

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5535596号

(P5535596)

(45) 発行日 平成26年7月2日 (2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日 (2014.5.9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 9 (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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成24年8月21日 (2012.8.21)

(73) 特許権者 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・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0

(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1 2 7
 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮川 哲伸

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】

被検体の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二次元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、

前記表示部に表示された二次元医用画像上に、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の観察対象に対応する点領域を指示する指示表示を設定
 する指示表示設定部と、

前記ペンシルプローブの位置及び向きを検出する位置検出部と、

該位置検出部が検出した情報に基づいて特定される前記ペンシルプローブによる走査音
 線の位置と、前記指示表示によって指示された点領域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、

前記表示部に前記ペンシルプローブの連続波からなる超音波の送受信によるドプラデー
 タに基づくドプラ画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記位置関係表示は、前記指示表示が設定された二次元医用画像上に表示されることを
 特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記位置関係表示は、前記ペンシルプローブによる走査音線と前記指示表示によって指示された点領域に対応する位置との距離を示すものであることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記位置関係表示設定部は、前記ペンシルプローブによる走査音線が前記二次元医用画像上にあるときに、前記走査音線を前記表示部に表示させ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診断装置。

【請求項5】

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。

10

【請求項6】

前記位置関係表示設定部は、前記医用画像データの位置情報と前記位置検出部で検出される位置情報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による走査音線の位置と前記点領域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1～5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記医用画像データは、二次元領域の走査で得られた医用画像データ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診断装置。

【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医用画像データ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診断装置。

20

【請求項9】

前記表示部に表示された二次元医用画像は、前記三次元領域の医用画像データに基づく任意断面の医用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プラ画像を表示させる超音波診断装置に関する。

30

【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）ドプラモードによるドプラ画像を表示させ、血流の速度を観察することができるものがある。

【0003】

連続波ドプラモードでは、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プラ画像を表示する。

40

【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、連続波ドプラモード時には、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）。

50

【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プ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(c u r s o r)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プラモードの超音波の送受信を行ない、ドプラデータを取得する。これにより、所望の位置におけるドプラデータの取得が可能である。

10

【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プ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。

20

【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、ペンシルプローブを用いてドプラデータを取得する場合に、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である。

30

【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。

40

【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。

【0013】

50

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。

【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】

10

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。

【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】

20

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。

【0018】

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】

【0019】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【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。

40

【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

50

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10】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11】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。

10

【図12】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13】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14】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15】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16】図15で示されたBモード画像とX線CT画像とが並んで表示された表示部を示す図である。

20

【図17】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CT画像が表示された表示部を示す図である。

【図18】図17に示すX線CT画像に指示表示が表示された表示部を示す図である。

【図19】位置関係表示が表示された所望断面のX線CT画像とドプ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。

30

(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、ドプラ処理部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。

【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、本例では連続波ドプラモードの送受信を行なう。

40

【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。

【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

50

いては、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 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。

【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 2 A 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 2 P である場合、連続波ドプ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 2 P を用いた連続波ドプラモードでは、特定の音線分の走査で得られたドプラデータに基づくドプラ画像が表示される。

【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 及び前記ドプラ処理部 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】

前記ドプラ処理部 5 は、連続波ドプラモード時に、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プ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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【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62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。

【0035】

前記表示画像作成部63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、前記ドプラデータに基づいて、流速スペクトルを示すドプラ画像データを作成する。そして、前記表示画像作成部63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63は、前記ドプラ画像データに基づくドプラ画像を前記表示部7に表示させる。

10

【0036】

前記表示画像作成部63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。

【0037】

前記指示表示設定部64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2P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64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64及び前記操作部10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。

20

【0038】

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。

30

【0039】

前記位置関係表示設定部65は、前記位置算出部61で得られたペンシルプローブ2P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j1の輪郭線からなる表示であり、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て四角形j1の面積が変わる表示である。前記位置関係表示設定部65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2P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2Pの位置や角度などを調節する。

40

【0040】

ここで、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とは、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。

