

(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2015-8777

(P2015-8777A)

(43) 公開日 平成27年1月19日(2015.1.19)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-134647 (P2013-134647)  
(22) 出願日 平成25年6月27日 (2013.6.27)(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 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  
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE09 FF06 GA18 GA25  
HH31

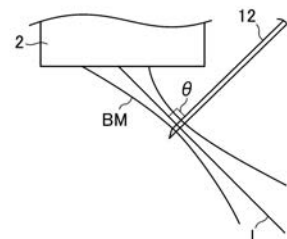
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針の視認性を向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 三次元空間の被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブ2と、超音波プローブ2の位置及び向きを前記三次元空間において特定するプローブ特定部と、前記被検体に刺入される穿刺針12の位置及び向きの情報を前記三次元空間において特定する穿刺針特定部と、前記プローブ特定部及び前記穿刺針特定部の情報によって特定される前記超音波プローブ2と前記穿刺針12との前記三次元空間における位置関係に基づいて、送受信ビームBMと前記穿刺針12との角度が90度になる制御を行なう制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

三次元空間の被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、

該超音波プローブの位置及び向きを前記三次元空間において特定するプローブ特定部と、

前記被検体に刺入される穿刺針の位置及び向きを前記三次元空間において特定する穿刺針特定部と、

前記プローブ特定部及び前記穿刺針特定部の情報によって特定される前記超音波プローブと前記穿刺針との前記三次元空間における位置関係に基づいて、超音波の送受信及び前記エコー信号に基づくデータの処理のうち少なくともいずれか一方を制御する制御部と、  
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記三次元空間に設置される磁気発生部と、

前記超音波プローブに設けられて前記磁気発生部の磁気を検出する第一磁気センサと、

前記穿刺針に設けられ、前記磁気発生部の磁気を検出する第二磁気センサと、を備え、

前記プローブ特定部は、前記第一磁気センサ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超音波プローブの位置及び向きを特定し、

前記穿刺針特定部は、前記第二磁気センサにおける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の位置及び向きを特定する

20

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】**

前記制御部は、超音波の受信ビームと前記穿刺針との角度が、90度又は90度に近い最大限の角度になる制御を行なう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】**

前記制御部は、前記超音波の受信ビームの焦点が、前記穿刺針に位置する制御を行なう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】**

前記制御部は、前記超音波プローブに対する前記穿刺針の針先の位置が遠くなるほど、前記超音波プローブから送信される超音波の中心周波数を低くする制御を行なう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。

30

**【請求項 6】**

前記制御部は、針先が到達した部分からのエコー信号に対するゲインを、針先が到達する前よりも大きくする制御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】**

前記エコー信号に基づくデータの処理を行なって、前記被検体の超音波画像の平滑化を行なう処理部を備え、

前記制御部は、前記超音波画像の平滑化が、前記穿刺針及びその近辺において、該穿刺針の方向において行なわれるよう、前記処理部による前記エコー信号に基づくデータの処理を制御する

40

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】**

前記第二磁気センサは、前記穿刺針の針先に設けられてい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 9】**

前記第二磁気センサは、前記穿刺針の針先から所定の距離離れた位置に設けられてい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 10】**

50

コンピュータに、

三次元空間の被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブの位置及び向きを前記三次元空間において特定するプローブ特定機能と、

前記被検体に刺入される穿刺針の位置及び向きを前記三次元空間において特定する穿刺針特定機能と、

前記プローブ特定機能及び前記穿刺針特定機能の情報によって特定される前記超音波プローブと前記穿刺針との前記三次元空間における位置関係に基づいて、超音波の送受信及び前記エコー信号に基づくデータの処理のうち少なくともいずれか一方を制御する制御機能と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して穿刺針が刺入される時に用いられる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】

超音波診断装置では、被検体の超音波画像をリアルタイム(real time)で表示することができる。従って、被検体内に穿刺針を刺入する時に、穿刺針の位置をリアルタイムの超音波画像によって確認することができる(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2012-245092号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、穿刺手技においては、超音波画像において特に穿刺針の針先に注目しながら、血管などを避けて穿刺針を刺入していく。従って、超音波画像において、穿刺針の針先の視認性を向上することが求められている。

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、三次元空間の被検体に対して超音波の送受信を行なってエコー信号を取得する超音波プローブと、この超音波プローブの位置及び向きを前記三次元空間において特定するプローブ特定部と、前記被検体に刺入される穿刺針の位置及び向きを前記三次元空間において特定する穿刺針特定部と、前記プローブ特定部及び前記穿刺針特定部の情報によって特定される前記超音波プローブと前記穿刺針との前記三次元空間における位置関係に基づいて、超音波の送受信及び前記エコー信号に基づくデータの処理のうち少なくともいずれか一方を制御する制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

