

(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2016-59481
(P2016-59481A)

(43) 公開日 平成28年4月25日(2016.4.25)

(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 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-188046 (P2014-188046)
(22) 出願日 平成26年9月16日(2014.9.16)

(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 100137545
弁理士 荒川 聡志
(72) 発明者 橋本 浩
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 EE10 EE11 FF03 GA18 GA20
GA25 KK02 KK16 KK28 KK31
KK41 KK43 KK44 LL05

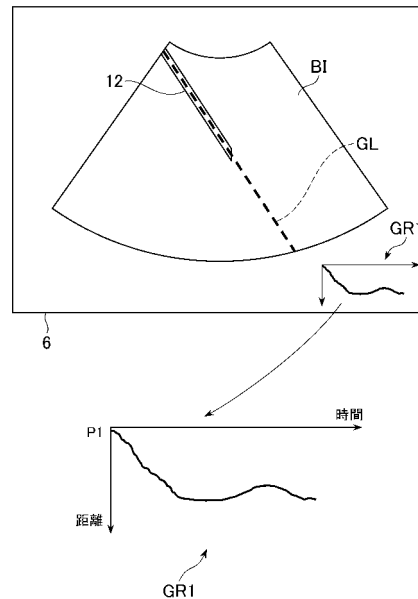
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針が抜けているか否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】 超音波診断装置は、超音波プローブによる超音波の走査面の三次元空間における位置を検出する走査面位置検出部と、被検体に刺入される穿刺針12の前記三次元空間における位置を検出する位置センサと、前記超音波プローブによる超音波の走査面において設定された基準点と前記穿刺針との前記三次元空間における距離を、前記基準点が設定された前記走査面の前記検出された位置情報と前記位置センサによって検出された位置情報とに基づいて算出する距離算出部と、距離算出部で算出された距離の時間変化を示すグラフGR1を表示部6に表示させる図形表示制御部と、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】**

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
該超音波プローブによる超音波の走査面の三次元空間における位置を検出する走査面位置検出部と、

前記被検体に刺入される穿刺針の前記三次元空間における位置を検出する位置センサと

、
前記超音波プローブによる超音波の走査面において設定された基準点と前記穿刺針との前記三次元空間における距離を、前記基準点が設定された前記走査面の前記検出された位置情報と前記位置センサによって検出された位置情報とに基づいて算出する距離算出部と

、
該距離算出部で算出された距離の時間変化を示す図形を表示部に表示させる図形表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記走査面位置検出部によって検出された位置情報に基づいて、前記基準点の三次元空間における位置を特定し、該位置の情報を記憶部に記憶させる基準点特定部を備え、

前記距離算出部は、前記距離の算出において、前記記憶部に記憶された前記位置情報を用いる

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】

前記走査面位置検出部によって検出された位置情報に基づいて、前記基準点の三次元空間における位置を特定し、該位置の情報を記憶部に記憶させる基準点特定部を備え、

該基準点特定部は、前記走査面位置検出部によって前記走査面の位置の変化が検出されると、変化後の前記走査面の位置情報に基づいて、前記記憶部に記憶された前記基準点の位置情報を更新し、

前記距離算出部は、前記距離の算出において、前記記憶部に記憶された最新の前記位置情報を用いる

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 4】

前記超音波プローブで取得された超音波のエコー信号に基づいて作成された超音波画像において、操作者が前記基準点を指定する入力を行なう入力部を備え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】

前記基準点は、前記超音波プローブによる超音波の走査面において予め設定された点であ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 6】

前記穿刺針が刺入される目標位置を前記基準点として前記距離算出部によって算出された前記距離が、所定の閾値を超えたか否かを示す情報を報知する報知部を備え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】

前記三次元空間は、前記被検体以外における所要の点を原点とする座標系の空間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】

前記三次元空間は、前記被検体における所要の点を原点とする座標系の空間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 9】

前記図形は、前記基準点と前記穿刺針との距離の時間変化を示すグラフ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。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記図形は、距離を示す長尺状の図形と、該長尺状の図形において前記基準点の位置を示す図形と、前記長尺状の図形において前記基準点と前記穿刺針との距離を示し、前記基準点と前記穿刺針との距離の変化に応じて、前記長尺状の図形に対する位置が変わる指示図形とを有す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。

【請求項 1 1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
前記被検体に刺入される穿刺針の前記三次元空間における位置を検出する位置センサと、
、
プロセッサと、
を備えることを特徴とする超音波診断装置であって、
前記プロセッサは、
前記超音波プローブによる超音波の走査面の三次元空間における位置を検出する走査面位置検出機能と、
前記超音波プローブによる超音波の走査面において設定された基準点と前記穿刺針との距離を、前記基準点が設定された前記走査面の前記検出された位置情報と前記位置センサによって検出された位置情報とに基づいて算出する距離算出機能と、
該距離算出機能で算出された距離の時間変化を示す図形を表示させる図形表示制御機能と、
をプログラムによって実行することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 1 2】

被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
前記被検体に刺入される穿刺針の前記三次元空間における位置を検出する位置センサと、
、
プロセッサと、
を備える超音波診断装置の制御プログラムであって、
前記プロセッサに、
前記超音波プローブによる超音波の走査面の三次元空間における位置を検出する走査面位置検出機能と、
前記超音波プローブによる超音波の走査面において設定された基準点と前記穿刺針との距離を、前記基準点が設定された前記走査面の前記検出された位置情報と前記位置センサによって検出された位置情報とに基づいて算出する距離算出機能と、
該距離算出機能で算出された距離の時間変化を示す図形を表示させる図形表示制御機能と、
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。

30

【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。

40

【背景技術】

【0002】

生体組織を採取する生検や、生体組織をラジオ波によって焼灼す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。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。そこで、操作者は、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しながら、被検体内における腫瘍などの病変部や病変部と疑われる部位に穿刺針を刺入する (例えば、特許文献 1 参照)。

【0003】

50

超音波画像における穿刺針の位置をより明確に示すため、穿刺針の位置を示すインジケータ (i n d i c a t o r) が超音波画像に表示される超音波診断装置もある (例えば、特許文献 2 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 2 - 2 4 5 0 9 2 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 3 2 3 6 6 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 0 5 】

