

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6224334号
(P6224334)

(45) 発行日 平成29年11月1日(2017. 11. 1)

(24) 登録日 平成29年10月13日(2017. 10. 13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-68728 (P2013-68728)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成25年3月28日(2013. 3. 28)		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2014-188305 (P2014-188305A)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300
(43) 公開日	平成26年10月6日(2014. 10. 6)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成28年3月3日(2016. 3. 3)		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
		(72) 発明者	加藤 生
			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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の座標系における被検体の三次元領域に対する超音波の送受信を行なって前記三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記座標系において、前記三次元領域の位置を検出する領域位置検出部と、

前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出部と、

前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、少なくとも二本の穿刺針を含む面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて特定する面特定部と、

該面特定部によって特定された面について、前記エコー信号に基づく超音波画像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超音波診断装置。

【請求項 2】

所定の座標系における被検体の三次元領域に対する超音波の送受信を行なって前記三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、

前記座標系において、前記三次元領域の位置を検出する領域位置検出部と、

前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出部と、

前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、第一の穿刺針を含み、なおかつ

10

20

第二の穿刺針と交差する面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて特定する面特定部と、

該面特定部によって特定された面について、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる画像表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数本の穿刺針として、同一平面内に存在する穿刺針が含ま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 4】

前記複数本の穿刺針として、互いにねじれの位置関係にある穿刺針が含まれ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。

10

【請求項 5】

前記座標系は、前記三次元空間に設置された磁気発生部によって形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。

【請求項 6】

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

前記領域位置検出部は、前記第一磁気センサの検出信号に基づいて、前記三次元領域の位置を検出する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記穿刺針には、前記磁気検出部の磁気を検出する第二磁気センサが設けられており、

前記針位置検出部は、前記第二磁気センサの検出信号に基づいて、前記穿刺針の位置及び向きを検出する

ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示画像制御部は、前記複数本の穿刺針のうち、少なくとも一本の穿刺針における所定の点を通る平面について、前記エコー信号に基づく超音波画像をさらに表示させ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】

30

コンピュータに、

所定の座標系における被検体の三次元領域であって、超音波の送受信が行なわれてエコー信号が取得された三次元領域の前記座標系における位置を検出する領域位置検出機能と、

前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出機能と、

前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、少なくとも二本の穿刺針を含む面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出機能及び前記針位置検出機能によって得られた位置検出情報に基づいて特定する面特定機能と、

該面特定機能によって特定された面について、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる表示画像制御機能と、

40

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。

【請求項 10】

コンピュータに、

所定の座標系における被検体の三次元領域であって、超音波の送受信が行なわれてエコー信号が取得された三次元領域の前記座標系における位置を検出する領域位置検出機能と、

前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出機能と、

前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、第一の穿刺針を含み、なおかつ

50

第二の穿刺針と交差する面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出機能及び前記針位置検出機能の位置検出情報に基づいて特定する面特定機能と、

該面特定機能によって特定された面について、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる画像表示制御機能と、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、穿刺針が刺入される被検体の超音波画像を表示す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、穿刺針が焼灼位置まで刺入されたか否かを、超音波画像によって確認することが行われている(例えば、特許文献1参照)。また、穿刺針は、一旦焼灼位置まで刺入された後に、呼吸などの影響によって徐々に被検体の体表側へ移動していくこともあるため、刺入後においても、超音波画像において穿刺針の位置を確認する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-245092号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来は、被検体について、腫瘍などの穿刺対象を含む断面の超音波画像を表示させ、その断面に沿って、一本の針を刺入して焼灼を行なうことが一般的であった。ここで、穿刺針が複数本刺入された状態で焼灼を行なう場合、超音波画像によって、複数本の穿刺針を観察する必要がある。しかし、穿刺針が複数本刺入された場合、これらを含む断面を操作者の手技によって特定することは困難である。従って、複数本の穿刺針が刺入された場合にも、これらを観察可能な超音波画像を容易に表示させることが望まれる。

【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一の観点の発明は、所定の座標系における被検体の三次元領域に対する超音波の送受信を行なって前記三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、前記座標系において、前記三次元領域の位置を検出する領域位置検出部と、前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出部と、前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、少なくとも二本の穿刺針を含む面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて特定する面特定部と、この面特定部によって特定された面について、前記エコー信号に基づく超音波画像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超音波診断装置である。

【0006】

また、他の観点の発明は、所定の座標系における被検体の三次元領域に対する超音波の送受信を行なって前記三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、前記座標系において、前記三次元領域の位置を検出する領域位置検出部と、前記座標系において、前記被検体に対して刺入される穿刺針の位置及び向きを検出する針位置検出部と、前記被検体に対して刺入された複数本の穿刺針のうち、第一の穿刺針を含み、なおかつ第二の穿刺針と交差する面の前記三次元領域における位置を、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて特定する面特定部と、この面特定部によって特定された面