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と前記穿刺針との位置関係に基づいて、超音波の送受信及び前記エコー信号に基づくデータの処理のうち少なくともいずれか一方が制御されるので、穿刺針の視認性を向上させることができる。

【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。

【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

50

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】被検体に対する超音波の送受信ビームを示す説明図である。

【図 5】被検体に対する超音波の送受信ビームを示す説明図であり、図 3 に示された位置よりも深い位置に穿刺針が刺入された状態を示す図である。

【図 6】被検体における深度とその深度からのエコー信号に対するゲインとの関係を示すグラフを示す図である。

【図 7】画像平滑化処理を説明する図である。

【図 8】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他例を示すブロック図である。

10

【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説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ 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。送受信ビームフォーマ 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 は超音波診断装置 1 の装置本体に設けられている。また、この装置本体と前記超音波プローブ 2 がケーブルを介して接続されている。

20

【0009】

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前記第一磁気センサ 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。前記磁気発生部 11 から発生する磁気により、三次元空間における座標系が形成される。

30

【0011】

前記第一磁気センサ 10 における検出信号は、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に設けられている。

【0012】

前記第一磁気センサ 10 は、本発明における第一磁気センサの実施の形態の一例である。また、前記磁気発生部 11 は、本発明における磁気発生部の実施の形態の一例である。

【0013】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、所定の送信パラメータによる超音波の送信ビームを形成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、前記送受信ビームフォーマ 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、所定のゲイン (gain) による信号増幅処理、A/D 変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、所定の受信パラメータによる超音波の受信ビームを形成する。

40

【0014】

例えば、前記送受信ビームフォーマ 3 は、後述するように、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、超音波の送受信ビームのビーム方向（音線方向）や、送受信ビームの焦点を調節する。

【0015】

前記エコーデータ処理部 4 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデ

50

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。

【0016】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、超音波画像データ作成部 5 1、表示画像制御部 5 2 を有する。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、前記エコーデータ処理部 4 から入力されたデータ（ローデータ：raw data）を、スキャンコンバータ（Scan Converter）によって走査変換して超音波画像データを作成する。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、例えば B モードデータに基づいて B モード画像データを作成する。

10

【0017】

前記表示画像制御部 5 2 は、前記超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。超音波画像は、例えば B モード画像である。

【0018】

前記表示部 6 は、LCD（Liquid Crystal Display）や有機 EL（Electro-Luminescence）ディスプレイなどである。

【0019】

前記操作部 7 は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード（keyboard）や、トラックボール（trackball）等のポインティングデバイス（pointing device）などを含んで構成されている。

20

【0020】

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、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0021】

また、前記制御部 8 は、図 3 に示すように、超音波プローブ 2 の位置及び向きを特定するプローブ特定機能を実行するプローブ特定部 8 1 を有する。また、前記制御部 8 は、被検体に刺入される穿刺針 1 2（図 1 参照）の位置及び向きを特定する穿刺針特定機能を実行する穿刺針特定部 8 2 を有する。

【0022】

30

前記プローブ特定部 8 1 は、前記第一磁気センサ 1 0 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 1 を原点とする三次元空間の座標系における前記超音波プローブ 2 の位置及び向きの情報（以下、「プローブ位置情報」と云う）を算出する。前記プローブ特定部 8 1 は、本発明におけるプローブ特定部の実施の形態の一例である。

【0023】

前記穿刺針特定部 8 2 は、前記磁気発生部 1 1 を原点とする三次元空間における座標系における穿刺針 1 2（図 1 参照）の位置及び向き（座標）を特定する。より詳細に説明すると、前記穿刺針 1 2 には、例えばホール素子で構成される第二磁気センサ 1 3 が設けられている。この第二磁気センサ 1 3 は、前記穿刺針 1 2 の針先から所定の距離 d の位置に設けられている。この第二磁気センサ 1 3 により、前記磁気発生部 1 1 から発生する磁気

40

が検出されるようになっている。前記第二磁気センサ 1 3 における検出信号は、前記制御部 8 へ入力される。前記穿刺針特定部 8 2 は、第二磁気センサ 1 3 からの磁気検出信号に基づいて、前記穿刺針 1 2 の位置及び向きの特定を行なう。前記穿刺針特定部 8 2 は、本発明における穿刺針特定部の実施の形態の一例である。

