の判定には、許容範囲を設けて行なうことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0009】

本発明による超音波診断装置は、フレーム画像データと位置データの不整合に起因する処理エラーによる装置作動の不安定を排除した3次元表示の超音波画像を提供することが

50

可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。

【0011】

図1は、3次元位置センサ30を備えて、3次元画像を画像標示装置14に表示する本実施形態の超音波診断装置1のシステム構成を示す図である。

【0012】

本実施形態の超音波診断装置1は、大きくは、超音波信号の送受信を行い、超音波画像データを出力する本体10と、位置センサトランスミッタ31が取り付けられた超音波プローブ20と、このトランスミッタからの信号を処理し、超音波プローブ20の位置データを本体10へ出力する3次元位置センサ30と、超音波画像データを表示する画像表示装置14とから構成される。

【0013】

さらに詳しくは、本体10は、超音波送受信部11と断層画像データ処理部12と3D画像構成処理部13とにより構成される。また、超音波プローブ20に取り付けられた位置センサトランスミッタ31が発生する3方向の磁場を検出する位置センサレシーバ32と、このレシーバ32の検出信号が入力される制御ユニット33、および電源ユニット30を備えている。

【0014】

本実施形態における、3次元(3D)超音波画像の再構成を行う基本的な作用・動作を次に説明する。

【0015】

超音波診断装置1の本体10に備える超音波送受信部11に超音波プローブ20が接続されて、超音波送受信部11からシステムクロックに同期して出力される超音波駆動信号が入力される。さらに、超音波プローブ20が受信した反射超音波信号を超音波送受信部11で増幅、整相などの処理後、超音波送受信部11の出力に接続される断層画像データ処理部12により、走査方式処理、フォーカシング処理など行って1フレーム毎の超音波画像データに構成処理する。この超音波送受信部11及び断層画像データ処理部12のそれぞれは、一般的に知られる超音波診断装置に超音波信号の送受信機能、及び断層画像データの構成機能のために具備される機能部と同様に構成されるものである。すなわち、超音波プローブ20の超音波振動子から被験者の体内へ超音波信号が放射され、その反射超音波信号が超音波プローブ20に再び受信され、超音波送受信部11で増幅、整相などの受信信号に対する処理がなされる。さらにこの受信信号は、断層画像データ処理部12により、スキャンニング方式に従った所定の査線方向に関する信号処理、フォーカシング処理など行って1フレーム毎の超音波画像データに処理される。

【0016】

一方、3次元位置センサ30では、超音波プローブ20に取り付けられた位置センサトランスミッタ31から送信された検出信号を、位置センサレシーバ32が受信する。この検出信号により制御ユニット33は、レシーバ32の位置を基準とする仮想座標系の直交3次元空間におけるトランスミッタ31の位置と、形成する座標系におけるトランスミッタの回転角度を表す方向とを算出し、トランスミッタ31が取り付けられた超音波プローブ20の位置、回転角を測定、決定する。この測定結果は、本体10の3D画像構成処理部13に、超音波プローブ20が採取した超音波画像平面の座標データ、すなわち位置および方向のデータとして送信、入力される。

【0017】

本体10の3D画像構成処理部13には、断層画像データ処理部12から1フレーム毎の超音波画像データが入力され、制御ユニット33から検出位置信号が入力される。この3D画像構成処理部13は、超音波画像データにその画像の位置関係を関連付けて、表示位置を含む3D画像表示データを出力し、これに接続した画像表示装置14に再構成した

10

20

30

40

50

3 D 超音波画像が表示される。

【0018】

(実施形態1)

次に、実施形態1の作用、動作の詳細を、図2に示す3D画像の再構成のフローチャート、及び図4に示す概念図と3D画像表示の模式図を用いて説明する。

【0019】

本実施形態では、超音波プローブ20に取り付けたトランスミッタ31が発生する3方向の磁場を3次元位置センサ30のレシーバ21が検知し、これを処理する制御ユニット33が、超音波プローブ20の3次元(3D)空間の位置および断層画像平面の走査の方向を示す各データを出力する。一方、本体10の超音波送受信部11とこれに接続された超音波プローブ20により被験体の生体内へ超音波信号の送受信を行う。さらに、その超音波断層画像の1フレームに対応する受信信号が、断層画像データ処理部12へ入力され、受信信号に対する走査方式および走査領域に関する整相、ノイズ除去などの処理と、走査ビームのフォーカシング処理が行われて、1フレームの画像データが構成される。