10

20

30

40

50

について、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0007】

上記一の観点の発明によれば、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて、前記被検体に刺入された複数本の穿刺針のうち、少なくとも二本の穿刺針を含む面の前記三次元領域における位置が特定され、この面の超音波画像が表示される。従って、複数本の穿刺針が刺入された場合にも、これらを観察可能な超音波画像を、操作者の手技によらずに、容易に表示させることができ、この超音波画像により、穿刺針が抜けていないかを確認することができるとともに、二本の穿刺針の位置関係を確認することができる。

10

【0008】

また、上記他の観点の発明によれば、前記領域位置検出部及び前記針位置検出部の位置検出情報に基づいて、前記被検体に刺入された複数本の穿刺針のうち、第一の穿刺針を含み、なおかつ第二の穿刺針と交差する面の前記三次元領域における位置が特定され、この面の超音波画像が表示される。従って、複数本の穿刺針が刺入された場合にも、これらを観察可能な超音波画像を、操作者の手技によらずに、容易に表示させることができ、この超音波画像により、穿刺針が抜けていないかを確認することができるとともに、二本の穿刺針の位置関係を確認することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【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る。

【図3】実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図4】被検体内の腫瘤に対して刺入された穿刺針の位置を説明する概略図である。

【図5】穿刺針の針先の拡大図である。

【図6】二本の穿刺針を含む三つの平面及び三本の穿刺針における任意の点を通る平面を説明する図である。

30

【図7】超音波が送受信される三次元領域と穿刺針を示す図である。

【図8】超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図9】ねじれの位置関係にある穿刺針の針先部分を示す図である。

【図10】第二実施形態において表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図11】第二実施形態の第二変形例の作用を示すフローチャートである。

【図12】第二実施形態の第二変形例における曲面の特定を説明する図である。

【図13】第二実施形態の第二変形例における曲面の特定を説明する図である。

【図14】第二実施形態の第二変形例における曲面の特定を説明する図である。

【図15】第二実施形態の第三変形例の作用を示すフローチャートである。

【図16】第二実施形態の第三変形例において、超音波画像が表示された表示部を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

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。

50

【 0 0 1 1 】

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 により、後述するように、被検体の三次元領域に対する超音波の送受信が行われ、ボリュームデータが得られる。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 2 】

前記超音波プローブ 2 は、3 D プローブであってもよい。3 D プローブは、電子走査と機械走査により三次元領域 R に対する超音波の送受信を行なうメカニカル 3 D プローブや、電子走査によって三次元領域に対する超音波の送受信を行なう電子式 3 D プローブである。

10

【 0 0 1 3 】

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 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生部 1 1 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 1 1 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、本発明における所定の座標系の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 4 】

前記第一磁気センサ 1 0 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 1 0 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 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。

20

【 0 0 1 5 】

前記第一磁気センサ 1 0 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 1 1 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。

【 0 0 1 6 】

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、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。

30

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、領域位置特定部 5 1、針位置特定部 5 2、面特定部 5 3、表示画像制御部 5 4 を有する。前記領域位置特定部 5 1 は、前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信が行なわれた前記三次元領域 R の位置を特定する（領域位置特定機能）。具体的には、先ず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。さらに、前記領域位置特定部 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（座標）を算出する。これにより、超音波の送受信が行われた前記三次元領域 R の位置が特定される。

40

【 0 0 1 9 】

前記領域位置特定部 5 1 は、本発明における領域位置検出部の実施の形態の一例である。また、前記領域位置特定機能は、本発明における領域位置検出機能の実施の形態の一例

50

の機能を実行する。

【0020】

前記針位置特定部52は、前記磁気発生部11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N(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Nには、例えばホール素子で構成される第二磁気センサ12が設けられている。この第二磁気センサ12により、前記磁気発生部11から発生する磁気を検出されるようになっている。前記第二磁気センサ12における検出信号は、前記表示制御部5へ入力される。前記針位置特定部52は、第二磁気センサ12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の座標系における前記穿刺針Nの位置及び向きの特定を行なう(針位置特定機能)。前記針位置特定部52は、本発明における針位置検出部の実施の形態の一例である。また、前記針位置特定機能は、本発明における針位置検出機能の実施の形態の一例の機能を実行する。