【0024】

ここで、前記穿刺針 1 2 は、把持部 1 2 a と、この把持部 1 2 a に設けられ被検体に刺入される針部 1 2 b とを有している。例えば、前記穿刺針 1 2 の位置として、前記針部 1 2 b の位置が特定される。詳しく説明する。前記第二磁気センサ 1 3 における磁気検出信号に基づいて、先ず前記三次元空間における前記第二磁気センサ 1 3 の位置が特定される。前記第二磁気センサ 1 3 と前記針部 1 2 b との位置関係は、予め前記記憶部 9 に記憶さ

50

れており、この位置関係と前記第二磁気センサ 1 3 における磁気検出信号に基づいて、前記針部 1 2 b の位置（前記針部 1 2 b の先端（針先）から前記把持部 1 2 a 側の端部まで）が特定される。

【0025】

前記穿刺針特定部 8 2 は、本発明における穿刺針特定部の実施の形態の一例であり、穿刺針特定機能は、本発明における穿刺針特定機能の実施の形態の一例である。また、前記第二磁気センサ 1 3 は、本発明における第二磁気センサの実施の形態の一例である。

【0026】

前記制御部 8 は、前記三次元空間における前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて、前記超音波画像における前記穿刺針 1 2 の視認性が最適化されるよう、超音波の送受信及び前記エコー信号に基づくデータの処理のうち少なくともいずれか一方を制御する制御信号を、前記超音波診断装置 1 の各部の少なくともいずれかに出力する（制御機能）。前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係は、前記プローブ特定部 8 1 によって特定された前記超音波プローブ 2 の位置及び向きと、前記穿刺針特定部 8 2 によって特定された前記穿刺針 1 2 の位置及び向きとから特定される。

【0027】

ここで、「最適化」とは、種々の条件が考慮された上で、前記超音波画像における前記穿刺針 1 2 の視認性が最も良好になることを意味する。本例では、前記穿刺針 1 2 の位置及び向きに基づいて、超音波の送受信ビームのビーム方向及び焦点が制御される。詳細は後述する。前記制御部 8 は、本発明における制御部の実施の形態の一例である。

【0028】

前記記憶部 9 は、HDD (Hard Disk Drive: ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) である。

【0029】

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、操作者は、被検体の体表面に当接する前記超音波プローブ 2 によって被検体に対する超音波の送受信を行ない、前記表示部 6 に超音波画像を表示させる。ここでは、B モード画像が表示されるものとする。そして、操作者は、超音波の送受信面に沿って前記被検体に対し穿刺針 1 2 を刺入する。これにより、前記 B モード画像に前記穿刺針 1 2 を表示させることができる。

【0030】

前記制御部 8 は、前記超音波プローブ 2 及び前記穿刺針 1 2 の位置関係に基づいて、図 4 に示すように、超音波の送受信ビーム BM と前記穿刺針 1 2 との角度  $\theta$  が 90 度になり、なおかつ前記送受信ビーム BM の焦点（図示省略）が、前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

【0031】

前記プローブ特定部 8 1 によって前記三次元空間における前記超音波プローブ 2 の位置及び向きが特定され、前記穿刺針特定部 8 2 によって前記三次元空間における前記穿刺針 1 2 の位置及び向きが特定されるので、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置関係が特定される。従って、前記制御部 8 は、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置関係に基づいて、超音波の送受信ビーム BM と前記穿刺針 1 2 との角度  $\theta$  が 90 度になり、なおかつ前記送受信ビーム BM の焦点（図示省略）が、前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

【0032】

図 4 では、前記送受信ビームフォーマ 3 により形成される送受信ビームとして、前記穿刺針 1 2 の針先の近傍を通る音線 1 の送受信ビーム BM が図示されている。前記送受信ビームフォーマ 3 により、図示された音線 1 の送受信ビーム以外にも複数音線分の送受信ビームが形成され、これらの送受信ビームの角度  $\theta$  も 90 度になっており、なおかつ焦点は前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になっている。

## 【 0 0 3 3 】

ただし、前記穿刺針 1 2 と前記超音波プローブ 2 との位置関係等によって、前記角度が 9 0 度にならない場合、前記制御部 8 は、前記角度 が 9 0 度に近い最大限の角度になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

## 【 0 0 3 4 】

前記制御部 8 は、図 5 に示すように、前記穿刺針 1 2 が被検体に対してさらに刺入されて針先の位置が深くなっても、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置関係に基づいて、超音波の送受信ビーム B M と前記穿刺針 1 2 との角度 が 9 0 度になり、なおかつ前記送受信ビーム B M の焦点（図示省略）が、前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。ちなみに、二点鎖線で示される超音波ビーム B M は、図 4 で図示した超音波ビームである。

