

(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2013-146376**

(P2013-146376A)

(43) 公開日 平成25年8月1日(2013. 8. 1)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 8/00 (2006.01)**

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-8748 (P2012-8748)  
(22) 出願日 平成24年1月19日 (2012.1.19)

(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・53  
 188・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・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

[最終頁に続く](#)

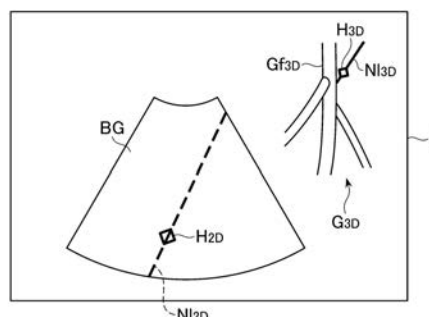
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】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超音波診断装置を提供する。

【解決手段】三次元空間におけるドプラデータ又はＢモードデータの位置と、穿刺針の位置とに基づいて、流体と穿刺針との距離を算出する距離算出部と、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、３Ｄ画像 $G_{3D}$ を表示させる表示画像制御部と、を備えることを特徴とする。前記３Ｄ画像 $G_{3D}$ は、三次元の流体画像 $G_{f3D}$ 、穿刺針の刺入予定経路を示す三次元ニードルライン $N_{l3D}$ 、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。

【選択図】図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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、  
該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。

10

**【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前記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ブ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。

20

**【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、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。

30

**【請求項 7】**

前記所定の閾値を複数有することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記警告は、表示部に表示される文字情報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】**

前記警告は、表示部に表示される警告画像であって、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であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 10】**

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 9 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

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 10 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 12】**

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 10 に記載の超音波診断装

50

置。

【請求項 1 3】

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 9 ~ 1 2 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

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 1 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

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 1 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記表示部には、リアルタイムの超音波画像が表示されることを特徴とする請求項 8 ~ 1 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

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 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記警告は音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 1 9】

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、

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、

該距離算出機能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】

【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）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2 0 1 1 - 2 2 9 8 3 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 4 】

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。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 5 】

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。

10

## 【発明の効果】

## 【 0 0 0 6 】

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】

## 【 0 0 0 7 】

【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。

20

【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。

【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。

30

【図 1 0】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 1 1】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。

【図 1 2】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 1 3】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 1 4】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】

## 【 0 0 0 8 】

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。

40

## 【 0 0 0 9 】

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。

## 【 0 0 1 0 】

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 1 0 が設けられている。この第一磁気センサ 1 0 により、例えば磁気発生コイルで構成される磁気発

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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 に示すように B モードデータ作成部 41 とドブラデータ作成部 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】

前記ドブラデータ作成部 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ブラ処理を行なって、ドブラデータ (doppler data) を作成する。このドブラデータは、例えばエコー源の流速及び分散のデータである。或いは、ドブラデータは、エコー源のパワーのデータであってもよい。前記ドブラデータは、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、前記ドブラデータ作成部 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。

30

【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、ドブ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。

40

【0016】

前記第一磁気センサ 10、前記磁気発生部 11、前記ドブラデータ作成部 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、前記ドブラデータ作成部 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。

【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

50

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。

【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。

10

【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  $D_{th1}$  と第二閾値  $D_{th2}$  である（ $D_{th1} < D_{th2}$ ）。詳細は後述する。

【0021】

ちなみに、前記第一閾値  $D_{th1}$  及び前記第二閾値  $D_{th2}$  は予め前記 HDD 9 等に記憶されている。これら第一閾値  $D_{th1}$  及び第二閾値  $D_{th2}$  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。

20

【0022】

前記表示画像制御部 54 は、スキャンコンバータ（Scan Converter）によって前記 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。

30

【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  $G_{f3D}$ 、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  $G_{f3D}$  を前記表示部 6 に表示させる。

40

【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  $G_{f3D}$  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

50

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  $N1_3D$  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  $N1_2D$  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  $H2D$  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 HDD 9 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。

【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、前記ドブラデータ作成部 42 はドブラデータを作成する。ここでのドブラデータは、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  $H2D$  を表示させる。

【0035】

前記距離算出部 52 は、前記ドブ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ブ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  $Dth1$  及び前記第二閾値  $Dth2$  とを比較する。ここで、前記距離  $D$  として、ドブ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  $Dmin$  と前記第一閾値  $Dth1$  及び前記第二閾値  $Dth2$  とを比較してもよい。