10

【0021】

ちなみに、前記穿刺針Nは、ラジオ波焼灼療法(RFA: radio frequency ablation)に用いられる針であり、ラジオ波を照射する。

【0022】

前記面特定部53は、後述するように、被検体に刺入された複数本の穿刺針Nのうち、二本の穿刺針Nを通る面の前記三次元領域Rにおける位置を、前記領域位置特定部51及び前記針位置特定部52で得られた位置情報に基づいて特定する(面特定機能)。詳細は後述する。前記面特定部53は、本発明における面特定部の実施の形態の一例である。また、前記面特定機能は、本発明における面特定機能の実施の形態の一例である。

20

【0023】

前記表示画像制御部54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。より詳細に説明する。前記エコーデータ処理部4からは、ボリュームデータが入力される。例えば、このボリュームデータは、Bモードのボリュームデータである。前記表示画像制御部54は、前記面特定部53によって特定された面について、前記ボリュームデータに基づいて前記超音波画像データを作成する(表示画像制御機能)。さらに、前記表示画像制御部54は、前記超音波画像データに基づく二次元の超音波画像を前記表示部6に表示させる。前記表示画像制御部54は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例である。また、前記表示画像制御機能は、本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

30

【0024】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などである。

【0025】

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。

【0026】

40

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、前記領域位置特定機能、前記針位置特定機能、前記面特定機能、前記表示画像制御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。

【0027】

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。

【0028】

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

50

る。まず、ステップ S 1 では、前記超音波プローブ 2 を被検体の体表面に当接させて超音波の送受信を開始し、被検体に対して穿刺針 N 1 , N 2 , N 3 を刺入する。これら穿刺針 N 1 ~ N 3 は、例えば図 4 に示すように、被検体内の腫瘍 C を囲む位置になるように刺入される。このような前記穿刺針 N 1 ~ N 3 の配置は、これら穿刺針 N 1 ~ N 3 のラジオ波による焼灼範囲が、腫瘍 C を含む配置になっている。

【 0 0 2 9 】

本例では、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 は、互いに平行になっている。なおかつ、前記穿刺針 N 1 , N 2 が同一平面内に存在し、前記穿刺針 N 2 , N 3 が同一平面内に存在し、前記穿刺針 N 3 , N 1 が同一平面内に存在している。

【 0 0 3 0 】

ちなみに、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 の針先には、図 5 に示すように、第一電極 E 1 と第二電極 E 2 とが設けられている。これら第一電極 E 1 及び第二電極 E 2 の間は、絶縁体 I によって絶縁されている。

【 0 0 3 1 】

このステップ S 1 において、前記穿刺針 N 1 が刺入される時には、前記表示画像制御部 5 4 は、前記穿刺針 N 1 を含む平面 p 1 についての超音波画像を表示させる。また、前記穿刺針 N 2 が刺入される時には、前記表示画像制御部 5 4 は、前記穿刺針 N 2 を含む平面 p 2 についての超音波画像を表示させる。さらに、前記穿刺針 N 3 が刺入される時には、前記表示画像制御部 5 4 は、前記穿刺針 N 3 を含む平面 p 3 についての超音波画像を表示させてもよい。前記平面 p 1 ~ p 3 についての超音波画像が表示されることにより、この超音波画像を確認しながら前記穿刺針 N 1 ~ N 3 を刺入することができる。

【 0 0 3 2 】

前記各平面 p 1 ~ p 3 は、前記針位置特定部 5 2 によって得られる前記各穿刺針 N 1 ~ N 3 の位置及び向きの情報に基づいて特定される。例えば、前記平面 p 1 は、前記超音波プローブ 2 によって、前記三次元領域 R に対する超音波の送受信を行なって得られたボリュームデータにおいて、前記針位置特定部 5 2 によって位置が特定される前記穿刺針 N 1 を含む平面が、操作者によって選択されて特定されてもよい。前記平面 p 2 , p 3 についても、前記平面 p 1 と同様にして、前記穿刺針 N 2 , N 3 を含む平面が特定されてもよい。また、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 を含む前記平面 p 1 ~ p 3 は、前記ボリュームデータにおいて、前記針位置特定部 5 2 によって特定される前記穿刺針 N 1 ~ N 3 の位置との関係で予め設定された位置の平面であってもよい。

【 0 0 3 3 】

あるいは、前記穿刺針 N 1 の刺入時には、前記超音波プローブ 2 によって所定の二次元領域に対して超音波の送受信を行ない、この二次元領域を前記平面 p 1 としてもよい。この場合、前記二次元領域に沿って、前記穿刺針 N 1 を刺入する。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 2 では、前記面特定部 5 3 が、ボリュームデータにおいて、前記穿刺針 N 1 , N 2 を通る平面 P 1 2、前記穿刺針 N 2 , N 3 を通る平面 P 2 3、前記穿刺針 N 3 , N 1 を通る平面 P 3 1、前記穿刺針 N 1 , N 2 , N 3 を通る平面 P 1 2 3 を特定する。ここで、本明細書において「穿刺針を通る面」とは、穿刺針を含む面と、穿刺針における点を通る面とを含む概念であるものとする。

