

(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2013-244245

(P2013-244245A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 19/00 (2011.01)	G 0 6 T 19/00	5 B 0 5 0
		A

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-120561 (P2012-120561)
 (22) 出願日 平成24年5月28日 (2012.5.28)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 橋本 浩
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

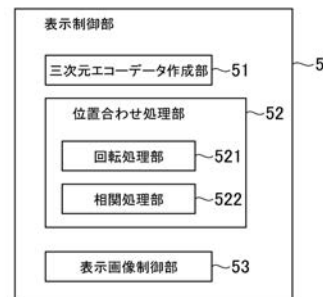
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】少ない演算量でしかも正確な位置合わせをすることができる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】一方の三次元エコーデータ及び他方の三次元エコーデータの前記三次元空間における向きに基づいて、前記一方の三次元エコーデータに対する前記三次元空間の座標軸を、前記他方の三次元エコーデータに対する前記三次元空間の座標軸の向きと一致するように回転させる回転処理部521と、回転処理後に前記三次元エコーデータの関連処理を行なう関連処理部522とを含む位置合わせ処理部52を有することを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の点を原点とする座標系の三次元空間において超音波を送信してエコー信号を受信する超音波プローブと、

該超音波プローブに設けられた位置センサと、

前記超音波プローブによる超音波の送受信によって取得された複数の三次元エコーデータの前記三次元空間における向きであって、前記位置センサの検出信号に基づいて特定される前記三次元エコーデータの向きと、前記三次元エコーデータの相関とに基づいて、前記複数の三次元エコーデータの位置合わせ処理を行なう位置合わせ処理部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記位置合わせ処理部は、前記複数の三次元エコーデータの前記三次元空間における各々の向きに基づいて、前記複数の三次元エコーデータに対する前記三次元空間の各々の座標軸の向きを、回転により一致させた後、前記三次元エコーデータの相関処理を行なって位置合わせ処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記複数の三次元エコーデータは、超音波の送受信時の前記超音波プローブ側が同じ方向に位置するようにして記憶されたデータであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記三次元エコーデータの向きを特定する特定部を備えており、

前記超音波プローブは、一断面に対する超音波の走査を行なう二次元超音波プローブであり、

前記特定部は、前記二次元超音波プローブによって取得された複数断面についてのエコーデータに基づいて作成された前記三次元エコーデータの前記三次元空間における向きを、前記複数断面のうちの何れかの断面における超音波の走査を行なった時の前記位置センサの向きに基づいて特定する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

20

【請求項 5】

前記三次元エコーデータの向きを特定する特定部を備えており、

前記超音波プローブは、三次元の領域に対する超音波の走査を行なう三次元超音波プローブであり、

前記位置合わせ処理部は、前記三次元超音波プローブに設けられた位置センサの前記三次元空間における向きを前記三次元エコーデータの向きとする

ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

30

【請求項 6】

前記位置センサは、前記三次元空間に設けられて磁場を発生する磁場発生部の磁場を検出する磁気センサであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 7】

前記所定の点を原点とする座標系の三次元空間は、前記磁場発生部により形成される座標空間であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

40

【請求項 8】

位置合わせ処理後の前記三次元エコーデータに基づく超音波画像を表示する表示部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 9】

所定の点を原点とする座標系の三次元空間において超音波を送信してエコー信号を受信する超音波プローブと、該超音波プローブに設けられた位置センサと、を備える超音波画像表示装置の制御プログラムであって、

50

前記超音波プローブによる超音波の送受信によって取得された複数の三次元エコーデータの前記三次元空間における向きであって、前記位置センサの検出信号に基づいて特定される前記三次元エコーデータの向きと、前記三次元エコーデータの相関とに基づいて、前記複数の三次元エコーデータの位置合わせ処理を行なう位置合わせ処理機能をコンピュータに実行させる

ことを特徴とする超音波画像表示装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブによって超音波の送受信を行なって三次元エコーデータを取得する超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。 10

【背景技術】

【0002】

被検体の超音波画像を表示する超音波診断装置では、疾患の経過観察や治療の効果判定を行なうために、異なる日時に取得された同一の観察対象についての超音波画像を比較する場合がある。このように同一被検体において同一の観察対象について異なる日時に取得された超音波画像を比較する場合において、超音波プローブの位置や向きが異なるために、全く同じ領域のエコーデータが得られないことがある。この場合、エコーデータの位置合わせを行なうことが考えられる。位置合わせの手法としては、例えば特許文献1、2などに開示されているように二つのエコーデータから作成される画像データの相関を求めて移動量を求める手法がある。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2004-351039号公報

【特許文献2】特開2008-125692号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、画像データの相関を求めて位置合わせをする手法では、特にずれが大きすぎる場合には演算量が多くなり、また正確な位置合わせが困難である。 30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上述の課題を解決するためになされた発明は、所定の点を原点とする座標系の三次元空間において超音波を送信してエコー信号を受信する超音波プローブと、この超音波プローブに設けられた位置センサと、前記超音波プローブによる超音波の送受信によって取得された複数の三次元エコーデータの前記三次元空間における向きであって、前記位置センサの検出信号に基づいて特定される前記三次元エコーデータの向きと、前記三次元エコーデータの相関とに基づいて、前記複数の三次元エコーデータの位置合わせ処理を行なう位置合わせ処理部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。 40

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記超音波プローブに設けられた位置センサの検出信号に基づいて特定される三次元エコーデータの座標軸の向きと三次元エコーデータの相関とに基づいて、三次元エコーデータの位置合わせ処理を行なうので、少ない演算量でしかも正確な位置合わせをすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。 50

【図 2】図 1 に示された超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示された超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図 4】図 1 に示された超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【図 5】図 4 のフローチャートにおけるステップ S 1 の処理の詳細を示すフローチャートである。

【図 6】超音波プローブによる複数断面についての超音波の送受信を説明するための図である。

【図 7】複数の断面についてのエコーデータに基づいて作成された三次元エコーデータの概念図である。

10

【図 8】基準となる断面についての超音波の走査領域を含む四角形の面を示す図である。

【図 9】図 8 に示された四角形の面に基づいて設定される立体についてのデータからなる三次元エコーデータの概念図である。

【図 10】三次元空間の座標系における三次元エコーデータの向きの一例を示す図である。

【図 11】二つの三次元エコーデータが得られた領域の概念図であり、(A) は肋弓下における超音波の送受信による領域を示す図、(B) は肋間における超音波の送受信による領域を示す図である。

【図 12】記憶部に記憶される三次元エコーデータの向きを説明する図であり、(A) は図 11 (A) の領域に対する三次元エコーデータの向きを示す図、(B) は図 11 (B) の領域に対する三次元エコーデータの向きを示す図である。

20

【図 13】図 4 のフローチャートにおけるステップ S 2 の処理の詳細を示すフローチャートである。

【図 14】一方の三次元エコーデータに対する三次元空間の座標軸を、他方の三次元エコーデータに対する三次元空間の座標軸の向きと一致するように回転する処理を説明する図である。

