

(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2013-118998

(P2013-118998A)

(43) 公開日 平成25年6月17日(2013.6.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2011-269113 (P2011-269113)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年12月8日 (2011.12.8)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会
			社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	増田 貴志
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

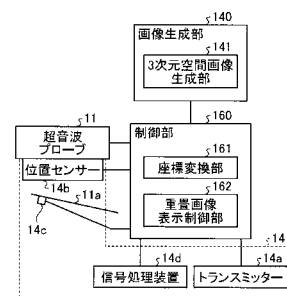
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針の空間的な位置を容易に把握することができる医用画像診断装置、超音波診断装置及びプログラムを提供すること。

【解決手段】 3次元空間画像生成部は、3次元空間に2次元の医用画像を配置した3次元空間画像を生成する。そして、位置情報取得装置は、3次元空間における2次元の医用画像と医療デバイスとの3次元的位置関係を取得する。重畳画像表示制御部は、位置関係に基づいて、3次元空間画像に医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像をモニタにて表示させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元空間に2次元の医用画像を配置した3次元空間画像を生成する画像生成手段と、
前記3次元空間における2次元の医用画像と医療デバイスとの3次元的な位置関係を取得する取得手段と、

前記位置関係に基づいて、前記3次元空間画像に前記医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 2】

前記2次元の医用画像は、2次元的に収集されたデータ又は3次元的に収集されたデータを用いて生成されることを特徴とする請求項1に記載の医用画像診断装置。

10

【請求項 3】

前記表示制御手段は、前記医療デバイスの長手方向における延長線を示す情報を前記3次元空間画像に重畳させて前記所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御手段は、前記3次元空間、前記2次元の医用画像又は前記医療デバイスのいずれかを基準とした拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行することを特徴とする請求項1～3のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

20

前記表示制御手段は、前記3次元空間における任意の基準位置に対する相対位置に前記2次元の医用画像及び前記医療デバイスを表示した重畳画像を所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項1～4のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記取得手段は、超音波プローブの位置情報を取得し、

前記表示制御手段は、前記超音波プローブの位置情報に応じて、当該超音波プローブによって収集されたデータに基づいて生成された2次元の医用画像の表示方向を変化させることを特徴とする請求項1～5のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御手段は、予め設定された表示方向の情報に基づいて、前記2次元の医用画像の表示方向を変化させることを特徴とする請求項1～5のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

30

【請求項 8】

前記2次元の医用画像における任意の位置、前記医療デバイスの現時点での位置、前記3次元空間における任意の位置及び前記2次元の医用画像を3次元空間に投影する際の投影面における任意の位置のうち、少なくとも1つを指定するための操作を受付ける入力手段をさらに有し、

前記表示制御手段は、指定された位置を示す情報を前記3次元空間に重畳した重畳画像を前記所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項1～7のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

40

【請求項 9】

前記取得手段は、前記医療デバイスとして、穿刺針の前記3次元空間における位置を取得し、

前記表示制御手段は、前記穿刺針のガイドラインを前記3次元空間に重畳した重畳画像を所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項1～8のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記表示制御手段は、前記穿刺針の先端の位置と前記ガイドラインとの距離が所定の閾値を超えた場合に、警告を示す情報を前記所定の表示部にて表示することを特徴とする請求項9に記載の医用画像診断装置。

50

【請求項 1 1】

拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行した際の 2 次元の医用画像及び医療デバイスの座標の変化を記憶する記憶手段をさらに有し、

前記表示制御手段は、前記座標の変化に基づいて、2 次元の医用画像及び医療デバイスの拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行することを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 2】

前記表示制御手段は、複数の前記重畳画像を所定の表示部にて同時に表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 1 0 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 3】

前記画像生成手段は、前記 2 次元の医用画像として、任意のモダリティにて生成された 2 次元画像を用いて前記 3 次元空間画像を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 1 1 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 4】

被検体を基準とした 3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する画像生成手段と、

前記被検体に対する医療デバイスの位置情報を取得する取得手段と、

前記位置情報に基づいて、前記 3 次元空間画像に前記医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 1 5】

3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する画像生成手段と、

前記 3 次元空間における 2 次元の医用画像と医療デバイスとの位置関係を取得する取得手段と、

前記位置関係に基づいて、前記 3 次元空間画像に前記医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 6】

3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する画像生成手段と、

前記 3 次元空間における 2 次元の医用画像と医療デバイスとの位置関係を取得する取得手段と、

前記位置関係に基づいて、前記 3 次元空間画像に前記医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする表示制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、医用画像診断装置、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医用画像診断装置を用いた穿刺が行われている。特に、超音波診断装置は、超音波画像をリアルタイムで表示できることから、生体組織検査やラジオ波焼灼治療（RFA：Radio Frequency Ablation）などの穿刺が行なわれる場合に多く用いられる。例えば、生体組織検査のために組織採取を行う場合には、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を体内に刺し、組織採取を行う。また、RFAを行う場合には、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を病変部位まで刺し、その後、穿刺針からラジオ波を照射する。

【0003】

ところで、このような超音波診断装置を用いた穿刺術では、超音波画像上で穿刺針が明瞭に描出されず、穿刺針がどこまで進入しているのかを把握することが困難になる場合が

10

20

30

40

50

あった。そこで、近年、穿刺針の視認性を向上させるためのいくつかの技術が開発されている。かかる場合では、専用のハードウェアを用いて穿刺針の視認性を向上させている。しかしながら、従来技術においては、穿刺針の空間的な位置を把握しがたい場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-178589号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することができる医用画像診断装置、超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施の形態の医用画像診断装置は、画像生成手段と、取得手段と、表示制御手段とを備える。画像生成手段は、3次元空間に2次元の医用画像を配置した3次元空間画像を生成する。取得手段は、前記3次元空間における2次元の医用画像と医療デバイスとの位置関係を取得する。表示制御手段は、前記位置関係に基づいて、前記3次元空間画像に前記医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

【図2】図2は、穿刺アダプタを用いてガイドラインを表示させた超音波画像の一例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る位置情報取得装置、画像生成部及び制御部の構成の一例を説明するための図である。

【図4A】図4Aは、第1の実施形態に係る3次元空間画像生成部による処理の第1の例を説明するための図である。

30

【図4B】図4Bは、第1の実施形態に係る3次元空間画像生成部による処理の第2の例を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係る座標変換部による第1の処理の一例を説明するための図である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態に係る座標変換部による第2の処理の一例を説明するための図である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態に係る重畳画像表示制御部による処理の一例を示す図である。

【図6B】図6Bは、第1の実施形態に係る重畳画像表示制御部による処理の一例を示す図である。

40

【図6C】図6Cは、第1の実施形態に係る重畳画像表示制御部による処理の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る超音波プローブの位置を基準にした場合の穿刺針の動きを示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る穿刺針の位置を基準にした場合の穿刺針の動きを示す図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る超音波プローブの位置に応じた超音波画像の位置の変化の一例を示す図である。

【図10A】図10Aは、第1の実施形態に係る回転軸の一例を示す図である。

【図10B】図10Bは、第1の実施形態に係る回転軸の一例を示す図である。

50

【図 10C】図 10C は、第 1 の実施形態に係る回転軸の一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態に係る超音波画像上のマーカを説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針の先端のマーカを説明するための図である。