【0037】

$D < Dth2$  ( $Dth2 > Dth1$ ) である場合 (ただし、 $D > Dth1$ )、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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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 $G_{f2D}$ 、二次元ニードルライン $N_{l2D}$ 、前記二次元先端表示 $H_{2D}'$ からなる。

30

【0044】

前記表示画像制御部54は、前記ドブ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 $G_{f2D}$ を表示させる。この二次元の流体画像 $G_{f2D}$ 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ブ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 $G_{f3D}$ 及び前記二次元の流体画像 $G_{f2D}$ 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。

40

【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 $G_{fMAX}$ と現在の流体の画像 $G_{fPRE}$ とからなる二次元の流体画像 $G_{f2D}$ が表示されてもよい。例えば、前記画像 $G_{fMAX}$ は、半透明で表示され、前記画像 $G_{fPRE}$ は所定の色で表示される(図8では、前記画像 $G_{fPRE}$ 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。

50

## 【 0 0 4 8 】

前記画像  $G f_{M A X}$  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  $G f_{M A X}$  は、一心周期ごとに更新される。前記画像  $G f_{M A X}$  は、一心周期の期間における前記ドブ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  $G f_{M A X}$  は、一心周期のうち収縮期のドブ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。

## 【 0 0 4 9 】

収縮期のドブ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 E C G ( E l e c t r o c a r d i o g r a m ) 信号が入力される。この E C G 信号に基づいて収縮期が特定される。

10

## 【 0 0 5 0 】

前記画像  $G f_{P R E}$  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。

## 【 0 0 5 1 】

次に、第三変形例について説明する。前記表示画像制御部 5 4 は、前記距離  $D$  が前記第二閾値  $D t h 2$  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 3 D 画像  $G_{3 D}$  又は前記 2 D 画像  $G_{2 D}$  の代わりに、図 1 0 に示すように、前記距離  $D$  を表示させてもよい。

## 【 0 0 5 2 】

次に、第四変形例について説明する。図 1 1 に示すように、前記 3 D 画像  $G_{3 D}$  において、前記三次元ニードルライン  $N l_{3 D}$  は表示されなくてもよい。また、図 1 2 に示すように、前記 2 D 画像  $G_{2 D}$  において、前記二次元ニードルライン  $N l_{2 D}$  は表示されなくてもよい。

20

## 【 0 0 5 3 】

次に、第五変形例について説明する。図 1 3 に示すように、前記エコーデータ処理部 4 は、前記ドブラデータ作成部 4 2 の代わりに、B フローデータ作成部 4 3 を有していてもよい。この B フローデータ作成部 4 3 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ブ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 4 3 は、本発明における流体情報データの実

30

## 【 0 0 5 4 】

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 1 4 に示すように警告音発生部 8 1 を有している。この警告音発生部 8 1 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 5 4 が警告の画像を表示させる代わりに、警告音を発する。

## 【 0 0 5 5 】

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

40

## 【 符号の説明 】

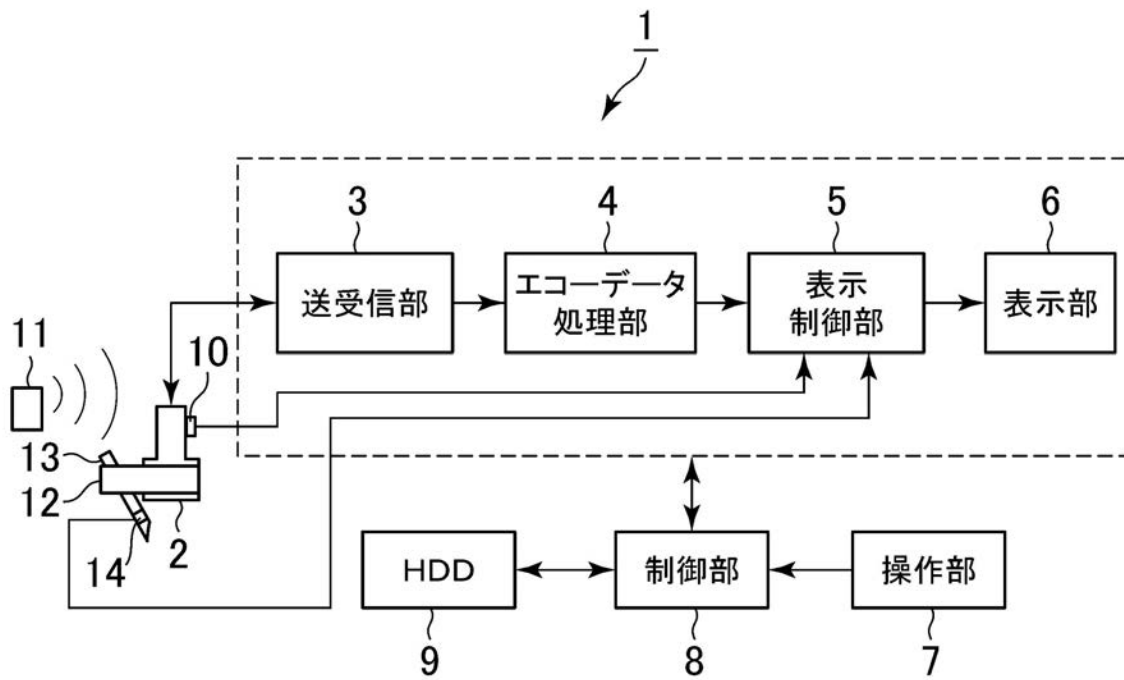
## 【 0 0 5 6 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 1 0 第一磁気センサ
- 1 1 磁気発生部
- 1 3 穿刺針
- 1 4 第二磁気センサ

