

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5743329号
(P5743329)

(45) 発行日 平成27年7月1日 (2015.7.1)

(24) 登録日 平成27年5月15日 (2015.5.15)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/06

請求項の数 15 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-8748 (P2012-8748)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年1月19日 (2012.1.19)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
(65) 公開番号	特開2013-146376 (P2013-146376A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成25年8月1日 (2013.8.1)		エルシー
審査請求日	平成25年12月27日 (2013.12.27)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			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	劉 磊
			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
		審査官	杉田 翠
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の超音波画像を表示する表示部と、
前記被検体内の流体の位置を検出する流体位置検出部と、
前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置を検出する穿刺針位置検出部と、
前記流体位置検出部で検出された前記流体の位置と前記穿刺針位置検出部で検出された
前記穿刺針の位置とに基づいて、前記流体と前記穿刺針との距離を算出する距離算出部と
、

前記距離算出部によって算出された距離が第一閾値より小さい場合には、文字もしくは
数字の情報を前記表示部に表示する又は音を発生することにより警告を報知し、前記距離
算出部によって算出された距離が前記第一閾値より小さい第二閾値より小さい場合には、
前記流体の画像と前記穿刺針の位置を示す表示とを含む警告画像を前記表示部に表示する
ことにより警告を報知する報知部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記流体位置検出部は、所定の点を原点とする三次元空間における超音波プローブの位
置を検出するための第一位置センサと、

前記超音波プローブによって被検体に対して超音波の送受信を行なって取得されたエコ
ー信号に基づいて被検体における流体情報データを作成する流体情報データ作成部と、

前記第一位置センサで検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記三次元空
間における前記流体情報データの位置を算出する位置算出部とを有することを特徴とする

10

20

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記流体情報データ作成部は、前記エコー信号に基づいてドプラデータを作成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記流体情報データ作成部は、前記エコー信号に基づいて B フローデータを作成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記穿刺針位置検出部は、所定の点を原点とする三次元空間における前記穿刺針の位置を検出するための第二位置センサと、

10

該第二位置センサからの入力信号に基づいて、前記三次元空間における前記穿刺針の位置を算出する位置算出部とを有す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】

前記距離算出部で算出された距離と所定の閾値とを比較する距離比較部を備え、

前記報知部は、前記距離比較部の比較結果に基づいて警告を報知す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診断装置。

【請求項 7】

前記警告画像は、前記流体位置検出部で検出された前記流体の位置と前記穿刺針位置検出部で検出された穿刺針の位置とに基づいて前記流体及び前記穿刺針の位置関係が特定されて表示される画像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 8】

前記警告画像は、三次元画像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】

前記警告画像は、二次元画像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 10】

前記流体の画像として、流体の最大径の画像が表示されることを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

前記流体の最大径の画像は、被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて作成された流体情報データを、同一の超音波の送受信面について複数フレーム加算されて得られたデータに基づいて作成されることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記流体の最大径の画像は、一心周期のうち、収縮期における前記流体情報データを複数フレーム加算して得られたデータに基づいて作成されることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 13】

前記表示部には、リアルタイムの前記超音波画像が表示されることを特徴とする請求項 1 ～ 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記警告は、前記距離算出部で算出された距離の表示であることを特徴とする請求項 1 ～ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

コンピュータに、

被検体内の流体の位置を検出する流体位置検出機能と、

前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置を検出する穿刺針位置検出機能と、

50

前記流体位置検出機能によって検出された前記流体の位置と前記穿刺針位置検出機能によって検出された前記穿刺針の位置とに基づいて、前記流体と前記穿刺針との距離を算出する距離算出機能と、

前記距離算出機能によって算出された距離が第一閾値より小さい場合には、文字もしくは数字の情報を表示部に表示する又は音を発生することにより警告を報知し、前記距離算出機能によって算出された距離が前記第一閾値より小さい第二閾値より小さい場合には、前記流体の画像と前記穿刺針の位置を示す表示とを含む警告画像を表示部に表示することにより警告を報知する報知機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、操作者が穿刺針を刺入する際の支援を行なう超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織の採取や、ラジオ波による焼灼治療を行なうために、被検体に対して穿刺針を刺入することがある。この穿刺針の刺入の際には、血管などの脈管を傷つけないようにすることが必要とされる。超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受信を行ないながらリアルタイムで被検体の超音波画像を表示することができるため、超音波画像を確認しながら穿刺針の刺入が行われる（例えば、特許文献1参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-229837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、超音波画像を確認しながら脈管を傷つけないように穿刺針の刺入を行なうことは、熟練した技量が求められる。従って、穿刺の手技を行なう者が、より容易に穿刺針の刺入を行なえるようにすることができる超音波診断装置が望まれている。

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、被検体内の流体の位置を検出する流体位置検出部と、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置を検出する穿刺針位置検出部と、前記流体位置検出部で検出された前記流体の位置と前記穿刺針位置検出部で検出された前記穿刺針の位置とに基づいて、前記流体と前記穿刺針との距離を算出する距離算出部と、この距離算出部によって算出された距離が所定の閾値より小さい場合に、警告を報知する報知部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

40

【0006】

上記観点の発明によれば、距離算出部によって算出された距離が所定の閾値より小さい場合に、警告が報知されるので、より容易に被検体への穿刺針の刺入を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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】図1に示す超音波診断装置におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

50

【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】B モード画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 5】警告の文字情報が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 6】3 D 画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 7】2 D 画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 8】2 D 画像の他例を示す図である。

【図 9】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の他例を示すブロック図である。

【図 10】距離算出部で算出された距離が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 11】第四変形例において、3 D 画像が表示された表示部の他例を示す図である。

10

【図 12】第四変形例において、2 D 画像が表示された表示部の他例を示す図である。

【図 13】第五変形例におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図 14】第六変形例における制御部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について図 1 ～図 6 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、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、HDD（ハードディスクドライブ：Hard Disk Drive）9 を備える。

【0009】

20

前記超音波プローブ 2 は、アレイ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、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。

