

(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2011-110182

(P2011-110182A)

(43) 公開日 平成23年6月9日(2011.6.9)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|-------------------------|--------------------|-------------|
| A 6 1 B 8/06 (2006.01) | A 6 1 B 8/06 | 4 C 0 9 3 |
| A 6 1 B 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 5/05 3 9 0 | 4 C 0 9 6 |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 7 7 | 4 C 6 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-268479 (P2009-268479)
 (22) 出願日 平成21年11月26日 (2009.11.26)

(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 藤原 千織
 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
 Fターム(参考) 4C093 CA50 FF32 FG05 FG13
 4C096 AA18 AA20 DC32

最終頁に続く

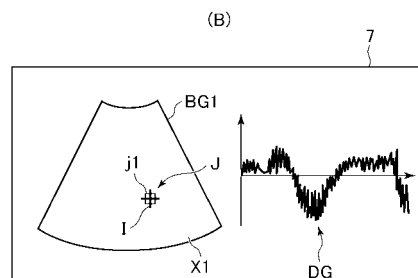
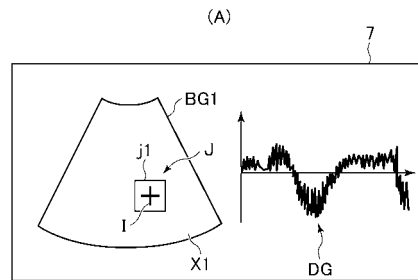
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ペンシルプローブを用いてドブラデータを取得する場合に、所望の位置においてドブラデータを取得できているかを容易に確認することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】Bモード画像BG1を表示する表示部7と、ペンシルプローブと、このペンシルプローブによってドブラデータを取得する連続波ドブラモードにおける観察対象を指示する指示表示Iを、前記表示部7に表示されたBモード画像BG1に設定する指示表示設定部と、前記ペンシルプローブの位置を検出する位置検出部と、この位置検出部の位置情報に基づいて特定される前記ペンシルプローブの走査位置と、前記指示表示Iによって指示された前記観察対象の位置との位置関係を示す位置関係表示Jを前記表示部7に表示させる位置関係表示設定部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

取得位置情報を有する医用画像データを記憶する記憶部と、
前記医用画像データに基づく医用画像を表示する表示部と、
一对の送信用と受信用の振動子を有し、連続波からなる超音波の送受信を行なってドプラデータを取得するペンシルプローブと、

該ペンシルプローブによってドプラデータを取得する連続波ドプラモードにおける観察対象を指示する指示表示を、前記表示部に表示された医用画像に設定する指示表示設定部と、

前記ペンシルプローブの位置を検出する位置検出部と、

該位置検出部の位置情報に基づいて特定される前記ペンシルプローブの走査位置と、前記指示表示によって指示された観察対象の位置であって前記取得位置情報に基づいて特定される位置との位置関係を示す位置関係表示を前記表示部に表示させる位置関係表示設定部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記医用画像データは、前記位置検出部で検出される位置情報と同一座標系の位置情報を有する超音波画像データであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記医用画像データは、超音波画像以外の医用画像のデータであって、前記位置検出部で検出される位置情報とは別の座標系の位置情報を有する医用画像データであり、

前記位置関係表示設定部は、前記医用画像データの座標系と前記位置検出部で検出される位置情報の座標系との位置合わせ処理を行なった上で前記ペンシルプローブの走査位置と前記観察対象の位置との位置関係を特定し、前記位置関係表示の表示を行なう

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記ペンシルプローブによってパルス波からなる超音波の送受信を行ないながら被検体の体表面を移動させて得られた所定断面のエコーデータに基づく超音波画像と、前記医用画像データに基づく医用画像であって前記超音波画像と同一断面の医用画像とが前記表示部に表示されて、前記位置合わせ処理が行なわれる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記位置関係表示は、前記指示表示が設定された医用画像上に表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ペンシルプローブによる走査音線を含む断面の走査音線面医用画像を、前記医用画像データに基づいて表示させる表示画像作成部を備え、

前記位置関係表示は、前記走査音線面医用画像上に表示される

ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置検出部は、前記ペンシルプローブに取り付けられた位置センサを含んで構成され、

前記ペンシルプローブによる走査音線を含む断面は、前記位置センサと前記走査音線を含む断面である

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記医用画像データは、三次元領域の走査で得られた超音波画像データであ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診断装置。

【請求項 9】

前記表示部に表示された医用画像は、前記三次元領域の超音波画像データに基づく任意

50

断面の超音波画像であることを特徴とする請求項 8 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、心臓などの検査に使用されるペンシルプローブによって連続波からなる超音波を送受信し、得られたエコー信号に基づくドブラ画像を表示させる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送信を行なってそのエコー信号を取得し、エコー信号に基づく超音波画像を表示させるものである。このような超音波診断装置として、連続波（CW：Continuous Wave）ドブラモードによるドブラ画像を表示させ、血流の速度を観察することができるものがある。

【0003】

連続波ドブラモードでは、連続波からなる超音波を送受信し、得られたエコー信号の周波数解析を行なって周波数スペクトラムを求める。そして、この周波数スペクトラムに基づくドブラ画像を表示する。

【0004】

連続波からなる超音波の送受信は、振動子が超音波の送受信面にアレイ状に配列されたアレイ型の超音波プローブを用いて行なうことができる。このアレイ型の超音波プローブは、Bモード画像を作成するためのパルス波からなる超音波の送受信を行なうこともできるが、連続波ドブラモード時には、アレイ状に配列された振動子を送信用と受信用とに分けて連続波からなる超音波の送受信を行なう。

【0005】

また、このようなアレイ型の超音波プローブの他にも、連続波からなる超音波の送受信を行なう超音波プローブとして、一对の送信用と受信用の振動子を有するペンシルプローブが知られている（例えば、特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-304841号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、前記アレイ型の超音波プローブを用いて連続波ドブラモードの撮影を行なう場合、先ずBモード用の超音波の送受信を行なってBモード画像を表示させ、このBモード画像上の観察対象にカーソル（cursor）を設定する。そして、Bモード用の送受信時と超音波プローブの位置を変えずに、前記カーソルを通る音線上において連続波ドブラモードの超音波の送受信を行ない、ドブラデータを取得する。これにより、所望の位置におけるドブラデータの取得が可能である。

【0008】

しかし、前記ペンシルプローブは、一对の送信用と受信用の振動子しか有さないため、このペンシルプローブで得られたエコー信号から通常のBモード画像を作成してこれを表示することはできない。従って、ペンシルプローブを用いて連続波ドブラモードの送受信を行なう場合には、Bモード画像上において走査位置を特定して送受信を行なうことができない。このようなことから、従来前記ペンシルプローブを用いる場合には、アレイ型の超音波プローブとは異なり、操作者の経験と勘から走査位置を定めて送受信を行なう必要があった。

