

(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2017-70362
(P2017-70362A)

(43) 公開日 平成29年4月13日(2017.4.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2015-197881 (P2015-197881)	(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
(22) 出願日	平成27年10月5日 (2015.10.5)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	田中 豪 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	橋本 新一 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	郡司 隆之 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

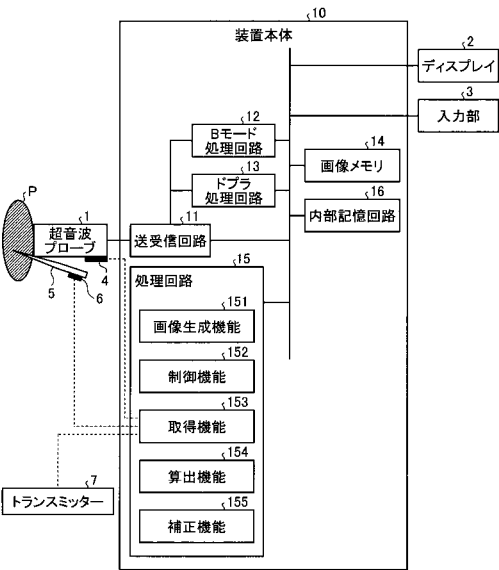
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】手技のワークフローを改善させることができる超音波診断装置及び医用画像診断装置を提供すること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、取得機能と、算出機能と、補正機能とを備える。取得機能は、超音波画像が収集される空間における穿刺針の位置を示す第1の位置情報と、超音波画像に含まれる穿刺針の位置を示す第2の位置情報とを取得する。算出機能は、第1の位置情報及び第2の位置情報に基づいて、穿刺針の曲がりを算出する。補正機能は、第1の位置情報に基づいて推定される超音波画像に対する穿刺針の位置を補正する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像が収集される空間における穿刺針の位置を示す第 1 の位置情報と、前記超音波画像に含まれる穿刺針の位置を示す第 2 の位置情報とを取得する取得部と、

前記第 1 の位置情報及び前記第 2 の位置情報に基づいて、前記穿刺針の曲がりを出算する算出部と、

前記第 1 の位置情報に基づいて推定される前記超音波画像に対する前記穿刺針の位置を補正する補正部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補正部による補正後の穿刺針の位置に基づく情報を表示部に表示させる表示制御部をさらに備え、

前記算出部は、前記補正部によって位置が補正された複数の穿刺針間の距離を算出し、

前記表示制御部は、前記算出部によって算出された距離を表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御部は、操作中の穿刺針の先端を視点、進行方向を視線方向とし、超音波プローブの断面を基準として上下及び左右方向を決定した画像に、操作後の穿刺針及び関心領域を配置した表示画像を前記表示部に表示させる、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御部は、複数の穿刺針と関心領域との 3 次元的位置関係を示す 3 次元画像を表示部に表示させる、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記補正部による補正後の前記穿刺針の位置が変化した場合に、前記補正部による補正を促す通知を出力する出力部をさらに備える、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記穿刺針の穿刺計画と前記穿刺針の刺入位置との誤差を算出し、算出した誤差が所定の閾値を上回った場合に、穿刺針の位置の修正を促す通知を出力する出力部をさらに備える、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記算出部によって算出された複数の穿刺針間の距離に基づいて、前記穿刺針による治療のための出力条件を表示部に表示させる、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記算出部は、前記第 1 の位置情報によって示される位置及び前記第 2 の位置情報によって示される位置に通過する円の曲率を、前記穿刺針の曲がりとして算出する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

医用画像が収集される空間における穿刺針の位置を示す第 1 の位置情報と、前記医用画像に含まれる穿刺針の位置を示す第 2 の位置情報とを取得する取得部と、

前記第 1 の位置情報及び前記第 2 の位置情報に基づいて、前記穿刺針の曲がりを出算する算出部と、

前記第 1 の位置情報に基づいて推定される前記医用画像に対する前記穿刺針の位置を補正する補正部と、

を備える、医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像診断装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

従来、被検体の体内の様子を容易に観察するために、体表から体内へ超音波を送信し、その反射波に基づいて超音波画像を表示する超音波診断装置が広く用いられる。例えば、超音波診断装置は、超音波画像を略リアルタイムでモニタに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）、不可逆電気穿孔法（IRE：Irreversible Electroporation）を用いた治療等、穿刺が行われる場合に利用される。

【0003】

例えば、生体組織検査では、医師は、穿刺針の針先の位置及び／又は病変部位の位置を超音波画像で確認しながら穿刺針を病変部位まで刺入し、病変部位から組織採取を行う。また、RFAやIREを用いた治療では、医師は、針先の位置及び／又は病変部位の位置を確認しながら穿刺針を病変部位まで刺入し、穿刺針からラジオ波を照射させて病変部位を焼灼する。ここで、上述した手技においては、穿刺針の刺入をガイドするためのガイドラインを超音波画像上に表示させて行われる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-61076号公報

【特許文献1】特開2010-88584号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、手技のワークフローを改善させることができる超音波診断装置及び医用画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、算出部と、補正部とを備える。取得部は、超音波画像が収集される空間における穿刺針の位置を示す第1の位置情報と、前記超音波画像に含まれる穿刺針の位置を示す第2の位置情報とを取得する。算出部は、前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づいて、前記穿刺針の曲がりを算出する。補正部は、前記第1の位置情報に基づいて推定される前記超音波画像に対する前記穿刺針の位置を補正する。

30

【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構成例を示すブロック図である。

【図2A】図2Aは、第1の実施形態に係る位置検出システムの一例を説明するための図である。

【図2B】図2Bは、第1の実施形態に係る穿刺針のガイドラインの一例を示す図である。

40

【図2C】図2Cは、第1の実施形態に係るターゲット及びマーカの設定を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る穿刺針の曲がりの算出の一例を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る穿刺針の曲がりの算出の一例を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

50

【図 6 B】図 6 B は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 10 A】図 10 A は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 10 B】図 10 B は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 11 A】図 11 A は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 11 B】図 11 B は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチャートである。

10

【図 13】図 13 は、第 2 の実施形態に係る 2 次元の距離算出処理の一例を説明するための図である。

【図 14 A】図 14 A は、第 2 の実施形態に係る 3 次元の距離算出処理の一例を説明するための図である。

【図 14 B】図 14 B は、第 2 の実施形態に係る 3 次元の距離算出処理の一例を説明するための図である。

【図 14 C】図 14 C は、第 2 の実施形態に係る 3 次元の距離算出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】

20

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。なお、以下の説明において、同様の構成要素には共通の符号を付与するとともに、重複する説明を省略する。

【0009】

(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構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、ディスプレイ 2 と、入力部 3 と、装置本体 10 とを有する。

【0010】

30

超音波プローブ 1 は、例えば、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 10 が有する送受信回路 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、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 1 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ング材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0011】

超音波プローブ 1 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 1 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等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。

40

【0012】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、一列に配置された複数の圧電振動子により、被検体 P を 2 次元で走査するとともに、複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカル 4 D プローブである