【0010】

前記超音波プローブ 2 には、例えばホール素子で構成される第一磁気センサ 10 が設けられている。この第一磁気センサ 10 により、例えば磁気発生コイル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。前記第一磁気センサ 10 における検出信号は、前記表示制御部 5 へ入力されるようになっている。前記第一磁気センサ 10 における検出信号は、図示しないケーブルを介して前記表示制御部 5 へ入力されてもよいし、無線で前記表示制御部 5 へ入力されてもよい。前記磁気発生部 11 及び前記第一磁気センサ 10 は、後述のように前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きを検出するためのものであり、本発明における第一位置センサの実施の形態の一例である。

30

【0011】

また、前記超音波プローブ 2 には、穿刺針ガイド治具 12 によって穿刺針 13 が取り付けられている。この穿刺針 13 には、前記磁気発生部 11 から発生する磁気を検出する第二磁気センサ 14 が設けられている。この第二磁気センサ 14 は、例えば筒状に形成された前記穿刺針 13 の先端部分の中空部に設けられる。前記磁気発生部 11 及び前記第二磁気センサ 14 は、この第二磁気センサ 14 が設けられた前記穿刺針 13 の先端部分の位置を検出するためのものであり、本発明における第二位置センサの実施の形態の一例である。

40

【0012】

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。

【0013】

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、図 2 に

50

示すようにBモードデータ作成部41とドプラデータ作成部42とを有する。前記Bモードデータ作成部41は、前記エコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含むBモード処理を行ってBモードデータを作成する。

【0014】

前記ドプラデータ作成部42は、前記エコーデータに対し、直交検波処理、自己相関演算処理等を含むドプラ処理を行なって、ドプラデータ(doppler data)を作成する。このドプラデータは、例えばエコー源の流速及び分散のデータである。或いは、ドプラデータは、エコー源のパワーのデータであってもよい。前記ドプラデータは、本発明における流体情報データの実施の形態の一例である。また、前記ドプラデータ作成部42は、本発明における流体情報データ作成部の実施の形態の一例である。

10

【0015】

前記表示制御部5は、図3に示すように、位置算出部51、距離算出部52、距離比較部53、表示画像制御部54を有する。前記位置算出部51は、前記第一磁気センサ10からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部11を原点とする三次元空間における前記超音波プローブ2の位置及び傾きの情報(以下、「プローブ位置情報」と云う)を算出する。さらに、前記位置算出部51は、前記プローブ位置情報に基づいてエコーデータの前記三次元空間における位置情報を算出する。これにより、ドプラデータの前記三次元空間における位置情報が算出され、血流などの流体の位置情報が得られる。

【0016】

前記第一磁気センサ10、前記磁気発生部11、前記ドプラデータ作成部42、前記位置算出部51により、流体の位置が検出される(流体位置検出機能)。前記第一磁気センサ10、前記磁気発生部11、前記ドプラデータ作成部42、前記位置算出部51は、本発明における流体位置検出部を構成する。

20

【0017】

また、前記位置算出部51は、前記第二磁気センサ14からの磁気検出信号に基づいて、前記三次元空間における前記穿刺針13の先端部分の位置情報を算出する。前記第二磁気センサ14、前記磁気発生部11、前記位置算出部51により、前記穿刺針13の先端部分の位置が検出される(穿刺針位置検出機能)。前記第二磁気センサ14、前記磁気発生部11、前記位置算出部51は、本発明における穿刺針位置検出部を構成する。

【0018】

前記位置算出部51は、本発明における位置算出部の実施の形態の一例である。また、前記磁気発生部10を原点とする三次元空間は、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

【0019】

前記距離算出部52は、流体と前記穿刺針13との距離を算出する。前記距離算出部52は、前記第二磁気センサ14が設けられている前記穿刺針13の先端部分と流体との距離Dを算出する(距離算出機能)。前記距離算出部52は、前記距離Dとして、前記三次元空間における前記ドプラデータの位置と前記穿刺針13の先端部分の位置との距離を算出する。詳細は後述する。前記距離算出部52は、本発明における距離算出部の実施の形態の一例である。

40

【0020】

前記距離比較部53は、前記距離算出部52で算出された距離Dと所定の閾値とを比較する。所定の閾値は、第一閾値Dth1と第二閾値Dth2である($Dth1 < Dth2$)。詳細は後述する。

【0021】

ちなみに、前記第一閾値Dth1及び前記第二閾値Dth2は予め前記HDD9等に記憶されている。これら第一閾値Dth1及び第二閾値Dth2は、操作者による前記操作部7の入力によって変更できるようになっていてもよい。

【0022】

前記表示画像制御部54は、スキャンコンバータ(Scan Converter)に

50

よって前記BモードデータをBモード画像データに走査変換する。そして、前記表示画像制御部54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6に表示させる。

【0023】

また、前記表示画像制御部54は、後述するように前記距離Dが所定の閾値以下になった場合に、前記表示部6に警告の画像を表示させる（警告表示機能）。警告の画像は、警告の文字情報I（図5参照）と、3D画像 G_{3D} （図6参照）である。前記表示画像制御部54は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。また、前記警告表示機能は、本発明における報知機能の実施の形態の一例である。

【0024】

警告の文字情報Iは、前記穿刺針13が流体に近づいていることを警告するメッセージであり、「WARNING!」の文字からなる。

【0025】

また、前記3D画像 G_{3D} は、三次元の流体画像 Gf_{3D} 、穿刺針の刺入予定経路を示す三次元ニードルライン（needle line） Nl_{3D} 、前記穿刺針13の先端部分を示す三次元先端表示 H_{3D} からなる。前記表示画像制御部54は、前記ドプラデータに基づいて三次元の流体画像データを作成し、この三次元の流体画像データに基づく三次元の流体画像 Gf_{3D} を前記表示部6に表示させる。

【0026】

前記表示画像制御部54は、前記位置算出部51で算出されたドプラデータの位置情報及び前記穿刺針13の先端部分の位置情報に基づいて、前記三次元空間における流体と前記穿刺針13の先端部分との位置関係を特定して前記三次元の流体画像 Gf_{3D} 及び前記三次元先端表示 H_{3D} を表示させる。

【0027】

また、前記穿刺針13の刺入予定経路と、前記超音波プローブ2との位置関係は予め設定されている。従って、前記位置算出部51によって算出されたプローブ位置情報に基づいて、前記三次元空間における前記穿刺針13の刺入予定経路の位置が特定される。前記表示画像制御部54は、前記穿刺針13の刺入予定経路と、流体及び前記穿刺針13の先端部分との位置関係を特定し、前記三次元ニードルライン Nl_{3D} を表示させる。