【0020】

制御ユニット33から出力された位置および走査の方向の各データと、断層画像データ処理部12から出力された1フレームの画像データとが、本体10の3D画像構成処理部13で処理され、各フレームの画像データの採取タイミングに対応するタイミングに検知した3D位置および走査の方向のデータが突き合わされる。

【0021】

本実施形態の3D画像構成処理部13において行われるデータ突合せの処理の詳細は、図2のフローチャートに示す手順により処理する。先ずステップS21において、本体10の超音波送受信部11から超音波駆動信号が出力される毎に、超音波プローブ20が反射超音波信号を受信し、再び超音波送受信部11から1フレームの走査受信信号が、断層画像データ処理部12に入力される。そしてステップS22において、断層画像データ処理部12では、整相、ノイズ除去、あるいはフォーカシングなどの処理が行われて、1フレーム分の断層画像データAを構成すると共に、この画像データAの取込みに対するタイミングt1を設定する。

【0022】

一方、3次元位置センサ30では、内部設定されている位置情報取り込みタイミングで、画像フレームの走査を繰り返している超音波プローブ20の3D位置および走査の方向を時々刻々検知しており、ステップS23では、(位置情報取り込み)タイミングtAにおける位置・方向データ1が、ステップS34では、タイミングtBにおける位置・方向データ2が、それぞれ制御ユニット33から3D画像構成処理部13に逐次入力される。

【0023】

画像データと位置データがそれぞれ入力された3D画像構成処理部13において、画像データAの取込みタイミングtAに対応する位置データ1或いは位置データ2の取り込みタイミングt1或いはt2が存在するか、否かをステップS25において判定する。対応がある場合は、3D画像構成処理部13において、1フレームの画像データAを例えば位置・方向データ1に対応させて表示3D空間へ配置再構成するステップS26へ進める。

【0024】

また、ステップS25の判定でこの対応が無いとされた場合は、ステップS27において、判定対象の1フレーム前の画像データAが対応した位置取込みタイミングt1の位置・方向データ1と判定対象の画像タイミングtB(図2に図示せず)以降で直近の位置取込みタイミングt2の位置・方向データ2(画像データCが対応)に対し、画像取込みタイミングtA(=位置取込みタイミングt1)と判定対象の画像取込みタイミングtBにより補間法を用いて、判定対象の画像データBに対する位置・方向データ3の算出を同じく3D画像構成処理部13において行う。続いてステップS28において、この算出した位置・方向データ3を、検知した位置・方向データの対応が無い判定対象の1フレームの画像データに適用して、対応があり既に配置・再構成している他の画像データと共に、表

示 3 D 空間へ配置し、再構成する。図 4 には、このステップ S 2 7 及び S 2 8 で行う処理について概念的に図示した。図 4 (a) には、この時間 (位置タイミング t_1 、 t_3 、 t_2) の経過と、取得した画像データ A、B、C との対応関係を時間に沿った概念を図示し、同図 (b) には、表示する 3 D 空間に画像 A、B、C を再構成する様子を模式的に図示しており、これ等のステップによる処理により、3 次元位置センサ 3 0 による位置データが記録されていない取得 1 フレームの画像データ B に位置データ 3 を補間法により算出して付与する。

【 0 0 2 5 】

ステップ S 2 9 で、走査した所定の空間内において、超音波プローブ 2 0 が採取したフレーム毎に上述のステップを繰り返し、全てのフレームに対し再構成が行われると 3 次元ボリューム全体の走査を終了する。 10

【 0 0 2 6 】

本実施形態によれば、フレーム超音波画像データに位置・方向情報を整合させる際、位置・方向情報が欠如した超音波画像データには、そのフレーム超音波画像データの取得の前後における位置・方向情報から、不足した情報を補間により算出して対応させる。したがって、超音波診断装置における 3 D 画像表示の再構成において、画像データの構成抜けや配置位置ずれなどの不整合による表示画像上のノイズが無い鮮明な 3 D 画像表示像を表示することができる。