【図 13】図 13 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針が複数ある場合の一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、第 1 の実施形態にかかるモニタによる表示の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図 16】図 16 は、第 2 の実施形態に係る位置情報取得装置、画像生成部及び制御部の構成の一例を説明するための図である。

【図 17】図 17 は、第 2 の実施形態に係る位置特定部による処理の一例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について、図 1 を用いて説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成を説明するための図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11 と、穿刺針 11a と、入力装置 12 と、モニタ 13 と、位置情報取得装置 14 と、装置本体 100 とを有し、ネットワークに接続されている。

【0009】

超音波プローブ 11 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 100 が有する送受信部 110 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 11 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材などを有する。

【0010】

超音波プローブ 11 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 11 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0011】

なお、本実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 次元超音波プローブである超音波プローブ 11 により、被検体 P を 2 次元でスキャンする場合であっても、1 次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ 11 (メカ 4D プローブ) や複数の圧電振動子が格子状に 2 次元で配置された 2 次元超音波プローブである超音波プローブ 11 (2D アレイプローブ) により、被検体 P を 3 次元でスキャンする場合であっても、適用可能である。

【0012】

穿刺針 11a は、医師によって被検体 P のターゲット部位まで挿入される。入力装置 12 は、トラックボール 12a、スイッチ 12b、ボタン 12c、タッチコマンドスクリーン 12dなどを有し、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 100 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、トラックボール 12a は、操作者が所望する位置にマーカを表示させるための操作を受付ける。

【0013】

10

20

30

40

50

モニタ 13 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 12 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 において生成された 3 次元空間画像などを表示したりする。なお、3 次元空間画像については、後述する。

【0014】

位置情報取得装置 14 は、超音波プローブ 11 及び穿刺針 11a の位置情報を取得する。具体的には、位置情報取得装置 14 は、超音波プローブ 11 及び穿刺針 11a がどこに位置するかを示す位置情報を取得する。位置情報取得装置 14 としては、例えば、磁気センサーや、赤外線センサー、光学センサー、カメラなどである。

【0015】

装置本体 100 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図 1 に示すように、送受信部 110 と、B モード処理部 120 と、ドプラ処理部 130 と、画像生成部 140 と、画像メモリ 150 と、制御部 160 と、内部記憶部 170 と、インターフェース部 180 とを有する。

【0016】

送受信部 110 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 11 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ 11 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 11 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0017】

また、送受信部 110 は、アンプ回路、A/D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行ない、A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A/D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0018】

このように、送受信部 110 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部 110 は、後述する制御部 160 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部 110 は、1 フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0019】

B モード処理部 120 は、送受信部 110 からゲイン補正処理、A/D 変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。

【0020】

ドプラ処理部 130 は、送受信部 110 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0021】

画像生成部 140 は、B モード処理部 120 が生成した B モードデータや、ドプラ処理

10

20

30

40

50

部 1 3 0 が生成したドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 1 4 0 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）することで、B モードデータやドブラデータから表示用の超音波画像（B モード画像やドブラ画像）を生成する。また、画像生成部 1 4 0 は、3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する。なお、3 次元空間画像については、後述する。

【0022】

画像メモリ 1 5 0 は、画像生成部 1 4 0 によって生成された造影像や組織像などの画像データを記憶する。また、画像メモリ 1 5 0 は、後述する画像生成部 1 4 0 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 1 5 0 は、送受信部 1 1 0 を経た直後の出力信号（R F : Radio Frequency）や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ 1 5 0 が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部 1 6 0 によりモニタ 1 3 に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、B モード処理部 1 2 0 及びドブラ処理部 1 3 0 によって生成された R a w データである座標変換前のデータ形式でもよい。

【0023】

制御部 1 6 0 は、超音波診断装置 1 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 6 0 は、入力装置 1 2 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 7 0 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部 1 1 0、B モード処理部 1 2 0、ドブラ処理部 1 3 0 および画像生成部 1 4 0 の処理を制御したり、画像メモリ 1 5 0 が記憶する超音波画像などをモニタ 1 3 にて表示するように制御したりする。

【0024】

内部記憶部 1 7 0 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見など）や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。さらに、内部記憶部 1 7 0 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 0 が記憶する画像の保管などにも使用される。

【0025】

インターフェース部 1 8 0 は、入力装置 1 2、位置情報取得装置 1 4、ネットワークと装置本体 1 0 0 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。例えば、インターフェース部 1 8 0 は、制御部 1 6 0 に対する位置情報取得装置 1 4 が取得した位置情報の転送を制御する。

【0026】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下、詳細に説明する位置情報取得装置 1 4、画像生成部 1 4 0 及び制御部 1 6 0 の処理により、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することが可能となるように構成されている。

【0027】

ここで、まず、専用のハードウェアを用いて穿刺針の視認性を向上させる技術について説明する。例えば、上述した技術においては、超音波プローブに穿刺針をガイドするための穿刺アダプタを装着して、装着した穿刺アダプタを用いて穿刺が行われる。ここで、穿刺アダプタを用いて穿刺を行う場合に、穿刺針の経路をガイドラインとして超音波画像に重畳させて表示することで、穿刺針の経路を医師に示す技術が知られている。

【0028】

図 2 は、穿刺アダプタを用いてガイドラインを表示させた超音波画像の一例を示す図である。図 2 に示すように、穿刺アダプタを用いて穿刺を行う場合には、ガイドライン 2 1 が、2 次元の超音波画像に重畳されて表示される。医師は、表示されたガイドラインを参照して、穿刺針の位置を確認しながら穿刺を行う。例えば刺入先の組織が固いときに穿刺針がスキャン面の手前あるいは奥側へ逸れてしまう場合や、穿刺の手技に誤りがあったときに穿刺針がガイドライン上から外れて刺入されてしまう場合がある。かかる場合には、

10

20

30

40

50

医師は、超音波画像上に重畳したガイドライン 21 によっては穿刺針の位置を把握しがたくなってしまう。そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することが可能となるように構成されている。

【0029】

以下、第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 14、画像生成部 140 及び制御部 160 の処理について、図 3 などを用いて詳細に説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 14、画像生成部 140 及び制御部 160 の構成の一例を説明するための図である。第 1 の実施形態に係る位置情報取得装置 14 は、図 3 に示すように、トランスミッター 14a と、位置センサー 14b と、位置センサー 14c と、信号処理装置 14d とを有し、図示しないインターフェース部 180 を介して制御部 160 に接続される。

10

【0030】

トランスミッター 14a は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。位置センサー 14b は、超音波プローブ 11 の表面に装着され、トランスミッター 14a によって形成された 3 次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、信号処理装置 14d に出力する。位置センサー 14c は、穿刺針 11a の先端に内蔵され、トランスミッター 14a によって形成された 3 次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、信号処理装置 14d に出力する。

【0031】

信号処理装置 14d は、位置センサー 14b から受信した信号に基づいて、トランスミッター 14a を原点とする空間における位置センサー 14b の座標及び向きを算出し、算出した座標及び向きを制御部 160 に出力する。また、信号処理装置 14d は、位置センサー 14c から受信した信号に基づいて、トランスミッター 14a を原点とする空間における位置センサー 14c の座標及び向きを算出し、算出した座標を制御部 160 に出力する。なお、被検体 P の診断は、超音波プローブ 11 に装着された位置センサー 14b と、穿刺針 11a に内蔵された位置センサー 14c が、トランスミッター 14a の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われる。