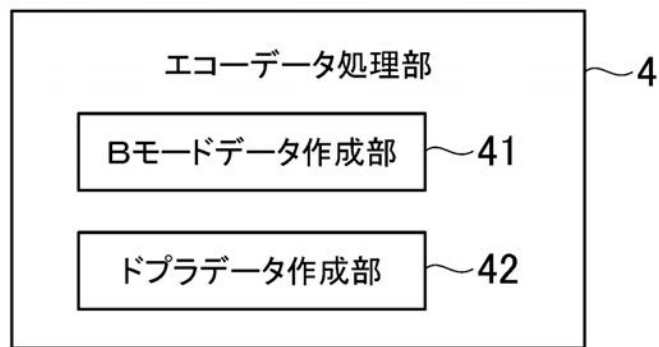
50

- 4 2    ドプラデータ作成部（流体情報データ作成部）
- 4 3    Bフローデータ作成部（流体情報データ作成部）
- 5 1    位置算出部
- 5 2    距離算出部
- 5 3    距離比較部
- 5 4    表示画像制御部（報知部）
- 8 1    警告音発生部（報知部）

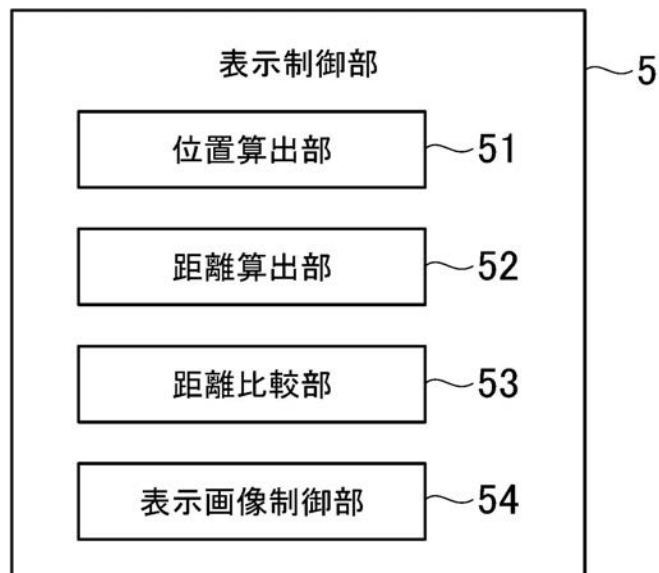
【図 1】



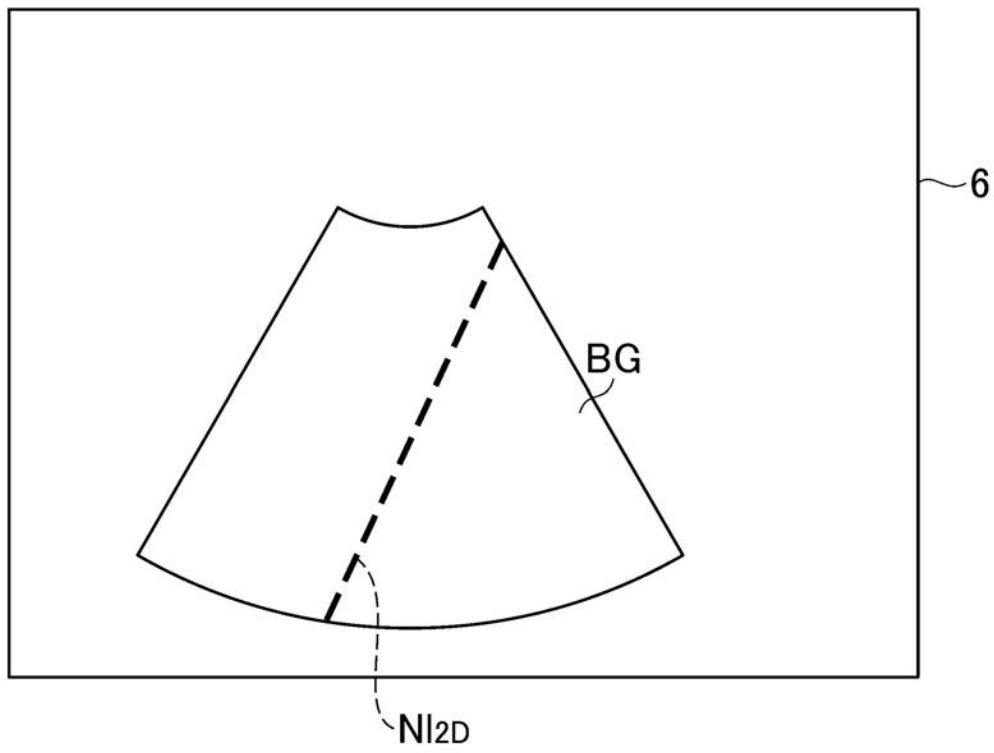
【図 2】



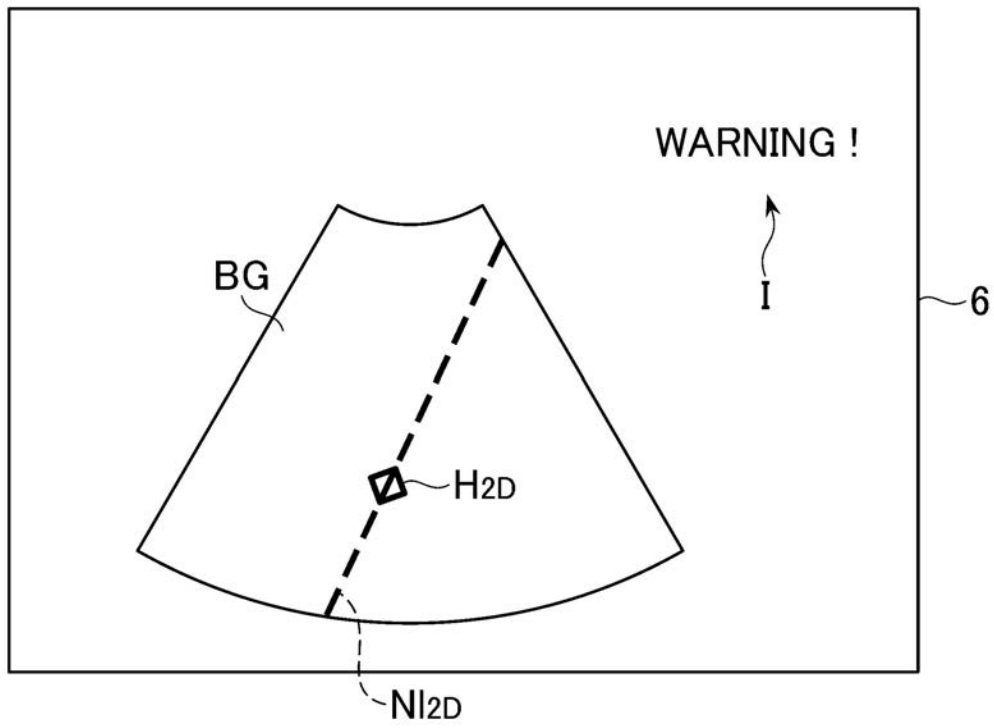
【図 3】



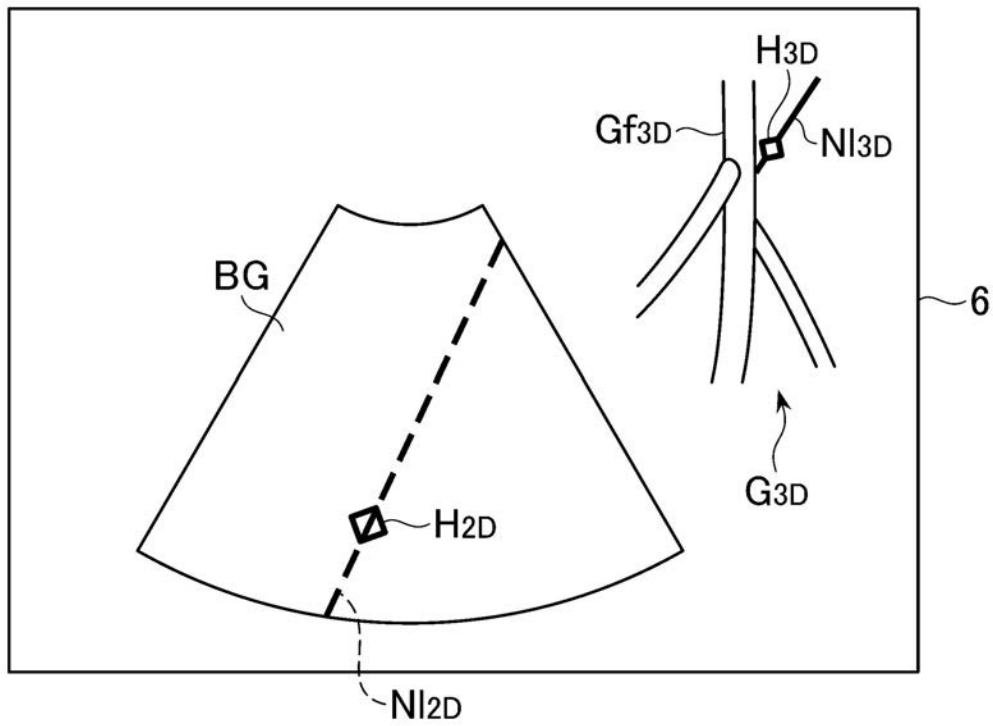
【 図 4 】