## 【 0 0 3 5 】

本例によれば、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて、超音波の送受信ビームが、被検体に刺入された前記穿刺針 1 2 に対して直交し、なおかつ送受信ビームの焦点が前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍の位置になるように制御される。従って、操作者が前記操作部 7 において送受信パラメータを調節する入力を行なわずとも、自動的に送受信パラメータが調節されて、B モード画像において前記穿刺針 1 2 の視認性を向上させることができる。

## 【 0 0 3 6 】

なお、上述の説明においては、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて、送受信ビームが制御されているが、少なくとも受信ビームのみが制御されてもよい。すなわち、前記制御部 8 は、超音波の受信ビームと前記穿刺針 1 2 との角度 が 9 0 度になり、なおかつ前記受信ビームの焦点（図示省略）が、前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力してもよい。

## 【 0 0 3 7 】

また、前記制御部 8 は、前記穿刺針 1 2 の針先付近のみ、超音波の送受信ビーム（または受信ビーム）と前記穿刺針 1 2 との角度 が 9 0 度になり、なおかつ送受信ビーム（または受信ビーム）の焦点（図示省略）が、前記穿刺針 1 2 の位置あるいはその近傍になるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力してもよい。

## 【 0 0 3 8 】

（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のみ説明する。

## 【 0 0 3 9 】

本例では、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、送信される超音波の中心周波数を調節する。送信される超音波の中心周波数は、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて調節される。具体的には、前記制御部 8 は、前記超音波プローブ 2 に対して前記穿刺針 1 2 の針先の位置が近く、体表面に針先が近い（被検体において浅い）ほど、送信される超音波の中心周波数が高くなるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

## 【 0 0 4 0 】

一方、前記制御部 8 は、前記超音波プローブ 2 に対して前記穿刺針 1 2 の針先の位置が遠く、体表面から針先が遠い（被検体において深い）ほど、送信される超音波の中心周波数が低くなるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

## 【 0 0 4 1 】

本例によれば、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置が近いほど、送信される超音波の中心周波数が高くなるので、B モード画像において体表面に近い部分の分解能を向上させることができる。一方、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の針先の位置が遠いほど、送信される超音波の中心周波数が低くなるので、高ペネトレーション（penetration）の B モード画像を得ることができる。従って、被検体に

10

20

30

40

50

おける浅い部分から深い部分まで、前記穿刺針 1 2 の針先の視認性を向上させることができる。

【0042】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態と異なる事項について説明する。

【0043】

本例では、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、エコー信号に対するゲインを調節する。ゲインは、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて調節される。具体的には、前記制御部 8 は、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の針先の位置に基づいて、針先が到達した部分からのエコー信号に対するゲインが、針先が到達する前よりも大きくなるよう、前記送受信ビームフォーマ 3 へ制御信号を出力する。

10

【0044】

例えば、図 6 には、被検体における深度（前記超音波プローブ 2 からの距離）とその深度からのエコー信号に対するゲインとの関係を示すグラフ G が示されている。この図 6 において、三角形の位置が前記穿刺針 1 2 の針先の位置であるとする、針先の近傍からのエコー信号に対するゲインは、破線で示された針先到達前のゲインと比べて大きくなっている。

20

【0045】

ちなみに、図 6 のグラフの縦軸においては、下方に向かうにつれて深度が深くなり、横軸においては右方へ向かうにつれてゲインが大きくなる。

【0046】

本例によれば、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置に基づいて、前記穿刺針 1 2 の針先の近傍からのエコー信号に対するゲインが、針先到達前のゲインと比べて高くなるように制御される。従って、操作者が前記操作部 7 においてゲインを調節する入力を行なわずとも、自動的にゲインが調節されて、B モード波画像における前記穿刺針 1 2 の針先の視認性を良好なものとすることができる。

【0047】

(第四実施形態)

30

次に、第四実施形態について説明する。以下、第一、第二、第三実施形態と異なる事項について説明する。

【0048】

本例では、超音波画像データ作成部 5 1 は、B モード画像データに対して画像平滑化処理を行なう。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、B モード画像における前記穿刺針 1 2 の視認性が最適化されるよう、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づいて、画像平滑化処理を行なう対象となる位置及び画像平滑化処理を行なう方向を特定する。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、前記制御部 8 からの制御信号によって前記画像平滑化処理を行なう。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、本発明における処理部の実施の形態の一例である。