【図 15】二つの超音波画像が重ねて表示された表示部を示す図である。

【図 16】二つの超音波画像が並べて表示された表示部を示す図である。

【図 17】第二実施形態における超音波プローブの概略を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0008】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図 1 ~ 図 16 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、本発明における超音波画像表示装置の実施の形態の一例であり、超音波プローブ 2、送受信部 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8、記憶部 9 を備える。

【0009】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ (array) 状に配置された複数の超音波振動子 (図示省略) を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波プローブ 2 は、音線順次で超音波の走査を行なってエコー信号を受信する。前記超音波プローブ 2 は、一断面に対する超音波の走査 (一方向に対する走査) を行なう二次元プローブである。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

40

【0010】

前記超音波プローブ 2 には、例えばホール (Hall) 素子で構成される前記磁気センサ 10 が設けられている。この磁気センサ 10 により、例えば磁気発生コイル (coil) で構成される磁気発生部 11 から発生する磁気を検出されるようになっている。前記磁気センサ 10 における磁気検出信号は、前記制御部 8 へ入力されるようになっている。前記磁気センサ 10 における磁気検出信号は、図示しないケーブルを介して前記制御部 8 へ

50

入力されてもよいし、無線で前記制御部 8 へ入力されてもよい。前記磁気センサ 10 は、本発明における位置センサの実施の形態の一例である。

【0011】

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 に供給する。また、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、A/D 変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 4 へ出力する。

【0012】

前記エコーデータ処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部 4 は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行って B モードデータを作成する。

10

【0013】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、三次元エコーデータ作成部 51、位置合わせ処理部 52、表示画像制御部 53 を有する。そして、前記位置合わせ処理部 52 は、回転処理部 521、相関処理部 522 を有している。詳細は後述する。前記位置合わせ処理部 52 は、後述の位置合わせ処理機能を実行するものであり、本発明における位置合わせ処理部の実施の形態の一例である。

【0014】

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などである。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。

20

【0015】

前記制御部 8 は、特に図示しないが CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記位置合わせ処理機能を始めとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0016】

また、前記制御部 8 は、図 3 に示すように、磁気センサ信号処理部 81 を有している。この磁気センサ信号処理部 81 には、前記磁気センサ 10 の磁気検出信号が入力される。前記磁気センサ信号処理部 81 は、前記磁気発生部 11 を原点とする直交座標系の三次元空間 (前記磁気発生部 11 によって形成される座標空間) における前記磁気センサ 10 の位置及び向き (傾き) の情報を算出する信号処理を前記磁気検出信号に対して行なう。磁気発生部 11 を原点とする座標系の三次元空間は、本発明における三次元空間の実施の形態の一例である。

30

【0017】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。

【0018】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について、図 4 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S1 では、前記磁気発生部 11 を原点とする三次元空間における被検体に対して超音波の送受信を行ない、三次元エコーデータを前記記憶部 9 に記憶する。

40

【0019】

前記ステップ S1 の処理について図 5 のフローチャートに基づいて詳しく説明する。まず、ステップ S11 では、図 6 に示すように、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって、前記三次元空間における複数の断面 P について超音波の送受信を行なう。本例では、前記超音波プローブ 2 は、一断面における超音波の走査を行なう超音波プローブなので、操作者は、前記超音波プローブ 2 の位置及び角度を断面 P 毎に変えながら超音波の送受信を行なう。なお、図 6 では、分かり易く図示されるように、各断面 P の間隔が広がって

50

るが、実際には各断面 P の間隔は、図 6 に図示されているものよりも狭くなっているもよい。

【0020】

前記超音波プローブ 2 によって得られたエコー信号は、前記送受信部 3 及び前記エコーデータ処理部 4 により信号処理される。そして、前記エコーデータ処理部 4 における B モード処理等によって得られた複数の断面 P についてのエコーデータ ED は、前記記憶部 9 に記憶される。各断面 P を走査した時の前記三次元空間における前記磁気センサ 10 の位置及び向きも、前記記憶部 9 に記憶される。前記磁気センサ 10 の位置及び向きは、前記磁気センサ信号処理部 8 1 によって算出される。

【0021】

次に、ステップ S 1 2 では、図 7 に示すように、前記三次元エコーデータ作成部 5 1 が、複数の断面 P についてのエコーデータ ED (図 7 では図示省略) に基づいて、予め定められたプロトコル (protocol) によって三次元エコーデータ VD (キューブデータ: cube data) を作成する。ここで、予め定められたプロトコルの一例について説明する。まず、前記複数の断面 P のうち、図 8 に示すように、基準となる断面 P b についての超音波の走査領域 S r を含む四角形の面 S q を設定する。基準となる断面 P b は、例えば前記複数の断面 P のうち、図 9 に示すように、超音波の走査方向 (超音波振動子の配列方向) と直交する方向において中央に位置する断面であってもよい。

【0022】

図 8 に示すように、前記四角形の面 S q の下辺は、前記基準となる断面 P b における走査領域 S r の円弧状の下端 L と接する。また、前記四角形の面 S q の左辺及び右辺は、前記円弧状の下端 L の走査方向における両端部 C と接する。また、前記四角形の面 S q の上辺は、前記複数の断面 P のうち、走査方向と直交する方向における両端の上端部と同じ高さに位置する。

【0023】

次に、前記図 9 に示すように、前記四角形の面 S q を一断面とする立体 S (直方体又は立方体) についてのデータからなる三次元エコーデータ VD を作成する。前記立体 S は、前記複数の断面 P を含む立体であり、なおかつこれら複数の断面 P のうち、走査方向と直交する方向における両端に位置する断面 P 1, P 2 の走査領域の円弧状の下端 L 1, L 2 と接する立体である。

【0024】

次に、ステップ S 1 3 では、前記ステップ S 1 2 において作成された三次元エコーデータ VD が前記記憶部 9 に記憶される。また、前記三次元エコーデータ作成部 5 1 は、図 10 に示すように、前記三次元空間の座標系 (X、Y、Z) における前記三次元エコーデータ VD の向き D (x、y、z) を特定し、この向きを前記記憶部 9 に記憶する。三次元エコーデータ VD の向き D は、三次元ベクトルである。

【0025】

前記三次元エコーデータ作成部 5 1 は、前記ステップ S 1 1 において記憶された磁気センサ 10 の向きの情報に基づいて前記三次元エコーデータ VD の向きを特定する。例えば、前記三次元エコーデータ作成部 5 1 は、前記基準となる断面 P b を走査した時の前記磁気センサ 10 の向きの情報から、前記三次元エコーデータ VD の向き D (x、y、z) を特定する。前記三次元エコーデータ作成部 5 1 は、本発明における特定部の実施の形態の一例である。

【0026】

ちなみに、前記三次元エコーデータ VD における所定の角部 C s におけるベクトル x、ベクトル y、ベクトル z が、前記三次元空間においてどのような向きになっているかが特定されることによって、前記三次元エコーデータ VD の向き D が特定される。所定の角部 C s 及びベクトル x、ベクトル y、ベクトル z の位置は、予め設定されているものとする。

【0027】

10

20

30

40

50

ここで、前記三次元エコーデータVDは、前記エコーデータEDに基づいて予め定められたプロトコルに従って作成されるので、前記断面Pbと前記三次元エコーデータVDとの位置関係を特定することができる。従って、断面Pbと前記角部Csとの関係が特定されるので、前記断面Pbを走査した時の前記磁気センサ10の向きの情報から、前記三次元エコーデータVDの向きD(x、y、z)を特定することができる。