【0009】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、その解決しようとする課題は

10

20

30

40

50

、ペンシルプローブを用いてドブラデータを取得する場合に、所望の位置においてドブラデータを取得できているかを容易に確認することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、取得位置情報を有する医用画像データを記憶する記憶部と、前記医用画像データに基づく医用画像を表示する表示部と、一对の送信用と受信用の振動子を有し、連続波からなる超音波の送受信を行なってドブラデータを取得するペンシルプローブと、該ペンシルプローブによってドブラデータを取得する連続波ドブラモードにおける観察対象を指示する指示表示を、前記表示部に表示された医用画像に設定する指示表示設定部と、前記ペンシルプローブの位置を検出する位置検出部と、該位置検出部の位置情報に基づいて特定される前記ペンシルプローブの走査位置と、前記指示表示によって指示された観察対象の位置であって前記取得位置情報に基づいて特定される位置との位置関係を示す位置関係表示を前記表示部に表示させる位置関係表示設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0011】

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記医用画像データは、前記位置検出部で検出される位置情報と同一座標系の位置情報を有する超音波画像データであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第3の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記医用画像データは、超音波画像以外の医用画像のデータであって、前記位置検出部で検出される位置情報とは別の座標系の位置情報を有する医用画像データであり、前記位置関係表示設定部は、前記医用画像データの座標系と前記位置検出部で検出される位置情報の座標系との位置合わせ処理を行なった上で前記ペンシルプローブの走査位置と前記観察対象の位置との位置関係を特定し、前記位置関係表示の表示を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0013】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記ペンシルプローブによってパルス波からなる超音波の送受信を行ないながら被検体の体表面を移動させて得られた所定断面のエコーデータに基づく超音波画像と、前記医用画像データに基づく医用画像であって前記超音波画像と同一断面の医用画像とが前記表示部に表示されて、前記位置合わせ処理が行なわれることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0014】

第5の観点の発明によれば、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記位置関係表示は、前記指示表示が設定された医用画像上に表示されることを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第6の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記ペンシルプローブによる走査音線を含む断面の走査音線面医用画像を、前記医用画像データに基づいて表示させる表示画像作成部を備え、前記位置関係表示は、前記走査音線面医用画像上に表示されることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0016】

第7の観点の発明によれば、第6の観点の発明において、前記位置検出部は、前記ペンシルプローブに取り付けられた位置センサを含んで構成され、前記ペンシルプローブによる走査音線を含む断面は、前記位置センサと前記走査音線を含む断面であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

第8の観点の発明は、第1～7のいずれか一の観点の発明において、前記医用画像データは、三次元領域の走査で得られた超音波画像データであることを特徴とする超音波診断装置である。

50

【 0 0 1 8 】

第 9 の観点の発明は、第 8 の観点の発明において、前記表示部に表示された医用画像は、前記三次元領域の超音波画像データに基づく任意断面の超音波画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、前記ペンシルプローブの走査位置と前記連続波ドプラモードにおける観察対象の位置との位置関係を示す位置関係表示が表示されるので、所望の位置においてドプラデータを取得できているかを容易に確認することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【 図 2 】超音波プローブの外観構成を示す図であり、(A) は正面図、(B) は平面図である。

【 図 3 】図 1 に示す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 4 】第一実施形態の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 】所望断面の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 6 】所望断面の B モード画像に指示表示が設定された表示部を示す図である。

【 図 7 】位置関係表示が表示された所望断面の B モード画像とドプラ画像とが表示された表示部を示す図であり、(A) はペンシルプローブの走査位置と連続波ドプラモードにおける観察対象の位置との距離が大きい状態を示す図、(B) はペンシルプローブの走査位置と連続波ドプラモードにおける観察対象の位置との距離が小さい状態を示す図である。

【 図 8 】ペンシルプローブによる超音波の走査によって形成される音線が、連続波ドプラモードにおける観察対象を通る場合における位置関係表示を示す図である。

【 図 9 】第一実施形態の第一変形例における表示部の表示の一例を示す図であり、(A) はペンシルプローブによる超音波の走査によって形成される音線が、連続波ドプラモードにおける観察対象を通過していない状態を示す図、(B) はペンシルプローブによる超音波の走査によって形成される音線が、連続波ドプラモードにおける観察対象を通過している状態を示す図である。

【 図 1 0 】第一実施形態の第二変形例における表示部の表示の一例を示す図であり、(A) はペンシルプローブの走査位置と連続波ドプラモードにおける観察対象の位置との距離が大きい状態を示す図、(B) はペンシルプローブの走査位置と連続波ドプラモードにおける観察対象の位置との距離が小さい状態を示す図である。

【 図 1 1 】第一実施形態の第二変形例において、ペンシルプローブによる超音波の走査によって形成される音線が、連続波ドプラモードにおける観察対象を通る場合における位置関係表示を示す図である。

【 図 1 2 】第一実施形態の第三変形例において、ペンシルプローブによる超音波の走査によって形成される音線を含む所定断面の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 1 3 】第二実施形態の超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【 図 1 4 】パルス波からなる超音波の送受信を行なうペンシルプローブの移動と超音波の走査断面を示す説明図である。

【 図 1 5 】ペンシルプローブで取得されたエコーデータに基づく B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 1 6 】図 1 5 で示された B モード画像と X 線 C T 画像とが並んで表示された表示部を示す図である。

【 図 1 7 】連続波ドプラモードにおける観察対象を含む断面の X 線 C T 画像が表示された表示部を示す図である。

【 図 1 8 】図 1 7 に示す X 線 C T 画像に指示表示が表示された表示部を示す図である。

10

20

30

40

50

【図19】位置関係表示が表示された所望断面のX線CT画像とドブラ画像とが表示された表示部を示す図である。

【図20】パルス波からなる超音波の送受信を行なうペンシルプローブの移動と超音波の走査断面の他例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図1～図8に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、Bモード処理部4、ドブラ処理部5、表示制御部6、表示部7、制御部8、操作部9及び磁気発生部10を備える。

10

【0022】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ2としては、アレイ型の超音波プローブ2Aとペンシルプローブ2Pとが使用される。前記アレイ型の超音波プローブ2Aは、後述するようにBモードの送受信を行なう。このアレイ型の超音波プローブ2Aとしては、例えばリニア型、セクタ型、コンベックス型などの超音波プローブが挙げられる。一方、前記ペンシルプローブ2Pは、本例では連続波ドブラモードの送受信を行なう。

【0023】

前記超音波プローブ2には、磁気受信部11a, 11bが取り付けられている。この磁気受信部11a, 11bは、前記磁気発生部10からの磁気を検出する。前記磁気受信部11a, 11bの検出信号は、前記表示制御部6の後述する位置算出部61へ入力されるようになっている。

20

【0024】

前記磁気受信部11a, 11bは、取付け用のアタッチメント(図示省略)を介して前記超音波プローブ2に取り付けられるようになっている。そして、これら磁気受信部11a, 11bは、図2に示すように、前記ペンシルプローブ2Pに取り付けられた状態においては、前記ペンシルプローブ2Pによる超音波の走査によって形成される音線Lの位置を挟んで互いに対向するようにして取り付けられている。なお、図2において、前記超音波プローブ2のプローブケーブルは図示省略されている。