【0028】

また、前記表示画像制御部54は、後述するように前記表示部6に表示されるBモード画像BG上に、二次元ニードルライン Nl_{2D} を表示させる。また、前記表示画像制御部54は、前記位置算出部51で算出される前記穿刺針13の先端部分の位置情報に基づいて、前記Bモード画像BG上に、前記穿刺針13の先端部分を示す二次元先端表示 H_{2D} を表示させる。

【0029】

前記表示部6は、LCD（Liquid Crystal Display）やCRT（Cathode Ray Tube）などで構成される。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。

【0030】

前記制御部8は、CPU（Central Processing Unit）を有して構成される。この制御部8は、前記HDD9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記流体位置検出機能、前記穿刺針位置検出機能、前記距離算出機能、前記警告表示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。

【0031】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。まず、前記超音波プローブ2によって超音波の送受信を開始して、エコー信号を取得する。前記超音波プローブ2による超音波の送受信は三次元領域に対して行なわれる。従って、三次元領域におけるエコー信号が取得される。

10

20

30

40

50

【0032】

前記表示部6には、前記エコー信号に基づいて作成されたBモード画像BGが、図4に示すように表示される。このBモード画像BGは二次元の画像である。前記Bモード画像BGには、前記二次元ニードルライン $N1_{2D}$ が表示される。

【0033】

また、前記エコー信号に基づいて、前記ドプラデータ作成部42はドプラデータを作成する。ここでのドプラデータは、三次元のデータ（ボリュームデータ）である。

【0034】

操作者は、リアルタイムの前記Bモード画像BGを見ながら、被検体に対して前記穿刺針13を刺入する。操作者は、二次元ニードルライン $N1_{2D}$ に沿うように前記穿刺針13を刺入する。前記表示画像制御部54は、前記Bモード画像BG上に前記二次元先端表示 H_{2D} を表示させる。

10

【0035】

前記距離算出部52は、前記ドプラデータと前記穿刺針13の先端部分との距離Dを算出する。前記距離算出部52は、前記位置算出部51によって算出された前記三次元空間における前記ドプラデータの位置及び前記穿刺針13の先端部分の位置に基づいて、前記距離Dを算出する。

【0036】

前記距離比較部53は、前記距離Dと前記第一閾値 D_{th1} 及び前記第二閾値 D_{th2} とを比較する。ここで、前記距離Dとして、ドプラデータの複数個所と前記穿刺針13の先端部分との距離が算出されてもよい。このように前記距離Dが複数算出される場合、前記距離比較部53は、算出された前記距離Dのうち、最小の距離 D_{min} と前記第一閾値 D_{th1} 及び前記第二閾値 D_{th2} とを比較してもよい。

20

【0037】

$D < D_{th2}$ ($D_{th2} > D_{th1}$) である場合（ただし、 $D > D_{th1}$ ）、前記表示画像制御部54は、図5に示すように、前記表示部6に「WARNING!」の文字からなる警告の文字情報Iを表示させる。この警告の文字情報Iは、Bモード画像BGの横に表示されている。前記警告の文字情報Iは、赤などの色を有していてもよく、また点滅してもよい。

【0038】

ちなみに、図5において、Bモード画像BGには、四角形の前記二次元先端表示 H_{2D} が表示されている。

30

【0039】

また、 $D < D_{th1}$ である場合、前記表示画像制御部54は、図6に示すように前記表示部6に3D画像 G_{3D} を表示させる。

【0040】

ちなみに、操作者による前記操作部7の入力によって、前記表示画像制御部54は、前記3D画像 G_{3D} を拡大したり縮小したりしてもよい。また、操作者による前記操作部7の入力によって、前記表示画像制御部54は、前記3D画像 G_{3D} を回転してもよい。前記3D画像 G_{3D} が回転する場合、前記操作部7の入力を契機として前記3D画像 G_{3D} が自動的に回転し続けてもよいし、操作者による前記操作部7の入力によって、操作者が回転させたい角度だけ前記3D画像 G_{3D} が回転するようになっていてもよい。

40

【0041】

本例の超音波診断装置1によれば、前記距離Dが前記第二閾値 D_{th2} よりも小さくなると前記警告の文字情報Iが表示され、さらに前記距離Dが前記第一閾値 D_{th1} よりも小さくなると前記3D画像 G_{3D} が表示されるので、血管などの脈管を傷つけないように穿刺針の刺入を行なうことが容易である。

【0042】

また、前記3D画像 G_{3D} が表示されるので、仮にBモード画像BGに前記穿刺針13が表示されていなくても、前記穿刺針13と血流などの脈管との位置関係を容易に把握す

50

ることができる。その一方で、前記3D画像 G_{3D} は、前記距離 D が前記第一閾値 D_{th1} よりも小さくなった場合にのみ表示されるので、前記Bモード画像 BG のフレームレートを維持することができる。

【0043】

次に、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説明する。前記表示画像制御部54は、前記警告の画像として、前記3D画像 G_{3D} の代わりに、図7に示すように2D画像 G_{2D} を表示させてもよい。この2D画像 G_{2D} は、二次元の流体画像 Gf_{2D} 、二次元ニードルライン Nl_{2D} 、前記二次元先端表示 H_{2D}' からなる。

【0044】

前記表示画像制御部54は、前記ドプラデータに基づいて二次元の流体画像データを作成し、この二次元の流体画像データに基づいて前記二次元の流体画像 Gf_{2D} を表示させる。この二次元の流体画像 Gf_{2D} は、例えば前記Bモード画像 BG と同一の超音波の送受信面についての画像である。

【0045】

次に、第二変形例について説明する。前記表示画像制御部54は、同一の送受信面について複数フレーム分のドプラデータを加算して得られたデータに基づいて、三次元の流体画像データ又は二次元の流体画像データを作成してもよい。この場合、前記三次元の流体画像 Gf_{3D} 及び前記二次元の流体画像 Gf_{2D} として、流体の最大径の画像と現在の流体の画像とが表示されてもよい。