【0028】

以上により、ステップS1の処理が終了する。このステップS1の処理は、同一の被検体において複数回行なわれ、複数の三次元エコーデータVDが記憶される。例えば、同一の被検体について、腫瘍の経過観察や腫瘍に対する治療の効果判定を行なうために、観察対象である腫瘍を含む領域に対して、異なる日に超音波の送受信を行なう。そして、二つの三次元エコーデータVD1、VD2が記憶される。また、前記三次元エコーデータVD1の向きD1(x1、y1、z1)及び前記三次元エコーデータVD2の向きD2(x2、y2、z2)が記憶される。

10

【0029】

なお、各三次元エコーデータVDを取得するための超音波の送受信において、前記磁気発生部11と被検体との位置関係は同じ状態とする

【0030】

前記三次元エコーデータVD1、VD2は、前記三次元空間における向きが互いに異なっている。例えば、前記三次元エコーデータVD1は、被検体の肋弓下における超音波の送受信により、図11(A)に示すように、X、Y、Zの直交座標系からなる前記三次元空間における三次元の領域R1について得られたエコーデータEDに基づいて作成されたデータである(図11(A)において、前記エコーデータEDは図示省略)。また、前記三次元エコーデータVD2は、被検体の脇腹の肋間における超音波の送受信により、図11(B)に示すように、前記三次元空間における三次元の領域R2について得られたエコーデータEDに基づいて作成されたデータである(図11(B)において、エコーデータEDは図示省略)。ちなみに、図11において、符号B1は血管を示しており、符号Tは観察対象である腫瘍を示している。領域R1、R2における血管B1及び腫瘍Tは、被検体において同一の血管及び腫瘍である。すなわち、前記領域R1、R2は、被検体において同一の部分を含む。

20

【0031】

図12(A)(B)に示すように、前記三次元エコーデータVD1、VD2は、超音波の送受信時の前記超音波プローブ2側が同じ方向に位置するように、前記記憶部9に記憶される。図12では、前記三次元エコーデータVD1、VD2は、その前記超音波プローブ2側が上側になるように記憶される。従って、前記三次元エコーデータVD1、VD2は、前記三次元空間の座標軸X、Y、Zが回転した状態で、前記記憶部9に記憶される。図12(A)において、X1、Y1、Z1は、前記三次元エコーデータVD1に対する前記三次元空間の座標軸の向きを示しており、図12(B)において、X2、Y2、Z2は、前記三次元エコーデータVD2に対する前記三次元空間の座標軸の向きを示している。ただし、前記座標軸X1、Y1、Z1及び前記座標軸X2、Y2、Z2は、前記磁気発生部11を原点とする座標系における座標軸であり、同一の座標軸である。

30

40

【0032】

図12(A)(B)では、参考のために、前記三次元エコーデータVD1、VD2の中に前記領域R1、R2が示されている。前記領域R2は、図11(B)に対して回転した状態になっている。

【0033】

ステップS1の処理が終了するとステップS2の処理へ移行する(図4のフローチャート)。ステップS2では、前記位置合わせ処理部52は、三次元エコーデータVD1、VD2を対象にして位置合わせ処理を行なう(位置合わせ処理機能)。ここで、位置合わせ処理とは、前記三次元エコーデータVD1と前記三次元エコーデータVD2とで、被検体における同一の部分を一一致させる処理である。

50

【 0 0 3 4 】

前記ステップ S 2 の処理について、具体的に図 1 3 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S 2 1 では、図 1 4 に示すように、前記回転処理部 5 2 1 が、前記三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 の向き D 1 , D 2 に基づいて、前記三次元エコーデータ V D 2 に対する前記三次元空間の座標軸 X 2 , Y 2 , Z 2 を、前記三次元エコーデータ V D 1 に対する前記三次元空間の座標軸 X 1 , Y 1 , Z 1 の向きと一致するように回転させる回転処理を行なう。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 2 2 では、前記関連処理部 5 2 2 が、前記三次元空間の座標軸が回転された状態の前記三次元エコーデータ V D 2 と前記三次元エコーデータ V D 1 との相関を演算し、前記三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 の位置合わせ（マッチング）を行なう。

10

【 0 0 3 6 】

相関を演算して位置合わせを行なう処理は、例えば上記特許文献 1 , 2 に記載されているように、二つのデータの相関を演算してその位置ずれ量（平行移動量と回転移動量）を演算する処理である。

【 0 0 3 7 】

以上のようにして前記三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 の位置合わせ処理が行われた後に、前記表示画像制御部 5 3 は、前記三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 に基づく超音波画像を前記表示部 6 に表示させてもよい。表示される超音波画像は、二次元画像であってもよいし三次元画像であってもよい。また、前記三次元エコーデータ V D 1 に基づく超音波画像 U G 1 と前記三次元エコーデータ V D 2 に基づく超音波画像 U G 2 とが、図 1 5 に示すように重ねて表示されてもよい。また、図 1 6 に示すように、前記超音波画像 U G 1 と前記超音波画像 U G 2 とが並べて表示されてもよい。

20

【 0 0 3 8 】

ちなみに、図 1 5、図 1 6 において、前記超音波画像 U G 1 , U G 2 は、簡略化して四角形で示されているが、このような形状に限られるものではない。

【 0 0 3 9 】

以上説明した本例によれば、複数の三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 の位置合わせ処理を行なうにあたり、これら三次元エコーデータ V D 1 , V D 2 に対する前記三次元空間の各々の座標軸の向きを、回転により一致させた後に、相関演算を行なうので、演算量を減らすことができ、またより正確な位置合わせをおこなうことができる。

30

【 0 0 4 0 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 0 4 1 】

本例の超音波診断装置 1 においては、前記超音波プローブ 2 は、図 1 7 に示すようにメカニカル 3 D プローブであり、振動子アレイ 2 0 0、ダンパー 2 1 0、モーター 2 2 0 を有し、これらを保護ケース 2 3 0 に収容することにより構成されている。前記振動子アレイ 2 0 0 は、例えば P Z T（チタン（Ti）酸ジルコン（Zr）酸鉛）セラミックス等の圧電材料によって形成される複数の振動子 2 0 0 a が、第一方向 a に沿って配列されることにより構成されている。かかる振動子アレイ 2 0 0 の一部の振動子 2 0 0 a を複数駆動することにより、超音波ビームが送信されるようになっている。そして、駆動する振動子 2 0 0 a を順次切り換えることにより、第一方向 a に電子的走査を行い、一の走査面 P が形成されるようになっている。

40

【 0 0 4 2 】

前記ダンパー 2 1 0 は、前記振動子アレイ 2 0 0 を駆動させて超音波ビームを被検体に送信した後に、前記振動子アレイ 2 0 0 の自由振動を抑制するものである。また、前記ダンパー 2 1 0 は、吸音効果を有する材料を用いて構成され、前記ダンパー 2 1 0 から後方のプローブケーブル 3 0 0 との接続側への超音波の不必要な伝搬を抑制するようになって