20

【0032】

画像生成部 140 は、図 3 に示すように、3 次元空間画像生成部 141 を有する。3 次元空間画像生成部 141 は、2 次元の超音波画像を 3 次元空間に配置した 3 次元空間画像を生成する。具体的には、3 次元空間画像生成部 141 は、後述する制御部 160 の処理結果に基づいて、3 次元空間に 2 次元の超音波画像を配置し、所定の視点から 2 次元の超音波画像が配置された 3 次元空間を投影した 3 次元空間画像を生成する。すなわち、3 次元空間画像生成部 141 は、2 次元の超音波画像そのものを 3 次元で示した 3 次元空間画像を生成する。なお、ここで用いられる 2 次元の超音波画像は、2 次元データから生成されたものであってもよく、或いは、3 次元データから生成された 2 次元画像（例えば、MPR 画像など）であってもよい。

30

【0033】

図 4A は、第 1 の実施形態に係る 3 次元空間画像生成部 141 による処理の第 1 の例を説明するための図である。例えば、3 次元空間画像生成部 141 は、図 4A に示すように、X 軸、Y 軸及び Z 軸からなる 3 次元空間 41 に 2 次元の超音波画像 31 を配置する。そして、3 次元空間画像生成部 141 は、所定の視点から 3 次元空間 41 を投影した 3 次元空間画像を生成する。

40

【0034】

また、3 次元空間画像生成部 141 は、後述する制御部 160 の処理によって決定された穿刺針の位置に基づいて、3 次元空間に穿刺針を示す穿刺針画像を配置し、所定の視点から穿刺針画像が配置された 3 次元空間を投影した 3 次元空間画像を生成する。ここで、穿刺針画像の配置は、実際に超音波が走査された位置と、実際の穿刺針との位置関係が反映されたものとなる。この点については、後に詳述する。

【0035】

図 4B は、第 1 の実施形態に係る 3 次元空間画像生成部 141 による処理の第 2 の例を

50

説明するための図である。例えば、3次元空間画像生成部141は、図4Bに示すように、3次元空間41に穿刺針画像32を配置する。このとき、3次元空間画像生成部141は、図4Bに示すように、穿刺針の先端を示す先端画像33と、穿刺針の延長線を示す画像34とを3次元空間41に配置することが可能である。そして、3次元空間画像生成部141は、所定の視点から3次元空間41を投影した3次元空間画像を生成する。

【0036】

図3に戻って、制御部160は、座標変換部161と、重畳画像表示制御部162とを有し、図示しないバス又はインターフェース部180を介して、位置情報取得装置14と接続される。

【0037】

座標変換部161は、位置情報取得装置14によって取得された情報を用いて、2次元の超音波画像と穿刺針11aとの位置関係を決定する。具体的には、座標変換部161は、まず、信号処理装置14dから受付けたトランスミッター14aを原点とする空間における位置センサー14bの座標及び向きを用いて、任意の3次元空間における2次元の超音波画像の座標を決定する。より具体的には、座標変換部161は、トランスミッター14aを原点とする3次元空間における2次元の超音波画像上の任意の点の座標を決定する。

【0038】

そして、座標変換部161は、決定した2次元の超音波画像上の任意の点の座標と、信号処理装置14dから受付けたトランスミッター14aを原点とする空間における位置センサー14cの座標とから、2次元の超音波画像に対する位置センサー14cの座標を算出する。すなわち、座標変換部161は、2次元の超音波画像に対する穿刺針11aの相対位置を算出する。

【0039】

図5Aは、第1の実施形態に係る座標変換部161による第1の処理の一例を説明するための図である。例えば、座標変換部161は、図5Aに示すように、被検体Pに対して超音波プローブ11を走査することによって取得される2次元の超音波画像31上の点22の座標 (x_1, y_1, z_1) と同一座標上での、穿刺針11aの先端23の座標 (x_2, y_2, z_2) を算出する。そして、座標変換部161は、点22の座標 (x_1, y_1, z_1) 及び先端23の座標 (x_2, y_2, z_2) の情報を3次元空間画像生成部141に出力する。すなわち、座標変換部161は、2次元の超音波画像31に対する穿刺針11aの相対位置の情報を3次元空間画像生成部141に出力する。

【0040】

3次元空間画像生成部141は、座標変換部161から受付けた2次元の超音波画像31に対する穿刺針11aの相対位置の情報に基づいて、2次元の超音波画像を描出した3次元空間画像と、穿刺針画像を描出した3次元空間画像とを生成する。例えば、3次元空間画像生成部141は、2次元の超音波画像31を図4Aに示す3次元空間41に配置した場合の3次元空間41における穿刺針画像の座標を、点22の座標 (x_1, y_1, z_1) 、穿刺針11aの先端23の座標 (x_2, y_2, z_2) 及び穿刺針11aの向きを用いて算出する。そして、3次元空間画像生成部141は、算出した座標に基づいて、穿刺針画像32を生成する。さらに、3次元空間画像生成部141は、穿刺針の先端画像33と、延長線を示す画像34とを生成する。そして、3次元空間画像生成部141は、生成した穿刺針画像32、先端画像33及び延長線34を3次元空間41に配置する。これにより、穿刺針画像の配置は、実際に超音波が走査された位置と、実際の穿刺針との位置関係が反映されたものとなる。

【0041】

図3に戻って、座標変換部161は、さらに、3次元空間画像に対する各種処理が実行された場合に、3次元空間画像に描出された2次元の超音波画像又は穿刺針などの座標変換を行う。具体的には、座標変換部161は、3次元空間画像に描出された2次元の超音波画像又は穿刺針などに対する拡大処理、縮小処理、回転処理及び平行移動処理などに伴

10

20

30

40

50

う座標変換を行う。

【0042】

図5Bは、第1の実施形態に係る座標変換部161による第2の処理の一例を説明するための図である。図5Bにおいては、2次元の超音波画像に対する回転処理を行う場合の座標変換を模式的に示す。例えば、座標変換部161は、2次元の超音波画像31を矢印24の方向に回転させた場合に、超音波画像31を構成する各点の座標を回転後の座標に変換する。一例を挙げると、座標変換部161は、点25の座標を点26の座標に変換する。ここで、座標変換部161は、例えば、線形変換、アフィン変換、ユークリッド変換など任意の変換を行することができる。そして、座標変換部161は、操作者の要求に応じて、実行した座標変換に関する情報（例えば、パラメータ）を内部記憶部170に格納しておき、適宜、読み出して、同一の座標変換を実行することができる。なお、読み出しのタイミングとしては、操作者からの読み出し要求を受付けた場合などが挙げられる。

10

【0043】

図3に戻って、重畳画像表示制御部162は、3次元空間画像生成部141によって生成された3次元空間画像を重畳した重畳画像をモニタ13に表示させる。具体的には、重畳画像表示制御部162は、2次元の超音波画像が描出された3次元空間画像に、穿刺針を示す画像である穿刺針画像、穿刺針の先端を示す先端画像又は穿刺針の延長線のうち少なくとも1つが描出された3次元空間画像を重畳した重畳画像をモニタ13に表示させる。例えば、重畳画像表示制御部162は、2次元の超音波画像が描出された3次元空間画像と、穿刺針の先端を示す先端画像又は穿刺針の延長線のうち少なくとも1つが描出された3次元空間画像とを異なるレイヤーで表示することで、2つの3次元空間画像を重畳させる。