ところで、穿刺針が、被検体において目標位置まで刺入された後に、例えば呼吸等による生体組織の動きなどによって、徐々に抜けてくる場合がある。しかし、操作者は、穿刺針が若干抜けた程度では、そのことに気付かない場合がある。特に、ラジオ波による焼灼治療が行われている時、超音波画像において穿刺針を確認することができないため、穿刺針が抜けていくことを確認することができない。また、穿刺針の先端部の位置を示すインジケータが超音波画像に表示されても、操作者は、常に穿刺針及び前記インジケータを凝視しているわけではないため、穿刺針が若干抜けた程度では、そのことに気付かない場合がある。

【課題を解決するための手段】

20

【 0 0 0 6 】

上述の課題を解決するためになされた発明は、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、この超音波プローブによる超音波の走査面の三次元空間における位置を検出する走査面位置検出部と、前記被検体に刺入される穿刺針の前記三次元空間における位置を検出する位置センサと、前記超音波プローブによる超音波の走査面において設定された基準点と前記穿刺針との前記三次元空間における距離を、前記基準点が設定された前記走査面の前記検出された位置情報と前記位置センサによって検出された位置情報とに基づいて算出する距離算出部と、この距離算出部で算出された距離の時間変化を示す図形を表示部に表示させる図形表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

上記観点の発明によれば、前記距離算出部によって、前記基準点と前記穿刺針との距離が算出される。そして、前記図形表示制御部によって、前記距離の時間変化を示す図形が表示されるので、操作者は、穿刺針が抜けているか否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 0 8 】

【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処理部の構成を示すブロック図である。

40

【図 3】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 4】表示部に表示された B モード画像において基準点を設定する入力を説明する図である。

【図 5】グラフが表示された表示部を示す図である。

【図 6】穿刺針が抜け始めた時のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 7】穿刺針が元の位置に戻った後のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 8】穿刺針を抜いて処理が終了した時のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 9】第一実施形態の第二変形例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。

50

【図10】第一実施形態の第二変形例における表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図11】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12】第二実施形態において、表示部に表示されたBモード画像において基準点を設定する入力を説明する図である。

【図13】第二実施形態において、グラフが表示された表示部を示す図である。

【図14】穿刺針が抜け始めた時のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図15】穿刺針が元の位置に戻った後のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図16】基準点と穿刺針の先端部との距離が所定の閾値を超えた場合のグラフが表示された表示部を示す図である。

【図17】第二実施形態の変形例において、距離を示す図形他例が表示された表示部を示す図である。

【図18】図17に示された距離を示す図形の拡大図である。

【図19】第三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20】バー及び矢印が表示された表示部を示す図である。

【図21】バー及び矢印に加えて破線が表示された表示部を示す図である。

【図22】実施形態の他例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。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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、表示処理部5、表示部6、操作部7、制御部8、記憶部9を備える。前記超音波診断装置1は、コンピュータ(Computer)としての構成を備えている。

【0010】

前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4、前記表示処理部5、前記表示部6、前記操作部7、前記制御部8、前記記憶部9は、前記超音波診断装置1の装置本体(図示省略)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。

【0011】

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。

【0012】

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は、例えば第一磁気センサ取付具(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。

【0013】

前記第一磁気センサ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。この座標系は、前記磁気発生部11を原点とする座標系である。前記磁気発生部11は、前記超音波プローブ2による超音波の送受信が行われる被検体以外の部分に設置される。

【0014】

前記第一磁気センサ10における検出信号は、前記表示処理部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処理部5へ入力されてもよいし、無線で前記表示処理部5へ入力されてもよい。前

10

20

30

40

50

記磁気発生部 1 1 及び前記第一磁気センサ 1 0 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。

【 0 0 1 5 】

前記送受信ビームフォーマ 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、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。

【 0 0 1 6 】

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、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。

10

【 0 0 1 7 】

前記表示処理部 5 は、図 2 に示すように、第一位置算出部 5 1、第二位置算出部 5 2、基準点特定部 5 3、距離算出部 5 4、画像表示制御部 5 5、図形表示制御部 5 6 を有する。前記第一位置算出部 5 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、前記第一位置算出部 5 1 は、前記プローブ位置情報に基づいてエコー信号の前記三次元空間の座標系における位置情報を算出する。この位置情報の算出により、前記超音波プローブ 2 による超音波の走査面の前記三次元空間の座標系における位置情報が特定される。

20

【 0 0 1 8 】

前記第一磁気センサ 1 0、前記磁気発生部 1 1 及び前記位置算出部 5 1 は、本発明における走査面位置検出部の実施の形態の一例である。また、前記第一磁気センサ 1 0 による磁気検出に基づく前記位置算出部 5 1 による走査面位置検出機能は、本発明における走査面位置検出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 9 】

前記第二位置算出部 5 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）における所要の部分の位置を特定する。詳細に説明する。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。例えば、前記第二磁気センサ 1 3 は、前記穿刺針 1 2 の先端部に設けられる。ただし、前記第二磁気センサ 1 3 が設けられる位置は、前記穿刺針 1 2 の先端部に限られるものではない。前記第二磁気センサ 1 3 は、本発明における位置センサの実施の形態の一例である。

30

【 0 0 2 0 】

前記第二磁気センサ 1 3 により、前記磁気発生部 1 1 から発生する磁気を検出される。前記第二磁気センサ 1 3 における検出信号は、前記表示処理部 5 へ入力される。前記第二位置算出部 5 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前記穿刺針 1 2 の先端部の位置情報を算出する。

40

【 0 0 2 1 】

前記基準点特定部 5 3 は、後述するように、超音波の走査面において設定された基準点の前記三次元空間における位置を特定し、その位置情報を前記記憶部 9 にさせる。

【 0 0 2 2 】

前記距離算出部 5 4 は、前記三次元空間における前記基準点と前記穿刺針 1 2 との距離を算出する。この距離は、前記基準点と前記穿刺針 1 2 における所要の部分との距離である。詳細は後述する。前記距離算出部 5 4 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。また、前記距離算出部 5 4 による距離算出機能は、本発明における距離算出機能の実施の形態の一例である。