30

【0025】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。前記送受信部3は、前記超音波プローブ2としてアレイ型の超音波プローブ2Aを駆動させる場合、三次元領域においてBモード用の走査が行なわれるように前記超音波プローブ2を駆動させる。すなわち、Bモード用の走査では、複数の走査面における走査を行なうことにより、三次元領域におけるエコーデータが取得される。

【0026】

一方、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2がペンシルプローブ2Pである場合、連続波ドブラモードの走査が行なわれるように前記超音波プローブ2を駆動させる。ちなみに、前記ペンシルプローブ2Pを用いた連続波ドブラモードでは、特定の音線分の走査で得られたドブラデータに基づくドブラ画像が表示される。

40

【0027】

また、送受信部3は、前記超音波プローブ2で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部3で信号処理されたエコーデータは、前記Bモード処理部4及び前記ドブラ処理部5に出力される。

【0028】

前記Bモード処理部4は、Bモード時において、前記送受信部3から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行ない、Bモードデータを作成する。

【0029】

50

前記ドブラ処理部 5 は、連続波ドブラモード時に、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータについて、高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) によって周波数解析を行ない、そのスペクトル成分を流速値に変換して流速スペクトルのデータからなるドブラデータを作成する。

【0030】

前記表示制御部 6 は、図 3 に示すように、位置算出部 6 1、メモリ 6 2、表示画像作成部 6 3、指示表示設定部 6 4、位置関係表示設定部 6 5 を有している。前記位置算出部 6 1 は、前記磁気受信部 1 1 a, 1 1 b のいずれかの検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 0 を基準点とする前記超音波プローブ 2 の位置及び角度を算出する。前記磁気発生部 1 0、前記磁気受信部 1 1 a, 1 1 b 及び位置算出部 6 1 は、本発明における位置検出部の実施の形態の一例である。

10

【0031】

また、前記位置算出部 6 1 は、前記超音波プローブ 2 の位置及び角度の情報に基づいて、前記超音波プローブ 2 による走査位置を算出する。ここで、前記超音波プローブ 2 による走査位置とは、前記音線 L の位置を云うものとする。ちなみに、前記磁気受信部 1 1 a, 1 1 b の位置を基準にした前記音線 L の位置が予め設定されているものとする。

【0032】

このように前記位置算出部 6 1 によって走査位置の算出を行なうことにより、前記超音波プローブ 2 がアレイ型の超音波プローブ 2 A である場合、三次元の走査領域における B モードデータの位置情報が得られる。この位置情報は、本発明における取得位置情報の実施の形態の一例である。また、前記超音波プローブ 2 がペンシルプローブ 2 P である場合にも、このペンシルプローブ 2 P による走査位置情報が得られる。

20

【0033】

前記メモリ 6 2 には、三次元の走査領域における音線毎の B モードデータが、その位置情報とともに記憶される。前記メモリ 6 2 は、本発明における記憶部の実施の形態の一例であり、前記 B モードデータは、本発明における記憶部に記憶される医用画像データ及び超音波画像データの実施の形態の一例である。

【0034】

ここで、前記超音波プローブ 2 で得られたエコーデータであって、後述の B モード画像データに変換される前のデータをローデータ (Raw Data) と云うものとする。前記メモリ 6 2 に格納される B モードデータは、ローデータである。そして、本発明において記憶部に記憶される医用画像データには、このローデータも含まれるものとする。

30

【0035】

前記表示画像作成部 6 3 は、前記 B モードデータに基づいて、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データを作成する。また、前記ドブラデータに基づいて、流速スペクトルを示すドブラ画像データを作成する。そして、前記表示画像作成部 6 3 は、前記 B モード画像データに基づく B モード画像を前記表示部 7 に表示させる。また、前記表示画像作成部 6 3 は、前記ドブラ画像データに基づくドブラ画像を前記表示部 7 に表示させる。

【0036】

前記表示画像作成部 6 3 は、B モード画像として、三次元の走査領域の中から選択された任意の断面の断層像を表示させる。この任意の断面の B モード画像は、本発明において表示部に表示される医用画像の実施の形態の一例であり、また前記表示部 7 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

40

【0037】

前記指示表示設定部 6 4 は、前記表示部 7 に表示された任意の断面の B モード画像に、前記ペンシルプローブ 2 P によってドブラデータを取得する連続波ドブラモードにおける観察対象を指示する指示表示 I を設定する。この指示表示 I は、十字形のカーソルで構成されている (図 6 ~ 図 8 参照)。前記指示表示設定部 6 4 は、前記操作部 9 からの入力により、指定された位置に前記指示表示 I を設定する。このようにして前記指示表示 I が設

50

定されると、前記 B モードデータが有する位置情報に基づいて、連続波ドプラモードにおける観察対象の位置が特定される。前記指示表示設定部 6 4 及び前記操作部 1 0 は、本発明における指示表示設定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 8 】

連続波ドプラモードにおける観察対象は、例えば連続波ドプラモードにおいて血流速度を測定したい部分などである。ただし、連続波ドプラモードにおいては、特定の部位のドプラ成分の検出ではなく、超音波の走査によって形成される音線上の全てのドプラ成分の検出が行なわれるので、実際に得られるドプラデータは観察対象そのもののデータではなく、観察対象を含むデータとなる。

【 0 0 3 9 】

前記位置関係表示設定部 6 5 は、前記位置算出部 6 1 で得られたペンシルプローブ 2 P の走査位置と、前記指示表示 I によって指示された前記観察対象の位置との位置関係を示す位置関係表示 J を前記表示部 7 に表示させる（図 7、図 8 参照）。この位置関係表示 J は、四角形 j 1 の輪郭線からなる表示であり、前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置と前記観察対象の位置との距離に応じて四角形 j 1 の面積が変わる表示である。前記位置関係表示設定部 6 5 は、本発明における位置関係表示設定部の実施の形態の一例である。連続波ドプラモードにおいて、操作者は、後述の位置関係表示 J を見ながら、前記ペンシルプローブ 2 P による超音波の走査によって形成される音線が前記観察対象を通るように、前記ペンシルプローブ 2 P の位置や角度などを調節する。

【 0 0 4 0 】

ここで、前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置と前記観察対象の位置との距離とは、前記ペンシルプローブ 2 P による超音波の走査によって形成される音線上における特定の点と前記観察対象の位置との距離を云う。前記特定の点は、前記音線上において、前記超音波プローブ 2 における超音波の送受信面からの距離が、体表面から前記観察対象までの距離と等しい点である。

【 0 0 4 1 】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) で構成され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、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。また、前記操作部 9 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。

【 0 0 4 2 】

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 S 1 では、前記超音波プローブ 2 としてアレイ型の超音波プローブ 2 A を用いて三次元の走査領域における超音波の送受信を行ない、エコーデータを取得する。前記 B モード処理部 4 は、エコーデータに基づいて B モードデータを作成する。そして、この B モードデータは、その位置情報とともに前記メモリ 6 2 に記憶される。