【 0 0 3 5 】

本例では、前記平面 P 1 2 は前記穿刺針 N 1 , N 2 を含む面であり、前記平面 P 2 3 は前記穿刺針 N 2 , N 3 を含む面であり、前記平面 P 3 1 は前記穿刺針 N 3 , N 1 を含む面である。また、前記平面 P 1 2 3 は、前記穿刺針 N 1 , N 2 , N 3 における任意の点を通る面である。

【 0 0 3 6 】

前記面特定部 5 3 による前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 の特定処理は、操作者による前記操作部 7 の入力があるで行なわれてもよい。

【 0 0 3 7 】

前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 について、図 6 に基づいて説明する。図 6 において、直線 L 1 は前記穿刺針 N 1 の位置を示し、直線 L 2 は前記穿刺針 N 2 の位置を示し、直線 L 3 は前記穿刺針 N 3 の位置を示している。また、点 i 1 は前記穿刺針 N 1 の絶縁体 I の位置を示し、点 i 2 は前記穿刺針 N 2 の絶縁体 I の位置を示し、点 i 3 は前記穿刺針 N 3 の絶縁体 I の位置を示している。

【 0 0 3 8 】

前記図 6 において、面 P P 1 2 は、前記直線 L 1 , L 2 を含む面である。前記平面 P 1 2 は、前記ボリュームデータにおいて、前記面 P P 1 2 を一部に有する平面である。また、前記図 6 において、面 P P 2 3 は、前記直線 L 2 , L 3 を含む面である。前記平面 P 2 3 は、前記ボリュームデータにおいて、前記面 P P 2 3 を一部に有する平面である。さらに、前記図 6 において、面 P P 3 1 は、前記直線 L 3 , L 1 を含む面である。前記平面 P 3 1 は、前記ボリュームデータにおいて、前記面 P P 3 1 を一部に有する面である。

10

【 0 0 3 9 】

また、前記図 6 において、面 P P 1 2 3 は、前記点 i 1 ~ i 3 を通過する面である。前記平面 P 1 2 3 は、前記ボリュームデータにおいて、前記面 P 1 2 3 を一部に有する面である。

【 0 0 4 0 】

このように前記穿刺針 N 1 ~ N 3 によって形成される前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 は、図 7 に示すように、超音波プローブ 2 によって超音波が送受信される三次元領域 R の断面である。ただし、図 7 では、この断面は図示省略するものとし、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 のみを示す。

20

【 0 0 4 1 】

ちなみに、三次元領域 R について、被検体における超音波のボリュームデータが取得される。

【 0 0 4 2 】

前記面特定部 5 3 は、前記領域位置特定部 5 1 によって特定される前記三次元領域 R の位置及び前記針位置特定部 5 2 によって特定される前記穿刺針 N 1 ~ N 3 の位置及び向きに基づいて、前記三次元領域 R (前記ボリュームデータ)における前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 の位置を特定する。

【 0 0 4 3 】

30

ここで、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 における前記絶縁体 I の位置は、予め特定されている。従って、前記磁気発生部 1 1 を原点とする座標系において前記穿刺針 N 1 ~ N 3 の位置及び向きが特定されると、前記座標系における前記絶縁体 I の位置も特定され、前記平面 P 1 2 3 が特定される。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 2 において前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 が特定されると、ステップ S 3 では、前記表示画像制御部 5 4 は、前記ボリュームデータに基づいて、図 8 に示すように、前記平面 P 1 2 についての超音波画像 U I 1、前記平面 P 2 3 についての超音波画像 U I 2、前記平面 P 3 1 についての超音波画像 U I 3、前記平面 P 1 2 3 についての超音波画像 U I 4 を、前記表示部 6 に表示させる。

40

【 0 0 4 5 】

なお、図 8 においては、前記超音波画像 U I 1 ~ U I 4 の表示領域が四角形で示されている。しかし、この表示領域内に表示される前記超音波画像 U I 1 ~ U I 4 は、特に図示しないが、実際には前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 , P 1 2 3 による前記三次元領域 R の断面形状の輪郭を有する画像である。

【 0 0 4 6 】

本例によれば、前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 は、二本の穿刺針 N を含んでいるので、前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 を観察することにより、体表から所定の焼灼位置まで刺入された穿刺針 N が、体表側に移動していないかを確認することができる。また、前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 により、二本の穿刺針の位置関係を確認することができる。