50

【0023】

前記画像表示制御部55は、前記エコーデータ処理部4から入力されたデータを、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。例えば、前記画像表示制御部55は、Bモードデータを走査変換してBモード画像データを作成する。

【0024】

また、前記画像表示制御部55は、前記超音波画像データに基づいて前記表示部6に超音波画像を表示させる。超音波画像は、例えば前記Bモード画像データに基づくBモード画像である。

【0025】

前記図形表示制御部56は、前記距離算出部54で算出された距離の時間変化を示す図形を表示させる。詳細は後述する。前記図形表示制御部56は、本発明における図形表示制御部の実施の形態の一例である。

【0026】

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。前記表示部6は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0027】

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。前記操作部7は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

【0028】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。この制御部8は、前記記憶部9に記憶された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。例えば、前記制御部8は、前記記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能を実行させる。

【0029】

前記制御部8は、前記送受信ビームフォーマ3の機能のうちの全て、前記エコーデータ処理部4の機能のうちの全て及び前記表示処理部5の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。前記制御部8が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

【0030】

なお、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0031】

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)などである。前記記憶部9は、本発明における記憶部の実施の形態の一例である。

【0032】

前記超音波診断装置1は、前記記憶部9として、前記HDD、前記RAM及び前記ROMの全てを有していてもよい。また、前記記憶部9は、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disk)などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【0033】

前記制御部8によって実行されるプログラムは、HDDやROMなどの非一過性の記憶

10

20

30

40

50

媒体に記憶されている。また、前記プログラムは、CD (Compact Disk) や DVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0034】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図3のフローチャートに基づいて説明する。ステップS1において、操作者は、前記超音波プローブ2によって、被検体に対して超音波の送受信を行なう。これにより、前記表示部6にBモード画像が表示される。Bモード画像が表示されると、このBモード画像において、操作者は基準点を設定する入力を行なう。具体的には、操作者は、前記操作部9を用いて、図4に示すように、カーソルCを、前記Bモード画像BIに表示された基準点として指定する位置まで移動させ、位置を確定する入力を行なう。この入力により、基準点P1を設定する入力完了し、確定されたカーソルCの位置が基準点P1の位置となる。

10

【0035】

前記Bモード画像BIには、穿刺針取付具(図示省略)を介して前記超音波プローブ2に取り付けられた前記穿刺針12が刺入される予定の経路を示すガイドラインGLが表示されている。前記カーソルCは、前記ガイドラインGL上に設定されることが望ましい。図4では、前記カーソルCは、前記Bモード画像BIに表示された前記ガイドラインGLにおいて、体表に最も近い部分に設定されている。

【0036】

前記カーソルCの位置を確定する入力となされると、前記基準点特定部53は、前記カーソルCの位置を確定する入力となされた超音波の走査面について前記第一位置算出部51によって検出された位置情報に基づいて、前記基準点P1の前記三次元空間における位置を特定する。そして、前記基準点特定部53は、前記基準点P1の前記三次元空間における位置を前記記憶部9に記憶させる。

20

【0037】

操作者は、前記穿刺針12を刺入する断面のBモード画像が表示されるよう、前記超音波プローブ2の位置及び角度を調節して、前記穿刺針12を刺入する断面のBモード画像を表示させる。その後、操作者は、ステップS2において、被検体に対する前記穿刺針12の刺入を開始する。

【0038】

次に、ステップS3では、図5に示すように、前記図形表示制御部56が、前記表示部6にグラフGR1を表示させる。このグラフGR1は、前記基準点P1と前記穿刺針12の先端部との前記三次元空間における距離D1の時間変化を示すグラフである。前記距離D1は、前記距離算出部54によって算出される。前記距離算出部54は、前記記憶部9に記憶された前記基準点P1の前記三次元空間における位置と、前記第二位置算出部52によって算出される前記穿刺針12の先端部の前記三次元空間における位置とに基づいて、前記距離D1を算出する。

30

【0039】

本例では、前記グラフGR1は、横軸が時間、縦軸が前記距離D1を示す。縦軸の上端における横軸との交点は、前記基準点P1の位置を示し、距離D1が零であることを示す。また、縦軸は、下方向へ延びており、下方ほど距離D1が大きくなる。従って、前記穿刺針12が刺入されて先端部の位置が深くなるにつれて、前記グラフGR1は下方へ向かう。また、前記グラフGR1において、最も右の位置が現在を示す。

40

【0040】

前記穿刺針12が目標位置まで到達すると、操作者は生体組織の採取や焼灼治療を行なう。前記穿刺針12が目標位置まで到達した後、抜け始めると、図6に示すように、前記グラフGR1が上方へ向かう。従って、操作者は、前記グラフGR1によって、前記穿刺針12が抜け始めたことを容易に確認することができ、元の位置まで前記穿刺針12を戻すことができる。操作者は、図7に示すように前記グラフGR1を確認することにより、前記穿刺針12が元の位置まで戻ったことを容易に把握することができる。

50

【 0 0 4 1 】

前記穿刺針 1 2 を用いてラジオ波による焼灼治療が行われている時には、Bモード画像 B I において前記穿刺針 1 2 を確認することが困難である。しかし、前記第二磁気センサ 1 3 の検出信号に基づいて前記穿刺針 1 2 の先端部の位置が検出され、前記グラフ G R 1 が表示されるので、前記穿刺針 1 2 が抜け始めたことを確認することができる。

【 0 0 4 2 】

生体組織が採取され、または焼灼治療が終了になると、操作者は前記穿刺針 1 2 を被検体から抜き、処理は終了になる。前記穿刺針 1 2 が抜かれる時は、図 8 に示すように、前記グラフ G R 1 は上方へ向かう。

【 0 0 4 3 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。上記実施形態では、Bモード画像 B I において、操作者が前記基準点 P 1 を設定する入力を行なっているが、前記基準点 P 1 は、操作者の入力によって設定される場合には限られない。前記基準点 P 1 は、前記超音波プローブ 2 による超音波の走査面において予め設定されていてもよい。例えば、前記基準点 P 1 は、Bモード画像の表示範囲における穿刺ガイドライン上の最も体表に近い部分（前記図 4 において前記カーソルが設定された位置と同じ位置）に予め設定されていてもよい。