【 0 0 4 3 】

次に、ステップ S 2 では、前記表示画像作成部 6 3 が三次元の走査領域の中から任意の断面の B モード画像を前記表示部 7 に表示させる。前記表示画像作成部 6 3 は、前記操作部 9 における指示入力に基づいて B モード画像を表示させる。そして、操作者は、前記操作部 9 を操作して、図 5 に示すように、連続波ドプラモードにおける観察対象を含む断面、すなわち所望断面 X 1 の B モード画像 B G 1 を前記表示部 7 に表示させる。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 2 において、前記所望断面 X 1 の B モード画像 B G 1 が表示されると、ステップ S 3 では、前記指示表示設定部 6 4 は、前記操作部 9 の指示入力によって前記 B モード画像 B G 1 上に指示表示 I を表示させる。そして、操作者は、前記操作部 9 のポインティングデバイス等を用いて前記指示表示 I を移動させ、図 6 に示すように、連続波ドプラモードにおける観察対象に指示表示 I を設定する。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

次に、ステップ S 4 では、前記所望断面 X 1 の B モード画像 B G 1 が前記表示部 7 に表示された状態で、前記ペンシルプローブ 2 P が連続波ドブラからなる超音波の送受信を行なってエコーデータを取得する。そして、前記ドブラ処理部 5 は、得られたエコーデータに基づいてドブラデータを作成し、前記表示画像作成部 6 3 は、図 7 に示すようにドブラ画像 D G を前記表示部 7 に表示させる。ドブラ画像 D G は、横軸が時間、縦軸が速度を表しており、前記 B モード画像 B G 1 と並ぶようにして前記表示部 7 に表示される。

【 0 0 4 6 】

また、ステップ S 4 では、前記ドブラ画像 D G が表示されるとともに、前記位置関係表示設定部 6 5 が、前記 B モード画像 B G 1 に位置関係表示 J を表示させる。前記位置関係表示設定部 6 5 は、前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置情報と連続波ドブラモードにおける観察対象の位置情報とに基づいて、前記位置関係表示 J を表示させる。前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置は、上述のように、前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報に基づいて特定される。また、前記連続波ドブラモードにおける観察対象の位置は、上述のように、前記 B モードデータの位置情報に基づいて特定される。

10

【 0 0 4 7 】

ここで、前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報も、前記 B モードデータの位置情報も、前記磁気発生部 1 0 で発生する磁気を前記磁気受信部 1 1 a , 1 1 b で検出して得られるものであり、ともに同一座標系の位置情報である。ただし、B モードデータを取得するためのアレイ型の超音波プローブ 2 A による送受信時と、前記ペンシルプローブ 2 P による送受信時とにおいて、被検体が移動していないことが前提となる。従って、前記位置関係表示設定部 6 5 は、同一座標系に属する前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報と前記 B モードデータの位置情報とに基づいて前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置と前記観察対象の位置とを特定して、前記位置関係表示 J を表示させることができる。

20

【 0 0 4 8 】

ちなみに、前記 B モードデータは、前記磁気発生部 1 0 、前記磁気受信部 1 1 a , 1 1 b 及び位置算出部 6 1 で検出される位置情報と同一座標系の位置情報を有するデータと云える。前記 B モードデータは、本発明において位置検出部で検出される位置情報と同一座標系の位置情報を有する超音波画像データの実施の形態の一例である。

30

【 0 0 4 9 】

前記位置関係表示 J は、図 7 (A) (B) に示すように、前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置と連続波ドブラモードにおける観察対象の位置との距離が大きくなるほど面積が大きくなり (図 7 (A)) 、また前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置と前記観察対象の位置との距離が小さくなるほど面積が小さくなる (図 7 (B)) 。そして、前記位置関係表示 J は、前記ペンシルプローブ 2 P による超音波の走査によって形成される音線 L が、前記観察対象の位置を通る場合、図 8 に示すように、点 j 2 で表示される。従って、操作者は、前記位置関係表示 J が点 j 2 で表示されるように、前記ペンシルプローブ 2 P の位置や角度などを調節する。

【 0 0 5 0 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、前記位置関係表示 J が表示されるので、所望の位置においてドブラデータを取得できているかを容易に確認することができる。

40

【 0 0 5 1 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について図 9 に基づいて説明する。この第一変形例では、前記ペンシルプローブ 2 P による超音波の走査によって形成される音線 L を含む所定断面 X 2 が、前記所望断面 X 1 と一致する場合、すなわち前記音線 L が前記所望断面 X 1 上に存在する場合、前記位置関係表示設定部 6 5 は、図 9 に示すように、前記所望断面 X 1 の B モード画像 B G 1 上に前記音線 L の位置を示す線分 j 3 からなる位置関係表示 J を表示させてもよい。図 9 (A) に示すように、前記線分 j 3 が前記指示表示 I 上を通過していなければ、所望の位置のドブラデータが得られていないことが分かり、また図 9 (B) に示すように、前記線分 j 3 が前記指示表示 I 上を通過

50

ていれば、所望の位置のドブラデータが得られていることが分かる。従って、操作者は、図9(B)の状態になるように、前記ペンシルプローブ2Pの位置や角度などを調節する。

【0052】

ここで、前記音線Lを含む所定断面X2について説明する。前記ペンシルプローブ2Pに対して、前記磁気受信部11a, 11bは、前記音線Lを挟んで互いに対向するようにして取り付けられている。従って、前記磁気受信部11a, 11bを通り、なおかつ前記音線Lを含む断面を前記所定断面X2とする。

【0053】

前記位置算出部61は、磁気受信部11a, 11bを通る断面を特定するため、これら磁気受信部11a, 11bの検出信号に基づいて、前記磁気受信部11a, 11bの位置を算出する。そして、前記位置関係表示設定部65は、前記位置算出部61で得られた前記磁気受信部11a, 11bの位置情報と音線Lの位置とに基づいて、前記所定断面X2を特定する。前記位置関係表示設定部65は、このようにして特定された所定断面X2が前記所望断面X1と一致している場合には、前記Bモード画像BG1に、前記線分j3からなる前記位置関係表示Jを表示させる。

【0054】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、図10に示すように、二本の破線j4からなる位置関係表示Jが表示される。この第二変形例の位置関係表示Jは、前記ペンシルプローブ2Pの走査位置と連続波ドブラモードにおける観察対象の位置との距離に応じて二本の破線j4の間隔が変わる表示である。具体的には、前記ペンシルプローブ2Pの走査位置と前記観察対象の位置との距離が大きくなるほど、二本の破線j4の間隔が広くなり(図10(A))、また前記ペンシルプローブ2Pの走査位置と前記観察対象の位置との距離が小さくなるほど、二本の破線j4の間隔が狭くなる(図10(B))。そして、前記位置関係表示Jは、前記ペンシルプローブ2Pによる超音波の走査によって形成される音線Lが、前記観察対象の位置を通る場合、図11に示すように、線分j3で表示される。従って、操作者は、前記位置関係表示Jが線分j3で表示されるように、前記ペンシルプローブ2Pの位置や角度などを調節する。