40

【0049】

本例の画像平滑化処理について具体的に説明する。前記超音波画像データ作成部 5 1 は、図 7 に示すように、長形状の領域 R 内における B モード画像データ B D の各々（画素に対応するデータ）に対して画像平滑化処理を行なう。なお、図 7 において、前記 B モード画像データ B D には説明の便宜上、前記穿刺針 1 2 が図示されている。

【0050】

前記領域 R は、前記穿刺針 1 2 に沿った方向 X 1 に長さ L を有しており、前記方向 X 1 と直交する方向 X 2 において所定の幅 B を有する。この領域 R は、前記穿刺針 1 2 を中心にして前記幅 B を有する。また、この領域 R は、長手方向（前記穿刺針 1 2 に沿った方向 X 1）の端部が、前記穿刺針 1 2 の針先に対して所定のマージン（margin）を有し

50



ている。前記領域 R は、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置関係に基づいて設定される。

【0051】

前記超音波画像データ作成部 5 1 は、前記穿刺針 1 2 の方向 X 1 に並ぶ画素に対応する B モード画像データの間で画像平滑化処理を行なう。これにより、前記穿刺針 1 2 の視認性を向上させることができる。なお、図 7 において、領域 R 内の破線で仕切られた四角形が画素を示している。

【0052】

本例によれば、前記超音波プローブ 2 に対する前記穿刺針 1 2 の位置関係が特定され、この穿刺針 1 2 を含むように設定された前記領域 R に対して、前記穿刺針 1 2 の方向 X 1 及びこれと直交する方向 X 2 において、画像平滑化処理が行われるので、B モード画像において前記穿刺針 1 2 の視認性を向上させることができる。

10

【0053】

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、前記第二磁気センサ 1 3 は、図 8 に示すように、前記穿刺針 1 2 の針先に設けられていてもよい。前記第二磁気センサ 1 3 が前記穿刺針 1 2 の針先に設けられていることにより、例えば前記針部 1 0 b が被検体内で曲がったとしても、前記穿刺針特定部 8 2 は、前記針部 1 0 b の位置を正確に特定することができる。従って、正確な位置情報に基づいて、超音波の送受信の制御や前記エコー信号に基づくデータの処理の制御が行われるので、穿刺針の視認性を確実に向上させることができる。

20

【0054】

また、上記第一～第四実施形態で説明した前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づく制御が全て行われてもよい。

【0055】

さらに、上記第一～第四実施形態で説明した前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づく制御を行なうモードと、前記超音波プローブ 2 と前記穿刺針 1 2 との位置関係に基づく制御を行わないモードとを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】