【 0 0 2 7 】

また、画像データの構成抜けや配置位置ずれなどの不整合に起因する処理エラーによって、処理が止まったり、誤った処理が誘発されたりすることが無いので、安定して 3 D 画像表示像を表示することができる。 20

【 0 0 2 8 】

(実施形態 2)

次に、他の実施形態について、作用、動作の詳細を、図 3 に示す 3 D 画像の再構成のフローチャート、及び図 5 に示す概念図と 3 D 画像表示の模式図を用いて説明する。

【 0 0 2 9 】

本実施形態においても、前述の実施形態 1 と同様に、超音波プローブ 2 0 に取り付けたトランスミッタ 3 1 が発生する 3 方向の磁場を 3 次元位置センサ 3 0 のレシーバ 2 1 が検知し、これを処理する制御ユニット 3 3 が、超音波プローブ 2 0 の 3 次元 (3 D) 空間の位置および断層画像平面の走査の方向を示す各データを出力する。また、超音波送受信部 1 1 とこれに接続された超音波プローブ 2 0 により被験体の生体内へ超音波信号の送受信を行い、1 フレームの超音波断層画像に対応する受信信号が、断層画像データ処理部 1 2 において、1 フレームの画像データが構成される。さらに、本実施形態では、制御ユニット 3 3 から出力された位置および走査の方向データの検知したタイミングに対応するタイミングで採取された断層画像データ処理部 1 2 から出力されるフレーム画像データだけが、本体 1 0 の 3 D 画像構成処理部 1 3 で突き合わされ、3 D 画像の表示装置に出力されて 3 D 超音波画像が表示される。 30

【 0 0 3 0 】

実施形態 2 の 3 D 画像構成処理部 1 3 で行われるデータ突合せの処理の概要は、位置情報取り込みタイミングに対応するタイミングで取得した 1 フレームの画像データの有無が判定され、その詳細を以下に説明する。まず、図 3 のフローチャートに示すように、ステップ S 3 1 において、本体 1 0 の超音波送受信部 1 1 から超音波駆動信号が出力される毎に、超音波プローブ 2 0 が反射超音波信号を受信し、再び超音波送受信部 1 1 から 1 フレームの走査受信信号が、断層画像データ処理部 1 2 に入力される。さらにステップ S 3 2 において、断層画像処理データ処理部 1 2 では、整相、ノイズ除去、あるいはフォーカシングなどの処理が行われて、1 フレーム分の断層画像データ N を構成すると共に、この画像データ A の取込みに対するタイミング t_N を設定する。 40

【 0 0 3 1 】

一方、3 次元位置センサ 3 0 では、内部設定されている位置情報取り込みタイミング t 50

nで、画像フレームの走査を繰り返している超音波プローブ20の3D位置および走査の方向を時々刻々検知しており、ステップS33では、(位置情報取り込み)タイミングt_nにおける位置・方向データnがそれぞれ制御ユニット33から3D画像構成処理部13に逐次入力される。

【0032】

このように断層画像処理データ処理部12からの画像データNと、制御ユニット33からの位置データnがそれぞれ入力された実施形態2の3D画像構成処理部13において、画像データNの画像取込みタイミングt_Nに対応する取り込みタイミングt_{n'}の位置データn'が存在するか、否かをステップS34において判定する。対応がある場合はステップS35へ進め、3D画像構成処理部13において、1フレームの画像データNを位置取り込みタイミングt_{n'}の位置・方向データn'に対応させて表示3D空間の当該位置、方向で配置再構成する。

10

【0033】

また、ステップS34の判定でこの対応が無いとされた場合は、ステップS36において、判定対象の画像データNの取込みタイミングt_Nに対応する(位置取込みタイミングt_{n'}の時点で超音波プローブが位置した)位置・方向データn'が無いので、所定の表示3D空間の走査における配置再構成を行わず、この画像データNを破棄する。