【0041】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)で構成

50

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。

【0042】

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。

10

【0043】

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。

【0044】

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。

20

【0045】

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 が連続波ドプ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、前記ドプラ処理部 5 は、得られたエコーデータに基づいてドプラデータを作成し、前記表示画像作成部 6 3 は、図 7 に示すようにドプラ画像 D G を前記表示部 7 に表示させる。ドプラ画像 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。

【0046】

30

また、ステップ S 4 では、前記ドプラ画像 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プ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、前記連続波ドプ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。

【0047】

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。

40

【0048】

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

50

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。

【0049】

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2P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8に示すように、点j2で表示される。従って、操作者は、前記位置関係表示Jが点j2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。

10

【0050】

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。

【0051】

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2P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X2が、前記所望断面X1と一致する場合、すなわち前記音線Lが前記所望断面X1上に存在する場合、前記位置関係表示設定部65は、図9に示すように、前記所望断面X1のBモード画像BG1上に前記音線Lの位置を示す線分j3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j3が前記指示表示I上を通過していなければ、所望の位置のドプ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j3が前記指示表示I上を通過していれば、所望の位置のドプ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。

20

【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。

30

【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】

40

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プ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

50

、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。

【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 X 1 に存在する場合、第一変形例と同様に、所望断面 X 1 の B モード画像 B G 1 上に線分 j 3 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 S 4 において、前記ペンシルプローブ 2 P が連続波からなる超音波の送受信を開始すると、図 1 2 に示すように、前記表示画像作成部 6 3 が、前記音線 L を含む前記所定断面 X 2 の B モード画像 B G 2 を前記表示部 7 に表示させる。前記 B モード画像 B G 2 は、前記指示表示 I が設定された B モード画像 B G 1 に代わって表示される。そして、前記位置関係表示設定部 6 5 が、前記 B モード画像 B G 2 に前記位置関係表示 J を表示させる。ここでは、前記破線 j 4 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 X 2 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 B G 2 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。

10

【0057】

ここで、前記ペンシルプローブ 2 P を移動させることにより、前記所定断面 X 2 の位置が変わる。前記表示画像作成部 6 3 は、前記ペンシルプローブ 2 P が移動しても、前記磁気受信部 1 1 a、1 1 b の位置情報と音線 L の位置とに基づいて前記所定断面 X 2 をその都度特定し、B モード画像 B G 2 を表示させる。また、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。

20

【0058】

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。

【0059】

30

（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。

【0060】

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。

40

【0061】

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。

50

【0062】

次に、ステップS12では、前記表示画像作成部63は、図15に示すように、ステップS11において前記メモリ62に記憶されたBモードデータに基づくBモード画像BG3を前記表示部7に表示させる。

【0063】

次に、ステップS13では、前記表示画像作成部63は、前記メモリ62に記憶されたX線CT画像データに基づくX線CT画像又はMRI画像データに基づくMRI画像データに基づくMRI画像を前記表示部7に表示させる。ここでは、図16に示すように、X線CT画像CGが前記Bモード画像BG3と並んで表示されるものとする。

【0064】

次に、ステップS14では、操作者は、表示部7を見ながら、前記超音波画像BG3の断面X3と同一の断面X3'のX線CT画像CG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65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CT画像CGの断面X3'のX線CT画像データの座標系における位置を、超音波画像BG3の断面X3に対応する位置として特定する。これにより、X線CT画像データの座標系における前記ペンシルプローブ2P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CT画像データの座標系と前記ペンシルプローブ2P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10、前記磁気受信部11a、11b及び前記位置算出部61で検出される位置情報の座標系と前記X線CTデータの座標系との位置合わせが完了する。

【0065】

次に、ステップS15では、操作者は、前記操作部9を走査して、図17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X1のX線CT画像CG1を前記表示部7に表示させる。

【0066】

次に、ステップS16では、前記指示表示設定部64は、前記操作部9の指示入力によって、前記X線CT画像CG1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18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。