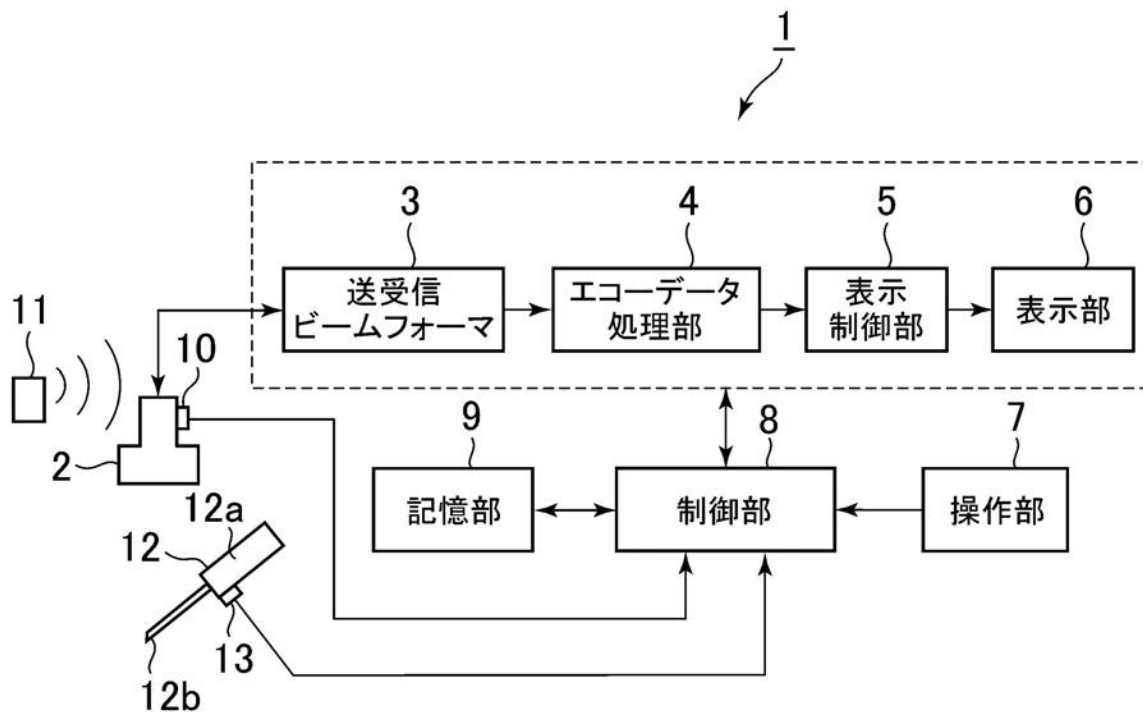
30

【0056】

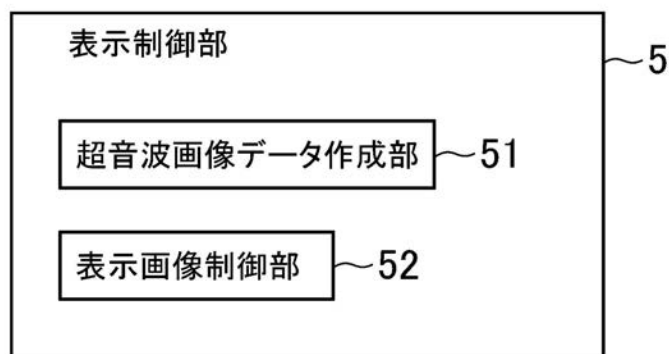
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 8 制御部
- 10 第一磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 12 穿刺針
- 13 第二磁気センサ
- 51 超音波画像データ作成部（処理部）
- 81 プローブ特定部
- 82 穿刺針特定部