【 0 0 4 4 】

前記基準点特定部 5 3 は、Bモード画像の走査面について、前記第一位置算出部 5 1 によって検出された位置情報に基づいて、予め設定された前記基準点 P 1 の前記三次元空間における位置を特定し、その位置の情報を前記記憶部 9 に記憶する。

【 0 0 4 5 】

前記超音波プローブ 2 の位置や傾きが変わった場合、前記 Bモード画像の走査面の位置が変わるので、前記走査面について予め設定された前記基準点 P 1 の前記三次元空間における位置も変わる。そこで、前記基準点特定部 5 3 は、前記第一位置算出部 5 1 によって算出される走査面の位置が変化すると、変化後の走査面の位置情報に基づいて、前記記憶部 9 に記憶された前記基準点 P 1 の位置情報を更新してもよい。この場合、前記距離算出部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶された最新の前記基準点 P 1 の位置情報を用いて前記距離 D 1 の算出を行なってもよい。

【 0 0 4 6 】

なお、上記実施形態において、前記カーソル C によって前記基準点 P 1 を設定する場合においても、前記第一位置算出部 5 1 によって算出される走査面の位置が変化した場合、変化後の走査面の位置情報に基づいて、前記記憶部 9 に記憶された前記基準点 P 1 の位置情報を更新してもよい。そして、最新の前記基準点 P 1 の位置情報を用いて前記距離 D 1 の算出が行なわれてもよい。

【 0 0 4 7 】

次に、第二変形例について説明する。前記三次元空間における座標系は、前記磁気発生部 1 1 を原点とする座標系に限られるものではない。前記三次元空間における座標系は、被検体における所要の点を原点とする座標系であってもよい。例えば、図 9 に示すように、被検体 P a の体表面に固定される第三磁気センサ 1 4 を原点とする座標系であってもよい。

【 0 0 4 8 】

前記第三磁気センサ 1 4 は、前記磁気発生部 1 1 から発生する磁気を検出する。前記第三磁気センサ 1 4 における検出信号は、前記表示処理部 5 へ入力される。前記表示処理部 5 は、図 10 に示すように、第三位置算出部 5 7 を有している。この第三位置算出部 5 7 は、前記第三磁気センサ 1 4 の検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 1 を原点とする座標系における前記第三磁気センサ 1 4 の位置を算出する。そして、前記第三位置算出部 5 7 によって算出される第三磁気センサ 1 4 の位置を原点とする座標系において、前記第一位置算出部 5 1 は、前記第一磁気センサ 1 0 の検出信号に基づいて前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きを算出する。また、同様に前記第二位置算出部 5 2 は、前記第三磁気セン

10

20

30

40

50

サ 1 4 の位置を原点とする座標系において、前記第二磁気センサ 1 3 の検出信号に基づいて前記穿刺針 1 2 の先端部の位置を算出する。

【 0 0 4 9 】

被検体が動いた場合、前記磁気発生部 1 1 を原点とする座標系における前記超音波プローブ 2 や前記穿刺針 1 2 の先端部の位置が変わっても、前記第三磁気センサ 1 4 の位置も変わるので、この第三磁気センサ 1 4 を原点とする座標系において検出される超音波プローブ 2 及び前記穿刺針 1 2 の位置は変わらない。従って、前記記憶部 9 に記憶された位置情報を更新する必要がない。

【 0 0 5 0 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。第二実施形態の超音波診断装置 1 は、第一実施形態と作用において異なっている。

【 0 0 5 1 】

図 1 1 のフローチャートに基づいて第二実施形態の超音波診断装置の作用を説明する。まず、ステップ S 1 1 では、操作者は、前記穿刺針 1 2 を刺入する断面の B モード画像 B I が前記表示部 6 に表示されるよう、前記超音波プローブ 2 の位置及び角度を調節して、前記穿刺針 1 2 を刺入する断面の B モード画像 B I を表示させる。その後、操作者は、被検体に対する前記穿刺針 1 2 の刺入を開始する。

【 0 0 5 2 】

次に、ステップ S 1 2 では、操作者は基準点 P 2 を設定する入力を行なう。具体的には、操作者は、前記穿刺針 1 2 の先端部を目標位置まで到達させる。そして、操作者は、前記操作部 9 を用いて、図 1 2 に示すように、目標位置まで到達した前記穿刺針 1 2 の先端部にカーソル C を合わせ、その位置を確定する入力を行なう。この入力により、基準点 P 2 を設定する入力が完了し、確定されたカーソル C の位置が基準点 P 2 の位置となる。従って、前記穿刺針 1 2 が刺入される目標位置が前記基準点 P 2 となる。

【 0 0 5 3 】

前記基準点特定部 5 3 は、前記カーソル C の位置を確定する入力になされた超音波の走査面について、前記第一位置算出部 5 1 によって検出された位置情報に基づいて、前記基準点 P 2 の前記三次元空間における位置を特定する。そして、前記基準点特定部 5 3 は、前記基準点 P 2 の前記三次元空間における位置を前記記憶部 9 に記憶させる。

【 0 0 5 4 】

次に、ステップ S 1 3 では、図 1 3 に示すように、前記図形表示制御部 5 6 が、前記表示部 6 にグラフ G R 2 を表示させる。このグラフ G R 2 は、前記基準点 P 2 と前記穿刺針 1 2 の先端部との前記三次元空間における距離 D 2 の時間変化を示すグラフである。前記距離算出部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶された前記基準点 P 2 の前記三次元空間における位置と、前記第二位置算出部 5 2 によって算出される前記穿刺針 1 2 の先端部の前記三次元空間における位置とに基づいて、前記距離 D 2 を算出する。

【 0 0 5 5 】

前記グラフ G R 2 は、横軸が時間、縦軸が前記距離 D 2 を示す。縦軸における横軸との交点は、前記基準点 P 2 の位置を示し、前記距離 D 2 が零であることを示す。前記グラフ G R 2 が、横軸よりも上方の位置であれば、前記穿刺針 1 2 の先端部が前記基準点 P 2 よりも体表側に位置していることを意味する。一方、前記グラフ G R 2 が、横軸よりも下方の位置であれば、前記穿刺針 1 2 の先端部が前記基準点 P 2 よりも深部に位置していることを意味する。横軸から離れるほど、前記距離 D 2 が大きくなる。