【0055】

なお、この第二変形例においても、前記音線Lが前記所望断面X1に存在する場合、第一変形例と同様に、所望断面X1のBモード画像BG1上に線分j3を表示するようにしてもよい(図9参照)。

【0056】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、図4に示すフローチャートのステップS4において、前記ペンシルプローブ2Pが連続波からなる超音波の送受信を開始すると、図12に示すように、前記表示画像作成部63が、前記音線Lを含む前記所定断面X2のBモード画像BG2を前記表示部7に表示させる。前記Bモード画像BG2は、前記指示表示Iが設定されたBモード画像BG1に代わって表示される。そして、前記位置関係表示設定部65が、前記Bモード画像BG2に前記位置関係表示Jを表示させる。ここでは、前記破線j4からなる位置関係表示Jが表示されている。前記所定断面X2は、本発明におけるペンシルプローブによる走査音線を含む断面の実施の形態の一例であり、また前記Bモード画像BG2は、本発明における走査音線面医用画像の実施の形態の一例である。

【0057】

ここで、前記ペンシルプローブ2Pを移動させることにより、前記所定断面X2の位置が変わる。前記表示画像作成部63は、前記ペンシルプローブ2Pが移動しても、前記磁気受信部11a, 11bの位置情報と音線Lの位置とに基づいて前記所定断面X2をその都度特定し、Bモード画像BG2を表示させる。また、前記位置関係表示設定部65は、前記ペンシルプローブ2Pの走査位置と前記観察対象の位置との距離に応じた前記位置関係表示Jを表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

前記ステップ S 2 において表示された前記所望断面 X 1 と前記所定断面 X 2 とが一致した場合、すなわち超音波画像 B G 1 が表示された場合、前記位置関係表示設定部 6 5 は、第一変形例と同様に、超音波画像 B G 1 上に線分 j 3 からなる位置関係表示 J を表示させるようにしてもよい（図 9）。この場合、前記指示表示設定部 6 4 は、前記超音波画像 B G 1 上に前記指示表示 I を再び表示させる。

【 0 0 5 9 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置の基本構成は、第一実施形態と同一であるが、前記メモリ 6 2 には、超音波診断装置による撮影を行なう被検体について、図示しない X 線 C T（Computed Tomography）装置で得られた X 線 C T 画像データ又は M R I（Magnetic Resonance Imaging）装置で得られた M R I 画像データが記憶される。

10

【 0 0 6 0 】

本例の作用について、図 1 3 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 1 では、前記ペンシルプローブ 2 P によってパルス波からなる超音波の送受信を行ない、そのエコーデータを取得する。この時、操作者は図 1 4 に示すように前記ペンシルプローブ 2 P を被検体（図示省略）に沿って直線状に移動させながら超音波の送受信を行なう。これにより、被検体におけるある断面 X 3 についての音線毎のエコーデータが得られる。そして、前記 B モード処理部 4 は、得られたエコーデータについて B モード処理を行ない、音線毎の B モードデータを作成する。そして、この音線毎の B モードデータは前記メモリ 6 2 に記憶される。

20

【 0 0 6 1 】

前記ペンシルプローブ 2 P によるパルス波の送受信時においても、前記位置算出部 6 1 は、前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報に基づいて、このペンシルプローブ 2 P による走査位置を算出する。そして、この位置情報は、前記 B モードデータとともに前記メモリ 6 2 に記憶される。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ S 1 2 では、前記表示画像作成部 6 3 は、図 1 5 に示すように、ステップ S 1 1 において前記メモリ 6 2 に記憶された B モードデータに基づく B モード画像 B G 3 を前記表示部 7 に表示させる。

30

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 1 3 では、前記表示画像作成部 6 3 は、前記メモリ 6 2 に記憶された X 線 C T 画像データに基づく X 線 C T 画像又は M R I 画像データに基づく M R I 画像データに基づく M R I 画像を前記表示部 7 に表示させる。ここでは、図 1 6 に示すように、X 線 C T 画像 C G が前記 B モード画像 B G 3 と並んで表示されるものとする。

【 0 0 6 4 】

次に、ステップ S 1 4 では、操作者は、表示部 7 を見ながら、前記超音波画像 B G 3 の断面 X 3 と同一の断面 X 3 の X 線 C T 画像 C G を表示させ、前記操作部 9 の位置合わせボタン（図示省略）を押す。前記位置関係表示設定部 6 5 は、前記位置合わせボタンが押された時に表示されている X 線 C T 画像 C G の断面 X 3 の X 線 C T 画像データの座標系における位置を、超音波画像 B G 3 の断面 X 3 に対応する位置として特定する。これにより、X 線 C T 画像データの座標系における前記ペンシルプローブ 2 P で得られた B モードデータの位置が特定されることになる。以上により、前記 X 線 C T 画像データの座標系と前記ペンシルプローブ 2 P で得られた B モードデータの座標系との位置合わせ処理が完了する。これにより、前記磁気発生部 1 0、前記磁気受信部 1 1 a、1 1 b 及び前記位置算出部 6 1 で検出される位置情報の座標系と前記 X 線 C T データの座標系との位置合わせが完了する。

40

【 0 0 6 5 】

次に、ステップ S 1 5 では、操作者は、前記操作部 9 を走査して、図 1 7 に示すように

50

、連続波ドブラモードにおける観察対象を含む断面、すなわち所望断面 X 1 の X 線 C T 画像 C G 1 を前記表示部 7 に表示させる。

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ S 1 6 では、前記指示表示設定部 6 4 は、前記操作部 9 の指示入力によって、前記 X 線 C T 画像 C G 1 上に指示表示 I を表示させる。操作者は、前記操作部 9 のポインティングデバイス等を用いて前記指示表示 I を移動させ、図 1 8 に示すように、連続波ドブラモードにおける観察対象に指示表示 I を設定する。

【 0 0 6 7 】

次に、ステップ S 1 7 では、前記所望断面 X 1 の X 線 C T 画像 C G 1 が前記表示部 7 に表示された状態で、前記ペンシルプローブ 2 P が連続波ドブラからなる超音波の送受信を行なってエコーデータを取得する。そして、前記ドブラ処理部 5 は、得られたエコーデータに基づいてドブラデータを作成し、前記表示画像作成部 6 3 は、図 1 9 に示すようにドブラ画像 D G を前記表示部 7 に表示させる。ドブラ画像 D G は、前記 X 線 C T 画像 C G 1 と並ぶようにして前記表示部 7 に表示される。

10

【 0 0 6 8 】

また、ステップ S 1 7 では、前記ドブラ画像 D G の表示とともに、前記 X 線 C T 画像 C G 1 に前記位置関係表示 J が表示される。ここでは、四角形 j 1 からなる位置関係表示 J が表示されている。ただし、位置関係表示 J はこのような形態に限られないことはもちろんであり、例えば前記において説明した形態で表示されるようになっていてもよい。