【0046】

前記2D画像 G_{2D} を例に挙げて説明すると、図8に示すように流体の最大径の画像 Gf_{MAX} と現在の流体の画像 Gf_{PRE} とからなる二次元の流体画像 Gf_{2D} が表示されてもよい。例えば、前記画像 Gf_{MAX} は、半透明で表示され、前記画像 Gf_{PRE} は所定の色で表示される（図8では、前記画像 Gf_{PRE} はドットで表されている）。

【0047】

ちなみに、図8では前記2D画像 G_{2D} のみが示されているが、この2D画像 G_{2D} は、前記Bモード画像 BG とともに表示される。

【0048】

前記画像 Gf_{MAX} は、一心周期における流体の最大径の画像である。この画像 Gf_{MAX} は、一心周期ごとに更新される。前記画像 Gf_{MAX} は、一心周期の期間における前記ドプラデータを加算して得られたデータに基づいて作成されてもよい。また、前記画像 Gf_{MAX} は、一心周期のうち収縮期のドプラデータを加算して得られたデータに基づいて作成されてもよい。

【0049】

収縮期のドプラデータを加算する場合、図9に示すように、前記制御部8にECG（Electrocardiogram）信号が入力される。このECG信号に基づいて収縮期が特定される。

【0050】

前記画像 Gf_{PRE} は、フレームごとに更新され、流体の流量の変化に伴って流体の径が変わる。

【0051】

次に、第三変形例について説明する。前記表示画像制御部54は、前記距離 D が前記第二閾値 D_{th2} 以下になった場合に表示される警告の画像として、前記警告の文字情報I及び前記3D画像 G_{3D} 又は前記2D画像 G_{2D} の代わりに、図10に示すように、前記距離 D を表示させてもよい。

【0052】

次に、第四変形例について説明する。図11に示すように、前記3D画像 G_{3D} において、前記三次元ニードルライン Nl_{3D} は表示されなくてもよい。また、図12に示すように、前記2D画像 G_{2D} において、前記二次元ニードルライン Nl_{2D} は表示されなくてもよい。

10

20

30

40

50

【0053】

次に、第五変形例について説明する。図13に示すように、前記エコーデータ処理部4は、前記ドプラデータ作成部42の代わりに、Bフローデータ作成部43を有していてもよい。このBフローデータ作成部43は、前記エコーデータに対してBフロー処理を行ない、Bフローデータを作成する。この場合、このBフローデータが前記ドプラデータの代わりに用いられる。Bフローデータは、本発明における流体情報データの実施の形態の一例である。また、前記Bフローデータ作成部43は、本発明における流体情報データの実施の形態の一例である。

【0054】

次に、第六変形例について説明する。本例では、前記制御部8は、図14に示すように警告音発生部81を有している。この警告音発生部81は、前記距離Dが所定の閾値以下になった場合に、前記表示画像制御部54が警告の画像を表示させる代わりに、警告音を発する。

10

【0055】

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。例えば、操作者による前記操作部7の入力によって、前記警告の画像が表示されないモードに切り替えることができるようになっていてもよい。

【符号の説明】

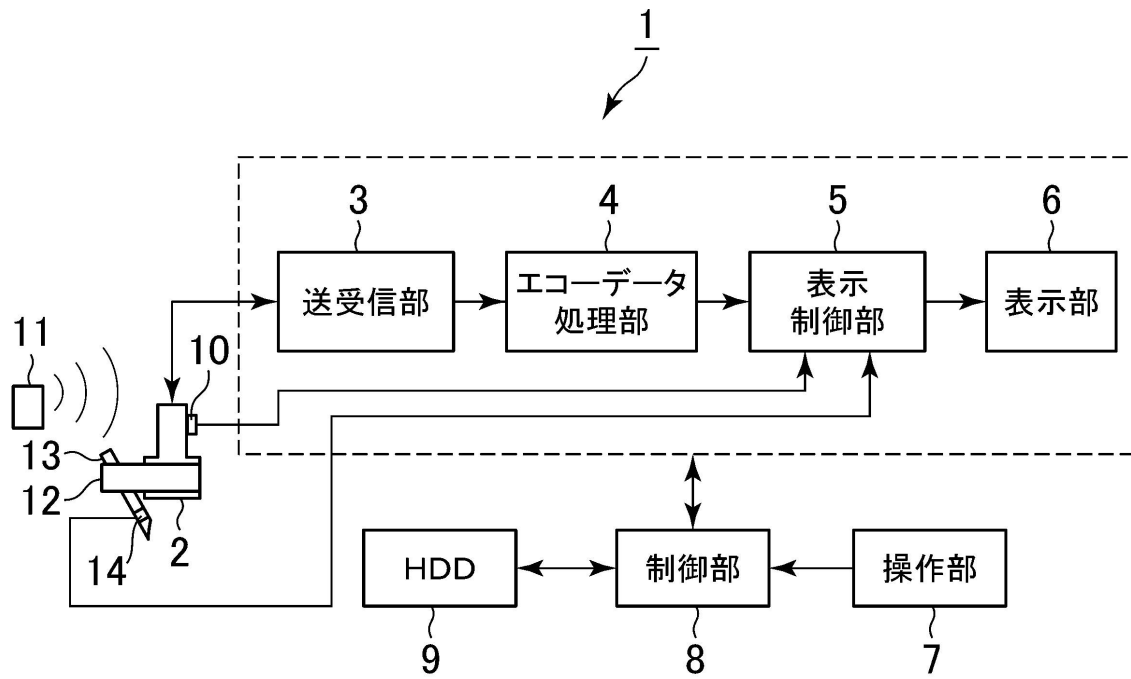
【0056】

20

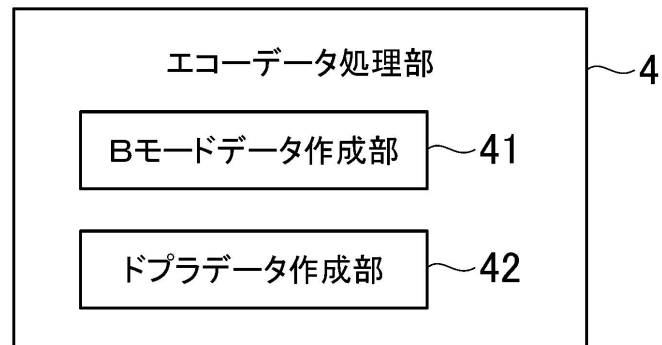
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 10 第一磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 13 穿刺針
- 14 第二磁気センサ
- 42 ドプラデータ作成部（流体情報データ作成部）
- 43 Bフローデータ作成部（流体情報データ作成部）
- 51 位置算出部
- 52 距離算出部
- 53 距離比較部
- 54 表示画像制御部（報知部）
- 81 警告音発生部（報知部）