【 0 0 5 6 】

前記穿刺針 1 2 が抜け始めると、図 1 4 に示すように、前記グラフ G R 2 が横軸から離れ情報へ向かう。従って、操作者は、前記グラフ G R 2 によって、前記穿刺針 1 2 が抜け始めたことを容易に確認することができ、元の位置まで前記穿刺針 1 2 を戻すことができる。操作者は、図 1 5 に示すように前記グラフ G R 2 を確認することにより、前記穿刺針 1 2 が元の位置まで戻ったことを容易に把握することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

前記図形表示制御部 5 6 は、前記距離 D 2 が所定の閾値 D t h を超えた場合、図 1 6 に示すように、前記グラフ G R 2 の右端部（現在の位置）に、円 C C を表示させてもよい。前記円 C C を表示する前記表示部 6 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 8 】

前記円 C C が表示されることによって、操作者は、前記穿刺針 1 2 が抜け始めたことをより容易に把握することができる。

【 0 0 5 9 】

この第二実施形態においても、上述の第一実施形態の第一変形例と同様に、前記基準点特定部 5 3 は、前記第一位置算出部 5 1 によって算出される走査面の位置が変化すると、変化後の走査面の位置情報に基づいて、前記記憶部 9 に記憶された前記基準点 P 2 の位置情報を更新してもよい。この場合、前記距離算出部 5 4 は、前記記憶部 9 に記憶された最新の前記基準点 P 2 の位置情報を用いて前記距離 D 2 の算出を行なってもよい。

10

【 0 0 6 0 】

また、上述の第一実施形態の第二変形例と同様に、前記三次元空間における座標系は、被検体の体表面に固定される第三磁気センサ 1 4 を原点とする座標系であってもよい。

【 0 0 6 1 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記図形表示制御部 5 6 は、前記距離 D 2 の時間変化を示す図形として、前記グラフ G R 2 の代わりに、図 1 7 に示すように、バー B A、破線 D L、矢印 A R からなる図形を、前記表示部 6 に表示させてもよい。

20

【 0 0 6 2 】

前記バー B A は、長形状であり、長軸方向が距離を示す。前記バー B A は、本発明において、距離を示す長尺状の図形の実施の形態の一例である。前記バー B A に表示された前記破線 D L は、前記バー B A において前記基準点 P 2 の位置を示す。前記破線 D L は、本発明において、基準点の位置を示す図形の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 3 】

前記矢印 A R は、本発明における指示図形の実施の形態の一例であり、前記バー B A において、前記距離 D 2 を示している。前記矢印 A R は、図 1 8 に示すように、前記距離 D 2 に応じて、前記バー B A に沿って上下方向に移動する。前記矢印 A R が、前記破線 D L よりも上方の位置であれば、前記穿刺針 1 2 の先端部が前記基準点 P 2 よりも体表側に位置していることを意味する。一方、前記矢印 A R が、前記破線 D L よりも下方の位置であれば、前記前記穿刺針 1 2 の先端部が前記基準点 P 2 よりも深部に位置していることを意味する。前記バー B A において、前記破線 D L と前記矢印 A R との間の長さは、前記基準点 P 2 と前記穿刺針 1 2 の先端部との距離 D 2 を示す。前記矢印 A R が、前記破線 D L から離れるほど、前記距離 D 2 が大きくなる。従って、操作者は、前記破線 D L に対する前記矢印 A R の位置によって、前記穿刺針 1 2 が抜け始めたかどうかを容易に確認することができる。

30

【 0 0 6 4 】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。第三実施形態の超音波診断装置 1 は、第一、第二実施形態と作用において異なっている。

40

【 0 0 6 5 】

図 1 9 のフローチャートに基づいて第三実施形態の超音波診断装置の作用を説明する。まず、ステップ S 2 1 では、前記ステップ S 1 と同様に、前記カーソル C を用いて前記基準点 P 1 を設定する（図 4 参照）。前記ステップ S 1 と同様に、前記基準点 P 1 の位置は、前記 B モード画像 B I に表示された前記穿刺ガイドライン G L において、体表に最も近い部分である。次に、ステップ S 2 2 では、前記ステップ S 2 と同様に、操作者は被検体に対する前記穿刺針 1 2 の刺入を開始する。

【 0 0 6 6 】

50

次に、ステップ S 2 3 では、図 2 0 に示すように、前記図形表示制御部 5 6 が、前記表示部 6 に、前記バー B A 及び前記矢印 A R からなる図形を表示させる。本例では、前記バー B A の上端が前記基準点 P 1 の位置を示す。前記バー B A において、その上端と前記矢印 A R の間の長さは、前記基準点 P 1 と前記穿刺針 1 2 の先端との距離 D 1 を示す。従って、前記穿刺針 1 2 の先端部の位置が深くなるにつれ、前記矢印 A R は前記バー B A に沿って下方へ移動する。

【 0 0 6 7 】

次に、ステップ S 2 4 では、前記第二実施形態のステップ S 1 2 と同様に、操作者は、前記穿刺針 1 2 の先端を目標位置まで到達させた後、前記カーソル C を用いて基準点 P 2 を設定する（図 1 2 参照）。前記第二実施形態と同様、前記基準点 P 2 は、前記穿刺針 1 2 が刺入される目標位置である。

10

【 0 0 6 8 】

前記ステップ S 2 4 において前記基準点 P 2 が設定されると、ステップ S 2 5 では、前記図形表示制御部 5 6 は、図 2 1 に示すように、前記バー B A に、前記基準点 P 2 の位置を示す前記破線 D L を表示させる。前記バー B A において、前記破線 D L は、前記基準点 P 2 が設定された時の前記矢印 A R の位置に表示される。

【 0 0 6 9 】

前記バー B A において、前記破線 D L と前記矢印 A R との間の長さは、前記基準点 P 2 と前記穿刺針 1 2 の先端部との距離 D 2 を示す。従って、本例によっても、前記第二実施形態の変形例と同様に、前記破線 D L に対する前記矢印 A R の位置によって、前記穿刺針 1 2 が抜け始めたかどうかを容易に確認することができる。