【 0 0 6 9 】

前記位置関係表示設定部 6 5 は、第一実施形態と同様に、ペンシルプローブ 2 P の走査位置情報と連続波ドブラモードにおける観察対象の位置情報とに基づいて、前記位置関係表示 J を表示させる。前記ペンシルプローブ 2 P の走査位置は、第一実施形態と同様に前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報に基づいて特定される。一方、前記連続波ドブラモードにおける観察対象の位置は、前記 X 線 C T 画像データの位置情報に基づいて特定される。

20

【 0 0 7 0 】

ここで、前記 X 線 C T 画像データの位置情報と、前記ペンシルプローブ 2 P の位置情報は、互いに異なる座標系の位置情報である。しかし、前記ステップ S 1 4 における位置合わせ処理によって、前記磁気発生部 1 0、前記磁気受信部 1 1 a、1 1 b 及び前記位置算出部 6 1 で検出される位置情報の座標系、すなわち前記ペンシルプローブ 2 P の位置情報の座標系と前記 X 線 C T 画像データの位置情報の座標系との位置合わせがされる。従って、前記位置関係表示設定部 6 5 は、前記ペンシルプローブ 2 P の位置及び角度の情報に基づいて、このペンシルプローブ 2 P の走査位置に対応する位置を前記 X 線 C T 画像データの座標系において特定し、この位置と前記観察対象の位置との位置関係を特定して前記位置関係表示 J を表示させる。

30

【 0 0 7 1 】

ただし、前記ペンシルプローブ 2 P による B モードデータを取得するためのパルス波の送受信時と、前記ペンシルプローブ 2 P によるドブラデータを取得するための連続波の送受信時とで、被検体が移動していないことが前提となる。

40

【 0 0 7 2 】

ちなみに、前記 X 線 C T 画像データは、本発明において、超音波画像以外の医用画像のデータであって、位置検出部で検出される位置情報とは別の座標系の位置情報を有する医用画像データの実施の形態の一例である。

【 0 0 7 3 】

本例によれば、X 線 C T 画像や M R I 画像に前記位置関係表示 J を表示させることにより、所望の位置においてドブラデータを取得できているかを容易に確認することができる。

【 0 0 7 4 】

ここで、この第二実施形態のステップ S 1 1 において、前記ペンシルプローブ 2 P の移動速度が速すぎると、前記 B モードデータに基づく B モード画像の画質が低下するおそれ

50

がある。Bモード画像の画質が低下すると、前記位置合わせ処理において、断面X3と同一の断面X3のX線CT画像を表示させることが困難となる。従って、超音波診断装置1は、前記ペンシルプローブ2Pの移動速度が適切か否かを報知する報知手段を備えていてもよい。例えば、この報知手段としては、前記磁気発生部10、前記磁気受信部11a、11b及び位置算出部61によって前記ペンシルプローブ2Pの速度を検出する速度検出手段と、検出された速度と予め設定された適正速度とが比較できるような表示を前記表示部7に表示させる比較表示設定手段とを備えて構成されてもよい。あるいは、前記報知手段として、前記速度検出手段と、この速度検出手段によって検出された速度が予め設定された適正速度を超えた場合に、表示や音声などによって警告を行なう警告手段とを備えて構成されていてもよい。

10

【0075】

また、前記ペンシルプローブ2Pを適切な速度で移動させて得られたBモード画像であるか否かを判定するための基準となるBモード画像を得るために、予め前記アレイ型の超音波プローブ2Aによって、ある断面X3についてのBモード画像データを取得しておいてもよい。この場合、前記アレイ型の超音波プローブ2Aによって得られたBモード画像と、前記ペンシルプローブ2Pによって得られたBモード画像とを前記表示部7に表示させる。そして、操作者が、前記ペンシルプローブ2Pによって得られたBモード画像の画質と、前記アレイ型の超音波プローブ2Aによって得られたBモード画像の画質とを比較して、前記ペンシルプローブ2Pの移動速度が適切であったか否かを判断する。仮に、前記ペンシルプローブ2Pによって得られたBモード画像の画質が、前記アレイ型の超音波プローブ2Aによって得られたBモード画像の画質よりも悪い場合、もう一度前記ペンシルプローブ2Pによるパルス波の送受信を行なう。

20

【0076】

なお、この第二実施形態において、ステップS11において前記ペンシルプローブ2Pが直線状に移動できなかったことなどが原因で、Bモード画像BG3の断面X3と同一断面のX線CT画像が存在しない場合、ステップS14では、前記断面X3に最も近い断面のX線CT画像を表示させる。

【0077】

以上、本発明を前記各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。例えば、前記メモリ62には、被検体の心電波形データとともに、前記アレイ型の超音波プローブ2Aによって取得された前記Bモードデータ、前記X線CT画像データ又は前記MRI画像データが記憶されていてもよい。この場合、前記ペンシルプローブ2Pによって連続波ドブラからなる超音波の送受信を行なう時に、被検体の心電波形データを取り込み、このリアルタイムの心電波形データと同期させて、前記位置関係表示Jが表示されたBモード画像、X線CT画像又はMRI画像を動画で表示させてもよい。

30

【0078】

また、第二実施形態において、前記ペンシルプローブ2Pによってパルス波からなる超音波の送受信を行なう場合に、図20に示すように、前記ペンシルプローブ2Pを同一平面内で回動させながら超音波の送受信を行なってもよい。このようにして超音波の送受信を行なって得られるエコーデータは、略扇形の断面X3についてのデータとなる。

40

【符号の説明】

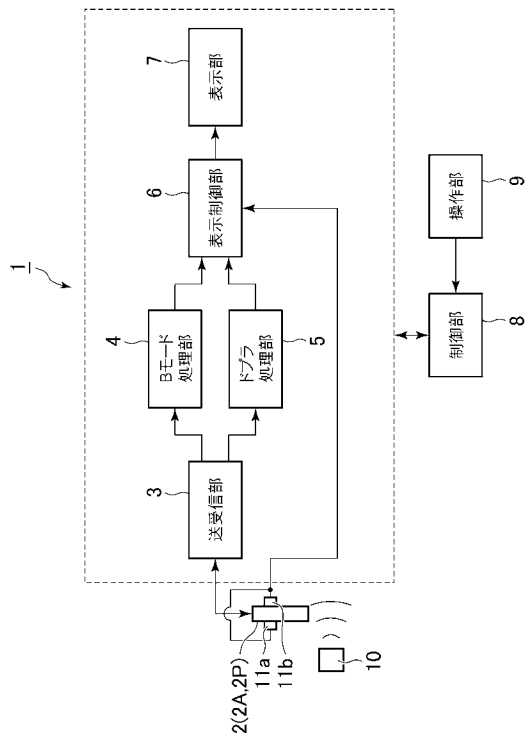
【0079】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 2P ペンシルプローブ
- 7 表示部
- 10 磁気発生部（位置検出部）
- 11a, 11b 磁気受信部（位置検出部）
- 61 位置算出部（位置検出部）