50

。或いは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 D プローブである。なお、2 D プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することも可能である。

【 0 0 1 3 】

そして、第 1 の実施形態では、超音波プローブ 1 により超音波走査される領域に位置する組織を対象として、図 1 に示す穿刺針 5 を用いた穿刺が行なわれる。図 1 に示す穿刺針 5 は、例えば、ラジオ波を発生する電磁針であり、穿刺針 5 が発生するラジオ波の出力を制御する治療装置と接続される。この治療装置は、穿刺針 5 の温度や、ラジオ波の出力、焼灼領域のインピーダンスをモニタ可能であり、医師は、治療装置を操作して、穿刺針 5 を用いた R F A を進める。

10

【 0 0 1 4 】

また、例えば、図 1 に示す穿刺針 5 は、治療対象の組織に電流を流す電極針であり、穿刺針 5 が発生する電流の出力を制御する治療装置と接続される。ここで、この治療装置には、複数の穿刺針 5 が接続され、複数の穿刺針間で電流を流すことで穿刺針の間にある治療対象の組織に電流を流して治療を行う。例えば、医師は、事前に収集された C T 画像や、超音波画像を観察して、がん組織に対する治療計画をたてる。ここで、治療計画としては、例えば、がん組織に対してどのように穿刺針 5 を配置して、どの程度の電圧でどの程度電流を流すかなどの計画がたてられる。そして、医師は、超音波画像を観察しながら、複数の穿刺針 5 を患部に配置して、治療装置を操作することで、複数の穿刺針 5 を用いた不可逆電気穿孔法治療を進める。なお、不可逆電気穿孔法治療はナノナイフとも呼ばれる。

20

【 0 0 1 5 】

ここで、図 1 に示すように、超音波プローブ 1 には位置センサ 4 が取り付けられ、穿刺針 5 には位置センサ 6 が取り付けられる。また、第 1 の実施形態では、装置本体 1 0 の近傍の任意の位置に、トランスミッター 7 が配置される。位置センサ 4、位置センサ 6 及びトランスミッター 7 は、超音波プローブ 1 の位置情報と穿刺針 5 の位置情報とを検出するための位置検出システムである。図 2 A は、第 1 の実施形態に係る位置検出システムの一例を説明するための図である。例えば、位置センサ 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられる磁気センサである。位置センサ 4 は、例えば、図 2 A に示すように、超音波プローブ 1 の本体の端部に取り付けられる。また、例えば、位置センサ 6 は、穿刺針 5 に取り付けられる磁気センサである。位置センサ 6 は、例えば、図 2 A に示すように、穿刺針 5 の根元に取り付けられる。また、例えば、トランスミッター 7 は、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。

30

【 0 0 1 6 】

位置センサ 4 は、トランスミッター 7 によって形成された 3 次元の磁場の強度と傾きとを検出する。そして、位置センサ 4 は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッター 7 を原点とする空間における自装置の位置（座標及び角度）を算出し、算出した位置を装置本体 1 0 に送信する。ここで、位置センサ 4 は、自装置が位置する 3 次元の座標及び角度を、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報として、装置本体 1 0 に送信する。これにより、装置本体 1 0 は、トランスミッター 7 を原点とする空間における超音波画像の位置を算出することができる。

40

【 0 0 1 7 】

また、位置センサ 6 は、トランスミッター 7 によって形成された 3 次元の磁場の強度と傾きとを検出する。そして、位置センサ 6 は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッター 7 を原点とする空間における自装置の位置（座標及び角度）を算出し、算出した位置を装置本体 1 0 に送信する。ここで、位置センサ 6 は、自装置が位置する 3 次元の座標及び角度を、穿刺針 5 の 3 次元位置情報として、装置本体 1 0 に送信する。装置本体 1 0 は、位置センサ 6 から受信した穿刺針 5 の 3 次元位置情報（穿刺針 5 における位置センサ 6 が取り付けられた位置の 3 次元位置情報）と、予め入力された各穿刺針 5 の形状及び

50

サイズの情報とから、図 2 A に示すように、トランスミッター 7 を原点とする空間における穿刺針 5 の針先の位置を算出することができる。

【 0 0 1 8 】

なお、本実施形態は、上記の位置検出システム以外のシステムにより、超音波プローブ 1 及び穿刺針 5 の位置情報を取得する場合であっても適用可能である。例えば、本実施形態は、ジャイロセンサや加速度センサ等を用いて、超音波プローブ 1 及び穿刺針 5 の位置情報を取得する場合であっても良い。

【 0 0 1 9 】

上述したように、トランスミッター 7 を原点とする空間における超音波画像の位置と穿刺針 5 の位置とを算出することにより、超音波画像に対する穿刺針 5 の位置を算出することができる。そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像に対する穿刺針 5 の位置を算出して、穿刺針 5 の刺入をガイドするためのガイドラインを超音波画像上に表示することができる。図 2 B は、第 1 の実施形態に係る穿刺針のガイドラインの一例を示す図である。ここで、図 2 B においては、図の左側に、超音波画像の断面内に穿刺針がないアウトプレーンの状態でのガイドラインを示す。なお、超音波画像の断面内に穿刺針がある（断面内を穿刺針が進む）インプレーンの状態でもガイドラインを示すことが可能である。

【 0 0 2 0 】

例えば、図 2 B に示すように、アウトプレーンでの穿刺針ガイドは、現在の針先の位置を示す針先位置ガイドと、針の経路を示す針ガイドとが示される。すなわち、現在の穿刺針がそのまま刺入された場合、穿刺針が針ガイドのように進み、交差点と示された位置で超音波画像断面と交差することが示される。ここで、例えば、超音波画像上に治療の対象となるターゲット（例えば、がん組織など）や、穿刺針によって刺入させたくないもの（例えば、血管など）を示すマーカーなどを予め設定しておくことで、穿刺針ガイドとターゲット及びマーカーを同一画面上に表示させることができる。

【 0 0 2 1 】

図 2 C は、第 1 の実施形態に係るターゲット及びマーカーの設定を説明するための図である。例えば、図 2 C に示すように、超音波画像を観察しながら、ターゲット「T」を配置した後、超音波プローブを移動させることでターゲットの周辺を観察して、穿刺針によって刺入させたくないものにマーカーを配置する。ここで、ターゲットやマーカーの配置は、超音波画像上だけではなく、超音波画像と位置合わせされた CT 画像などによっても行うことができる。例えば、穿刺針を用いた治療では、CT 画像などが事前に収集され、収集された CT 画像を観察しながら、まずターゲットが決められ、治療計画が立てられる。すなわち、CT 画像のボリュームデータの座標系とトランスミッター 7 を原点とする空間の座標系とを位置合わせすることで、CT 画像上で設定されたターゲットの情報を超音波画像上に反映することができる。

【 0 0 2 2 】

図 1 に戻って、入力部 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【 0 0 2 3 】

ディスプレイ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力部 3 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 10 において生成された各種画像データ等を表示したりする。