20

【0044】

以下、重畳画像表示制御部162の制御によって表示される重畳画像の例を、図6A～図6Cを用いて説明する。図6A～図6Cは、第1の実施形態に係る重畳画像表示制御部162による処理の一例を示す図である。

【0045】

例えば、重畳画像表示制御部162は、図6Aに示すように、2次元の超音波画像31が描出された3次元空間画像に、穿刺針画像32、先端画像33及び延長線34が描出された3次元空間画像を重畳させた重畳画像をモニタ13に表示させる。ここで、図6Aにおいては、2次元の超音波画像31が描出された3次元空間画像及び穿刺針画像32、先端画像33及び延長線34が描出された3次元空間画像は、任意の座標変換が実行されたものである。

30

【0046】

また、例えば、重畳画像表示制御部162は、図6Bに示すように、超音波画像31を側面から見た重畳画像をモニタ13に表示させる。かかる場合には、座標変換部161は、3次元空間に対する視線方向に超音波画像31の側面がくるように、座標変換を行う。また、座標変換部161は、その際の穿刺針の先端の位置を決定する。そして、3次元空間画像生成部141は、座標変換部161によって決定された座標に2次元の超音波画像31を配置した3次元空間画像と、穿刺針画像32、先端画像33及び延長線34を配置した3次元空間画像とを生成する。

40

【0047】

また、例えば、重畳画像表示制御部162は、図6Cに示すように、超音波画像31を上部から見た重畳画像をモニタ13に表示させる。かかる場合、座標変換部161及び3次元空間画像生成部141は、側面からの場合と同様の処理を実行する。上述した重畳画像の表示は、操作者によって任意に切り替えることが可能である。すなわち、入力装置12を介して座標変換を実行させるための入力操作を受付けることにより、表示の切替えが可能である。

【0048】

第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、図6A～図6Cに示すように、超音波画像

50

と穿刺針との位置関係を３次元空間で表示することができる。したがって、医師は、図６Ａ～図６Ｃに示すような重畳画像を参照することで、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することが可能である。

【００４９】

第１の実施形態に係る超音波診断装置１は、上述した以外にも種々の表示を行うことが可能である。以下、重畳画像の表示について、いくつかの例を挙げて説明する。まず、穿刺針１１ａを動かした場合の表示例について説明する。図７は、第１の実施形態に係る超音波プローブ１１の位置を基準にした場合の穿刺針１１ａの動きを示す図である。

【００５０】

例えば、図７の（Ａ）の矢印に示すように、穿刺針１１ａを示す穿刺針画像３２が超音波画像３１の方向に移動されると、重畳画像表示制御部１６２は、図７の（Ｂ）に示すように、超音波画像３１の位置は変化せずに穿刺針画像３２が移動する重畳画像を表示させる。かかる場合、位置情報取得装置１４が、移動後の穿刺針１１ａの位置を取得する。そして、座標変換部１６１が２次元の超音波画像３１に対する移動後の穿刺針１１ａの位置を決定する。３次元空間画像生成部１４１が、決定された穿刺針１１ａの位置に基づいて、穿刺針画像３２、先端３３及び延長線３４を３次元空間に配置して、３次元空間画像を生成する。そして、重畳画像表示制御部１６２が、超音波画像３１が描出された３次元空間画像に、新たに生成された３次元空間画像を重畳した重畳画像をモニタ１３に表示させる。

【００５１】

図８は、第１の実施形態に係る穿刺針１１ａの位置を基準にした場合の穿刺針１１ａの動きを示す図である。例えば、図８の（Ａ）に示す位置から穿刺針１１ａが矢印の方向に移動されると、重畳画像表示制御部１６２は、図８の（Ｂ）に示すように、穿刺針画像３２の位置は変化せずに超音波画像３１が移動する重畳画像を表示させる。かかる場合、位置情報取得装置１４が、移動後の穿刺針１１ａの位置を取得する。そして、座標変換部１６１が移動後の穿刺針１１ａに対する超音波画像３１の位置を決定する。３次元空間画像生成部１４１が、決定された超音波画像３１の位置に基づいて、超音波画像３１を３次元空間に配置して、３次元空間画像を生成する。そして、重畳画像表示制御部１６２が、新たに生成された３次元空間画像に、穿刺針画像３２などが描出された３次元空間画像を重畳した重畳画像をモニタ１３に表示させる。

【００５２】

次に、超音波プローブ１１の位置に応じて超音波画像の位置が変化する場合について説明する。図９は、第１の実施形態に係る超音波プローブ１１の位置に応じた超音波画像の位置の変化の一例を示す図である。例えば、超音波プローブ１１が移動すると、第１の実施形態に係る超音波診断装置１においては、図９に示すように、超音波画像３１の位置が変化した重畳画像を表示する。

【００５３】

かかる場合には、位置情報取得装置１４が、移動後の超音波プローブ１１の位置を取得する。そして、座標変換部１６１が、移動前の超音波プローブ１１の位置と移動後の超音波プローブ１１の位置とから超音波画像３１の座標変換を実行する。そして、３次元空間画像生成部１４１が、座標変換後の位置に超音波画像３１を配置して、３次元空間画像を生成する。そして、重畳画像表示制御部１６２が、新たに生成された３次元空間画像に、穿刺針画像３２などが描出された３次元空間画像を重畳した重畳画像をモニタ１３に表示させる。

【００５４】

次に、画像の回転軸について説明する。上述したように、第１の実施形態に係る超音波診断装置１は、重畳画像を回転させることができるが、回転させる際の回転軸を種々変更することが可能である。図１０Ａ～図１０Ｃは、第１の実施形態に係る回転軸の一例を示す図である。

【００５５】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 10 A に示すように、3 次元空間を基準として重畳画像を回転させることができる。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3 次元空間の中心を回転軸として、重畳画像を回転させることができる。かかる場合には、座標変換部 161 は、超音波画像 31、穿刺針画像 32、先端画像 33 及び延長線 34 をそれぞれ 3 次元空間の中心を回転軸として回転させた際の座標変換を経時的に行う。

【0056】

そして、3 次元空間画像生成部 141 は、経時的に実行された座標変換それぞれについて、超音波画像 31 を配置した 3 次元空間画像を生成する。同様に、3 次元空間画像生成部 141 は、経時的に実行された座標変換それぞれについて、穿刺針画像 32、先端画像 33 及び延長線 34 を配置した 3 次元空間画像を生成する。すなわち、3 次元空間画像生成部 141 は、経時的な 3 次元空間画像を生成する。そして、重畳画像表示制御部 162 は、経時的に生成された 3 次元空間画像を重畳した重畳画像を順次モニタ 13 に表示させることで、重畳画像を回転させる。

【0057】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、例えば、図 10 B に示すように、超音波画像 31 を基準として重畳画像を回転させることができる。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像 31 の中心を回転軸として、重畳画像を回転させることができる。

【0058】

さらに、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、例えば、図 10 C に示すように、先端画像 33 を基準として重畳画像を回転させることができる。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、先端画像 33 の中心を通過する垂線を回転軸として、重畳画像を回転させることができる。

【0059】

次に、重畳画像にマーカを付与する例について説明する。具体的には、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像上、現時点の穿刺針の先端、3 次元空間の任意の点、或いは、3 次元空間画像を生成する際の投影面にマーカを付与させることが可能である。このマーカは、例えば、入力装置 12 を介して操作者から受付けた位置や、予め決められた位置に付与される。