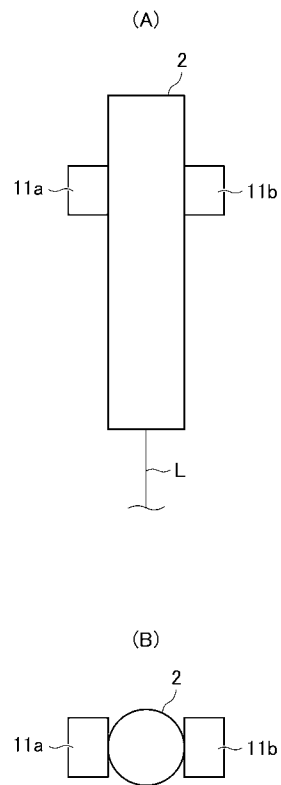
50

- 6 2 メモリ
- 6 3 表示画像作成部
- 6 4 指示表示設定部
- 6 5 位置関係表示設定部
- I 指示表示
- J 位置関係表示

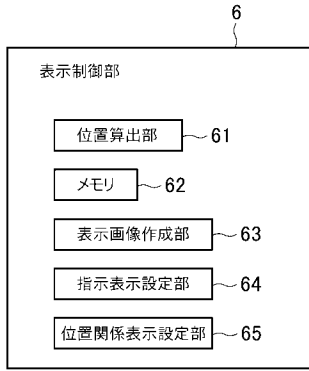
【 図 1 】



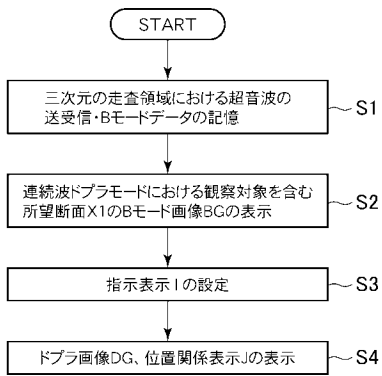
【 図 2 】



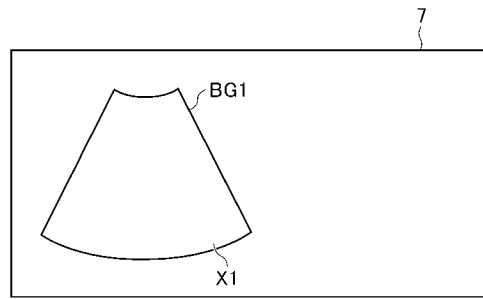
【 図 3 】



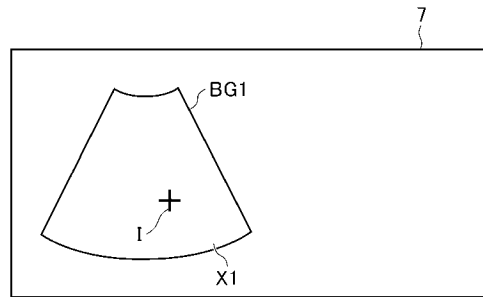
【 図 4 】



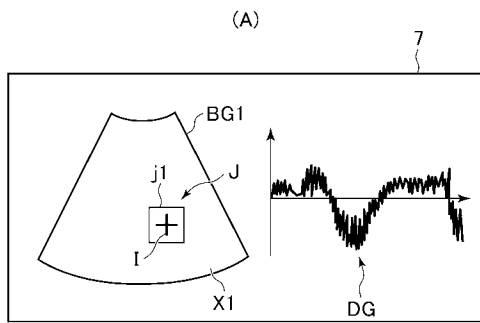
【 図 5 】



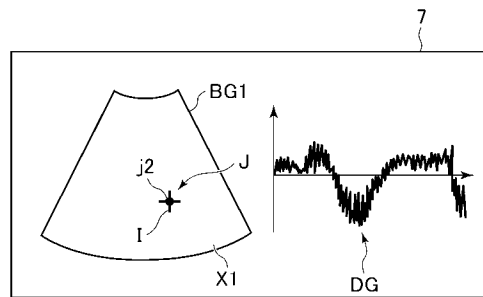
【 図 6 】



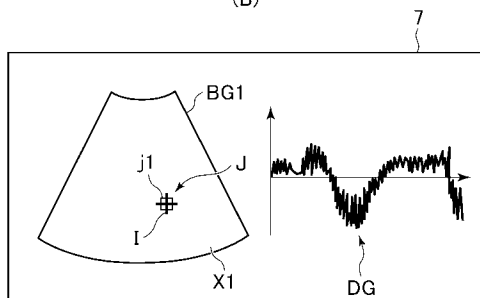
【 図 7 】



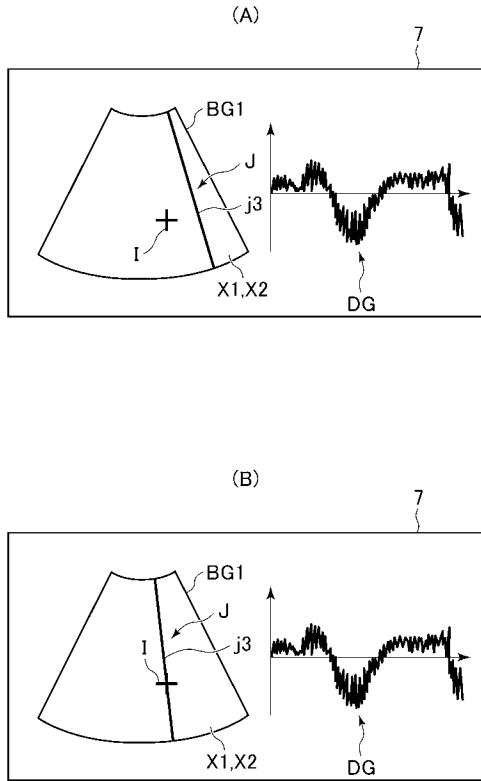
【 図 8 】



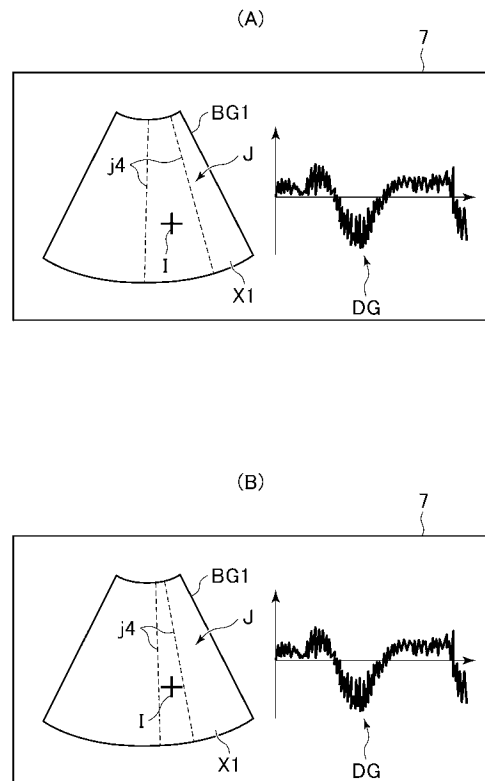
(B)