50

いる。

【0043】

前記モーター220は、前記振動子アレイ200を、機械的に前記振動子200aの配列方向（前記第一方向a）と直交する第二方向bに移動させる。これにより、第二方向bにおいて、複数の走査面P1, P2, P3, …, PX（Xはn番目の走査面であることを示す）を形成することができ、三次元の領域の走査を行なうことができるようになっている。

【0044】

ただし、本例では、前記超音波プローブ2は、三次元の領域に対する超音波の走査（二方向に対する走査）を行なう三次元プローブであればよく、上述のように機械的に三次元の領域の走査を行なうものに限られるものではない。前記超音波プローブ2は、電子的に三次元領域の走査を行なうものであってもよい。電子的な三次元領域の走査とは、前記第一方向aと前記第二方向b（図17参照）の両方向に電子的走査を行なう走査をいう。

10

【0045】

本例では、前記ステップS13において、前記磁気センサ信号処理部81によって特定される前記三次元空間における前記磁気センサ10の向きを、前記三次元空間における前記三次元エコーデータVDの向きD（x、y、z）とする。本例では、前記磁気センサ信号処理部81が、本発明における特定部の実施の形態の一例である。

【0046】

前記ステップS13以外の他の処理については第一実施形態と同様であり、説明を省略する。

20

【0047】

以上説明した本例によっても第一実施形態と同一の効果を得ることができる。

【0048】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。

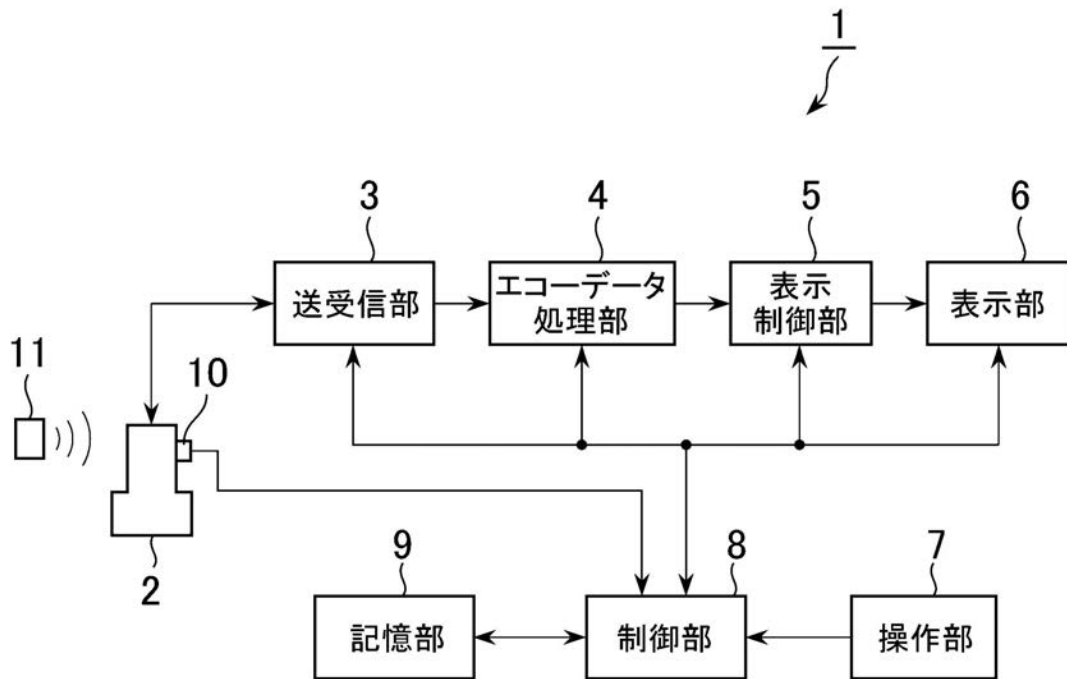
【符号の説明】

【0049】

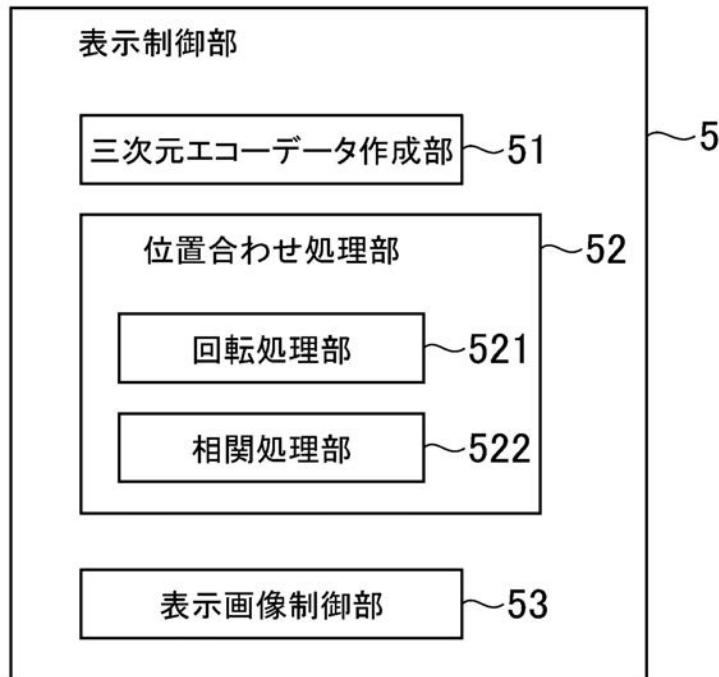
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 10 磁気センサ（位置センサ）
- 51 三次元エコーデータ作成部（特定部）
- 52 位置合わせ処理部
- 81 磁気センサ信号処理部（特定部）
- VD1、VD2 三次元エコーデータ