【0067】

次に、ステップS17では、前記所望断面X1のX線CT画像CG1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2Pが連続波ドプ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、前記ドプラ処理部5は、得られたエコーデータに基づいてドプラデータを作成し、前記表示画像作成部63は、図19に示すようにドプラ画像DGを前記表示部7に表示させる。ドプラ画像DGは、前記X線CT画像CG1と並ぶようにして前記表示部7に表示される。

【0068】

また、ステップS17では、前記ドプラ画像DGの表示とともに、前記X線CT画像CG1に前記位置関係表示Jが表示される。ここでは、四角形j1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。

【0069】

前記位置関係表示設定部65は、第一実施形態と同様に、ペンシルプローブ2Pの走査位置情報と連続波ドプ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2P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2Pの位置及び角度の情報に基づいて特定される。一方、前記連続波ドプラモードにおける観察対象の位置は、前記X線CT画像データの位置情報に基づいて特定される。

【0070】

ここで、前記X線CT画像データの位置情報と、前記ペンシルプローブ2P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S14における位置合わせ処理によって、前記磁気発生部10、前記磁気受信部11a、11b及び前記位置算出部61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2Pの位置情報の座標系と前記X線CT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65は、前記ペンシルプローブ2P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2Pの走査位置に対応する位置を前記X線CT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。

【0071】

10

ただし、前記ペンシルプローブ2P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2Pによるドプ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。

【0072】

ちなみに、前記X線CT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。

【0073】

本例によれば、X線CT画像やMRI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。

20

【0074】

ここで、この第二実施形態のステップS11において、前記ペンシルプローブ2P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。

30

【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。

40

【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。

50

【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によって連続波ドプ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。

【0078】

10

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。

【符号の説明】

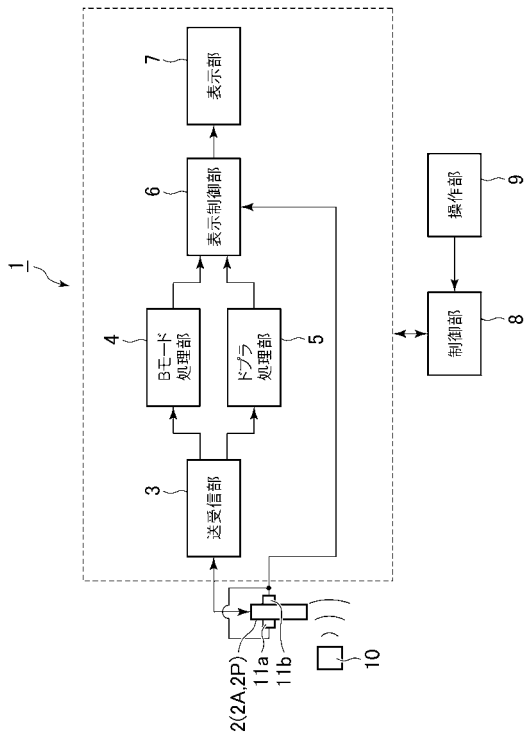
【0079】

- 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）
- 62 メモリ
- 63 表示画像作成部
- 64 指示表示設定部
- 65 位置関係表示設定部
- I 指示表示
- J 位置関係表示