30

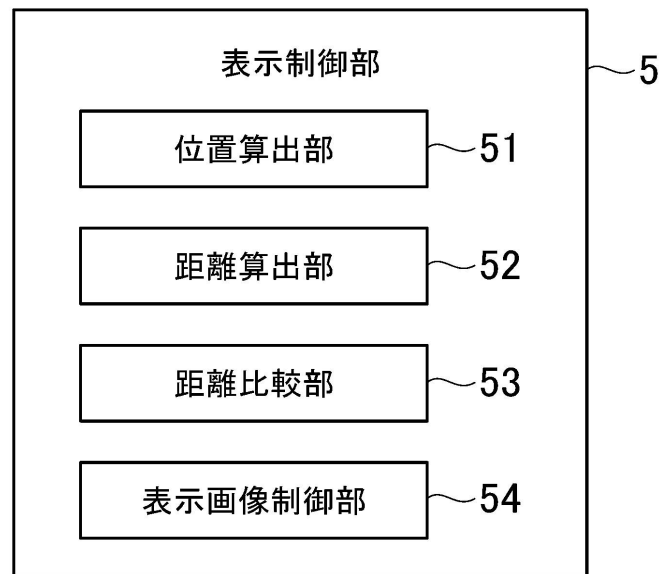
【図 1】



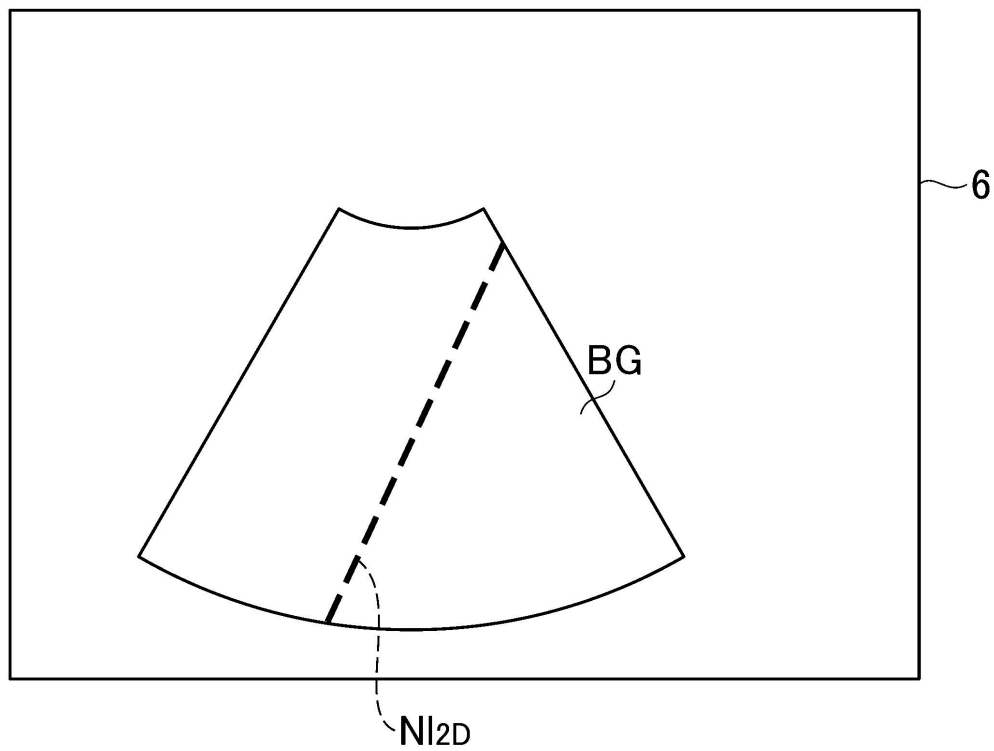
【図 2】



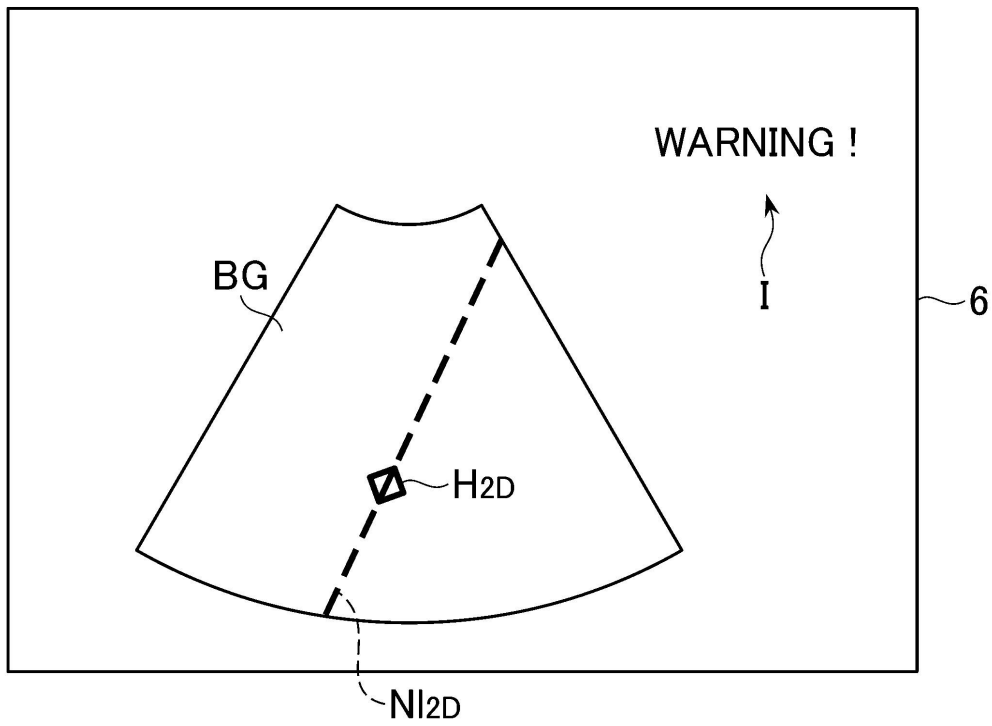
【図 3】



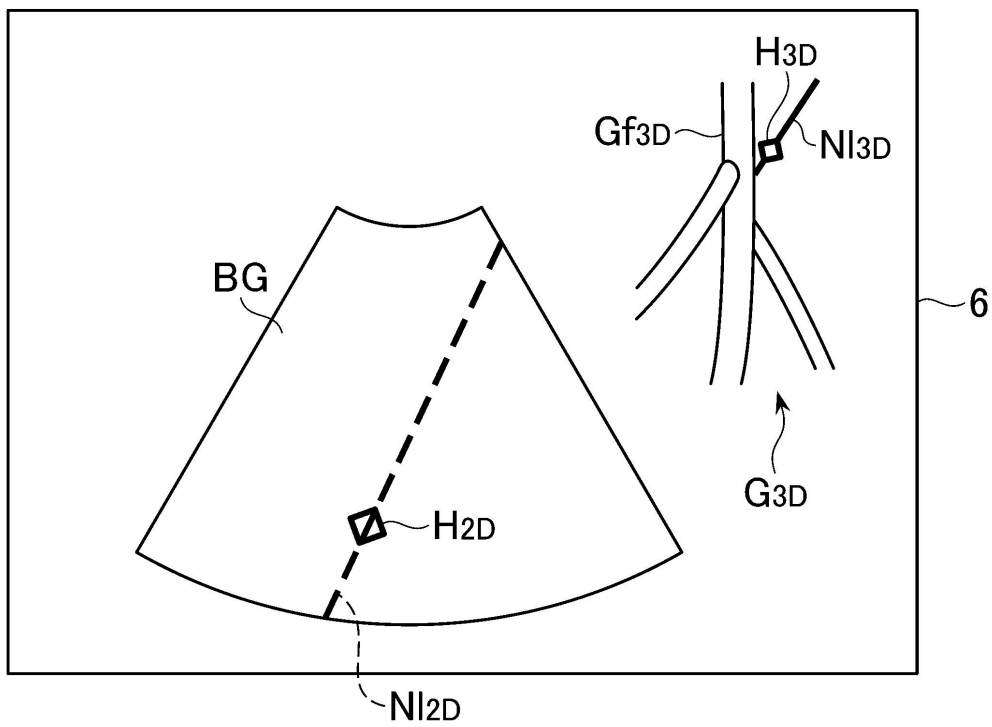
【図 4】



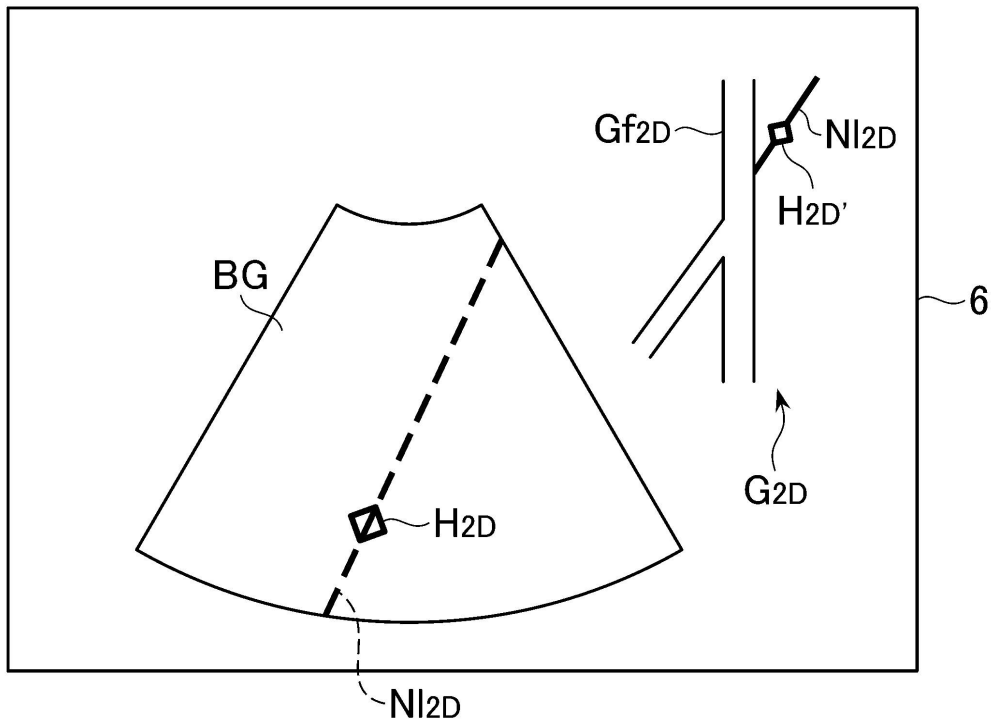
【図 5】



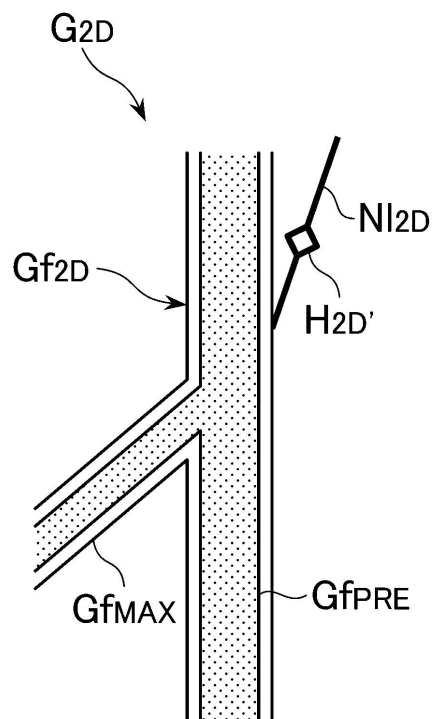
【図 6】



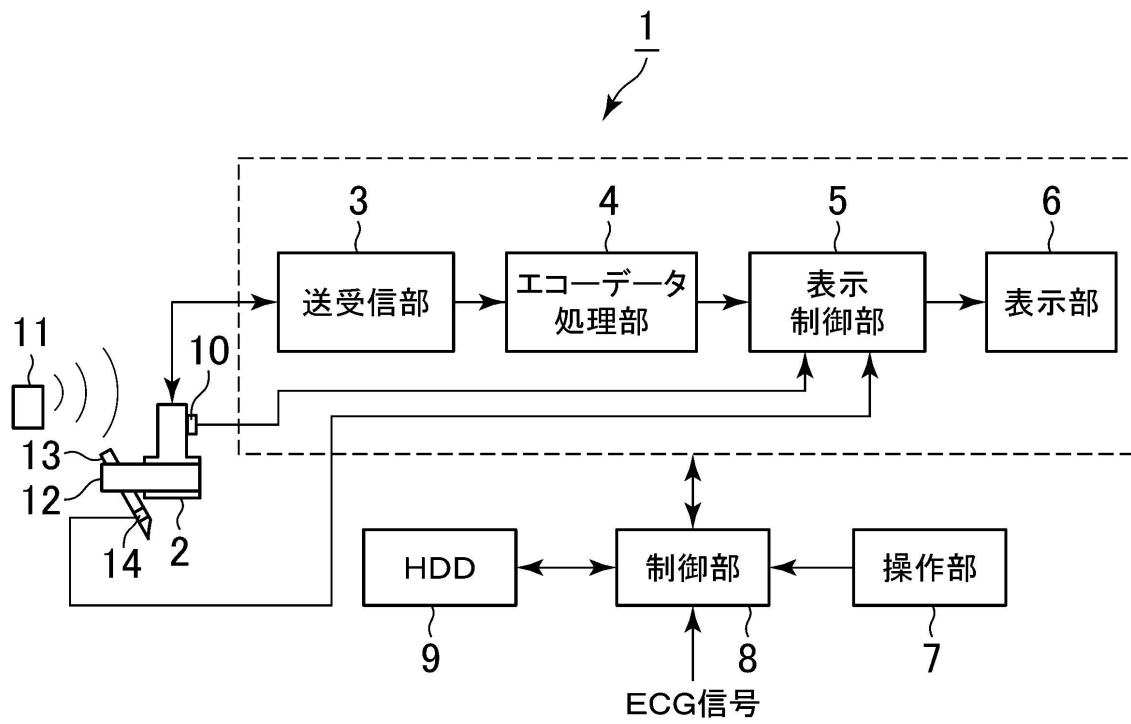
【図 7】



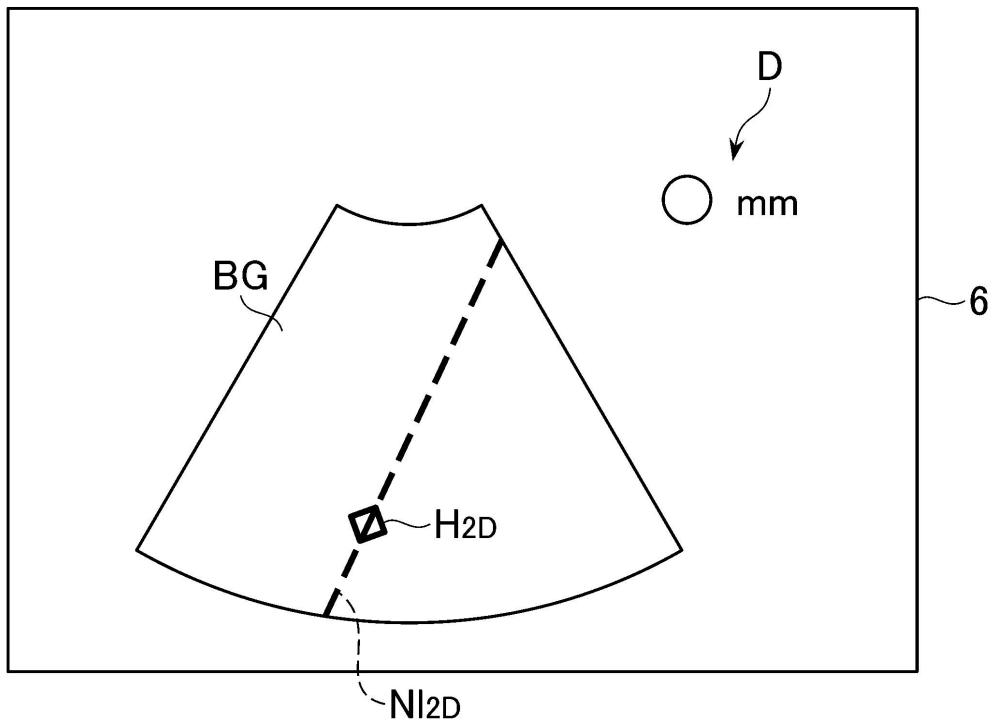
【図 8】



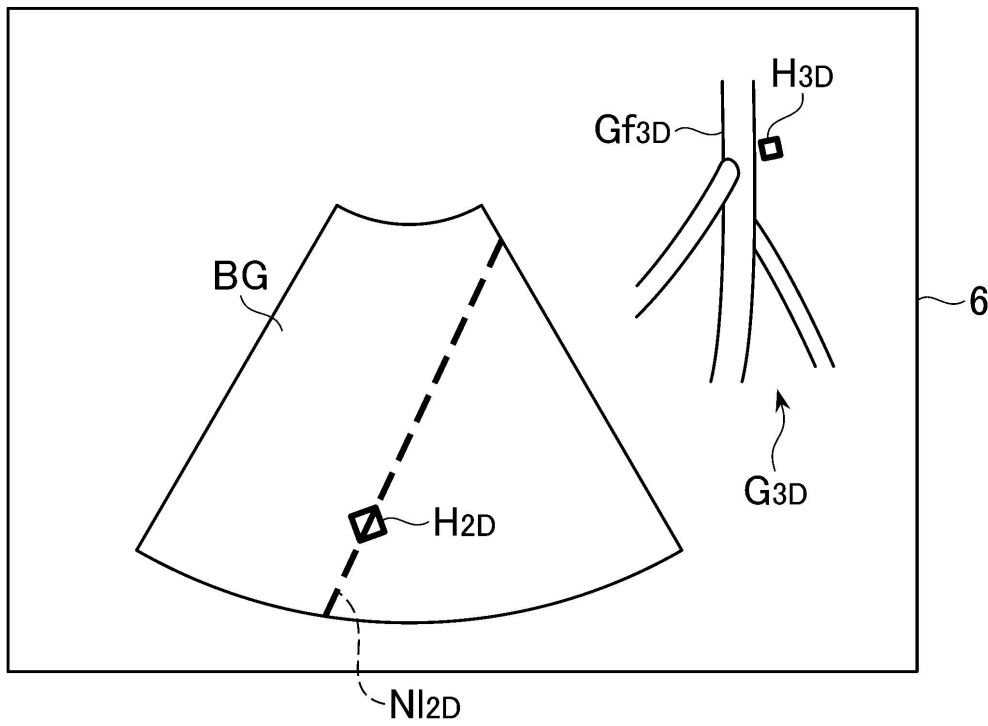
【図 9】



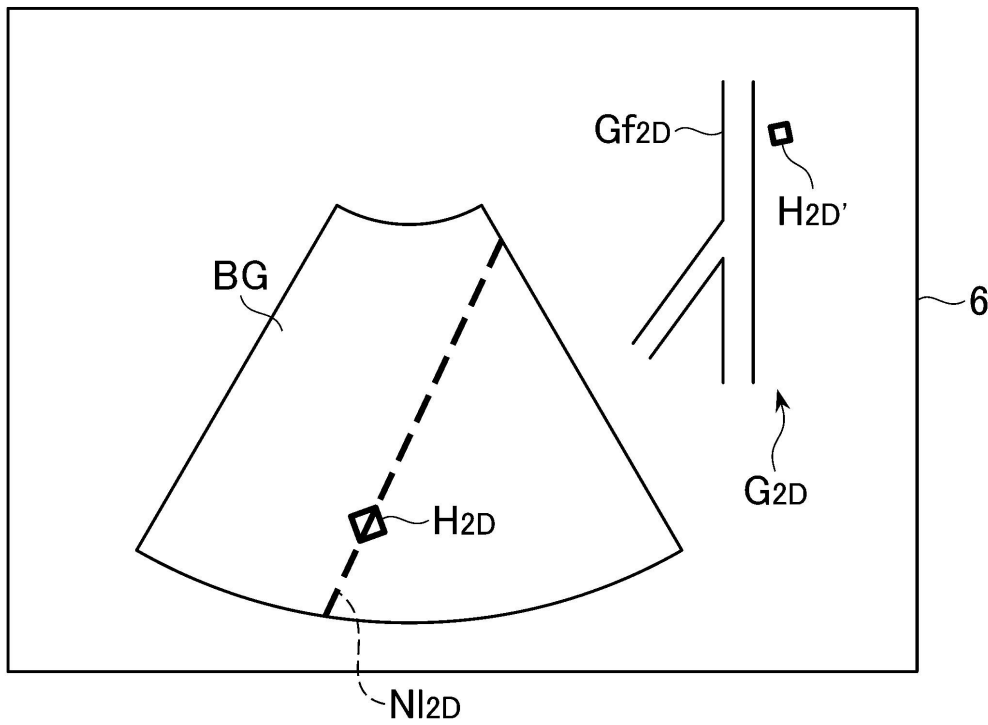
【図 10】