20

【 0 0 7 0 】

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、前記第二実施形態において、前記距離 D 2 が所定の閾値 D t h を超えた場合、前記円 C C が表示される代わりに、前記グラフ G R 2 の色が変わったり、前記グラフ G R が点滅したりしてもよい。また、前記穿刺ガイドライン G L の色が変わったり点滅したりしてもよい。さらに、前記制御部 8 が、図 2 2 に示す超音波診断装置 1 のスピーカ 1 5 から、前記距離 D 2 が所定の閾値 D t h を超えたことを示すアラーム音を出力させてもよい。この場合、前記スピーカ 1 5 は、本発明における報知部の実施の形態の一例である。

30

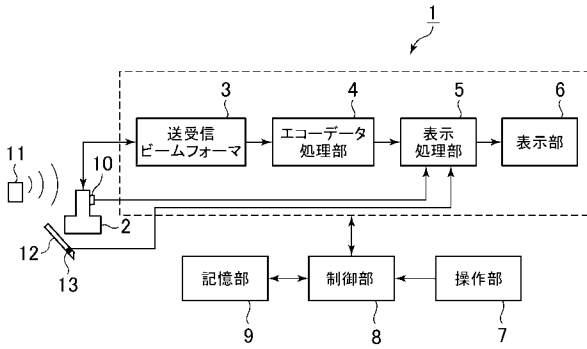
【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

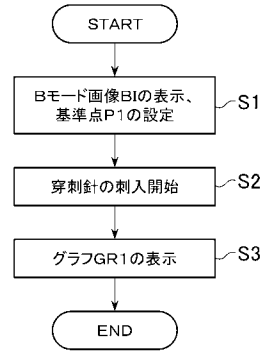
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 7 操作部
- 8 制御部
- 9 記憶部
- 1 0 第一磁気センサ
- 1 1 磁気発生部
- 1 2 穿刺針
- 1 3 第二磁気センサ
- 5 1 第一位置算出部
- 5 2 第二位置算出部
- 5 3 基準点特定部
- 5 4 距離算出部
- 5 6 図形表示制御部
- P 1 , P 2 基準点