50

【 0 0 4 7 】

そして、本例によれば、前記領域位置特定部 5 1 及び前記針位置特定部 5 2 の位置特定情報に基づいて、前記三次元領域 R における前記平面 P 1 2 , P 2 3 , P 3 1 の位置が特定され、前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 が表示される。従って、上述のように複数本の穿刺針 N を観察可能な前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 を、操作者の手技によらずに、容易に表示させることができる。

【 0 0 4 8 】

また、前記平面 P 1 2 3 の前記超音波画像 U 1 2 3 を観察することにより、前記各穿刺針 N 1 ~ N 3 を中心にしてラジオ波によって焼灼されていく様子を観察することができる。

10

【 0 0 4 9 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態との重複事項については説明を省略する。

【 0 0 5 0 】

本例では、前記ステップ S 1 において被検体に刺入される複数本の穿刺針は、すべて平行な位置関係にあるわけではなく、互いにねじれの位置関係にある。例えば、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 のうち、図 9 に示すように前記穿刺針 N 1 及び前記穿刺針 N 2 がねじれの位置関係にある。また、特に図示しないが、前記穿刺針 N 2 及び前記穿刺針 N 3 もねじれの位置関係にある。ただし、前記穿刺針 N 3 及び前記穿刺針 N 1 は、互いに平行で同一平面内に存在している。

20

【 0 0 5 1 】

前記ステップ S 2 においては、前記面特定部 5 3 は、前記平面 P 1 2 として、前記穿刺針 N 1 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 2 と交差する面を特定する。本例では、前記平面 P 1 2 は、前記穿刺針 N 1 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 2 の絶縁体 I を通過する面である。また、前記面特定部 5 4 は、前記平面 P 2 3 として、前記穿刺針 N 2 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 3 と交差する面を特定する。本例では、前記平面 P 2 3 は、前記穿刺針 N 2 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 3 の絶縁体 I を通過する面である。

【 0 0 5 2 】

本例でも、前記面特定部 5 3 は、第一実施形態と同様に、前記領域位置特定部 5 1 及び前記針位置特定部 5 2 の位置特定情報を用いて、前記ボリュームデータにおける前記平面 P 1 2 , P 2 3 の位置を特定する。そして、このようにして特定された前記平面 P 1 2 , P 2 3 についての超音波画像 U I 1 , U I 2 が、前記平面 P 3 1 , P 1 2 3 についての超音波画像 U I 3 , U I 4 とともに、前記ステップ S 3 において表示される。ちなみに、前記平面 P 3 1 , P 1 2 3 は、第一実施形態と同様にして特定される。

30

【 0 0 5 3 】

本例によれば、前記穿刺針 N 1 及び前記穿刺針 N 2 の両方を含む超音波画像は表示されないものの、前記超音波画像 U I 1 として、例えば図 1 0 に示すように、前記穿刺針 N 1 を含みなおかつ前記穿刺針 N 2 の断面 d を含む画像が表示される。従って、前記超音波画像 U I 1 により、体表から所定の焼灼位置まで刺入された前記穿刺針 N 1 が、体表側に移動していないかを確認することができるとともに、前記穿刺針 N 1 , N 2 の位置関係を確認することができる。

40

【 0 0 5 4 】

なお、図 1 0 において、前記超音波画像 U I 1 の輪郭は、単純化して四角形で示したが、実際の画像の輪郭形状は、前記平面 P 1 2 による前記三次元領域 R の断面形状に応じた輪郭形状であり、四角形とは異なっている場合もある。

【 0 0 5 5 】

また、前記穿刺針 N 2 及び前記穿刺針 N 3 の両方を含む超音波画像は表示されないものの、前記超音波画像 U I 2 として、特に図示しないが、前記穿刺針 N 2 を含みなおかつ前記穿刺針 N 3 の断面を含む画像 (図 1 0 の超音波画像 U I 1 と同様の画像) が表示される

50

。従って、前記超音波画像 U I 2 により、体表から所定の焼灼位置まで刺入された前記穿刺針 N 2 が、体表側に移動していないかを確認することができるとともに、前記穿刺針 N 2 , N 3 の位置関係を確認することができる。

【 0 0 5 6 】

ちなみに、前記穿刺針 N 3 , N 1 の位置関係は、第一実施形態と同様に、前記超音波画像 U I 3 によって確認することができる。

【 0 0 5 7 】

本例によっても、第一実施形態と同様に、前記領域位置特定部 5 1 及び前記針位置特定部 5 2 の位置特定情報を用いて前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 が表示される。従って、上述のように複数本の穿刺針 N を観察可能な前記超音波画像 U I 1 ~ U I 3 を、操作者の手技によらずに、容易に表示させることができる。