【 0 0 2 4 】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。例えば、第 1 の実施形態に係る装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波データに基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。また、例えば、第 1 の実施形態に係る装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受

10

20

30

40

50

信した 3 次元の反射波データに基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。以下、3 次元の超音波画像データを「ボリュームデータ」と記載する。

【0025】

装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信回路 11 と、B モード処理回路 12 と、ドプラ処理回路 13 と、画像メモリ 14 と、処理回路 15 と、内部記憶回路 16 とを有する。図 1 に示す超音波診断装置においては、各処理機能がコンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路 16 へ記憶されている。送受信回路 11、B モード処理回路 12、ドプラ処理回路 13、及び、処理回路 15 は、内部記憶回路 16 からプログラムを読み出して実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の各回路は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

10

【0026】

なお、上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせで 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。

20

【0027】

送受信回路 11 は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延部は、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、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

30

【0028】

なお、送受信回路 11 は、後述する処理回路 15 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等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は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、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。

【0029】

また、送受信回路 11 は、プリアンプ、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器は、増幅された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

40

【0030】

第 1 の実施形態に係る送受信回路 11 は、被検体 P を 2 次元走査するために、超音波プ

50

ローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、第 1 の実施形態に係る送受信回路 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、第 1 の実施形態に係る送受信回路 11 は、被検体 P を 3 次元走査するために、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、第 1 の実施形態に係る送受信回路 11 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【0031】

なお、送受信回路 11 からの出力信号の形態は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

10

【0032】

B モード処理回路 12 は、送受信回路 11 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、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。

【0033】

ドブラ処理回路 13 は、送受信回路 11 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、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。本実施形態の移動体は、血管内を流動する血液や、リンパ管内を流動するリンパ液等の流体である。

20

【0034】

なお、第 1 の実施形態に係る B モード処理回路 12 及びドブラ処理回路 13 は、2 次元の反射波データ及び 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、B モード処理回路 12 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成する。また、ドブラ処理回路 13 は、2 次元の反射波データから 2 次元のドブラデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成する。3 次元の B モードデータは、3 次元走査範囲の各走査線上で設定された複数の点 (サンプル点) それぞれに位置する反射源の反射強度に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。また、3 次元のドブラデータは、3 次元走査範囲の各走査線上で設定された複数の点 (サンプル点) それぞれに、血流情報 (速度、分散、パワー) の値に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。

30

【0035】

画像メモリ 14 は、後述する処理回路 15 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 14 は、B モード処理回路 12 やドブラ処理回路 13 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 14 が記憶する B モードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、処理回路 15 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0036】

内部記憶回路 16 は、超音波送受信、画像処理及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 ID、医師の所見等) や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路 16 は、必要に応じて、画像メモリ 14 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路 16 が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の装置へ転送することができる。

40

【0037】

処理回路 15 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、処理回路 15 は、図 1 に示す画像生成機能 151、制御機能 152、取得機能 153、算出機能 154 及び補正機能 155 に対応するプログラムを内部記憶回路 16 から読み出して実行することで、種々の処理を行う。例えば、処理回路 15 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶回路 16 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに

50

基づき、送受信回路 1 1、B モード処理回路 1 2、ドブラ処理回路 1 3 の処理を制御する。また、処理回路 1 5 は、画像メモリ 1 4 や内部記憶回路 1 6 が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ 2 にて表示するように制御する。また、処理回路 1 5 は、処理結果をディスプレイ 2 にて表示するように制御する。例えば、処理回路 1 5 が制御機能 1 5 2 に対応するプログラムを読み出して実行することで、装置全体の制御を行い、上述したような処置を制御する。

【 0 0 3 8 】

画像生成機能 1 5 1 は、B モード処理回路 1 2 及びドブラ処理回路 1 3 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成機能 1 5 1 は、B モード処理回路 1 2 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像データを生成する。B モード画像データは、超音波走査された領域内の組織形状が描出されたデータとなる。また、画像生成機能 1 5 1 は、ドブラ処理回路 1 3 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。ドブラ画像データは、超音波走査された領域内を流動する流体に関する流体情報を示すデータとなる。

10

【 0 0 3 9 】

ここで、画像生成機能 1 5 1 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等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）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成機能 1 5 1 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成機能 1 5 1 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成機能 1 5 1 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

20

【 0 0 4 0 】

すなわち、B モードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成機能 1 5 1 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

30

【 0 0 4 1 】

更に、画像生成機能 1 5 1 は、B モード処理回路 1 2 が生成した 3 次元の B モードデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元の B モード画像データを生成する。また、画像生成機能 1 5 1 は、ドブラ処理回路 1 3 が生成した 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元のドブラ画像データを生成する。3 次元 B モードデータ及び 3 次元ドブラデータは、スキャンコンバート処理前のボリウムデータとなる。すなわち、画像生成機能 1 5 1 は、「3 次元の B モード画像データや 3 次元のドブラ画像データ」を「3 次元の超音波画像データであるボリウムデータ」として生成する。

40

【 0 0 4 2 】

更に、画像生成機能 1 5 1 は、ボリウムデータをディスプレイ 2 にて表示するための各種の 2 次元画像データを生成するために、ボリウムデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成機能 1 5 1 が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法（MPR : Multi Planer Reconstruction）を行なってボリウムデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成機能 1 5 1 が行なうレンダリング処理としては、ボリウムデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ボリウムデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成機能 1 5 1 が行なうレンダリング処理としては、3 次元の情報を反映した 2 次元画像データを生成するボリウムレンダリング（VR : Volume Rendering）処理がある。

50

【 0 0 4 3 】

更に、画像生成機能 151 は、他の医用画像診断装置が収集したボリュームデータに対しても、上記の各種レンダリング処理を行なうことができる。かかるボリュームデータは、X 線 CT 装置により収集された 3 次元の X 線 CT 画像データ (X 線 CT ボリュームデータ) や、MRI 装置により収集された 3 次元の MRI 画像データ (MRI ボリュームデータ) である。一例として、画像生成機能 151 は、取得機能 153 が取得した超音波プローブ 1 の位置情報に基づいて、現時点で生成した 2 次元の超音波画像の走査断面に対応する断面を用いた MPR 処理により、ボリュームデータから断面画像の MPR 画像データを再構成する。

【0044】

制御機能 152 は、上述した装置全体における種々の制御を実行する。取得機能 153 は、穿刺針 5 の位置に関する情報を取得する。算出機能 154 は、穿刺針 5 の曲がりに関する情報を算出する。補正機能 155 は、穿刺針 5 の曲がりを補正する。なお、これらの各機能の詳細については、後述する。

【0045】

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は、例えば、穿刺針 5 を用いた手技が行われる場合に、手技のワークフローを改善する。上述したように、穿刺針を用いた手技では、穿刺針ガイドを観察しながら穿刺針をターゲットまで進めて、RFA や IRE が実行される。ここで、穿刺針ガイドは、穿刺針に取り付けられた位置センサによって取得された位置情報をもとに表示される。すなわち、穿刺針ガイドは、現在の穿刺針の端部に取り付けられ、現在使用されている穿刺針の形状やサイズに基づいて穿刺針の先端を算出することで、端部と先端の線分の延長線を針ガイドとして表示する。