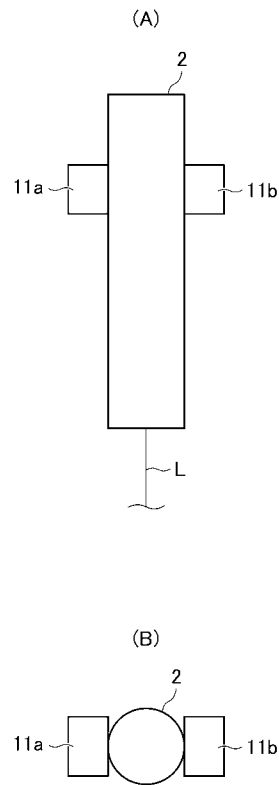
20

30

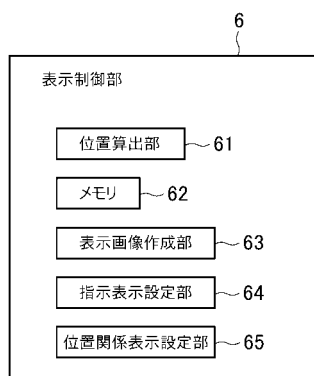
【図 1】



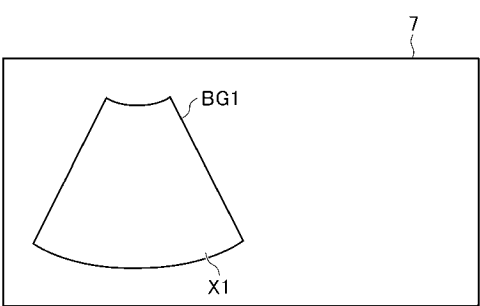
【図 2】



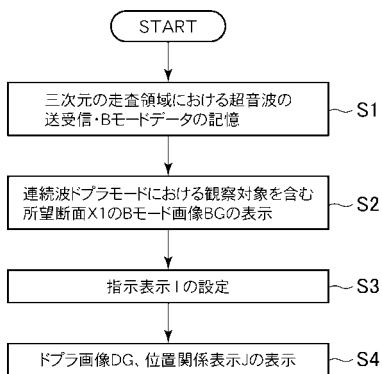
【図 3】



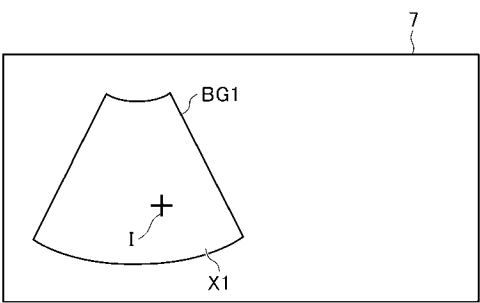
【図 5】



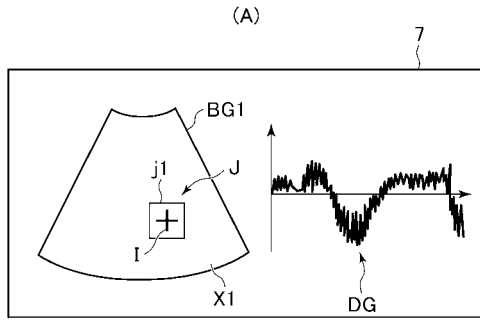
【図 4】



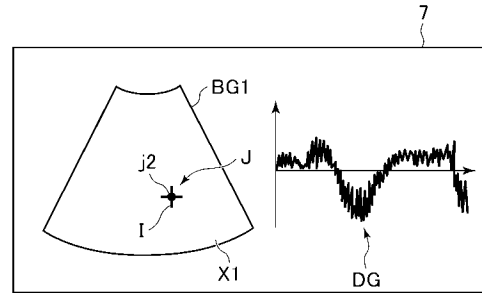
【図 6】