10

【 0 0 5 8 】

次に、第二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。前記平面 P 1 2 は、前記穿刺針 N 1 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 2 と交差する面であればよく、前記穿刺針 N 2 の絶縁体を通過する面である必要はない。例えば、前記穿刺針 N 2 における前記平面 P 1 2 の交差点は、前記穿刺針 N 2 の針先や、針先から所定の長さの点であってもよい。

【 0 0 5 9 】

前記穿刺針 N 2 における前記平面 P 1 2 の交差点は、あらかじめ設定されていてもよいし、操作者による前記操作部 7 の入力によって特定されてもよい。前記交差点が、操作者の入力によって特定される場合は、前記穿刺針 N 2 における前記平面 P 1 2 の交差点を、「針先」と入力したり、針先からの長さを示す数値を入力したりすることによって特定されてもよい。

20

【 0 0 6 0 】

あるいは、前記穿刺針 N 1 を含む平面の超音波画像を前記ボリュームデータに基づいて順次表示させ、表示される超音波画像の中から、前記穿刺針 N 2 と交差する所望の画像を、操作者が選択することにより、前記平面 P 1 2 が特定されてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、同様に前記平面 P 2 3 についても、前記穿刺針 N 2 を含み、なおかつ前記穿刺針 N 3 と交差する面であればよく、前記穿刺針 N 3 の絶縁体を通過する面である必要はない。

30

【 0 0 6 2 】

次に、第二変形例について説明する。本例では、図 1 1 のフローチャートに示されるように、ステップ S 1 の後のステップ S 2 ' では、前記面特定部 5 3 は、前記平面 P 1 2 の代わりに、前記穿刺針 N 1 , N 2 を含む曲面 P 1 2 ' を特定する。また、前記面特定部 5 3 は、前記平面 P 2 3 の代わりに、前記穿刺針 N 2 , N 3 を含む曲面 P 2 3 ' を特定する。

【 0 0 6 3 】

前記曲面 P 1 2 ' , P 2 3 ' の特定について説明する。ここでは、前記曲面 P 1 2 ' を例に挙げて図 1 2 ~ 図 1 4 に基づいて説明する。図 1 2 では、前記穿刺針 N 1 を示す線分 S 1 と前記穿刺針 N 2 を示す線分 S 2 が示されている。ちなみに、前記線分 S 1 , S 2 は、前記穿刺針 N 1 , N 2 の一部であってもよいし全部であってもよい。前記線分 S 1 , S 2 はねじれの位置関係にある。

40

【 0 0 6 4 】

前記面特定部 5 3 は、図 1 3 に示すように、先ず前記線分 S 1 , S 2 の一端部 e 1 1 , e 2 1 を結ぶ線 l 1 の中点 M 1 - 1 と、他端部 e 1 2 , e 2 2 を結ぶ線 l 2 の中点 M 2 - 1 とを特定し、これら中点 M 1 - 1 , M 2 - 1 を結ぶ線分 S m 1 を特定する。次に、前記面特定部 5 3 は、図 1 4 に示すように、前記中点 M 1 - 1 及び前記一端部 e 1 1 の中点 M 1 - 2 と、前記中点 M 2 - 1 及び前記他端部 e 1 2 の中点 M 2 - 2 とを結ぶ線分 S m 2 を特定する。また、前記面特定部 5 3 は、前記中点 M 1 - 1 及び前記一端部 e 2 1 の中点 M

50

1 - 3 と、前記中点 M 2 - 1 及び前記他端部 e 2 2 の中点 M 2 - 3 とを結ぶ線分 S m 3 を特定する。

【 0 0 6 5 】

さらに、同様の手順で、中点と線分 S 1 , S 2 の一端部 e 1 1 , e 2 1 及び他端部 e 1 2 , e 2 2 との中点を補間し、さらには中点の間の中点を補間して、線 l 1 上の中点と線 l 2 上の中点とを結んだ線分 S m を補間していくことにより、曲面 P 1 2 ' が得られる。

【 0 0 6 6 】

前記ステップ S 2 ' において、前記曲面 P 1 2 ' 、前記曲面 P 2 3 ' 、前記平面 P 3 1 、前記平面 P 1 2 3 が特定されると、ステップ S 3 ' では、前記ボリュームデータに基づいて、前記曲面 P 1 2 ' 、前記曲面 P 2 3 ' 、前記平面 P 3 1 、前記平面 P 1 2 3 につい

10

ての超音波画像 U I 1 , U I 2 , U I 3 , U I 4 が表示される。前記曲面 P 1 2 ' についての前記超音波画像 U I 1 は前記穿刺針 N 1 , N 2 を含む画像であり、前記曲面 P 2 3 ' についての超音波画像 U I 2 は前記穿刺針 N 2 , N 3 を含む画像である。