【0034】

図5には、このステップS35或いはステップS36で行う処理について概念的に図示した。図5(a)には、この時間(位置タイミングt₁、t₂及び画像タイミングt_A、t_B、t_C)の経過と、取得した画像データA、B、Cを時間に沿った概念で図示し、同図(b)には、表示する3D空間に位置タイミングt₁、t₂と対応した画像A、Cを再構成する様子を模式的に図示しており、これ等のステップによる処理により、3次元位置センサ30による位置データと取得のタイミングに対応が無い例えば画像データBを廃棄して、3D画像が表示されることを模式的に示す。なお、同図(a)の位置タイミングt₂と画像タイミングt_Cに図示したように、画像タイミングt_nと位置タイミングt_Nの対応の判定には、再構成した3D表示画像において違和感の無い連続性が維持される程度に、判定に許容の範囲を設ける設計が行われてもよい。

20

【0035】

ステップS37で、走査した所定の空間内において、超音波プローブ20が採取したフレーム毎に上述のステップS35或いはステップS36を繰り返し、全てのフレームに対し再構成が行われると3次元ボリューム全体の走査を終了する。

30

【0036】

本実施形態によれば、位置センサによる超音波プローブの位置・方向情報毎に、2次元の1フレーム超音波画像データが整合して、3D画像表示の再構成が行われて、位置データの不整合による表示画像上のノイズが無い鮮明な3D画像表示像を表示する3次元画像表示の超音波診断装置を提供できる。

【0037】

また、不整合による処理エラーが発生しないので、安定な3次元画像表示を行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明の実施形態のシステム構成図。