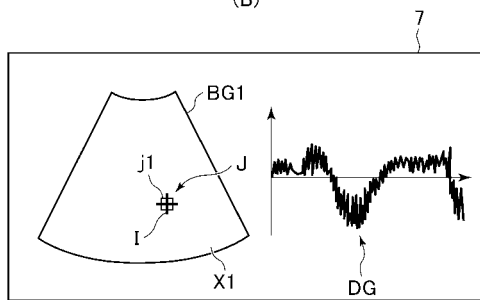
【図 7】



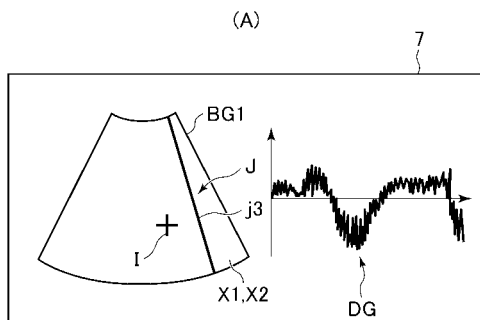
【図 8】



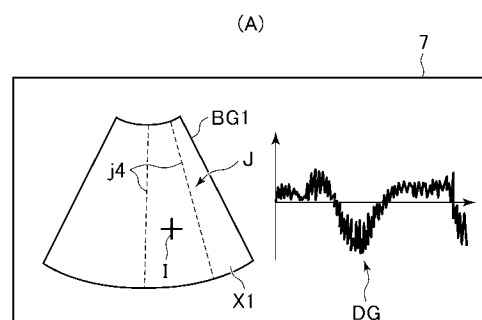
(B)



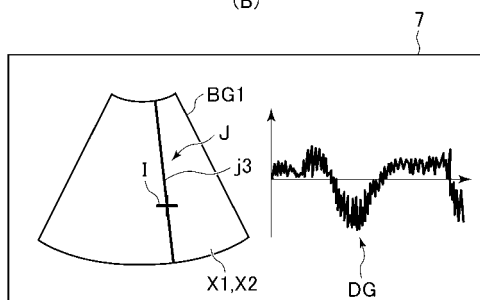
【図 9】



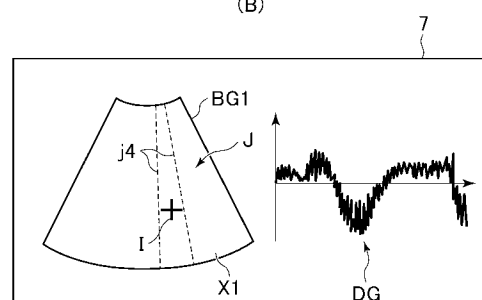
【図 10】



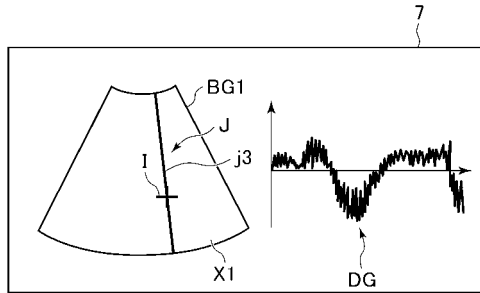
(B)



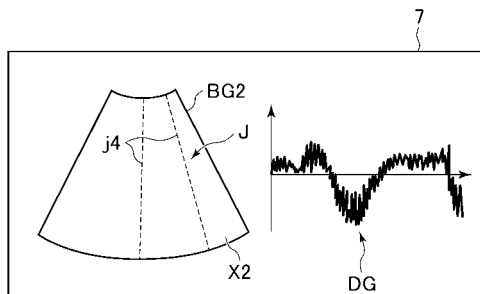
(B)