【0060】

図 11 は、第 1 の実施形態に係る超音波画像上のマーカを説明するための図である。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 11 に示すように、超音波画像 31 上にマーカ 35 を付与させることができる。一例を挙げると、医師が、入力装置 12 を介して超音波画像上の関心領域を指定する。かかる場合、3 次元空間画像生成部 141 は、指定された位置にマーカ 35 を配置して、3 次元空間画像を生成する。そして、重畳画像表示制御部 162 は、生成された 3 次元空間画像を異なるレイヤーで表示させることで、重畳画像にさらに重畳させて、モニタ 13 に表示させる。このように関心領域にマーカ 35 を付与することで、例えば、医師は、マーカ 35 に延長線 34 を合わせて穿刺を行うことができる。すなわち、医師は、関心領域に対する穿刺を容易に行うことができる。

【0061】

図 12 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針の先端のマーカを説明するための図である。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 12 の (A) に示すように、入力操作によってマーカの配置が指定された時点の穿刺針の先端の位置にマーカ 36 を付与することができる。上述したように、マーカは、穿刺針とは異なるレイヤーで表示されているため、マーカ 36 の位置は固定させることができる。すなわち、例えば、超音波診断装置 1 は、焼灼治療を行う位置に穿刺針の先端が到達した際にマーカを付与させることで、焼灼治療を行う位置を明瞭に示すことができる。そして、仮に、穿刺針が動いてしまったとしても、図 12 の (B) に示すように、重畳画像を回転させることで、医師は、穿刺針画像 32 がマーカ 36 から離れていることを容易に認識することができる。そして、医師は

、マーカ 3 6 の位置に穿刺針画像 3 6 を移動させるだけで、焼灼治療を行う位置に容易に穿刺針を戻すことが可能である。なお、マーカ 3 6 を配置するタイミングは、入力操作によってマーカ 3 6 の配置が直接指示されたタイミングでも構わないし、あるいは穿刺針が焼灼治療を行った場合に、焼灼治療を開始したタイミング、もしくは終了したタイミングでも構わない。またあるいは予め 3 次元空間中に指定した穿刺目標部位に穿刺針が到達したタイミングでマーカ 3 6 を配置しても構わない。

【0062】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、図 1 2 の (B) に示すように、警告メッセージ「A L E R T」を表示させることが可能である。かかる場合には、超音波診断装置 1 は、超音波画像や穿刺針画像などとは重ならない位置に警告メッセージ「A L E R T」を表示させる。

10

【0063】

ここまで、穿刺針が一本である場合について説明したが、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、複数の穿刺針を表示させることが可能である。図 1 3 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針が複数ある場合の一例を示す図である。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 1 3 に示すように、穿刺針画像 3 2 に加えて、穿刺針画像 3 7 及び穿刺針画像 3 8 を同時表示させることができる。

【0064】

かかる場合には、穿刺針 1 1 a と同様に、先端に位置センサーが内蔵された穿刺針を用いることで、位置情報取得装置 1 4 は、それぞれの穿刺針の位置情報を取得することができる。そして、座標変換部 1 6 1 及び 3 次元空間画像生成部 1 4 1 の処理により各穿刺針画像が配置された 3 次元空間画像が生成される。そして、重畳画像表示制御部 1 6 2 は、生成された 3 次元空間画像を異なるレイヤーで表示させることで、穿刺針画像 3 7 及び 3 8 をさらに重畳させた重畳画像を表示させることができる。

20

【0065】

ここで、上述した例では、1 つの重畳画像を表示する場合について説明した。しかしながら、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、視点の異なる複数の重畳画像を同時に表示させることができる。図 1 4 は、第 1 の実施形態にかかるモニタ 1 3 による表示の一例を示す図である。例えば、超音波診断装置 1 は、多画面表示機能を有し、操作者から機能を起動させるための操作を受付けると、図 1 4 に示すように、異なる座標変換を行った 2 つの重畳画像を同時表示する。したがって、医師は、これらの画像を参照することで、穿刺針の空間的な位置をより容易に把握することが可能である。

30

【0066】

上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3 次元空間に 2 次元の超音波画像を配置した 3 次元空間画像を生成する。ここで、3 次元空間に配置される 2 次元の超音波画像は、どのような超音波プローブを用いてスキャンされたものであってもよい。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、メカ 4 D プローブや 2 D アレイプローブのスキャン領域を 2 次元に絞ってスキャンさせ、得られた 2 次元の超音波画像を 3 次元空間に配置した 3 次元空間画像を生成することも可能である。

【0067】

かかる場合には、操作者が、メカ 4 D プローブや 2 D アレイプローブによってスキャン可能な 3 次元領域から任意の断面 (2 次元画像) をスキャンさせる。すなわち、被検体の体表に超音波プローブを当てた状態でプローブを動かすことなく、2 次元のスキャン領域を自在に変更することが可能である。言い換えると、3 次元空間画像に表示される 2 次元画像のスキャン位置を任意の位置に移動させることができる。これにより、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、従来の 3 次元でスキャンする場合と比較して、超音波画像のフレームレート (時間応答性) を向上させることが可能である。

40

【0068】

次に、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理について説明する。なお、図 1 5 においては、被検体 P の診断が、位置センサー 1 4 b 及び位置センサー 1 4 c が、トラン

50

スミッター 14a の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われている場合の処理について示す。

【0069】

図 15 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理の手順を示すフローチャートである。図 15 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、位置情報取得機能が起動されると（ステップ S101 肯定）、位置情報取得装置 14 は、超音波プローブ 11 及び穿刺針 11a の位置情報を取得する（ステップ S102）。

【0070】

そして、座標変換部 161 は、座標変換を実行する（ステップ S103）。具体的には、座標変換部 161 は、2 次元の超音波画像の座標に対する穿刺針の座標を決定する。そして、座標変換部 161 は、超音波画像及び穿刺針を示す画像などの座標変換を実行する。

10

【0071】

その後、3 次元空間画像生成部 141 は、座標変換部 161 によって決定された座標に超音波画像を配置した 3 次元空間画像と、穿刺針を示す画像などを配置した 3 次元空間画像とそれぞれ生成する（ステップ S104）。そして、重畳画像表示制御部 162 は、生成された 3 次元空間画像を重畳させた重畳画像をモニタ 13 に表示させる（ステップ S105）。

【0072】

そして、座標変換部 161 は、座標変換に係る入力を受付けたか否かを判定する（ステップ S106）。ここで、座標変換に係る入力を受付けた場合には（ステップ S106 肯定）、座標変換部 161 は、座標変換を実行する（ステップ S103）。一方、座標変換に係る入力を受付けなかった場合には（ステップ S106 否定）、超音波診断装置 1 は、処理を終了する。

20

【0073】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、3 次元空間画像生成部 141 は、3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する。そして、位置情報取得装置 14 は、3 次元空間における 2 次元の医用画像と医療デバイスとの 3 次元的な位置関係を取得する。重畳画像表示制御部 162 は、位置関係に基づいて、3 次元空間画像に医療デバイスの位置を示す情報を重畳させた重畳画像をモニタにて表示させる。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、2 次元画像と穿刺針とを 3 次元空間に表示させることができ、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することが可能となる。