【図2】実施形態1の3D画像構成処理部における3次元画像再構成手順を示すフローチャート。

【図3】実施形態2の3D画像構成処理部における3次元画像再構成手順を示すフローチャート。

【図4】実施形態1における位置タイミングと画像タイミングの時間経過を示す概念図と表示画像の再構成を示す模式図。

【図5】実施形態2における位置タイミングと画像タイミングの時間経過を示す概念図と

50

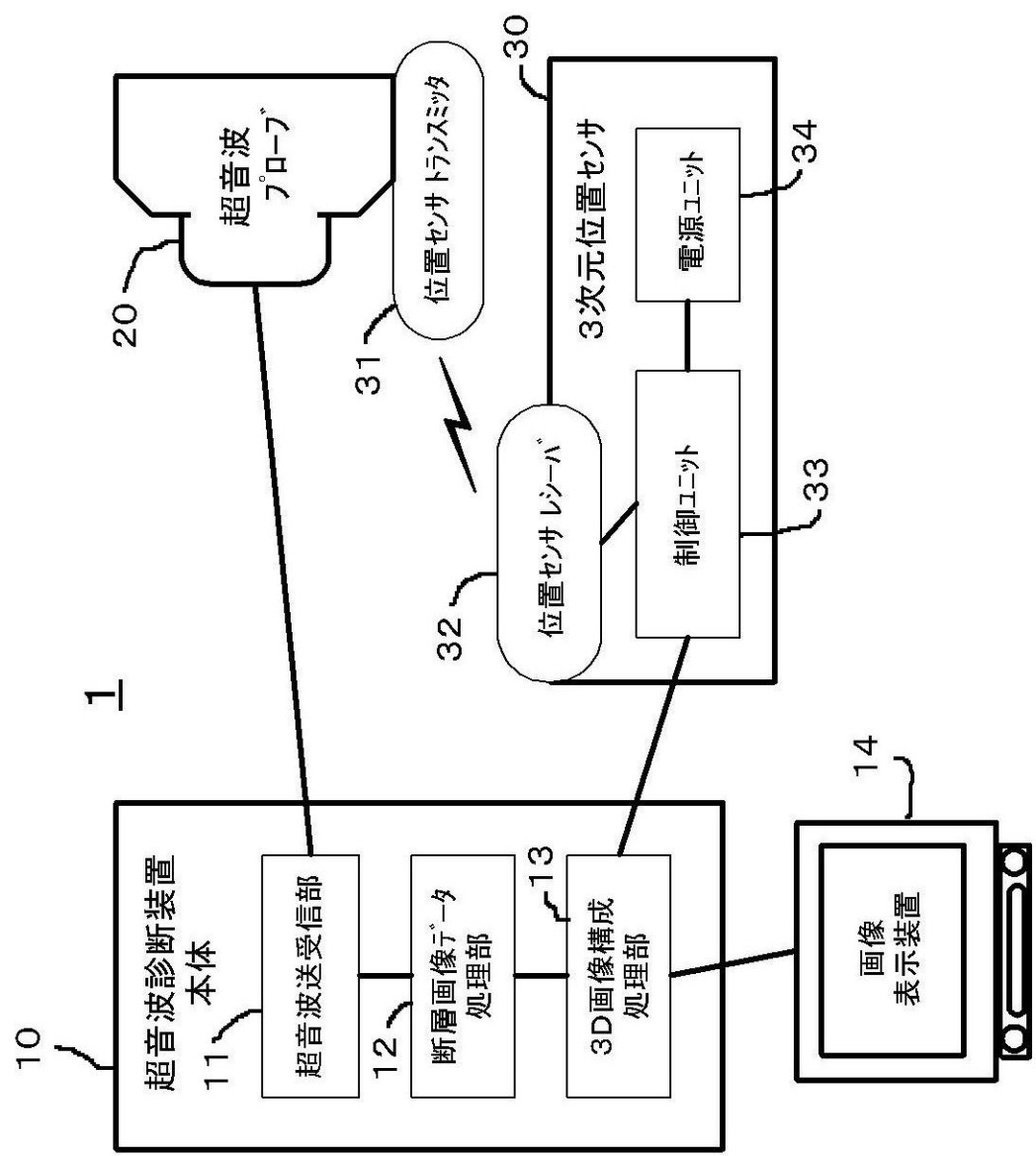
表示画像の再構成を示す模式図。