【0046】

しかしながら、穿刺針を用いた手技では、硬い組織によって穿刺針が曲がったり、位置センサやケーブルの重みによって針が撓んでしまったりする。その結果、針ガイドが実際の針の位置からずれて表示されてしまう。このように針ガイドが実際の位置からずれて表示された場合、針ガイドに沿って穿刺針を刺入させたとしても、実際には穿刺針ガイドとは異なる位置に刺入されていくこととなる。かかる場合には、ターゲット付近まで刺入されたとしてもターゲットがないため、穿刺針を再度刺し直すこととなり、手技の効率が低下する。そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針の位置から穿刺針の曲がりを算出して、算出した曲がりに基づいて、穿刺針ガイドを補正することで、手技のワークフローを改善させる。以下、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理の詳細について説明する。なお、以下では、位置センサ 4 及び位置センサ 6 を用いた一連の位置合わせを行った後の処理について説明する。すなわち、超音波画像を収集する空間 (トランスミッター 7 によって形成される座標空間) における被検体、超音波プローブ 1 及び穿刺針 5 の位置が取得できるように位置合わせが事前に行われている。

【0047】

図 1 に示す取得機能 153 は、超音波画像が収集される空間における穿刺針 5 の位置を示す第 1 の位置情報と、超音波画像に含まれる穿刺針 5 の位置を示す第 2 の位置情報とを取得する。具体的には、取得機能 153 は、超音波画像が収集される空間における穿刺針 5 の位置情報と、超音波画像に示された穿刺針 5 の位置とを取得する。例えば、取得機能 153 は、超音波プローブ 1 に取り付けられた位置センサ 4 と穿刺針 5 に取り付けられた位置センサ 6 とから送信された情報に基づいて、超音波画像が収集される空間における穿刺針 5 の位置情報を取得する。

【0048】

また、取得機能 153 は、超音波画像上に実際に表示され、操作者によって指定された穿刺針 5 の位置を取得する。例えば、針ガイドの補正モードに遷移された場合に、制御機能 152 がディスプレイ 2 に超音波画像上の穿刺針 5 の位置を指定するように促す画面を表示させる。これにより、操作者は、超音波画像上に穿刺針 5 が表示されるように超音波プローブ 1 を移動させ、入力部 3 を介して超音波画像上に表示された穿刺針 5 の位置を指

定する。取得機能 153 は、操作者によって指定された位置情報を取得する。

【0049】

なお、超音波画像に表示された穿刺針 5 の位置情報は、操作者によって指定される以外にも自動抽出する場合であってもよい。かかる場合には、例えば、取得機能 153 は、超音波画像内の高輝度領域を穿刺針 5 の位置として抽出する。或いは、抽出するまでを自動で行い、その後操作者に選択させる場合であってもよい。例えば、取得機能 153 が超音波画像内から高輝度領域を複数抽出して、抽出した複数の領域の中から操作者に選択させるようにすることもできる。

【0050】

図 1 に示す算出機能 154 は、第 1 の位置情報及び第 2 の位置情報に基づいて、穿刺針の曲がりを算出する。具体的には、算出機能 154 は、取得機能 153 によって取得された超音波画像の収集空間における穿刺針 5 の位置と、超音波画像内における穿刺針 5 の位置とから穿刺針 5 の曲がり具合を算出する。ここで、算出機能 154 は、上記した位置情報に加えて、穿刺針ガイドの情報をを用いる。すなわち、算出機能 154 は、超音波画像の収集空間における穿刺針 5 の位置に基づいて設定される穿刺針 5 のガイドラインと、実際の超音波画像内の穿刺針の位置とを用いて穿刺針 5 の曲がりを算出する。

10

【0051】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針 5 の曲がりの算出の一例を説明するための図である。例えば、体表から刺入された穿刺針 5 が、硬い組織への刺入、或いは、穿刺針 5 に接続されたケーブルなどにより穿刺針 5 が曲がると、図 3 の (A) に示すように、ガイドライン 51 と実際の穿刺針 5 がずれてしまう。これは、位置センサ 6 の位置情報と穿刺針の形状及びサイズに基づいて針ガイドの先端が算出されるためであり、穿刺針 5 が曲がったとしてもその情報が取得されず、ガイドラインと穿刺針とがずれてしまう。

20

【0052】

図 3 の (A) に示す状態で、超音波画像内の穿刺針 5 の位置情報が取得されると、算出機能 154 は、ガイドラインと、超音波画像内の穿刺針 5 の位置と、位置センサ 6 の位置情報とを用いて、穿刺針 5 の曲がりを算出する。例えば、算出機能 154 は、図 3 の (B) に示すように、ガイドライン 51 を、超音波画像内の穿刺針 5 の位置 61 と位置センサ 6 の位置とを通る曲線にすることで、穿刺針 5 の曲がりを算出する。一例を挙げると、算出機能 154 は、ガイドライン 51 と位置 61 を含む面内で、位置センサ 6 を通る曲率半径を無限大からゼロに変化させ、円と位置 61 が交差する曲率を穿刺針 5 の曲がりとして算出する。すなわち、算出機能 154 は、図 3 の (B) に示すように、曲率半径が無限大の円から徐々に半径を小さくしていき、位置センサ 6 と位置 61 とを通る円を探索して、探索した円の曲率を穿刺針 5 の曲がりとして算出する。

30

【0053】

なお、図 3 に示す算出方法は、あくまでも一例であり、その他の算出方法により穿刺針 5 の曲がりを算出する場合であってもよい。例えば、実際の超音波画像上の位置を 1 点だけでなく、複数点取得して、取得した複数の点に対して楕円やベジエ補間を適用することで穿刺針 5 の曲がりを算出する場合であってもよい。例えば、組織の硬さによる曲がりや、センサやケーブルの重さによる撓みは、円で曲がるわけではないことから、上述した複数点を用いた算出方法によるより精度の高い曲がりを算出することができる可能性が高い。

40

【0054】

また、図 3 に示す算出方法は、穿刺針 5 が全体に渡って曲がっている場合を想定して、曲がりを算出したが、体内では穿刺針 5 が直線を保っていると仮定して、穿刺針 5 の曲がりを算出する場合であってもよい。図 4 は、第 1 の実施形態に係る穿刺針の曲がりの算出の一例を説明するための図である。図 4 においては、穿刺針 5 において体表に出ている部分のみが曲がった場合を例に示す。かかる場合に、算出機能 154 は、図 4 に示すように、ガイドライン 51 の体内の部分直線の状態のまま、体表から外に出ているガイドラインの部分と位置 61 を含む面内で、位置センサ 6 を通る曲率半径を無限大からゼロに変化