30

【0074】

また、第 1 の実施形態によれば、2 次元の医用画像は、2 次元的に収集されたデータ又は 3 次元的に収集されたデータを用いて生成される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3 次元的に収集されたデータ全てをボリュームデータとして表示する場合に比べグラフィック上のデータ処理量が少なくなる。更に 2 次元的にデータを収集した場合はスキャンそのものに掛かる時間が短くなる。そのため、リアルタイムで表示を行う際に、より速く処理を実行することができ、表示される画像の時間応答性が良くなるため、精度の高い穿刺を実行することが可能となる。

40

【0075】

また、第 1 の実施形態によれば、重畳画像表示制御部 162 は、穿刺針の長手方向における延長線を示す情報を 3 次元空間画像に重畳させてモニタにて表示させる。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3 次元空間内に穿刺針が見えていない場合であっても、穿刺針の経路を明示することが可能となる。

【0076】

また、第 1 の実施形態によれば、重畳画像表示制御部 162 は、3 次元空間、2 次元の医用画像又は医療デバイスのいずれかを基準とした拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、種々の座標変換ができ、操作者が所望する重畳画像を提供することが可能となる。

50

【0077】

また、第1の実施形態によれば、重畳画像表示制御部162は、3次元空間における任意の基準位置に対する相対位置に2次元の医用画像及び医療デバイスを表示した重畳画像をモニタ13にて表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、操作者が所望する視点からの重畳画像を表示することが可能となる。

【0078】

また、第1の実施形態によれば、位置情報取得装置14は、超音波プローブ11の位置情報を取得する。そして、重畳画像表示制御部162は、超音波プローブ11の位置情報に応じて、当該超音波プローブによって収集されたデータに基づいて生成された2次元の医用画像の表示方向を変化させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、
10 超音波プローブの動きに追従した画像を表示させることが可能となる。

【0079】

また、第1の実施形態によれば、重畳画像表示制御部162は、予め設定された表示方向の情報に基づいて、2次元の医用画像の表示方向を変化させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、高頻度で用いられる表示方向について、予め設定することが可能となる。

【0080】

また、第1の実施形態によれば、入力装置12は、2次元の医用画像における任意の位置、医療デバイスの現時点での位置、3次元空間における任意の位置及び2次元の医用画像を3次元空間に投影する際の投影面における任意の位置のうち、少なくとも1つを指定
20 するための操作を受け付ける。そして、重畳画像表示制御部162は、指定された位置を示すマーカを3次元空間に重畳した重畳画像をモニタ13にて表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、関心領域や穿刺針のずれなどをマーカで判定することが可能となる。

【0081】

また、第1の実施形態によれば、重畳画像表示制御部162は、穿刺針の先端のマーカと延長線との距離が所定の閾値を超えた場合に、警告メッセージをモニタ13にて表示する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、穿刺針のずれなどを即座に通知することが可能となる。

【0082】

また、第1の実施形態によれば、画像メモリ150は、拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行した際の2次元の医用画像及び医療デバイスの座標の変化を記憶する。そして、重畳画像表示制御部162は、座標の変化に基づいて、2次元の医用画像及び穿刺針画像の拡大表示、縮小表示、回転表示及び平行移動表示を実行する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、操作者が所望する座標変換を容易に再現することが可能となる。

【0083】

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、2次元の超音波画像に対する穿刺針の位置を用いる場合について説明した。第2の実施形態では、被検体に対する超音波プローブ及び穿刺針の位置を用いる場合について説明する。
40

【0084】

図16は、第2の実施形態に係る位置情報取得装置14、画像生成部140及び制御部160の構成の一例を説明するための図である。図16に示すように、第2の実施形態に係る位置情報取得装置14、画像生成部140及び制御部160においては、第1の実施形態と比較して、制御部160に位置特定部163を新たに有する点異なる。以下、これを中心にして説明する。

【0085】

位置特定部163は、被検体Pに対する超音波プローブ11及び穿刺針11aの位置を特定する。具体的には、位置特定部163は、信号処理装置14dから入力された位置セ
50

ンサー 1 4 b の位置と、トランスミッター 1 4 a の位置（座標）と、被検体 P の任意の部位の位置（座標）とを用いて、被検体 P に対する超音波プローブ 1 1 の位置（座標）を特定する。また、位置特定部 1 6 3 は、信号処理装置 1 4 d から入力された位置センサー 1 4 c の位置と、トランスミッター 1 4 a の位置（座標）と、被検体 P の任意の部位の位置（座標）とを用いて、被検体 P に対する穿刺針 1 1 a の位置（座標）を特定する。

【0086】

図 1 7 は、第 2 の実施形態に係る位置特定部 1 6 3 の処理の一例を説明するための図である。例えば、位置特定部 1 6 3 は、図 1 7 に示すように、位置センサー 1 4 b の位置と、トランスミッター 1 4 a の位置と、被検体 P の剣状突起 4 0 の位置とを用いて、剣状突起 4 0 に対する位置センサー 1 4 b の位置を算出する。そして、位置特定部 1 6 3 は、剣状突起 4 0 に対する 2 次元の超音波画像の位置を特定する。

10

【0087】

同様に、位置特定部 1 6 3 は、図 1 7 に示すように、位置センサー 1 4 c の位置と、トランスミッター 1 4 a の位置と、被検体 P の剣状突起 4 0 の位置とを用いて、剣状突起 4 0 に対する位置センサー 1 4 c の位置（穿刺針の位置）を特定する。

【0088】

すなわち、位置特定部 1 6 3 は、被検体の任意の部位を基準とした絶対座標上における 2 次元の超音波画像の座標と穿刺針の座標とを特定する。そして、位置特定部 1 6 3 は、特定した 2 次元の超音波画像の座標及び穿刺針の座標を座標変換部 1 6 1 に出力する。座標変換部 1 6 1 は、受付けた座標に基づいて、座標変換を行う。そして、3 次元空間画像生成部 1 4 1 は、被検体を基準とした 3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する。

20

【0089】

上述した第 2 の実施形態によれば、3 次元空間画像生成部 1 4 1 は、被検体を基準とした 3 次元空間に 2 次元の医用画像を配置した 3 次元空間画像を生成する。そして、位置特定部 1 6 3 は、被検体に対する医療デバイスの位置情報を取得する。重畳画像表示制御部 1 6 2 は、位置情報に基づいて、3 次元空間画像に穿刺針の位置を示す情報を重畳させた重畳画像を所定の表示部にて表示させる。従って、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、種々の 2 次元画像の利用を容易にすることが可能となる。

【0090】

（第 3 の実施形態）

さて、これまで第 1 及び第 2 の実施形態について説明したが、上述した第 1 及び第 2 の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

30

【0091】

（1）表示対象物

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、2 次元の超音波画像と、穿刺針とを表示する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば超音波画像と、カテーテル、内視鏡及びアイバスなどの他の医療デバイスとを表示する場合であってもよい。

【0092】

また、2 次元の医用画像は、超音波画像のみに限られず、CT 画像や MRI 画像などが用いられてもよい。かかる場合には、例えば、絶対座標を用いて、医用画像と医療デバイスとの位置関係を決定し、決定した位置関係に基づいて、座標変換、3 次元空間画像の生成が実行される。

40

【0093】

（2）医用画像診断装置

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、超音波診断装置が重畳画像を生成して表示する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、X 線 CT 装置や、MRI 装置が重畳画像を生成して表示する場合であってもよい。これにより、種々の診断に用いることが可能となる。