【符号の説明】

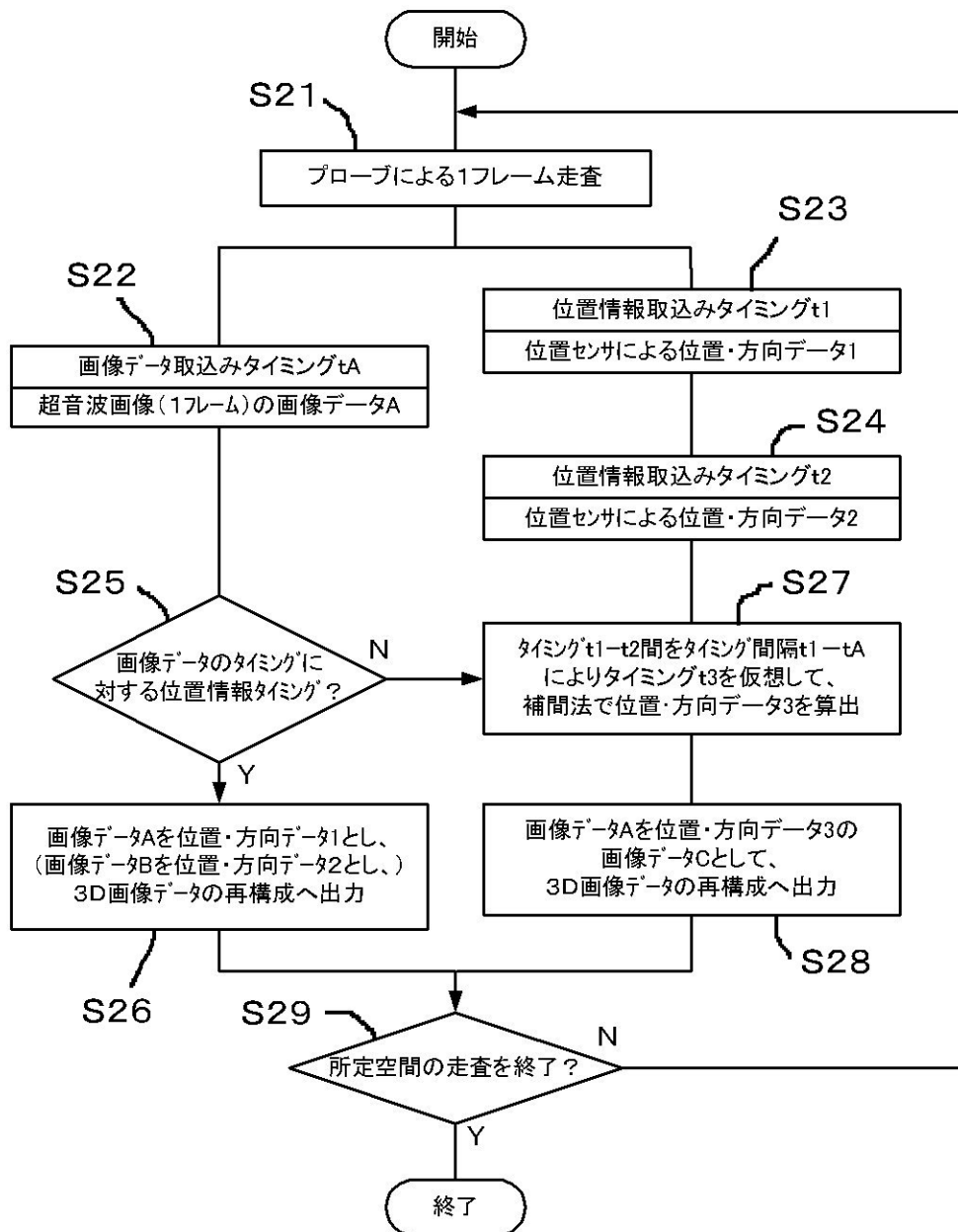
【0039】

- 1・・・超音波診断装置、
- 10・・・本体、
- 11・・・超音波送受信部、
- 12・・・断層画像データ処理部、
- 13・・・3D画像構成処理部、
- 14・・・画像表示装置、
- 20・・・超音波プローブ、
- 30・・・3次元位置センサ、
- 31・・・位置センサトランスミッタ、
- 32・・・位置センサレシーバ、
- 33・・・制御ユニット、
- 34・・・電源ユニット。