50

させ、円と位置 6 1 が交差する曲率を穿刺針 5 の曲がりとして算出する。

【 0 0 5 5 】

図 1 に戻って、補正機能 1 5 5 は、第 1 の位置情報に基づいて推定される超音波画像に対する穿刺針の位置を補正する。具体的には、補正機能 1 5 5 は、算出機能 1 5 4 によって算出された穿刺針 5 の曲がりを用いて、穿刺針 5 のガイドラインを補正する。例えば、補正機能 1 5 5 は、算出機能 1 5 4 によって算出された曲率の曲がり（ベンド）があるとして固定した穿刺針のガイドラインを表示する。すなわち、補正機能 1 5 5 は、既に算出され、表示されたガイドラインを算出機能 1 5 4 によって算出された曲線の曲がりによって補正する。

【 0 0 5 6 】

上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針 5 の曲がりを算出して穿刺針のガイドラインを補正することができる。これにより、補正後のガイドラインを参照して手技を進めることができ、手技のワークフローを改善させることができる。次に、補正したガイドラインを用いた表示情報の例を説明する。

【 0 0 5 7 】

例えば、図 1 に示す制御機能 1 5 2 は、補正機能 1 5 5 による補正後の穿刺針の位置に基づく情報をディスプレイ 2 に表示させる。以下、図 5 A ~ 図 1 1 B を用いて、表示情報の例を示す。図 5 A ~ 図 1 1 B は、第 1 の実施形態に係る表示情報の一例を示す図である。例えば、制御機能 1 5 2 は、図 5 A に示すように、超音波画像に対して補正済みの針ガイドを表示させる。ここで、制御機能 1 5 2 は、図 5 A に示すように、超音波画像との交点までと、交点から先とで針ガイドの色を変えることで、超音波画像に対する針ガイドの配置状態を見やすい画像を表示させる。例えば、図 5 A に示すように、超音波画像上にターゲット「T」が表示されている場合には、操作者は針ガイドと超音波画像との交点にターゲット「T」がくるように穿刺針 5 を操作する。

【 0 0 5 8 】

ここで、制御機能 1 5 2 は、図 5 A に示すように、超音波画像とともに、インジケータを表示させることもできる。かかるインジケータは、例えば、針先を視点として、ターゲット及びマーカーの位置が見えるようなものが表示される。例えば、制御機能 1 5 2 は、プローブに対して穿刺針 5 をどちらに傾ければよいかをわかりやすくするために、投影領域をプローブ基準としてインジケータを生成して表示する。一例を挙げると、制御機能 1 5 2 は、インジケータの「TOP（上側）」と「RIGHT（右側）」の定義をプローブ断面（超音波画像）を基準にして設定する。例えば、制御機能 1 5 2 は、プローブ断面に対して奥側をインジケータの「TOP」とし、プローブ断面に対して右をインジケータの「RIGHT」として設定する。

【 0 0 5 9 】

例えば、図 5 B に示す 3 次元空間における穿刺針 5 に関するインジケータを作成する場合、制御機能 1 5 2 は、穿刺針の針先を視点として、針の進行方向を視線方向とする。すなわち、制御機能 1 5 2 は、穿刺針 5 が刺入されて進んでいくと、前に進んでいくようなインジケータを表示する。ここで、制御機能 1 5 2 は、穿刺針 5 から超音波画像の方向（超音波画像の断面の奥方向）をインジケータの上側にし、超音波画像に向かって右側がインジケータの右側になるように表示する。

【 0 0 6 0 】

ここで、図 5 B に示す 3 次元空間を平行投影することでインジケータを生成した場合、3 次元空間内のターゲット及びマーカーのサイズは変わらず、透視投影することでインジケータを生成した場合、3 次元空間内のターゲット及びマーカーのサイズは針先との距離に応じて変化することとなる。例えば、制御機能 1 5 2 は、ターゲットまでの距離が長い場合には、平行投影したインジケータを表示させ、ターゲットまでの距離が短くなった場合には、透視投影したインジケータを表示させる。これにより、ターゲットまでの距離が短い場合でもターゲットの方向を見失わず、近くなった場合にはターゲットまでの距離を感覚的に把握することができる。例えば、操作者は、インジケータの中心にターゲットがく

10

20

30

40

50

るように穿刺針 5 を操作することで、穿刺針 5 をターゲットまで正確に刺入させることができる。

【 0 0 6 1 】

また、例えば、制御機能 1 5 2 は、インジケータの中に実際の臓器などのボディーマークや画像などを表示させることもできる。例えば、インジケータにターゲットとマーカーのみの場合、実際の体内のどの部分を通過しているかがわからないが、臓器などを穿刺針の動きに連動して表示させることで、穿刺針 5 の体内での位置関係を把握することができる。また、制御機能 1 5 2、インジケータ内に補正後のガイドラインを表示させることもできる。

【 0 0 6 2 】

また、制御機能 1 5 2 は、直交 3 断面の超音波画像とインジケータとをディスプレイ 2 に表示させることもできる。例えば、制御機能 1 5 2 は、図 6 A に示すように、直交 3 断面の超音波画像上に補正後の針ガイドをそれぞれ表示させるとともに、インジケータを表示させることもできる。これらの表示情報を表示させることで、穿刺針 5 を刺入しやすくすることができ、手技のワークフローを改善することができる。

【 0 0 6 3 】

また、制御機能 1 5 2 は、他のモダリティの画像上に補正後の針ガイドを表示させることもできる。例えば、制御機能 1 5 2 は、図 6 B に示すように、補正後の針ガイドを示した超音波画像とともに、この超音波画像と位置合わせされた C T 画像や M R I 画像に補正後の針ガイドを表示させることもできる。

【 0 0 6 4 】

また、制御機能 1 5 2 は、インジケータを使って、穿刺針 5 の刺入方向を補助することもできる。例えば、制御機能 1 5 2 は、図 7 の 1 段目の図に示すように、針ガイドと共に表示させるインジケータ内にターゲットの方向を示す矢印を表示させる。ここで、インジケータ内の矢印が左下を指していることから、ターゲットがプローブ断面に対して手前にあって、左側にあることがわかる。そこで、操作者は、穿刺針 5 の先端がプローブ断面の手前及び左側に向くように操作することで、穿刺針 5 をターゲット方向に向けることができる。

【 0 0 6 5 】

ターゲットまでの距離が短くなった場合、制御機能 1 5 2 は、図 7 の上から 2 段目の図に示すように、ターゲットの方向を示す矢印を短くする。これを見ながら操作者は、穿刺針 5 の先端がさらにプローブ断面の手前及び左側に向くように操作することで、図 7 の 3 段目、4 段目とインジケータ内にターゲットをもっていくことができる。操作者は、ターゲットがインジケータの中心になるように操作することで、超音波画像で観察しながら、穿刺針 5 をターゲットに向けることができる。

【 0 0 6 6 】

なお、インジケータの「TOP」及び「LIGHT」をプローブ断面に対してどのように定義するかは任意に設定することができる。例えば、「TOP」をプローブ断面の奥側とし、「LIGHT」をプローブ断面の左側とする場合であってもよい。また、インジケータに示すターゲット及びマーカーは球形に限らず、複数断面でトレースした情報に基づいてベジエ補間などにより補間された 3 次元領域が示される場合であってもよい。