30

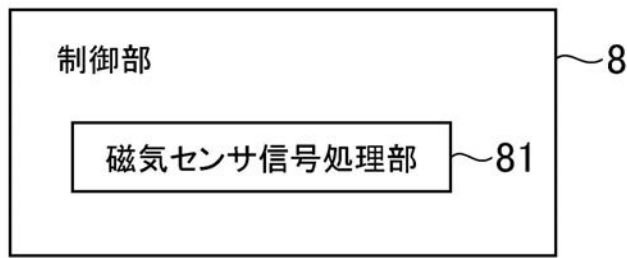
【図1】



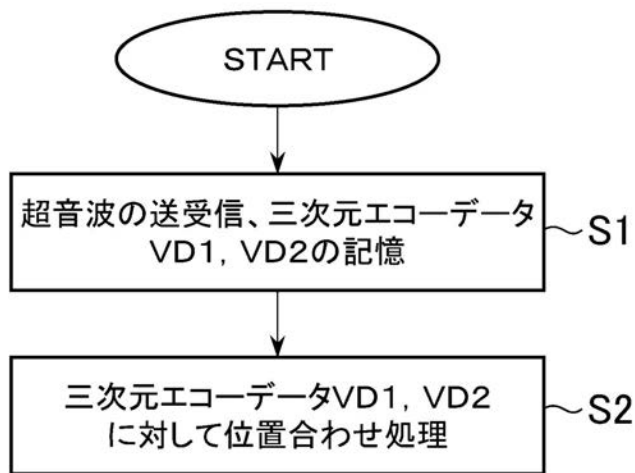
【図2】



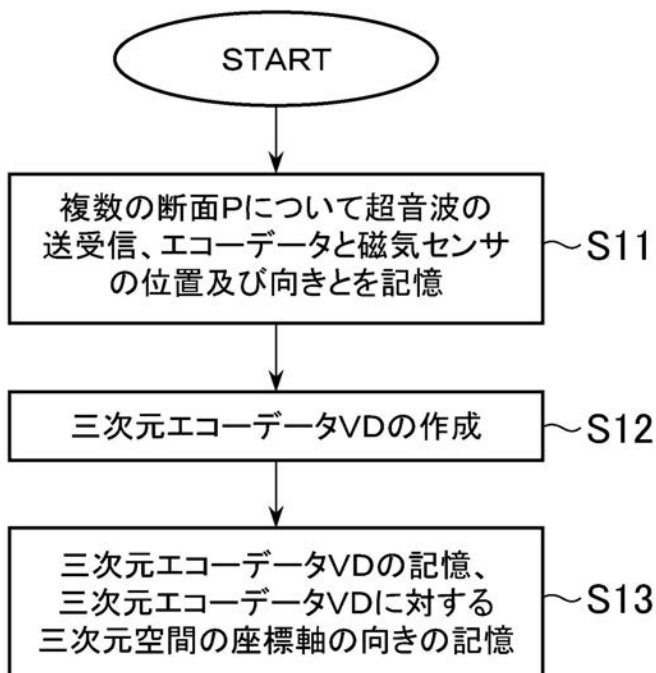
【 図 3 】



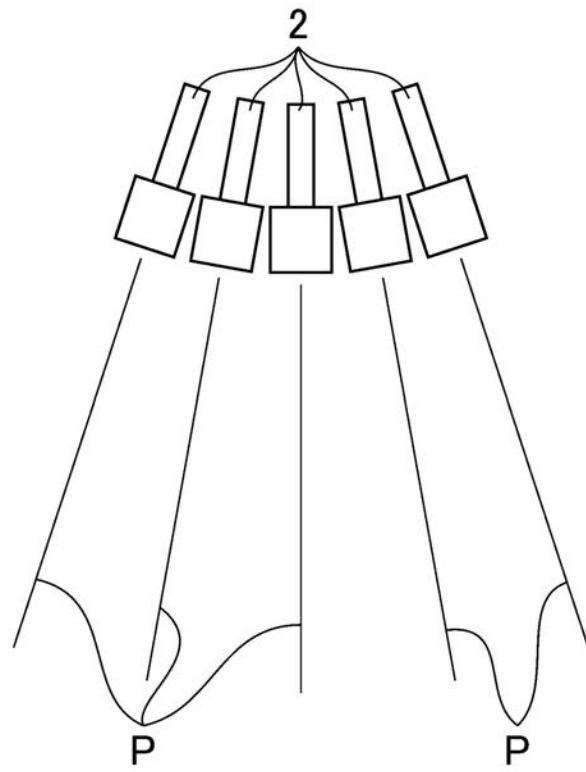
【 図 4 】



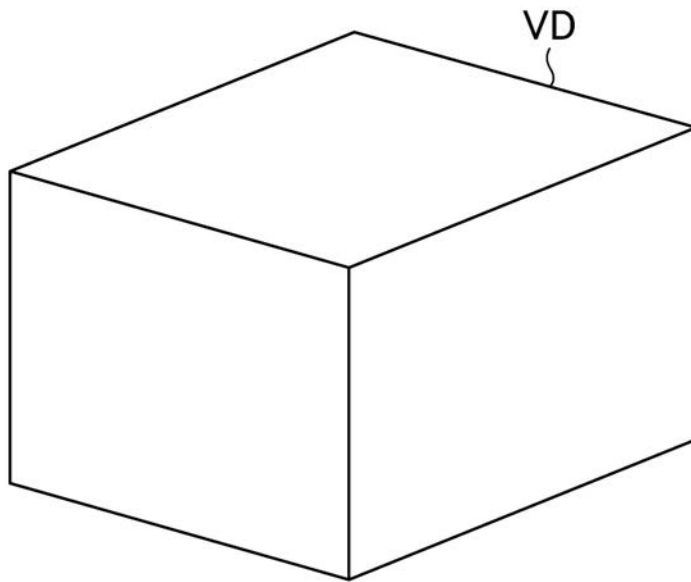