50

【0094】

(3) ガイドライン

上述した第1及び第2の実施形態では、穿刺針の延長線を表示する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、ガイドラインを表示する場合であってもよい。これにより、超音波診断装置1は、精度の高いガイドラインを超音波画像に重畳させることが可能となる。

【0095】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置によれば、2次元画像と穿刺針とを3次元空間に表示させることができ、穿刺針の空間的な位置を容易に把握することが可能となる。

10

【0096】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

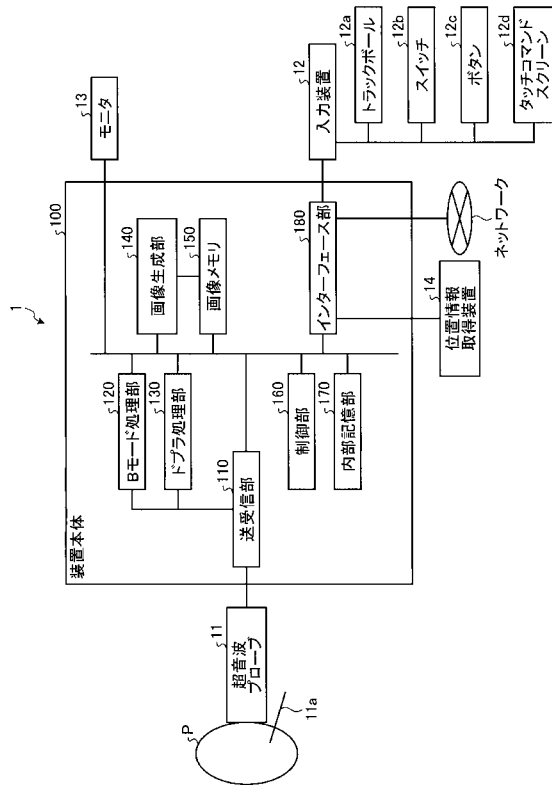
【0097】

- 1 超音波診断装置
- 11a 穿刺針
- 13 モニタ
- 14 位置情報取得装置
- 14a トランスミッター
- 14b、14c 位置センサー
- 14d 信号処理装置
- 141 3次元空間画像生成部
- 161 座標変換部
- 162 重畳画像表示制御部
- 163 位置特定部