【 0 0 6 7 】

また、制御機能 1 5 2 は、ターゲット及びマーカーにカラードブラを用いて収集した血管情報を投影して表示することもできる。例えば、制御機能 1 5 2 は、図 8 に示すように、インジケータ内のマーカー部分に対応する血管を投影したインジケータを表示させることもできる。

【 0 0 6 8 】

また、制御機能 1 5 2 は、上述した針先を中心としたインジケータだけではなく、ターゲットを中心としたインジケータを表示させることもできる。すなわち、上述した例では、穿刺針 5 の向きを変化させることでインジケータ内にターゲットが入ってくるインジケ

10

20

30

40

50

ータであったが、上記したインジケータは、インジケータ内に入ってくるインジケータである。例えば、制御機能 152 は、図 9 に示すように、インジケータの中心をターゲットとしたインジケータを表示する。操作者は、図 9 に示すように、穿刺針 5 の交差点を示す点をインジケータの中心にもってくるように穿刺針を操作する。

【0069】

また、制御機能 152 は、上述した 2 次元のインジケータだけではなく、3 次元のインジケータを表示することもできる。例えば、肝ガンの局所治療にマルチニードル（例えば、Celon の場合など）を用いる場合、複数の穿刺針で腫瘍を挟んで RFA が行われるが、2 次元で穿刺針間の位置関係を正確に把握することは難しい。それぞれの穿刺針の位置関係とターゲットとの位置関係をインジケータで表示してもよい。

10

【0070】

例えば、制御機能 152 は、図 10 A に示すように、針 1 と針 2 との位置関係を 3 次元で示したインジケータを表示させる。ここで、3 次元のインジケータでは、任意の方向から穿刺針の位置関係を確認することができるように、回転操作を行うことができるように生成される。すなわち、操作者は入力部 3 を介した操作により、例えば、図 10 A に示す 3 次元のインジケータを任意の方向に回転させて、任意の方向から針 1 と針 2 との位置関係を観察することができる。ここで、制御機能 152 は、さらに、インジケータに針間の最短距離「D」を表示させることができる。例えば、複数の穿刺針を用いた治療では、単に平行に並べた穿刺針 5 によって治療がおこなわれるだけではなく、複数の穿刺針をねじるように配置することによって、より効果的に焼灼できる手技もある。このような場合に、焼灼領域の目安として針間の距離「D」をインジケータ内に表示させる。或いは、距離「D」を直径とした球を穿刺針間に表示させるようにしてもよい。なお、針間の距離は、針ガイド（又は、実際の針）の座標間の距離により算出される。

20

【0071】

また、制御機能 152 は、図 10 B に示すように、例えば、穿刺針が 3 本以上になった場合、各穿刺針間で最短距離となる線分をそれぞれ抽出して、各線分を直径とする 3 つの球の重心を中心とした球を穿刺針間に表示させるようにしてもよい。なお、図 10 B に示す例においても、3 次元のインジケータを任意の方向に回転させて任意の方向から穿刺針の位置関係を観察することができる。

【0072】

30

上述したインジケータの例として、穿刺針 5 の進行方向をインジケータの視線方向とする場合を例に挙げて説明した。しかしながら、インジケータの視線方向は任意の方向に設定することができる。例えば、穿刺針 5 を横から見た場合のインジケータを表示する場合であってもよい。例えば、制御機能 152 は、図 11 A に示すように、穿刺針 5 の進行方向（穿刺針の長手方向）をインジケータの視線方向とした「Vertical 表示」と、穿刺針 5 の長手方向に直交する方向（水平方向）をインジケータの視線方向とした「Horizontal 表示」を行うことができる。

【0073】

以下、「Vertical 表示」と「Horizontal 表示」とを用いたインジケータの使用例を図 11 B を用いて説明する。なお、図 11 B においては、2 本の穿刺針 5 でターゲットを挟んで治療する際の穿刺針の配置について示す。例えば、制御機能 152 は、図 11 B に示すように、「Vertical 表示」及び「Horizontal 表示」を含むインジケータを表示させる。ここで、例えば、操作者は、図 11 B の（A）に示すように、「Vertical 表示」においてターゲットがインジケータの中心に接し、「Horizontal 表示」において穿刺針 1 がターゲットの下端を超える程度（穿刺針の焼灼部分がターゲットに対してうまく配置する程度）に穿刺針 1 を刺入させる。

40

【0074】

次に、操作者が 2 本目の穿刺針 2 の刺入を開始した場合、制御機能 152 は、図 11 B の（B）に示すように、穿刺針間の最短の距離を直径とする球（内部にある組織が焼灼される領域を示す球）をインジケータ内に表示させる。すなわち、操作者は、この球の中に

50

ターゲットが入るように穿刺針 2 の刺入を行う。例えば、図 1 1 B の (B) に示すように、穿刺針 2 を配置した場合、「Horizontal 表示」では、球の内部にターゲットが入っているが、「Vertical 表示」においてターゲット全体が球に入っていないことを確認することができる。

【0075】

そこで、操作者は、再度穿刺針 2 を操作して（刺入しなおして）、図 1 1 B の (C) に示すように、「Vertical 表示」及び「Horizontal 表示」の両方において、ターゲットが球に入っていることを確認する。これにより、間違いなくターゲット全体を焼灼することができる。なお、これらの表示の場合、制御機能 1 5 2 は、図 1 1 B に示すように、穿刺針の位置が確定するまで最短距離基準の球を点線で示す。

10

【0076】

上述したように、制御機能 1 5 2 は、種々のインジケータを表示させることができる。また、制御機能 1 5 2 は、再補正の通知も行うことができる。例えば、複数の穿刺針を用いた手技時に、配置済み（刺入が終わりロック器具によって固定された後）の穿刺針においてベンド率が変わってしまった場合、再度補正を行うように制御する。例えば、制御機能 1 5 2 は、補正した 2 つ以上の穿刺針の位置センサの位置関係が、補正した時点の位置関係から変化した場合、補正し直しを通知する。

【0077】

一例を挙げると、制御機能 1 5 2 は、補正を行う穿刺針が出た場合、対象の穿刺針のガイドラインの色を変えたり、点滅表示にしたり、精度数値表示（信頼値）を変更させたりする。或いは、制御機能 1 5 2 は、所定の閾値以上の位置情報の変化があった場合、対象の穿刺針の補正をキャンセルして通知する。