【 図 5 】



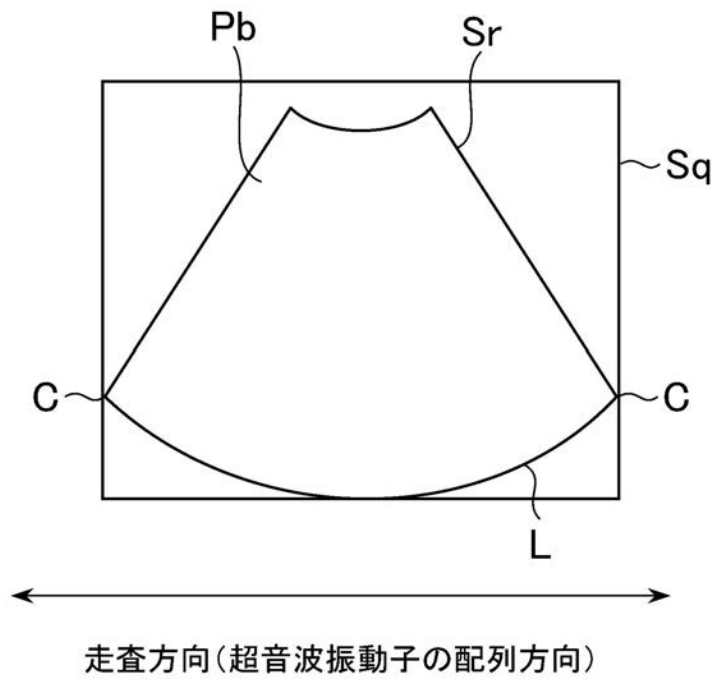
【 図 6 】



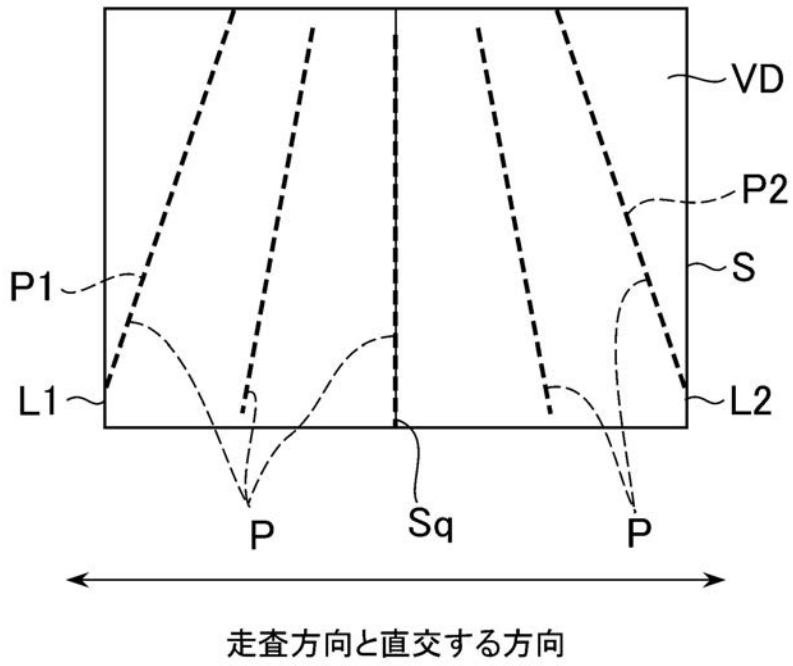
【 図 7 】



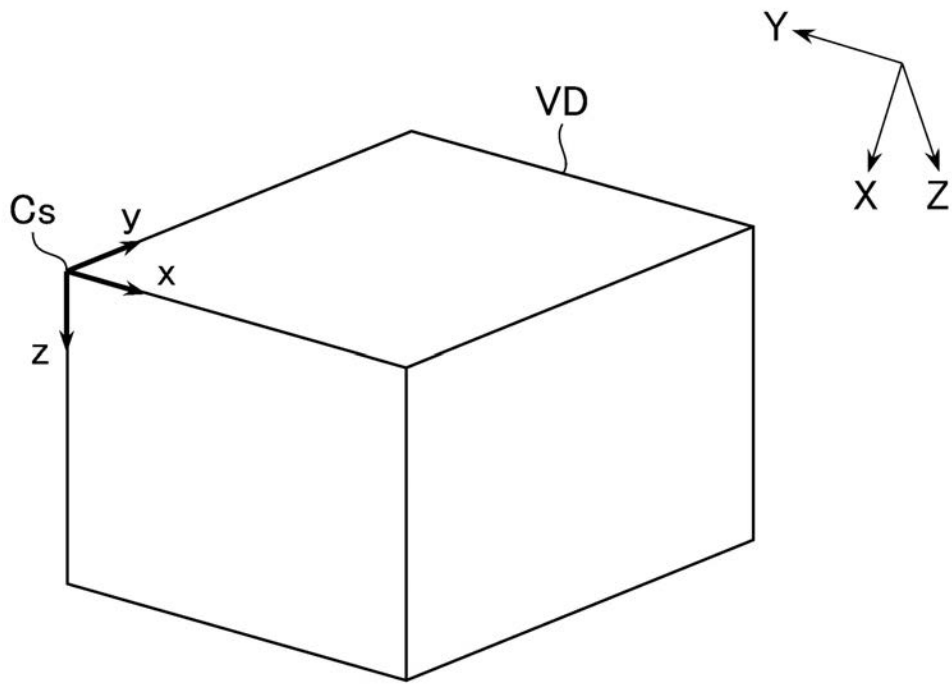
【図8】



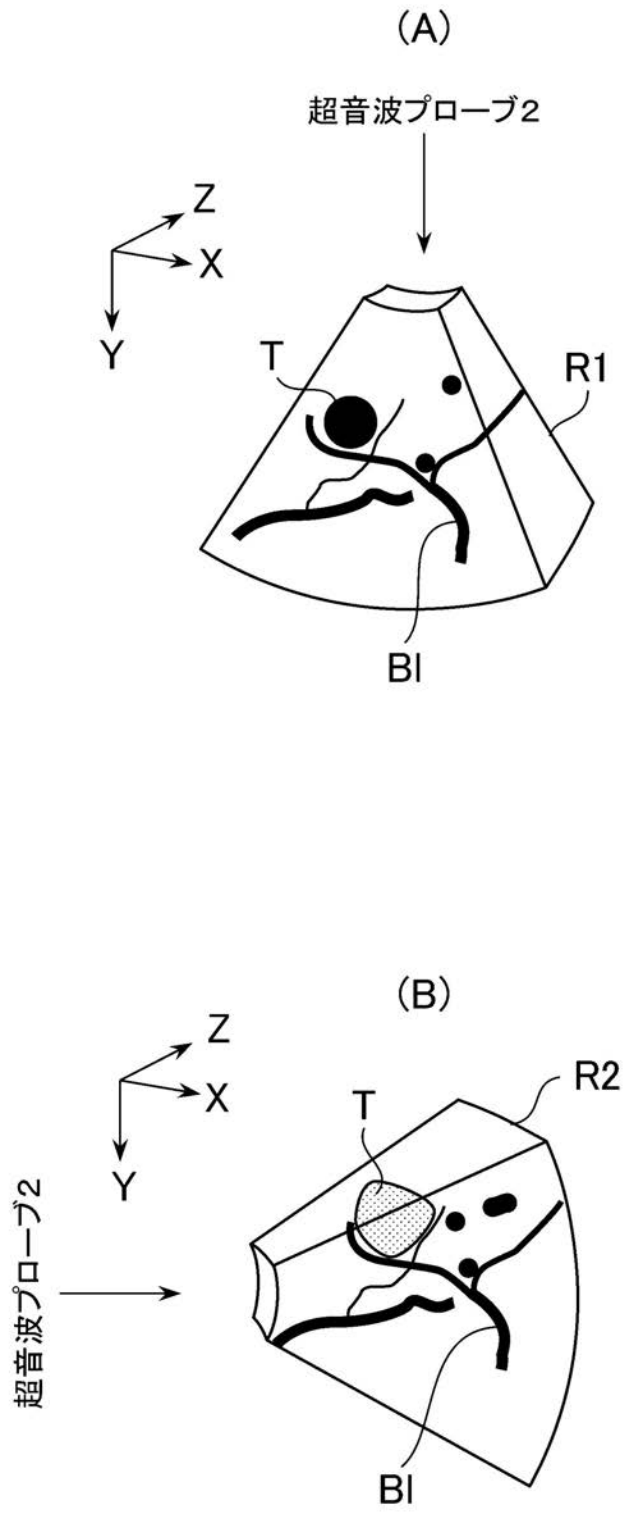
【図9】