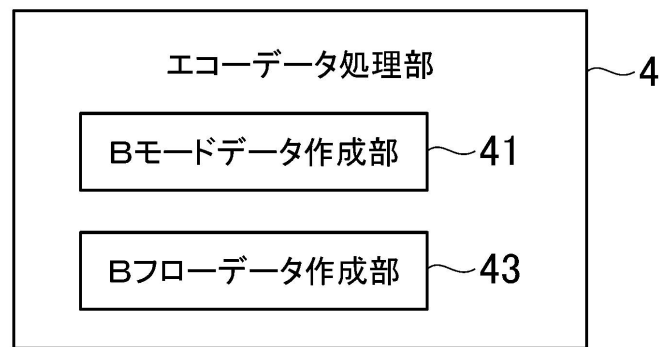
【図 1 1】



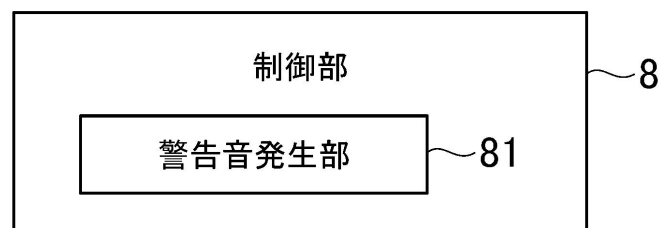
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-230182 (JP, A)
特開2009-125280 (JP, A)
特開2008-018172 (JP, A)
国際公開第2011/150376 (WO, A1)
特開2004-129967 (JP, A)
特開2010-088486 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5743329B2	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	JP2012008748	申请日	2012-01-19
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	劉磊		
发明人	劉磊		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/52 A61B10/0233 A61B17/3403 A61B2017/3413		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF08 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JB40 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK18 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2013146376A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声诊断设备。超声诊断设备包括：流体位置检测单元，被配置为检测对象中的流体的位置;活检针位置检测单元，被配置为检测要插入到对象中的活检针的位置;距离计算单元，被配置为计算基于检测到的流体位置和检测到的活检针的位置，流体和活检针之间的距离，以及当由距离计算单元计算的距离小于预定值时产生警告的通知单元阈值。

(21) 出願番号	特願2012-8748 (P2012-8748)	(73) 特許権者	300018238
(22) 出願日	平成24年1月19日 (2012.1.19)		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
(65) 公開番号	特開2013-146376 (P2013-146376A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グラントグユー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成25年8月1日 (2013.8.1)		
審査請求日	平成25年12月27日 (2013.12.27)	(74) 代理人	100106541 弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	劉磊 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
		審査官	杉田 翠
			最終頁に続く