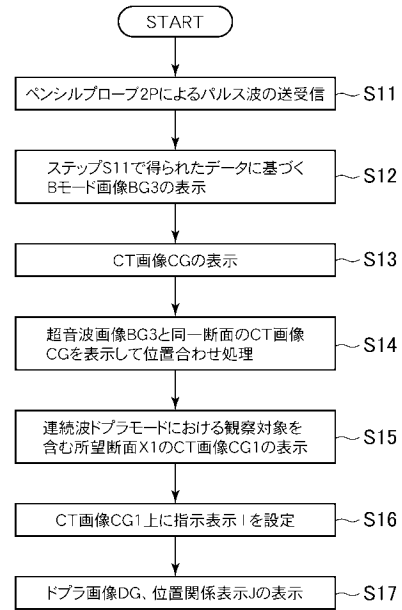
【図 1 1】



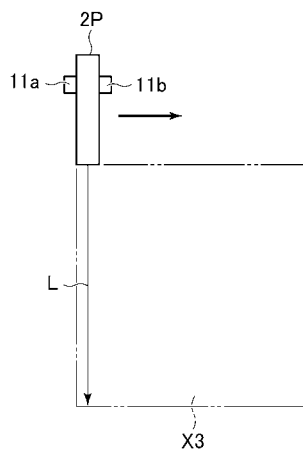
【図 1 2】



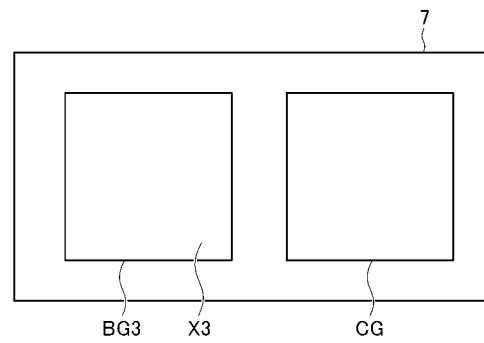
【図 1 3】



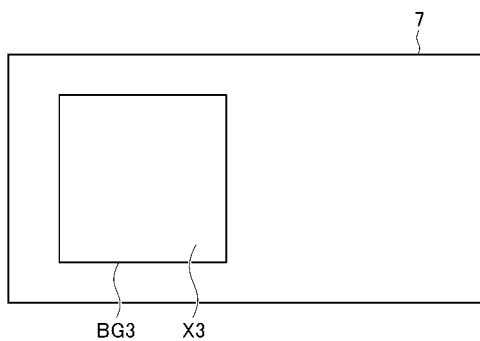
【図 1 4】



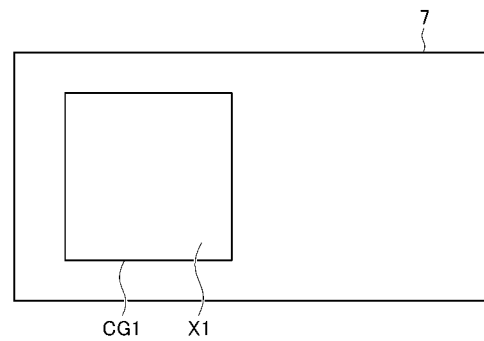
【図 1 6】



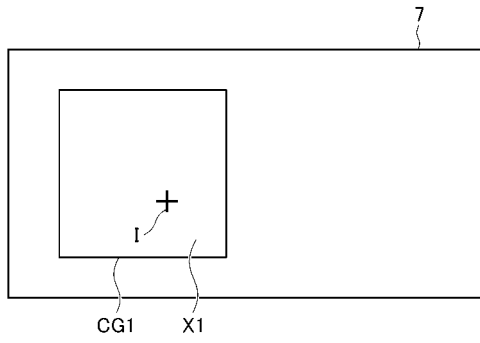
【図 1 5】



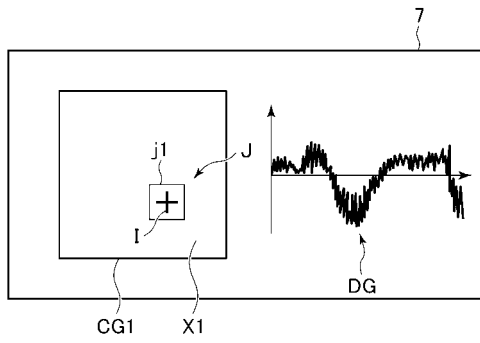
【図 1 7】



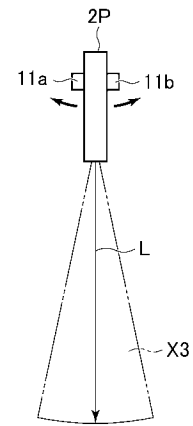
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09-024035 (JP, A)
特開2007-050019 (JP, A)
特開2009-090120 (JP, A)
特開2005-304841 (JP, A)
特開2008-119270 (JP, A)
特開平09-024034 (JP, A)
特開2003-260056 (JP, A)
特開2008-246264 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5535596B2	公开(公告)日	2014-07-02
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		
当前申请(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	JP2011110182A		
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。