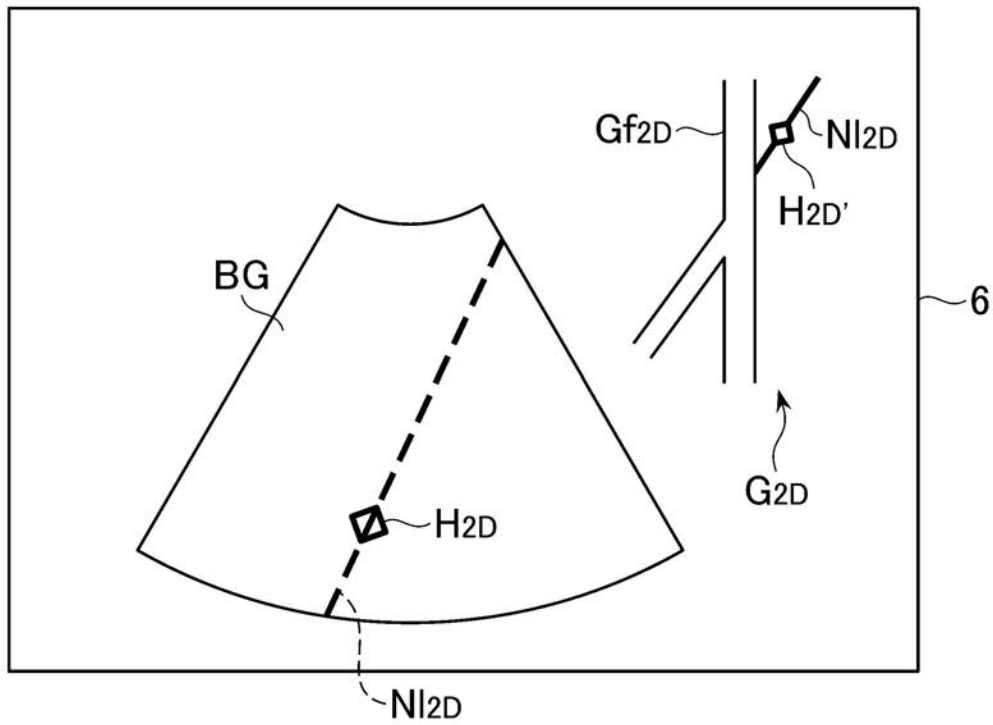
【 図 5 】



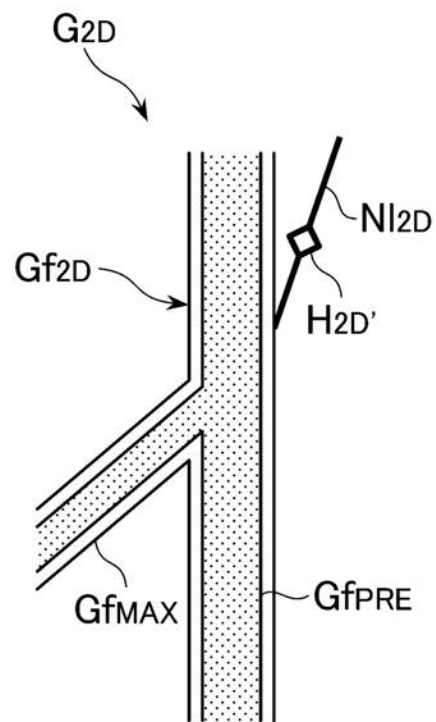
【 図 6 】



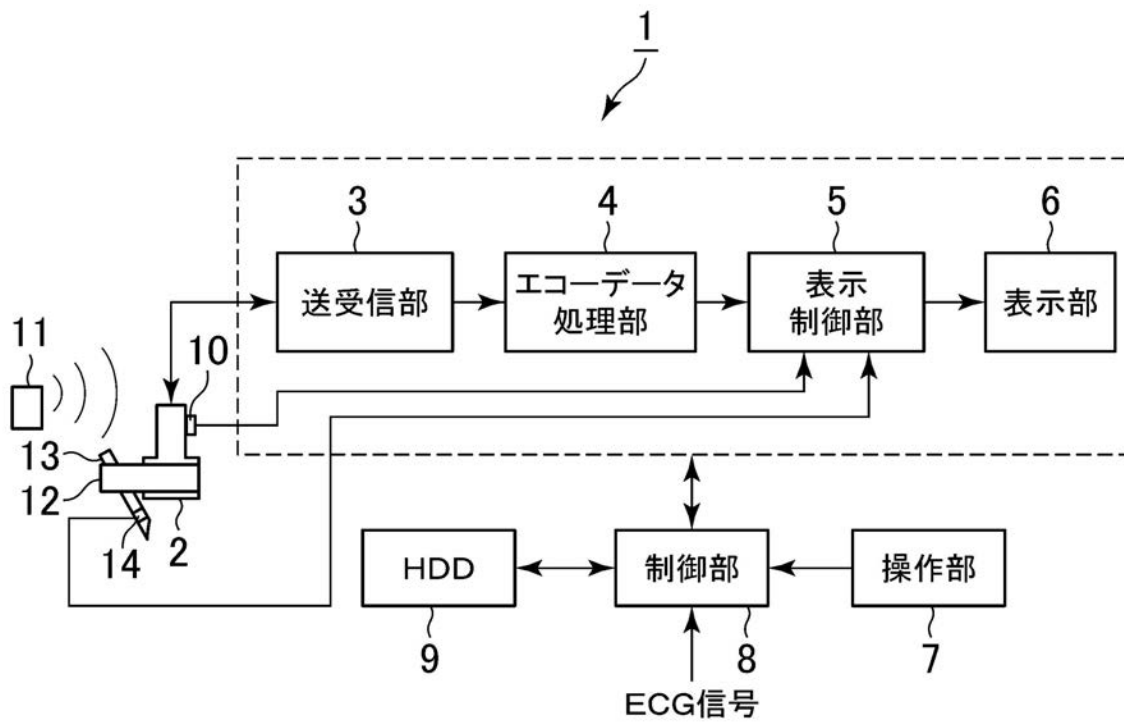
【 図 7 】



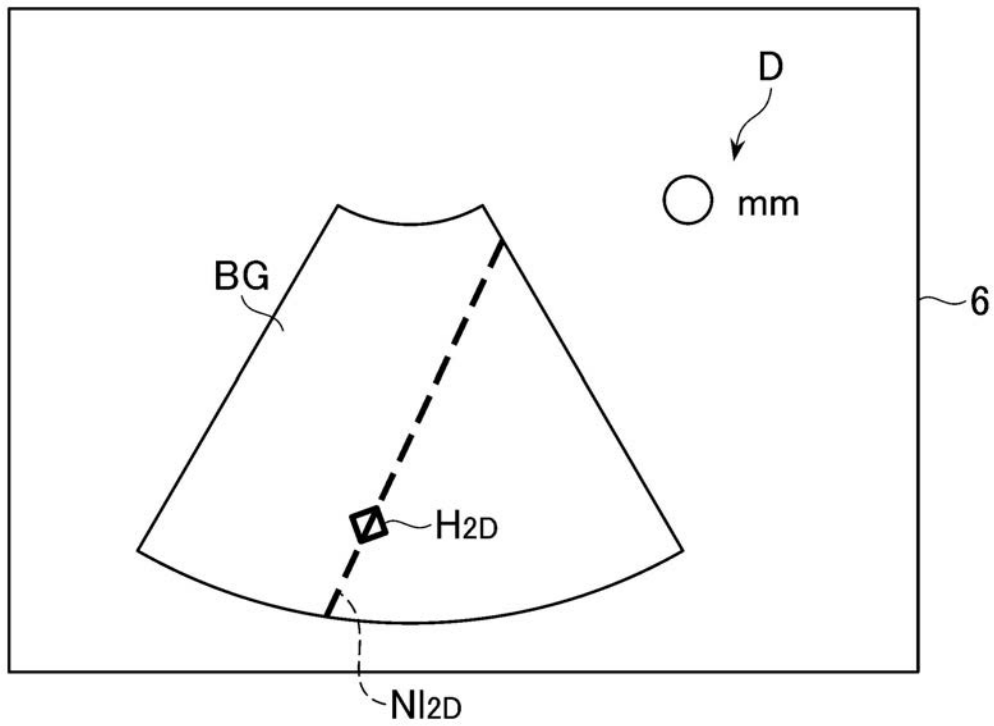
【図 8】



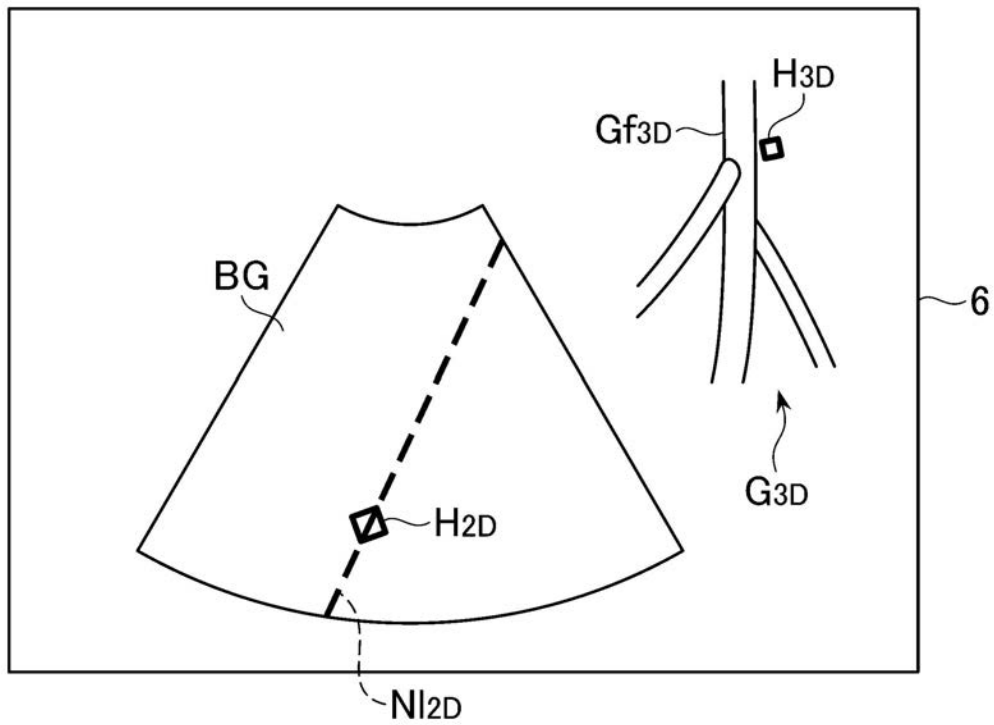
【図 9】



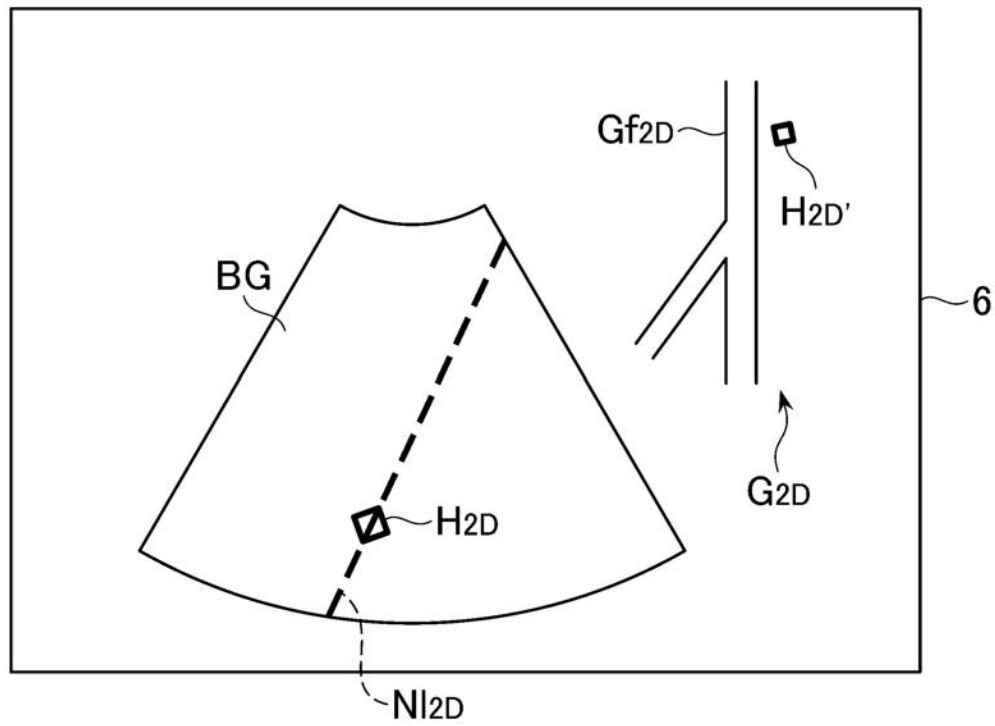
【図 10】



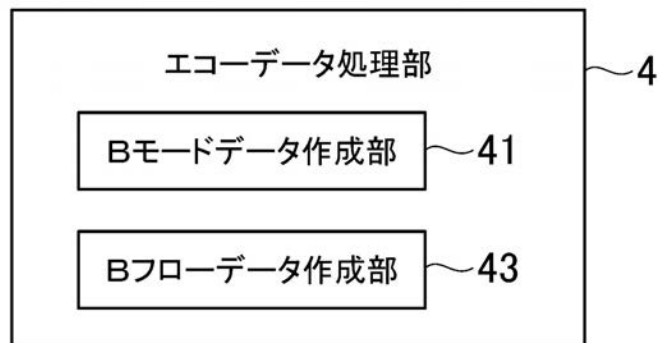
【図 11】



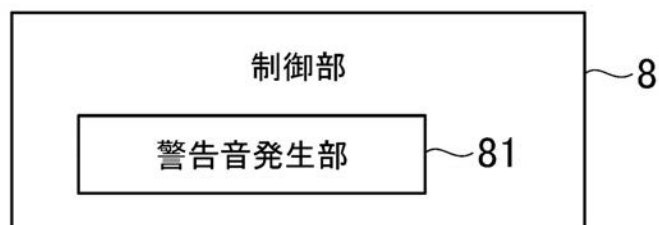
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE04 EE16 FF03 FF08 GA18 GA25 JB40 JB50  
JC04 JC21 KK12 KK16 KK18 KK22 KK24 KK28 KK31 LL38

|             |                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
|-------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)     | 超声波诊断装置及其控制程序                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 公开(公告)号     | <a href="#">JP2013146376A</a>                                                                                                                                                                                               | 公开(公告)日 | 2013-08-01 |
| 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                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| [标]发明人      | 劉磊                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 发明人         | 劉磊                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| IPC分类号      | A61B8/00                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 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       | A61B8/00 A61B8/06 A61B8/14                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 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      | JP5743329B2                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 外部链接        | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                   |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够更容易地将穿刺针插入受试者的超声诊断设备。距离计算部分基于三维空间中的多普勒数据或B流数据的位置和穿刺针的位置来计算流体和穿刺针之间的距离，距离计算部分计算距离以及显示图像控制单元，用于在图像尺寸小于预定阈值时显示3D图像G 3D。3D图像G 3D 是指示三维流体图像Gf 3D 的三维针线N1 3D，穿刺针N1的计划插入路径，并且表示穿刺针13的远端部分的三维尖端显示H 3D。点域6