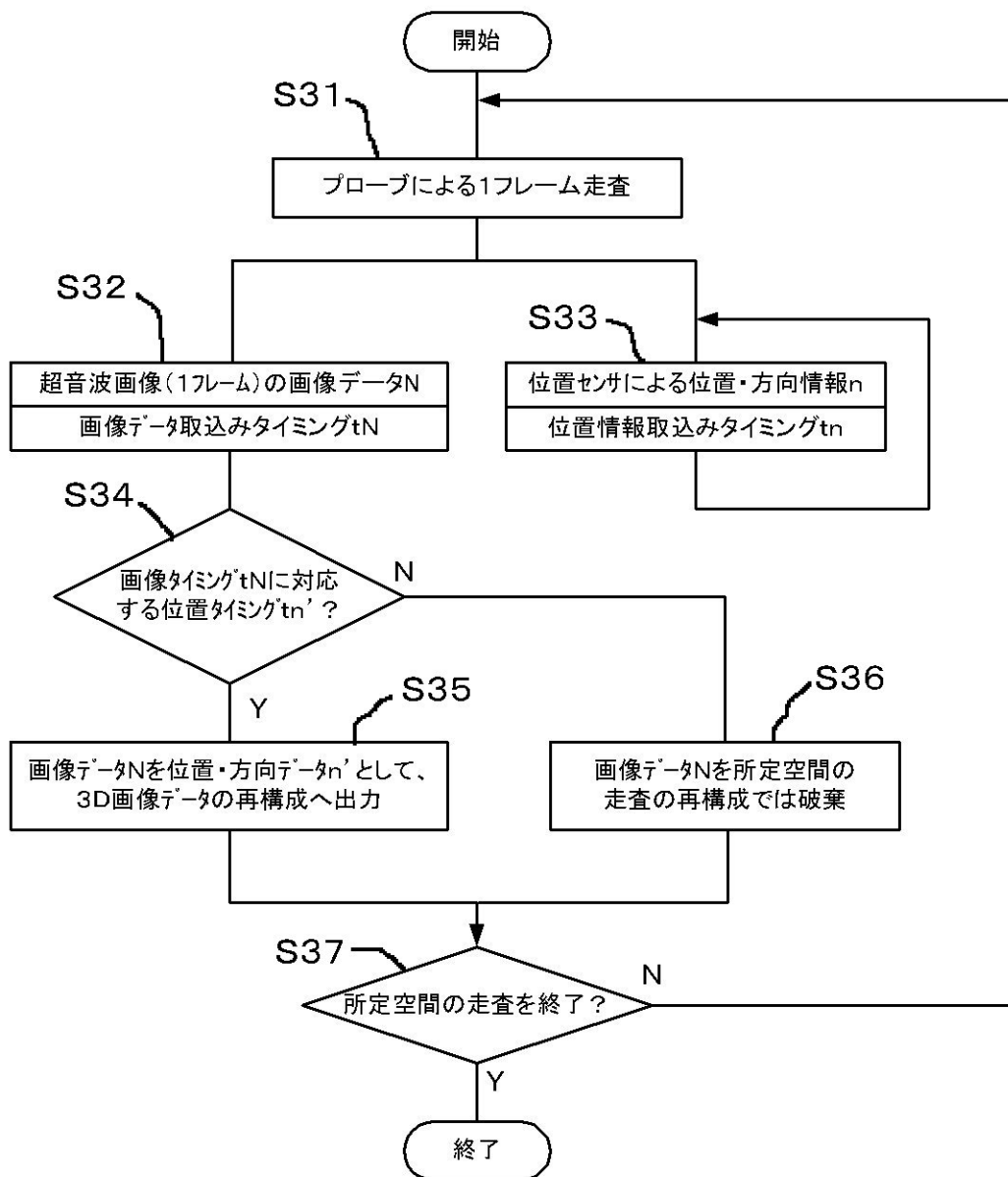
【図 1】



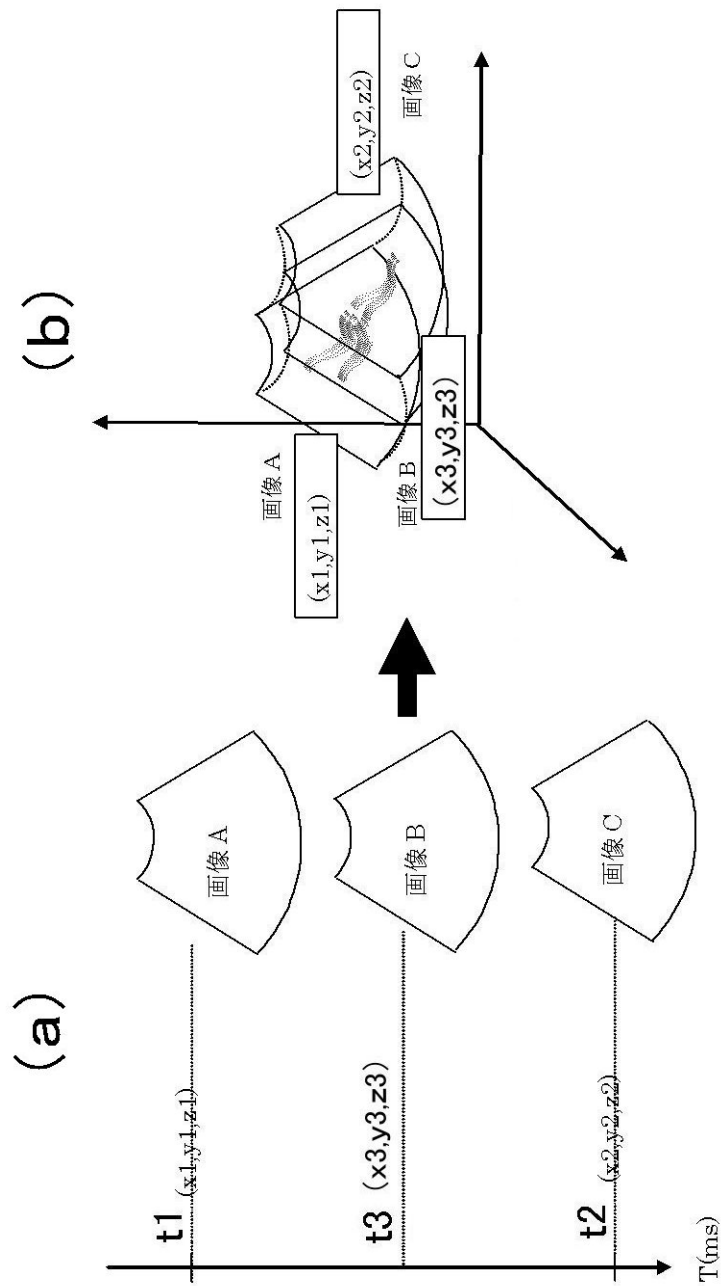
【図2】



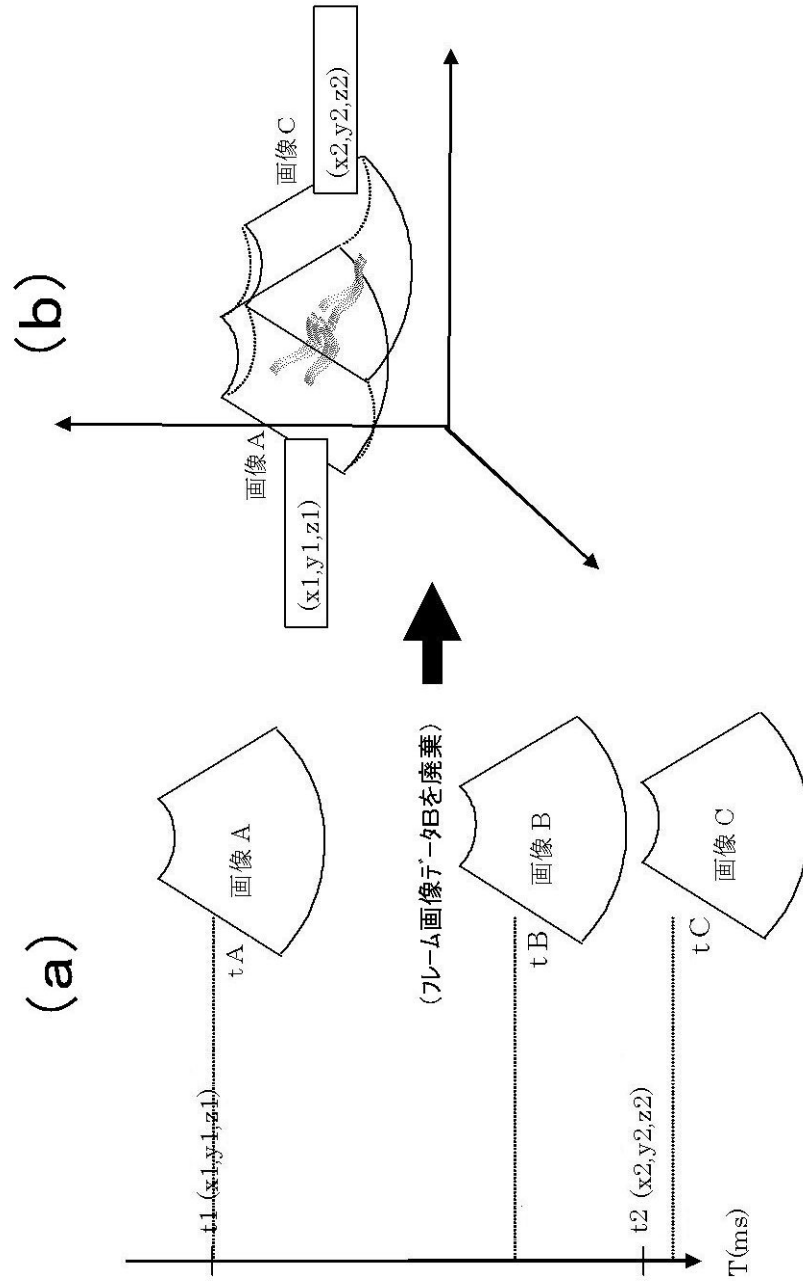
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB27 EE09 GA18 GA25 JC25 KK21 LL04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006296464A	公开(公告)日	2006-11-02
申请号	JP2005118283	申请日	2005-04-15
[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	安藤広治		
发明人	安藤 広治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB27 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/LL04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备通过将帧图像数据与其空间位置/方向数据进行匹配来以高帧频实现稳定的3D图像显示。 解决方案：超声波探头20配备有用于发送位置信号的发射器，以及控制单元33，用于在预定周期的位置定时计算超声波探头的位置和方向，并将其作为位置数据3输出。尺寸位置传感器30，断层图像数据处理单元12以预定周期的图像定时组织并输出由超声探头20获取的帧图像数据，如果图像定时和位置定时不对应，则1在上一个位置定时和下一个位置定时之间，通过插值方法从图像定时的周期中计算出对应的位置数据，并且具有3D图像合成处理单元13的3D图像合成处理单元使图像数据对应于三维图像显示。以及用于显示超声波诊断装置的输出的图像显示装置（14）。[选型图]图1