40

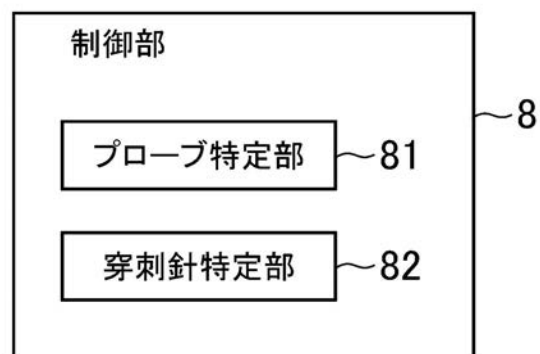
【図 1】



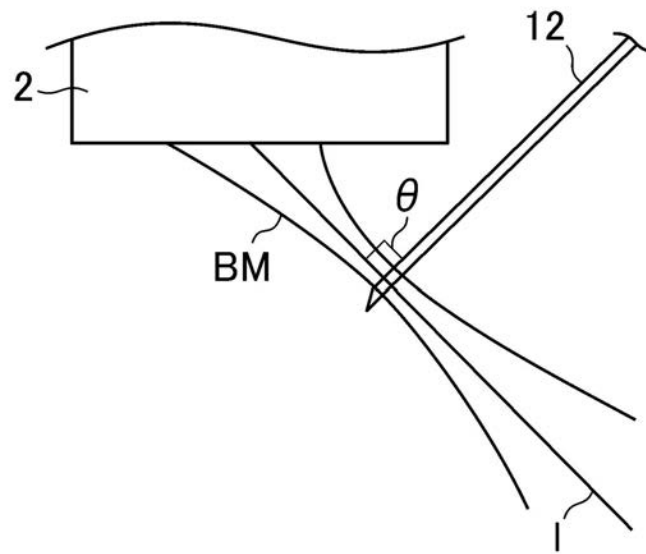
【図 2】



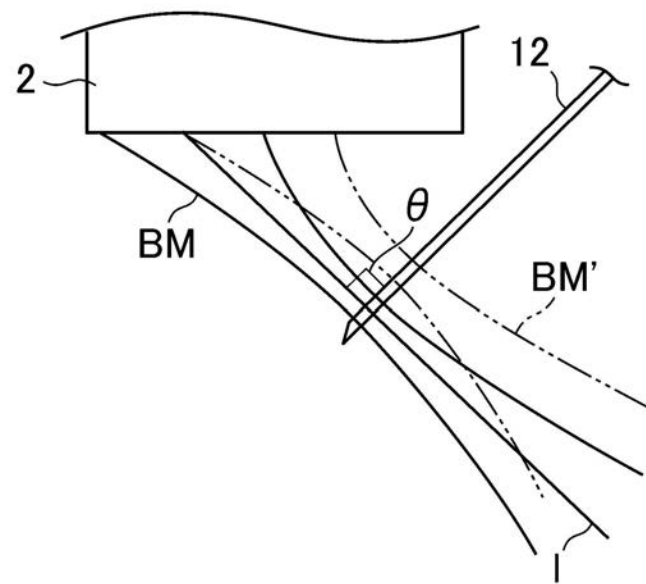
【図 3】



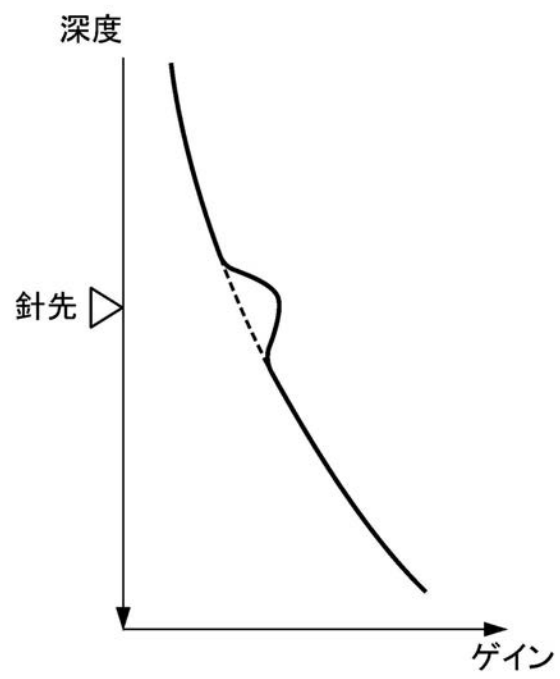
【 図 4 】



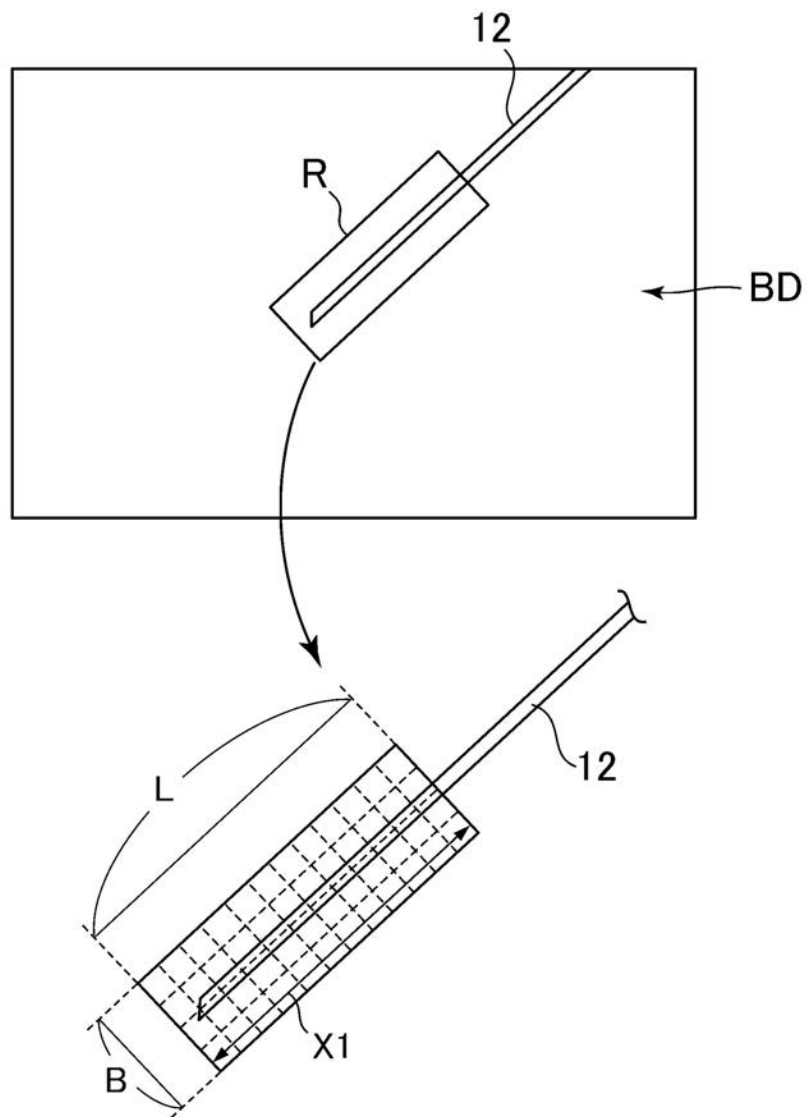
【 図 5 】



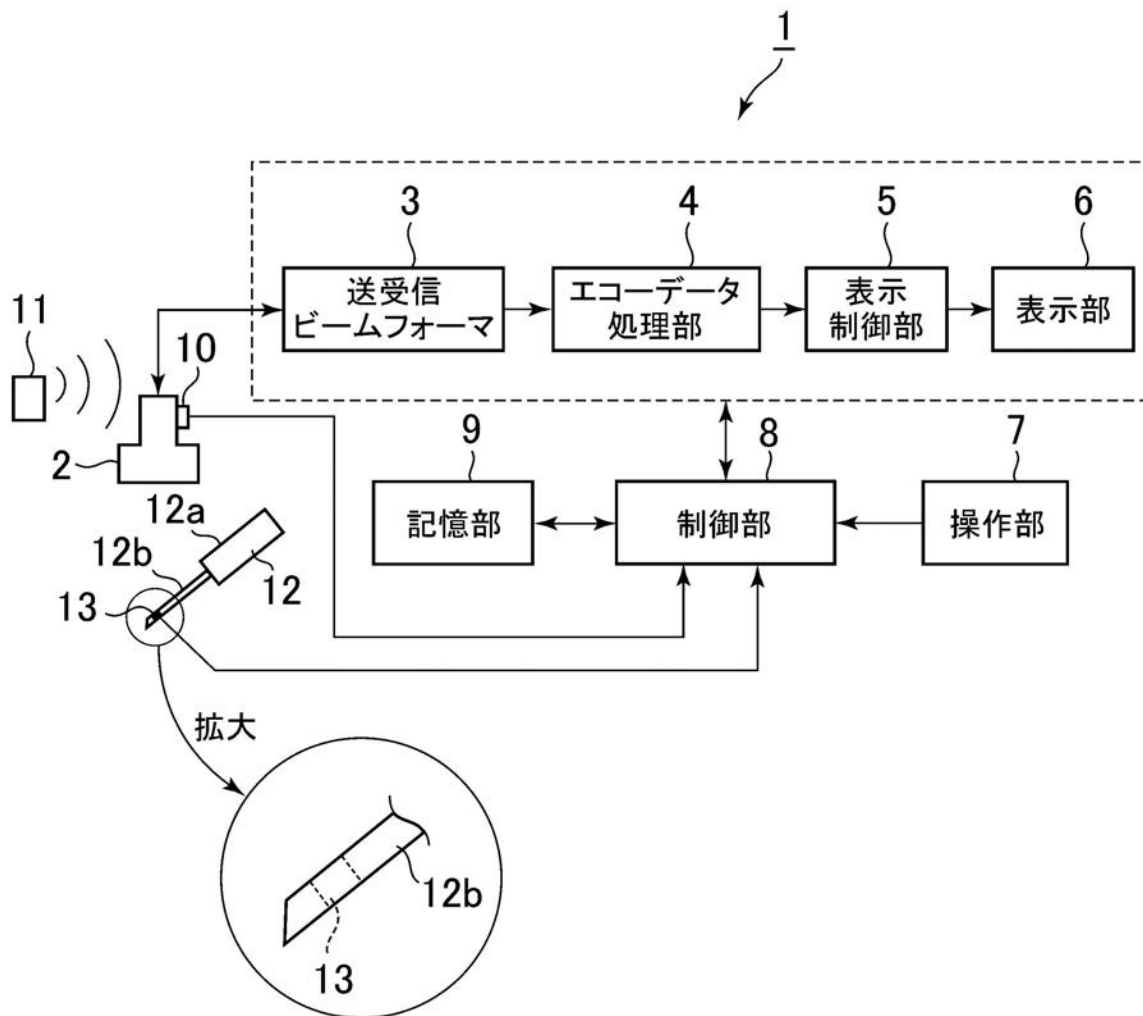
【 図 6 】



【図 7】



【図 8】



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="#">JP2015008777A</a>	公开(公告)日	2015-01-19
申请号	JP2013134647	申请日	2013-06-27
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 A61B5/062 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B2017/3413 A61B2034/2051 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/FF06 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/HH31		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高穿刺针的可见度的超声诊断设备。 解决方案：超声波探头2，用于在三维空间中向对象收发超声波，以获取回波信号；以及探头，用于指定有关三维空间中超声波探头2的位置和方向的信息。 识别单元，穿刺针识别单元，该穿刺针识别单元识别在三维空间中插入到被检体内的穿刺针12的位置和方向信息，并由探针识别单元和穿刺针识别单元的信息来识别。 基于超声波探头2与穿刺针12在三维空间中的位置关系，控制单元将发射/接收束BM与穿刺针12之间的角度控制为90度。 的特点是。 [选择图]图4