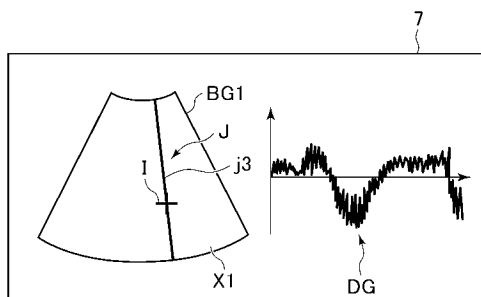
【 図 9 】



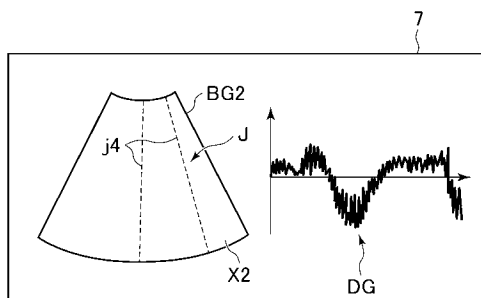
【 図 1 0 】



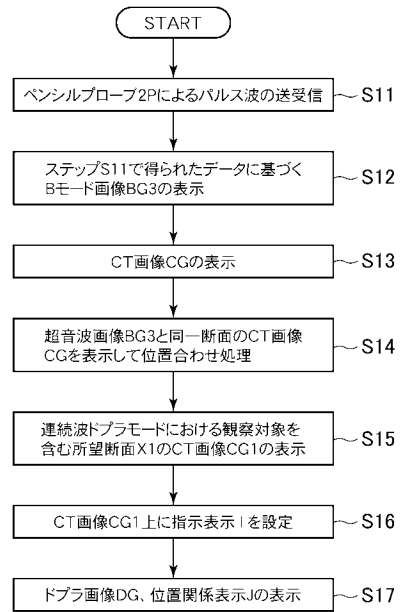
【 図 1 1 】



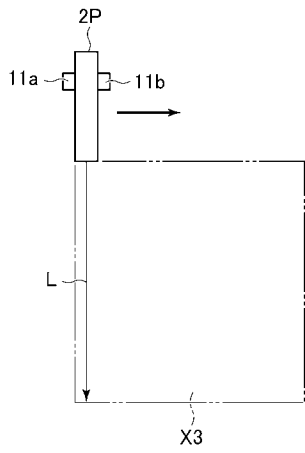
【 図 1 2 】



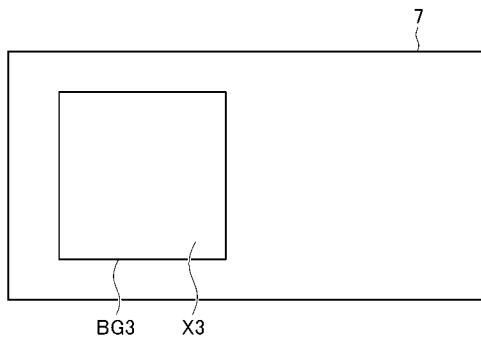
【 図 1 3 】



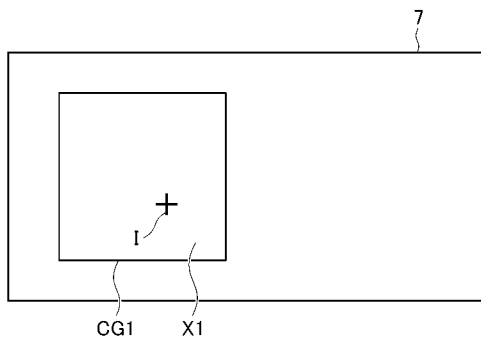
【 図 1 4 】



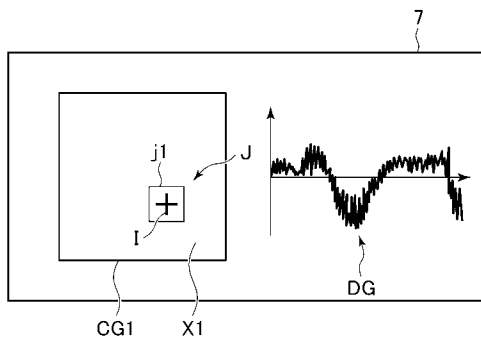
【 図 1 5 】



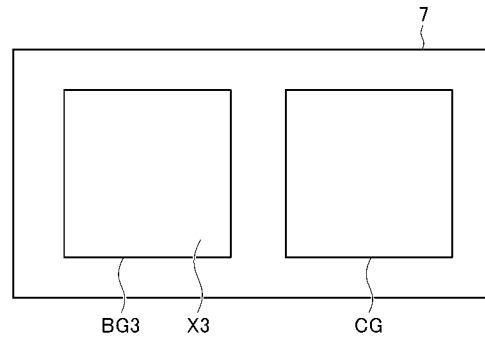
【 図 1 8 】



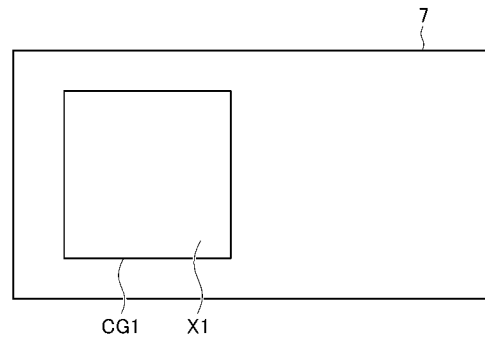
【 図 1 9 】



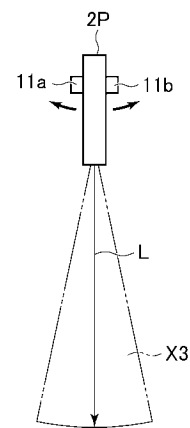
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB01 BB03 DD03 DE02 EE10 GA18 GA25 GB06 JC33 KK12
KK17 KK22 KK25 KK31 LL33

| | | | |
|-------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2011110182A | 公开(公告)日 | 2011-06-09 |
| 申请号 | JP2009268479 | 申请日 | 2009-11-26 |
| 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 | 藤原千織 | | |
| 发明人 | 藤原 千織 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 A61B5/055 A61B6/03 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 A61B5/05.390 A61B6/03.377 A61B5/055.390 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/CA50 4C093/FF32 4C093/FG05 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/DC32 4C601/BB01 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33 | | |
| 代理人(译) | 伊藤亲 | | |
| 其他公开文献 | JP5535596B2 | | |
| 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，当通过使用铅笔探针获取多普勒数据时，该超声波诊断装置便于确认是否在所需位置处获取多普勒数据。解决方案：超声波诊断装置包括：显示单元7，用于显示B模式图像BG1；铅笔探针；指示显示设置单元，用于在显示单元7中显示的B模式图像BG1中设置指示显示I，该指示显示I指示用于通过笔形探针获取多普勒数据的连续波多普勒模式中的观察对象；位置检测单元，用于检测铅笔探针的位置；位置关系显示设定单元，用于在显示单元7上显示位置关系显示J，该位置关系显示J表示基于位置检测部分的位置信息指定的铅笔探针的扫描位置与位置之间的位置关系。由指示显示I指示的观察对象。