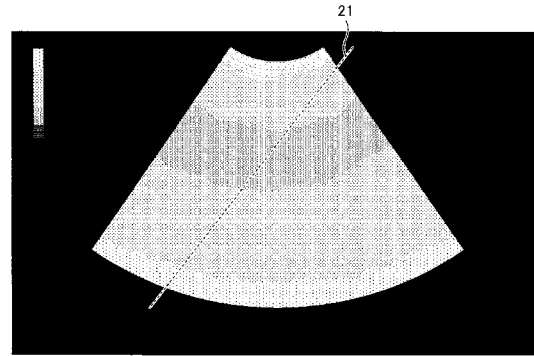
20

30

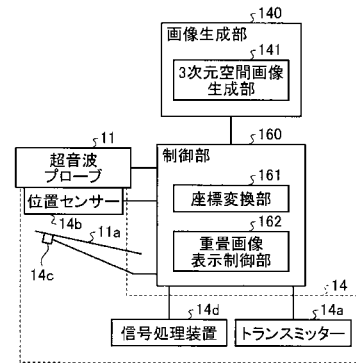
【図 1】



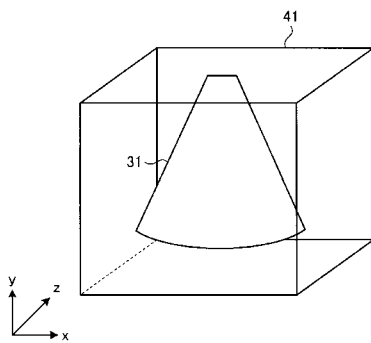
【図 2】



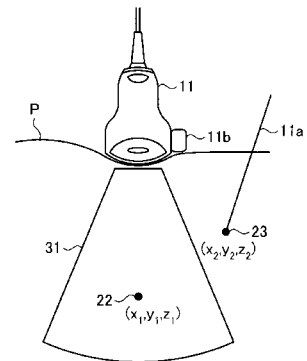
【図 3】



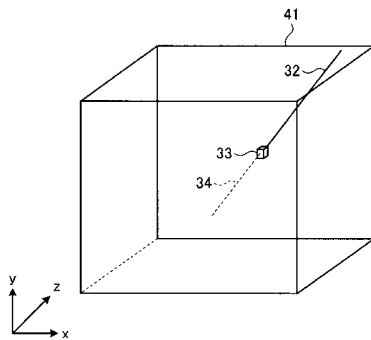
【図 4 A】



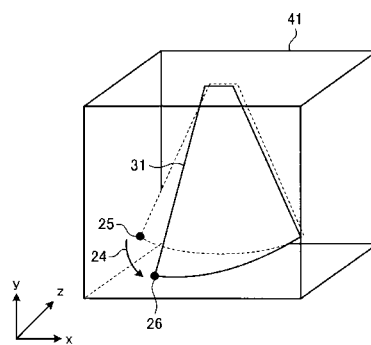
【図 5 A】



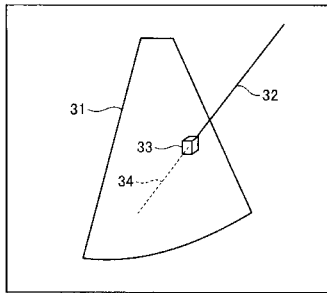
【図 4 B】



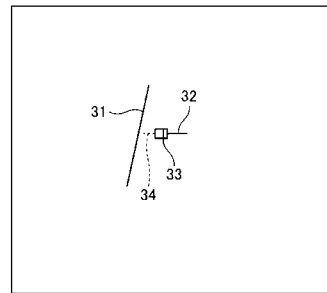
【図 5 B】



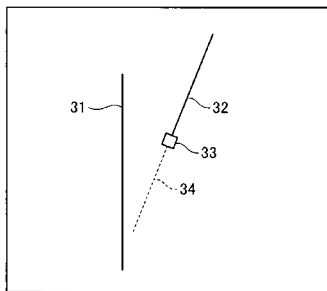
【図 6 A】



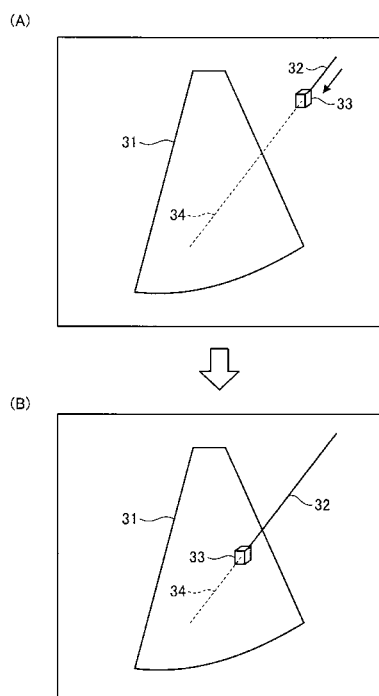
【図 6 C】



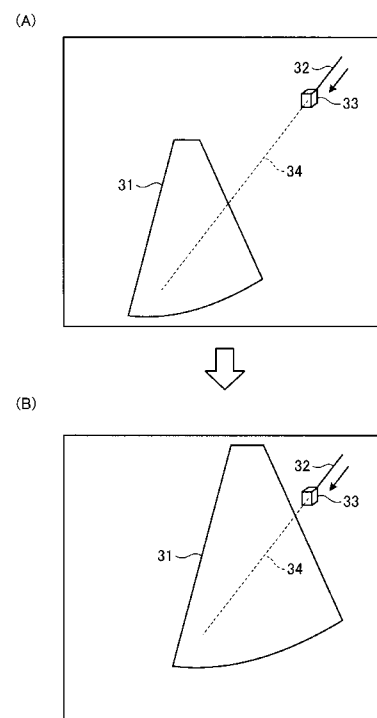
【図 6 B】



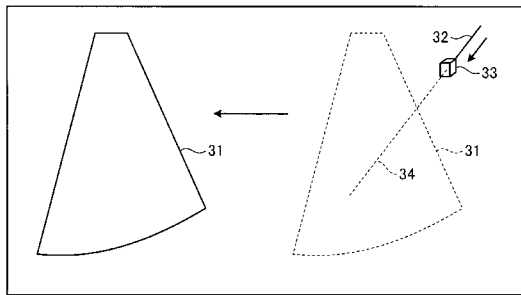
【図 7】



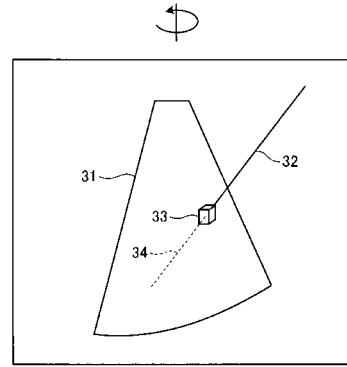
【図 8】



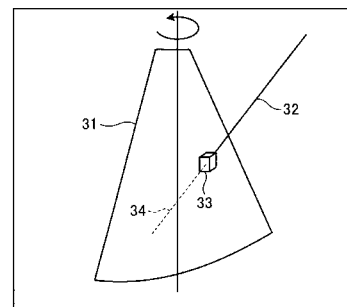
【図 9】



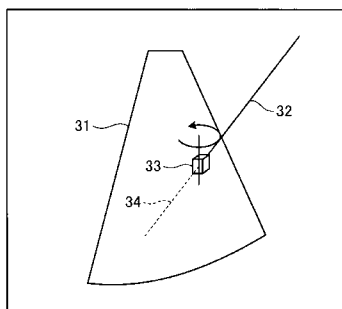
【図 10 A】



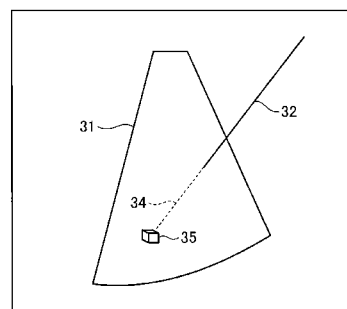
【図 10 B】



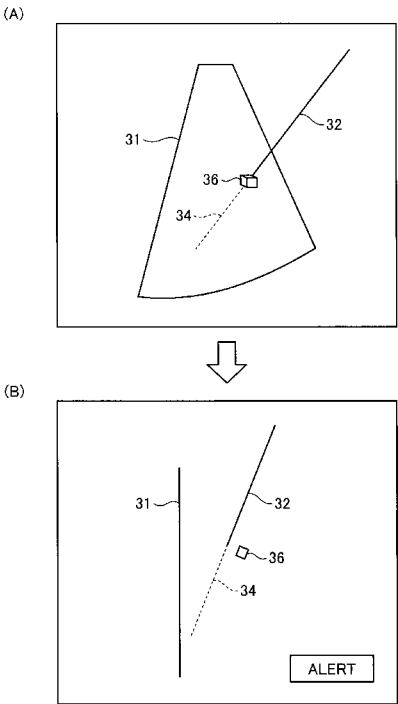
【図 10 C】



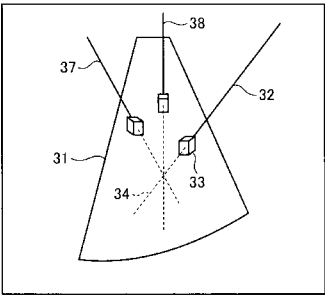
【図 11】



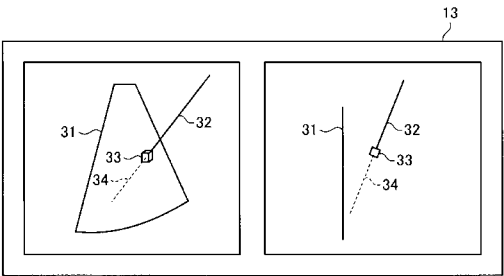
【図 1 2】



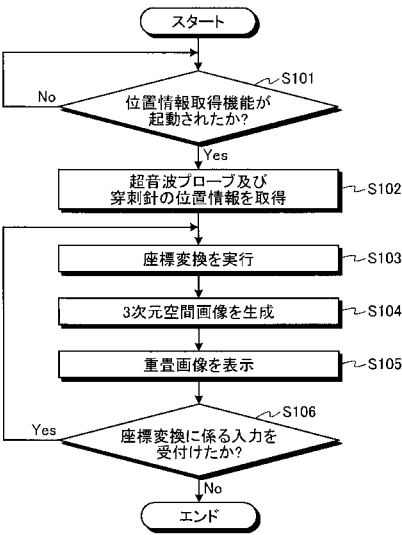
【図 1 3】



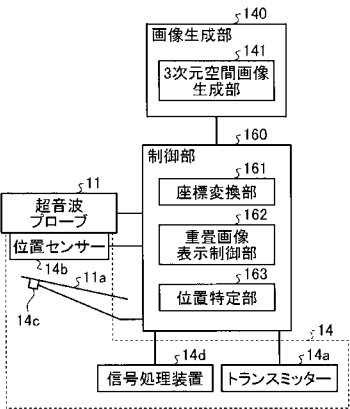
【図 1 4】



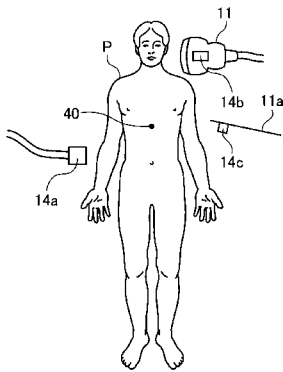
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 戸村 英輔

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 中内 章一

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 小原 武士

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 FF03 FF16 GA18 GA25 JC20 JC29 KK09 KK10

KK21 KK24

专利名称(译)	医学图像诊断设备，超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2013118998A	公开(公告)日	2013-06-17
申请号	JP2011269113	申请日	2011-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	増田貴志 戸村英輔 中内章一 小原武士		
发明人	増田 貴志 戸村 英輔 中内 章一 小原 武士		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC20 4C601/JC29 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK21 4C601/KK24		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地掌握穿刺针的空间位置的医学图像诊断设备，超声波诊断设备和程序。 三维空间图像生成单元生成三维空间图像，其中二维医学图像布置在三维空间中。然后，位置信息获取设备获取二维医学图像与三维空间中的医疗设备之间的三维位置关系。叠加图像显示控制单元使监视器显示叠加图像，其中基于位置关系将指示医疗装置位置的信息叠加在三维空间图像上。 点域