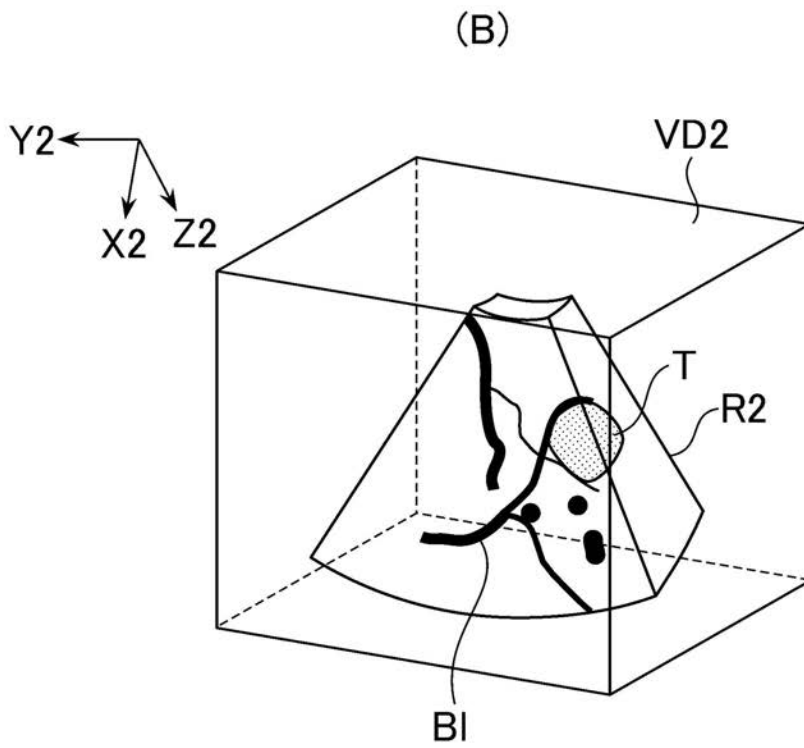
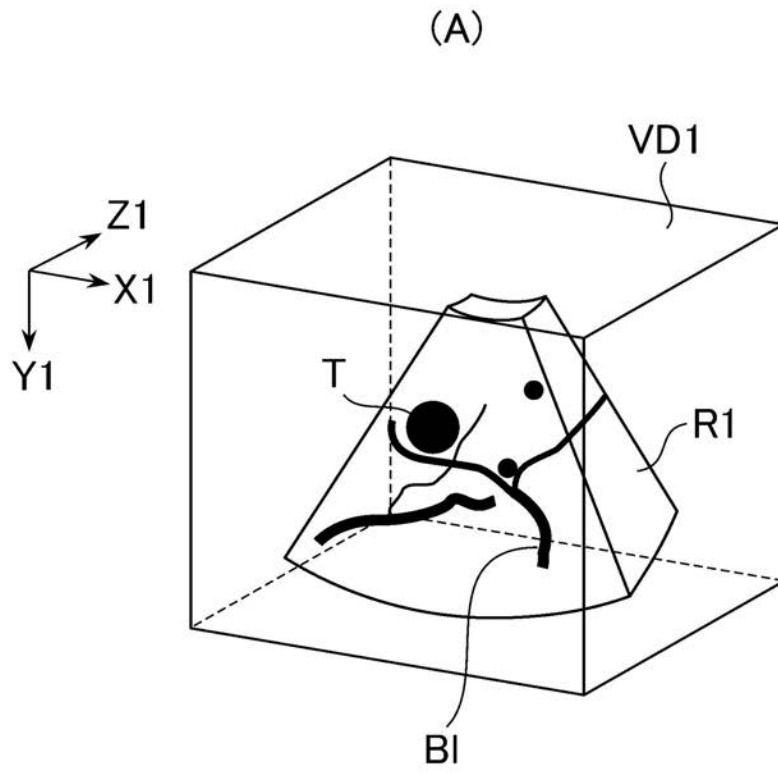
【 図 1 0 】



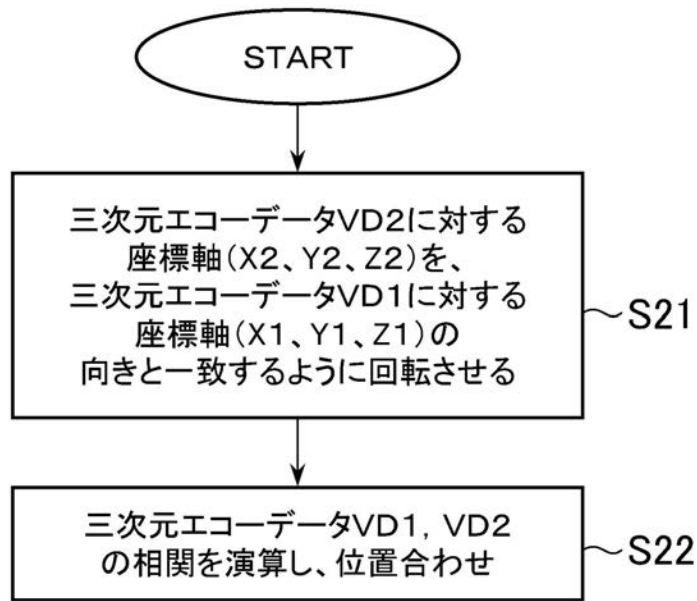
【図 11】



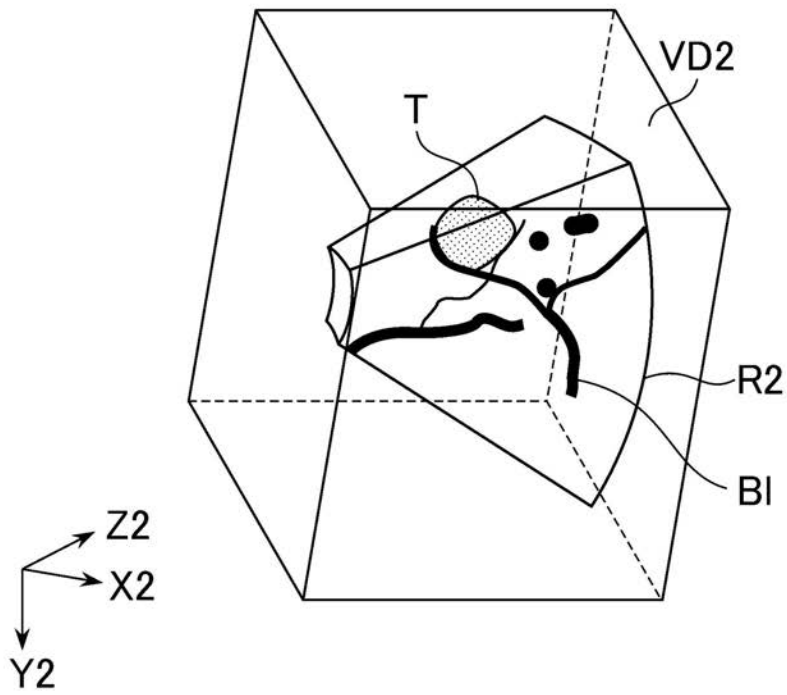
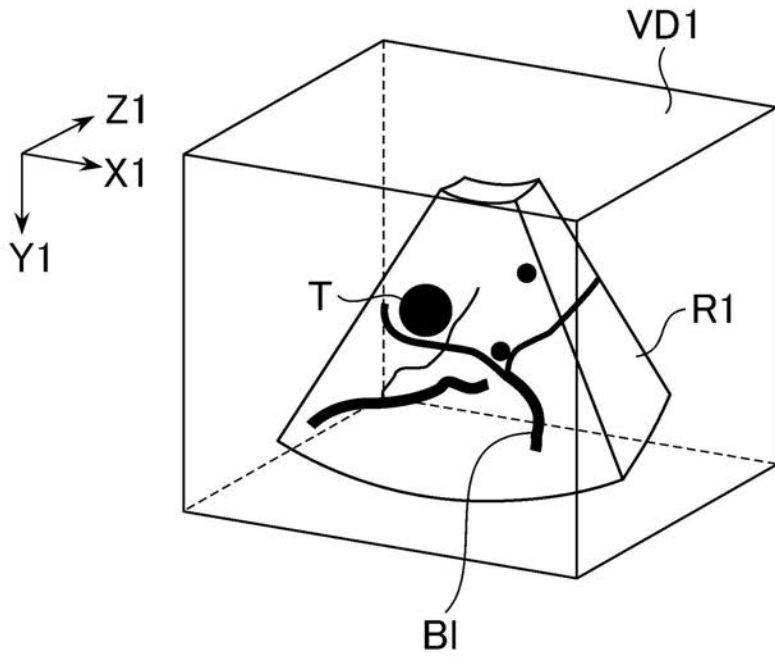
【 図 1 2 】