【 0 0 6 7 】

次に、第三変形例について説明する。本例では、図 1 5 のフローチャートに示されるように、ステップ S 1 の後のステップ S 2 ' ' では、前記面特定部 5 3 は、前記平面 P 1 2 3 の代わりに、平面 P 1 2 o , P 2 3 o , P 3 1 o を特定する。前記平面 P 1 2 o は、前記穿刺針 N 1 の任意の点において、前記平面 P 1 2 と直交する平面である。前記平面 P 2 3 o は、前記穿刺針 N 2 の任意の点において、前記平面 P 2 3 と直交する平面である。前記平面 P 3 1 o は、前記穿刺針 N 3 の任意の点において、前記平面 P 2 3 と直交する平面

20

である。

【 0 0 6 8 】

前記穿刺針 N 1 , N 2 , N 3 の任意の点は、予めその位置が設定されていてもよいし、操作者によって入力されてもよい。例えば、前記穿刺針 N 1 , N 2 , N 3 の任意の点は、前記絶縁体 I であってもよい。

【 0 0 6 9 】

前記ステップ S 2 ' ' において、前記平面 P 1 2 、前記平面 P 2 3 、前記平面 P 3 1 、前記平面 P 1 2 o 、前記平面 P 2 3 o 、前記平面 P 3 1 o が特定されると、前記ステップ S 3 ' ' では、図 1 6 に示すように、前記平面 P 1 2 、前記平面 P 2 3 、前記平面 P 3 1 についての前記超音波画像 U I 1 , U I 2 , U I 3 のほか、前記平面 P 1 2 o についての超音波画像 U I 1 1 、前記平面 P 2 3 o についての超音波画像 U I 1 2 、前記平面 P 3 1 o についての超音波画像 U I 1 3 が表示される。これら超音波画像 U I 1 1 , U I 1 2 , U I 1 3 により、前記穿刺針 N 1 ~ N 3 を中心にしてラジオ波によって焼灼されていく様子を観察することができる。

30

【 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。

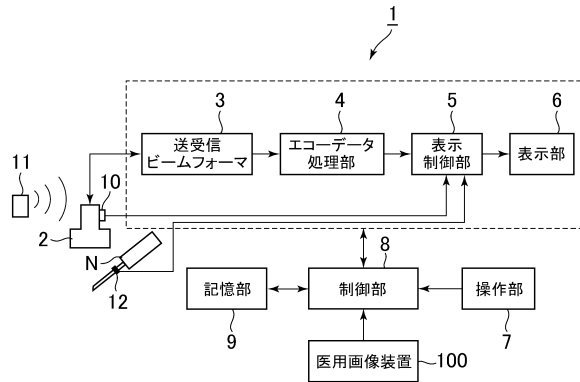
【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

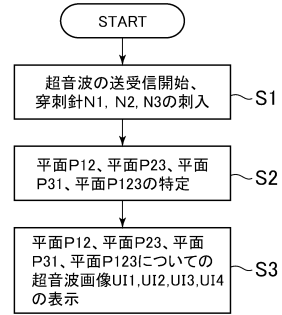
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 10 第一磁気センサ
- 11 磁気発生部
- 12 第二磁気センサ
- 51 領域位置特定部
- 52 針位置特定部
- 53 面特定部
- 54 表示画像制御部
- N 穿刺針