20

【0078】

次に、図 1 2 を用いて、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 の処理について説明する。図 1 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチャートである。図 1 2 に示すステップ S 1 0 1 は、処理回路 1 5 が内部記憶回路 1 6 から制御機能 1 5 2 に対応するプログラムを読み出して実行されるステップである。ステップ S 1 0 1 では、処理回路 1 5 が、針ガイド補正モードに遷移されたか否かを判定する。ステップ S 1 0 2 及びステップ S 1 0 3 は、処理回路 1 5 が内部記憶回路 1 6 から取得機能 1 5 3 に対応するプログラムを読み出して実行されるステップである。ステップ S 1 0 2 では、針ガイド補正モードであると判定された場合に（ステップ S 1 0 1 肯定）、処理回路 1 5 が、画像上の針の位置を取得する。また、ステップ S 1 0 3 では、処理回路 1 5 が、針の位置情報を取得する。

30

【0079】

図 1 2 のステップ S 1 0 4 は、処理回路 1 5 が内部記憶回路 1 6 から算出機能 1 5 3 に対応するプログラムを読み出して実行されるステップである。ステップ S 1 0 4 では、処理回路 1 5 が針の曲がり算出する。図 1 2 のステップ S 1 0 5 は、処理回路 1 5 が内部記憶回路 1 6 から補正機能 1 5 5 に対応するプログラムを読み出して実行されるステップである。ステップ S 1 0 5 では、処理回路 1 5 が、針ガイドを補正する。

【0080】

40

図 1 2 のステップ S 1 0 6 は、処理回路 1 5 が内部記憶回路 1 6 から制御機能 1 5 2 に対応するプログラムを読み出して実行されるステップである。ステップ S 1 0 6 では、処理回路 1 5 が、ターゲットと補正後のガイドラインを表示する。

【0081】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、取得機能 1 5 3 が、超音波画像が収集される空間における穿刺針の位置を示す第 1 の位置情報と、超音波画像に含まれる穿刺針の位置を示す第 2 の位置情報とを取得する。算出機能 1 5 4 が、第 1 の位置情報及び第 2 の位置情報に基づいて、穿刺針の曲がり算出する。補正機能 1 5 5 は、第 1 の位置情報に基づいて推定される超音波画像に対する前記穿刺針の位置を補正する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針の曲がりに応じて穿刺針のガイドラインを補正する

50

ことができ、手技のワークフローを改善することを可能にする。

【0082】

また、第1の実施形態によれば、制御機能152が、操作中の穿刺針の先端を視点、進行方向を視線方向とし、超音波プローブの断面を基準として上下及び左右方向を決定した画像に、操作後の穿刺針及び関心領域を配置した表示画像をディスプレイ2に表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像と穿刺針との位置関係を感覚的に把握させることができ、手技のワークフローを改善することを可能にする。

【0083】

また、第1の実施形態によれば、制御機能152が、複数の穿刺針と関心領域との3次元的位置関係を示す3次元画像を表示部に表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、複数の穿刺針を用いる手技にも対応することができ、手技のワークフローを改善することを可能にする。

10

【0084】

また、第1の実施形態によれば、制御機能152が、補正機能155による補正後の穿刺針の位置が変化した場合に、補正機能155による補正を促す通知を出力する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、手技中に生じたベンドに対しても対応することができ、手技のワークフローを改善することを可能にする。

【0085】

また、第1の実施形態によれば、算出機能154は、第1の位置情報によって示される位置及び第2の位置情報によって示される位置に通過する円の曲率を、穿刺針の曲がりとして算出する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針の曲がりを容易に推定することを可能にする。

20

【0086】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、穿刺針間の距離を計測する場合について説明する。なお、第2の実施形態においては、第1の実施形態と比較して、算出機能154及び制御機能152による処理のみが異なる。以下、これらを中心に説明する。

【0087】

第2の実施形態に係る超音波診断装置においては、算出機能154が、補正機能155によって位置が補正された複数の穿刺針間の距離を算出する。図13は、第2の実施形態に係る2次元の距離算出処理の一例を説明するための図である。ここで、図13においては、「Vertical表示」及び「Horizontal表示」を含むインジケータを表示させる場合を示す。すなわち、第2の実施形態では、複数の穿刺針間、或いは、穿刺針とターゲットとの距離を2次元で算出する場合について説明する。

30

【0088】

例えば、穿刺針1の配置後、穿刺針2をターゲットに対して配置している際、算出機能154は、実際の穿刺針1の座標と、穿刺針2の針ガイドの座標とから、図13の(A)に示すように、最短の穿刺針間の距離「2.5cm」を算出する。ここで、穿刺針間の距離が最短となる位置に穿刺針2が到達していないため、制御機能152は、距離を示す線を点線で表示する。そして、穿刺針2が穿刺針間の距離が最短となる位置に到達すると、制御機能152は、図13の(B)に示すように、距離を示す線を実線で表示する。

40

【0089】

次に、穿刺針間の距離を3次元で表示する場合について、図14A～図14Cを用いて説明する。図14A～図14Cは、第2の実施形態に係る3次元の距離算出処理の一例を説明するための図である。ここで、図14A～図14Cにおいては、3本の穿刺針をターゲットに対して配置する場合について説明する。

【0090】

例えば、制御機能152は、図14Aに示すように、穿刺針1及び穿刺針2が配置され、現在穿刺針3の配置をしている場合、穿刺針3のラインに垂直な断面で、ターゲットの中心を通る断面のインジケータを表示する。ここで、算出機能154は、この断面上での

50

穿刺針間の距離を算出して、制御機能 1 5 2 は算出された距離をインジケータに表示する。

【 0 0 9 1 】

また、制御機能 1 5 2 は、図 1 4 B に示すように、穿刺針 1、穿刺針 2 及び穿刺針 3 とターゲットとの位置関係を 3 次元で表示し、任意の位置にマークされた位置間の距離を表示することもできる。ここで、3 次元で表示する場合は、3 次元のレンダリング画像として表示することもできる。また、上記した 3 次元のインジケータと同様に、任意の方向への回転や、P A N、ズームを行うことができる。また、立体視可能な 3 D モニタにて表示させてもよい。

【 0 0 9 2 】

ここで、算出機能 1 5 4 は、穿刺針間で任意の位置間の距離を算出することができる。例えば、ナノナイフに用いられる穿刺針の場合、通電するための電極が穿刺針にそれぞれ設置される。算出機能 1 5 4 は、例えば、電極の中心間の距離を計算することもできる。例えば、図 1 4 C に示すように、制御機能 1 5 2 は、穿刺針にそれぞれ配置された電極（+）と電極（-）の中心間の距離を表示してもよい。ここで、電極の位置は、針種ごとに決まっている。例えば、穿刺針の先端から 2 c m の所に電極（-）があり、さらに 2 c m の所に電極（+）がある。そこで、算出機能 1 5 4 は、現在使用されている穿刺針の針種の情報を取得して、取得した針種の電極の位置に基づいて、電極の中心の位置間の距離を算出する。制御機能 1 5 2 は、算出された距離を 3 次元のレンダリング画像に表示させる。