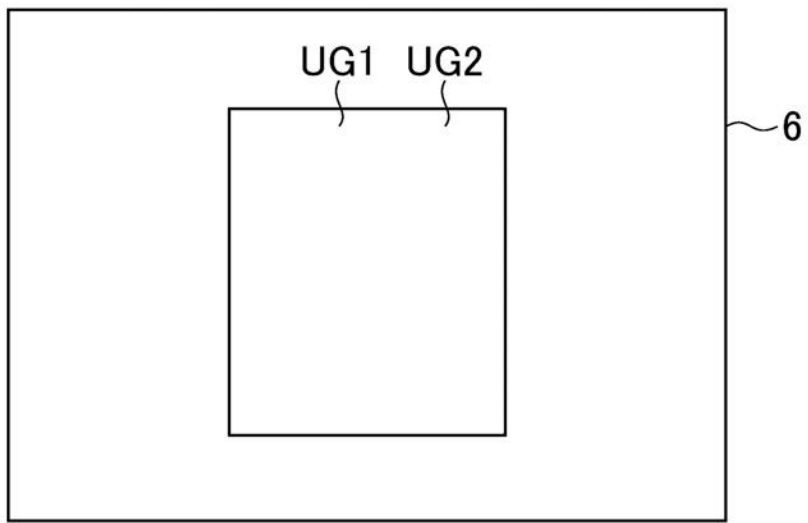
【図 13】



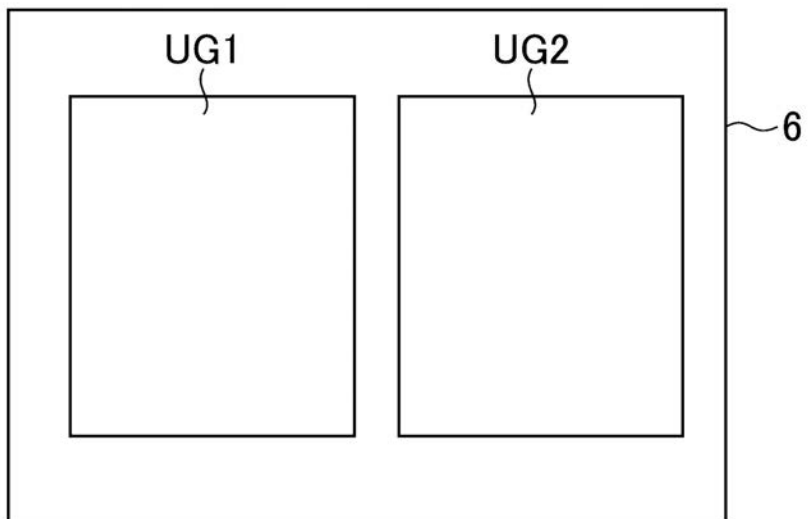
【 図 1 4 】



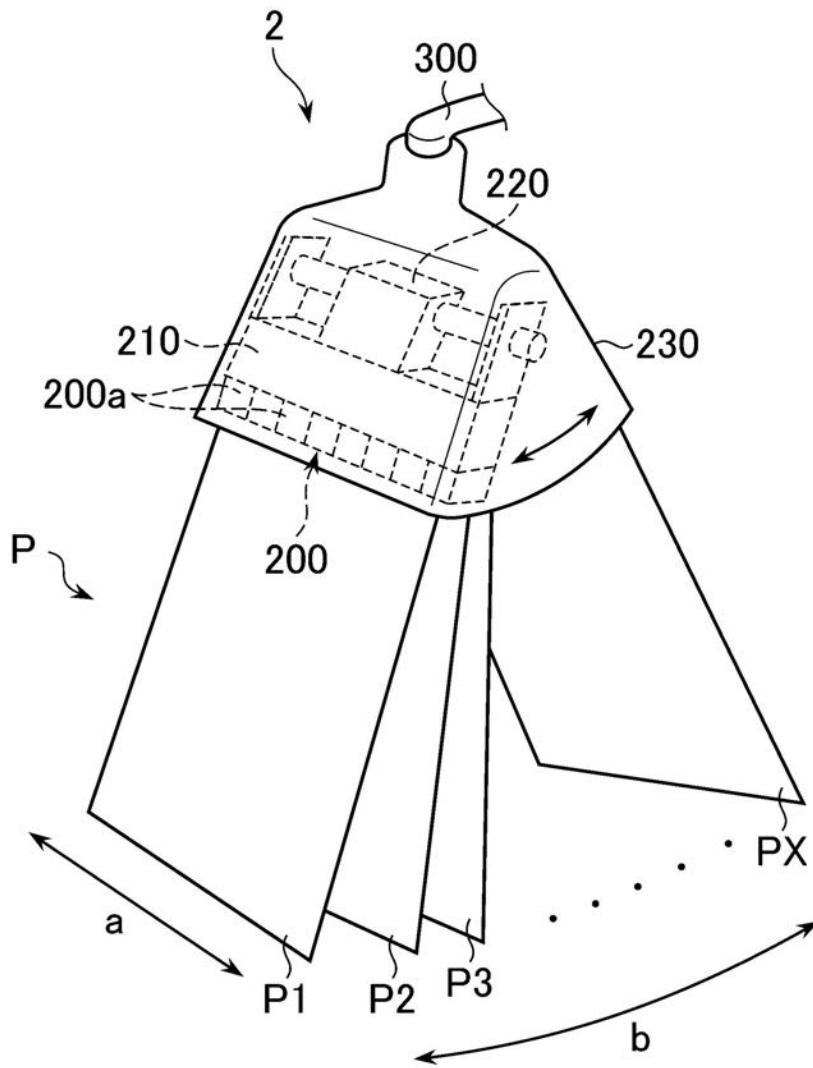
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 17 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB17 EE07 EE09 GA18 GA25 JB42 JC21 JC23
KK09 KK22 KK24 KK25 LL38
5B050 AA02 BA04 BA06 EA18 EA27

专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2013244245A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012120561	申请日	2012-05-28
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00 G06T19/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T19/00.A		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/ JB42 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38 5B050/AA02 5B050/BA04 5B050/BA06 5B050/EA18 5B050/EA27 4C601/JC32		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5908790B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声图像显示装置，允许以小的算术量精确对准。解决方案：超声图像显示装置包括对准处理部分52，其包括：旋转处理部分521，其将三维空间的坐标轴旋转到一个三维回波数据，以便与三维轴的方向一致基于一条三维回波数据和另一条三维回波数据的三维空间中的方向，将三维空间设置为另一条三维回波数据；相关处理部分522在旋转处理之后执行三维回波数据的相关处理，并执行三维回波数据的对准处理。