40

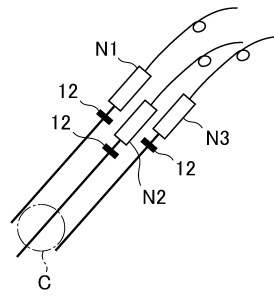
【図 1】



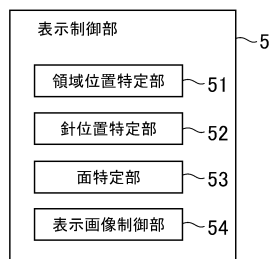
【図 3】



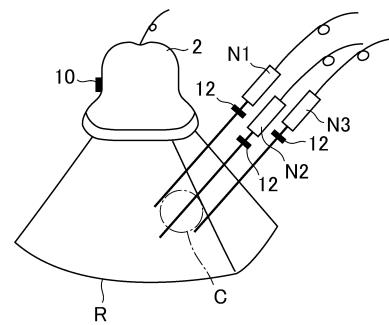
【図 4】



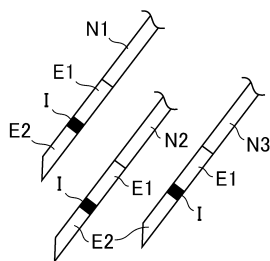
【図 2】



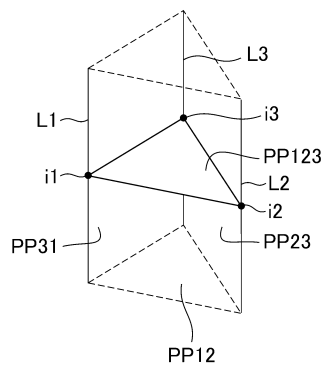
【図 7】



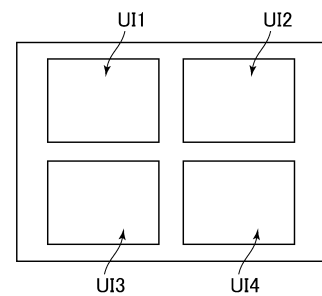
【図 5】



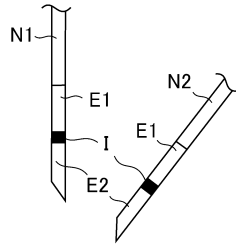
【図 6】



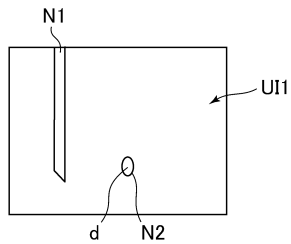
【図 8】



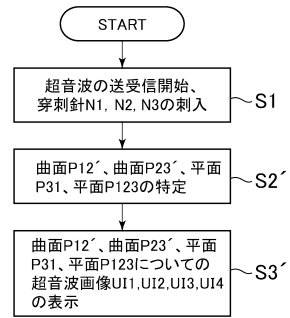
【図 9】



【図 10】



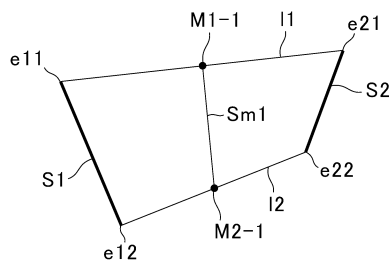
【図 11】



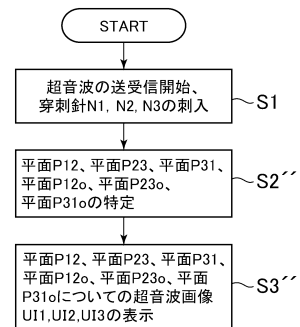
【図 12】



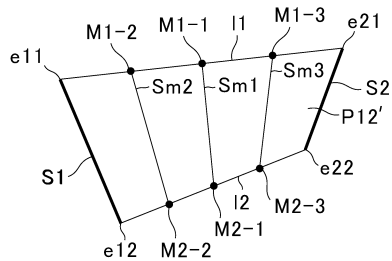
【図 13】



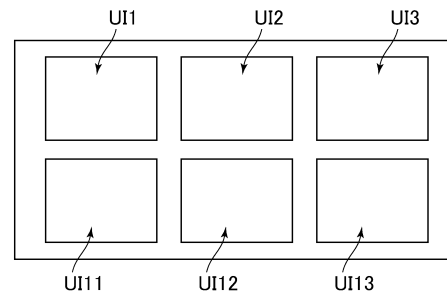
【図 15】



【図 14】



【図 16】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 6 8 7 6 6 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 0 6 3 3 9 2 (U S , A 1)
特開 2 0 1 2 - 1 3 5 3 9 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 4

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP6224334B2	公开(公告)日	2017-11-01
申请号	JP2013068728	申请日	2013-03-28
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	橋本浩 加藤生		
发明人	橋本 浩 加藤 生		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/FF03 4C601/FF06 4C601/FF11 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2014188305A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，即使插入多个穿刺针，也能够容易地显示可观察的超声波图像。超声波探头2，用于在预定坐标系中向对象的三维区域R发送超声波和从其接收超声波，以获得三维区域R的回波信号；区域位置检测单元，检测物体R的位置；针位置检测单元，检测要穿刺的穿刺针N 1，N 2和N 3的位置和取向；表面指定单元，基于区域位置检测单元和针位置检测单元的位置检测信息，指定包括三维区域R中的至少两个穿刺针的表面的位置；一种显示图像控制单元，用于根据该单元指定的表面上的回波信号显示超声波图像，

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6224334号 (P6224334)
(45) 発行日 平成29年11月1日(2017.11.1)	(24) 登録日 平成29年10月13日(2017.10.13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 10 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-68728 (P2013-68728)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成25年3月28日(2013.3.28)	ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジ・カンパニー・エルエルシー	
(65) 公開番号 特開2014-188305 (P2014-188305A)	アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴュー・ブルバード、300	
(43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)	(74) 代理人 100137545	
審査請求日 平成28年3月3日(2016.3.3)	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	
	(72) 発明者 加藤 生	
	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		