40

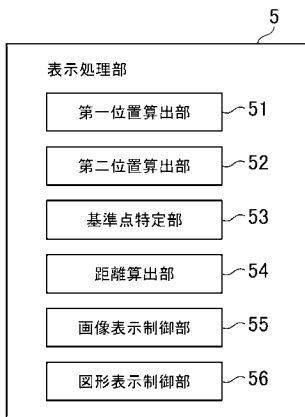
【 図 1 】



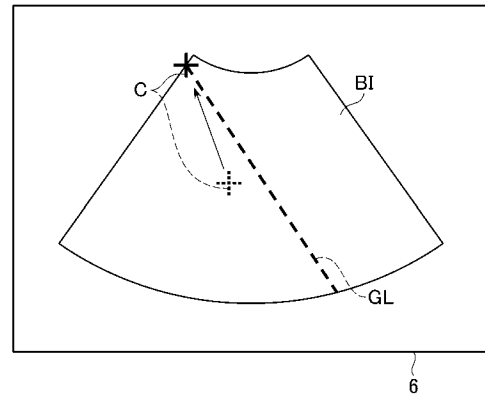
【 図 3 】



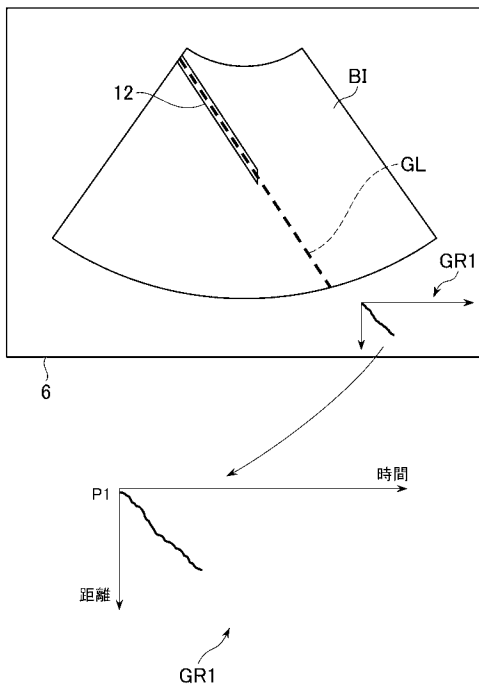
【 図 2 】



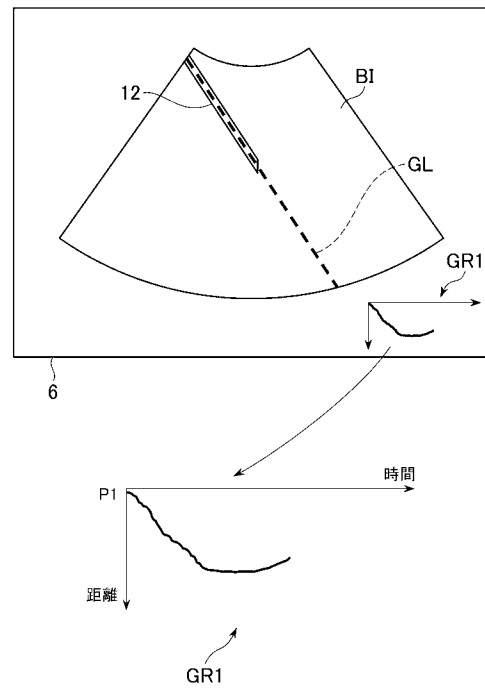
【 図 4 】



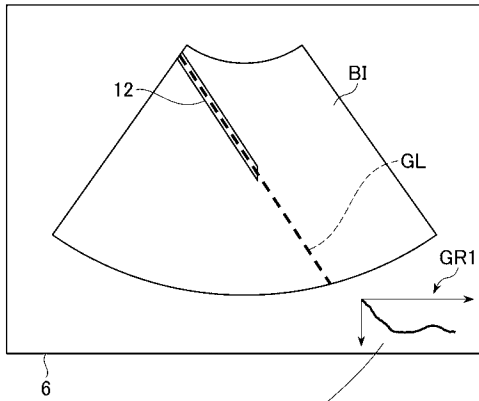
【 図 5 】



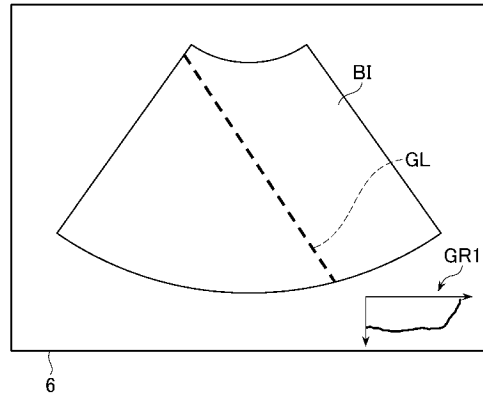
【 図 6 】



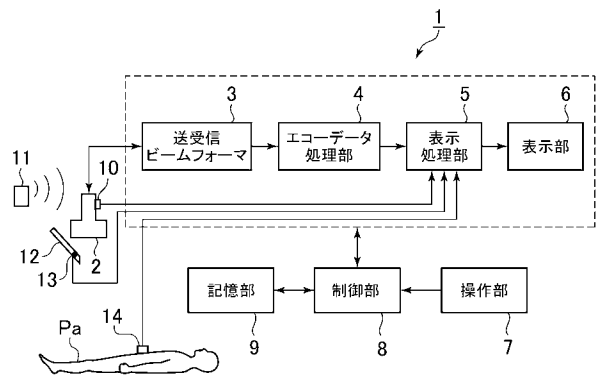
【 図 7 】



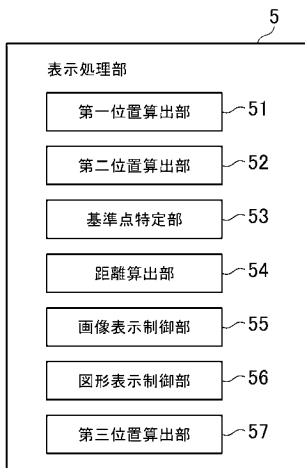
【 図 8 】



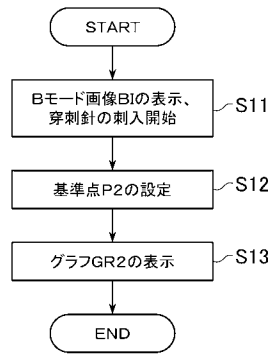
【 図 9 】



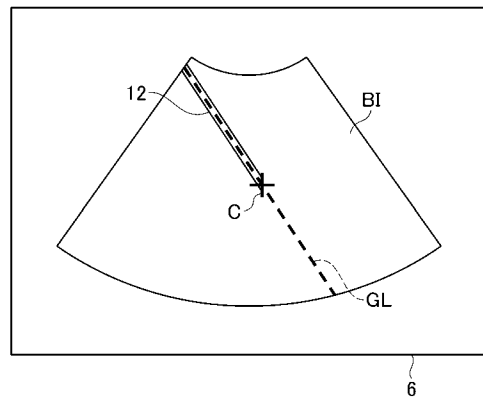
【 図 10 】



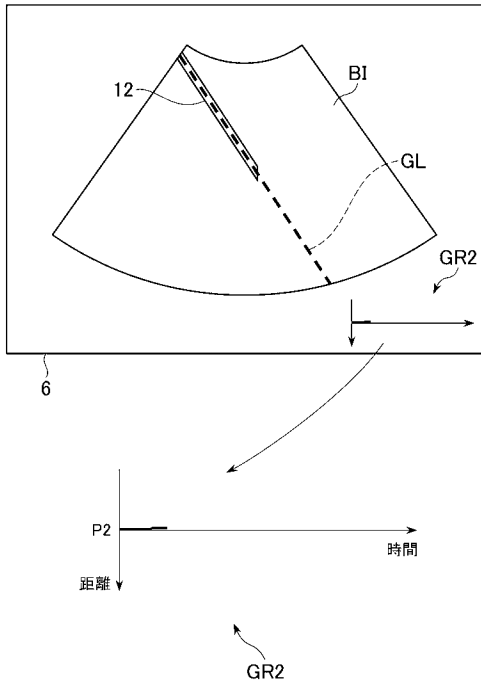
【 図 11 】



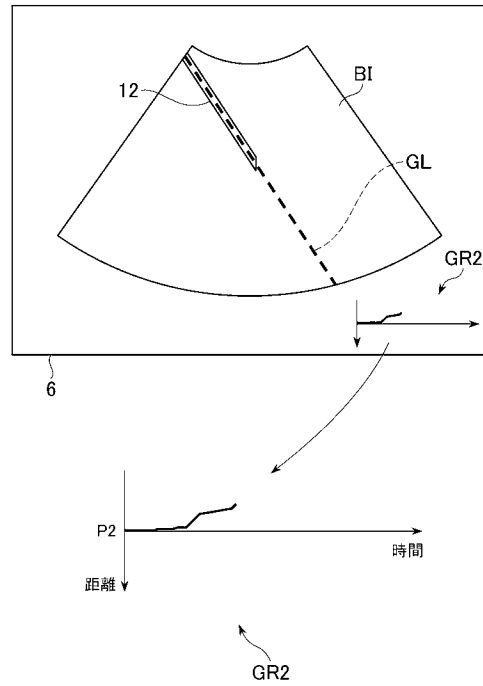
【 図 12 】



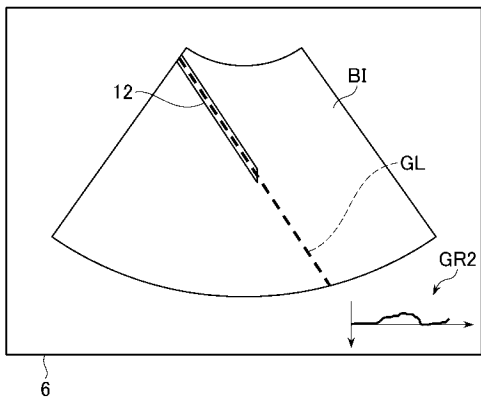
【 図 1 3 】



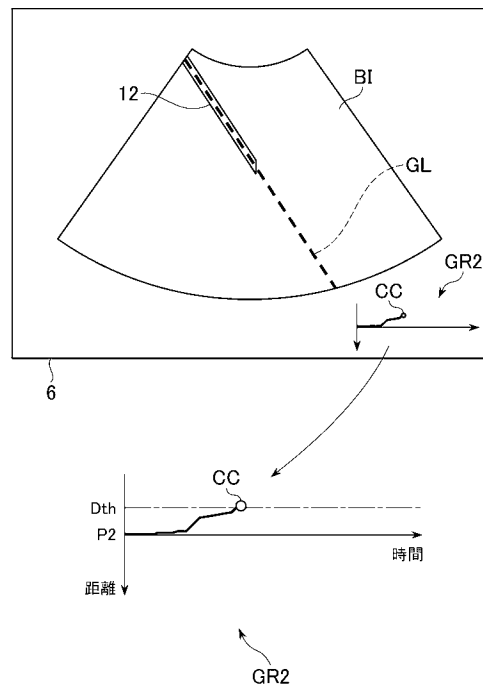
【 図 1 4 】



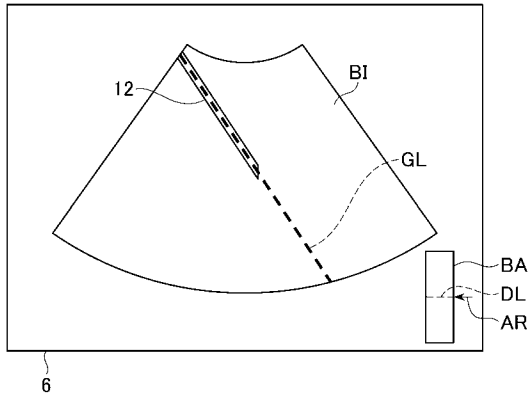
【 図 1 5 】



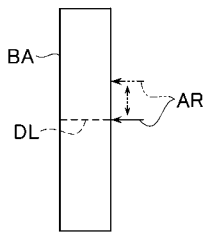
【 図 1 6 】



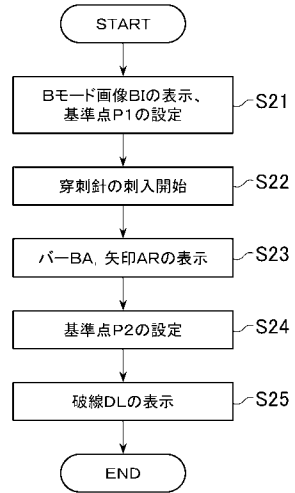
【図 17】



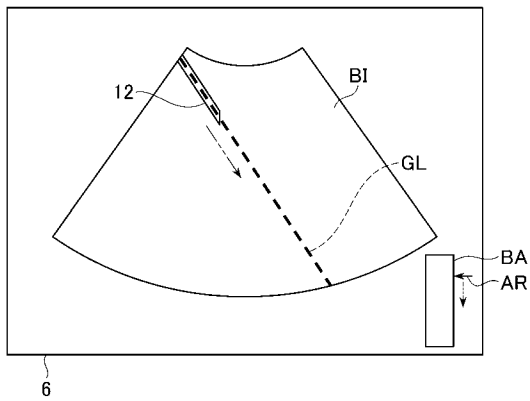
【図 18】



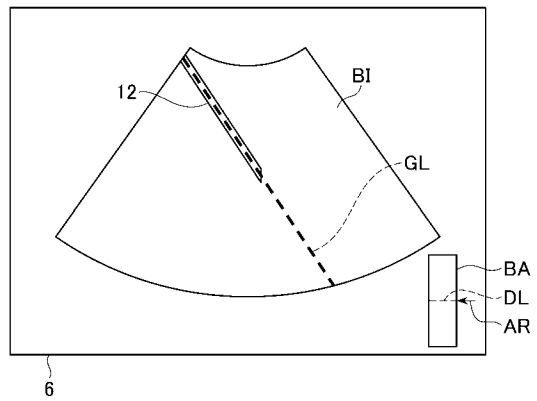
【図 19】



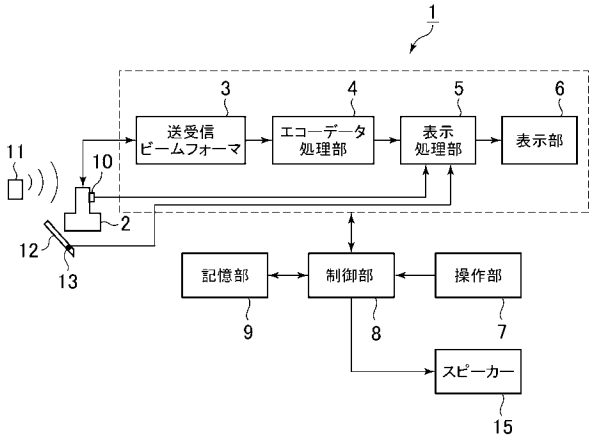
【図 20】



【図 21】



【図 2 2】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2016059481A	公开(公告)日	2016-04-25
申请号	JP2014188046	申请日	2014-09-16
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	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/KK02 4C601/KK16 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK41 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL05		
其他公开文献	JP6548205B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够容易地确认是否拔出穿刺针。超声波诊断装置包括：扫描平面位置检测单元，其检测由超声波探头在三维空间内的超声波的扫描平面的位置；以及插入到被检体内的穿刺针12的三维空间。位置传感器用于检测基准点与通过超声波探头设置在超声波扫描面中的穿刺针之间的三维空间中的距离，并设定扫描面的基准面。使显示单元6显示基于检测到的位置信息和由位置传感器检测到的位置信息而计算出的距离计算单元的图，以及示出由距离计算单元计算出的距离的时间变化的曲线图GR1。和一个显示控制单元。[选择图]图7

(21) 出願番号	特願2014-188046 (P2014-188046)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成26年9月16日 (2014. 9. 16)		
			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・ダブルユー・710・3000
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	橋本 浩 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 EE10 EE11 FF03 GA18 GA20 GA25 KK02 KK16 KK28 KK31 KK41 KK43 KK44 LL05