【 0 0 9 3 】

上記した距離は、自動で算出するように設定することもできる。例えば、算出機能 1 5 4 は、補正された針ガイド間の距離を自動で算出して、制御機能 1 5 2 が各針間の距離を参照情報として表示する。ここで、指定した点を針間の距離自動計測ポイントに設定することができる。或いは、制御機能 1 5 2 が針種を選択する G U I をディスプレイ 2 に表示させ、操作者によって針種を選択させることで、電極の中心間の距離を自動で算出して表示することも可能である。ここで、距離の算出対象となる穿刺針は任意に選択することができる。例えば、実際に通電させる電極のみを対象とするように設定してもよい。なお、実際の針間距離を見る計測点（例えば、電極の中心）で曲がりの補正をすることにより、オート計測部分の精度は上げることができる。

【 0 0 9 4 】

制御機能 1 5 2 は、算出機能 1 5 4 によって算出された距離の値を治療装置に送信することで、治療に用いる出力値を設定させることも可能である。例えば、制御機能 1 5 2 は、算出した値をナノナイフ装置に入力して、計画した範囲を治療するために最適な通電時間や出力を決定することができる。

【 0 0 9 5 】

また、算出した値が予め計画された値と異なっていた場合に、警告を出力することも可能である。例えば、制御機能 1 5 2 は、治療計画で計画された穿刺針間の距離と比較して、算出機能 1 5 4 によって算出された穿刺針間の距離が大きく異なっていた場合に、警告を出力する。

【 0 0 9 6 】

上述した実施形態では、超音波診断装置が穿刺針の曲がりを算出して針ガイドを補正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 C T 装置などの他のモダリティで実行される場合であってもよい。

【 0 0 9 7 】

なお、上記の実施形態の説明で図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、C P U および当

10

20

30

40

50

該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0098】

また、上述した実施形態で説明した処理方法は、あらかじめ用意された処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【0099】

以上、説明したとおり、実施形態によれば、手技のワークフローを改善させることができる。

【0100】

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。

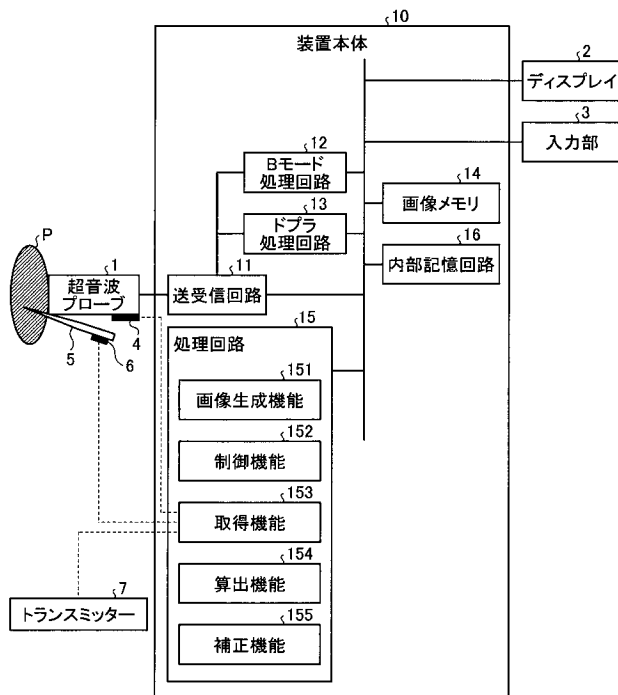
20

【符号の説明】

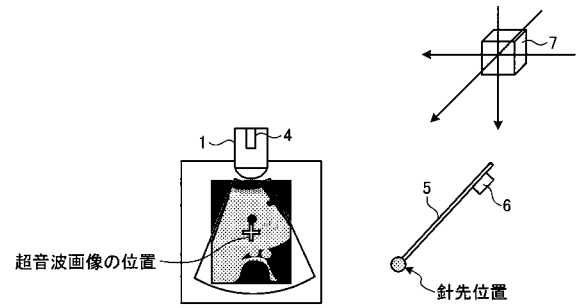
【0101】

- 153 取得機能
- 154 算出機能
- 155 補正機能

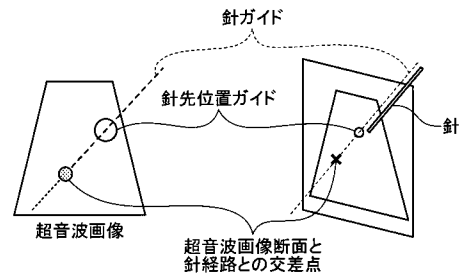
【図 1】



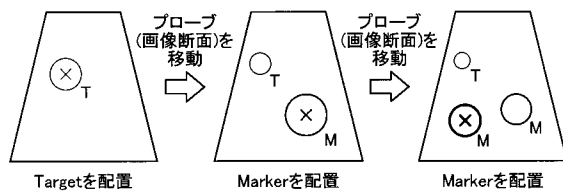
【図 2 A】



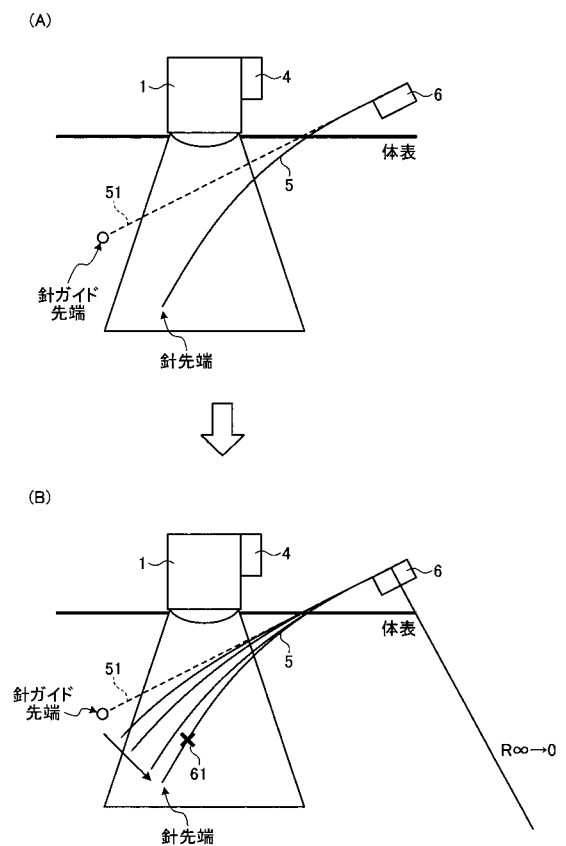
【図 2 B】



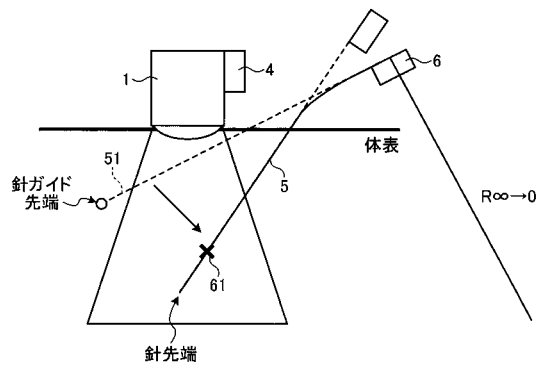
【図 2 C】



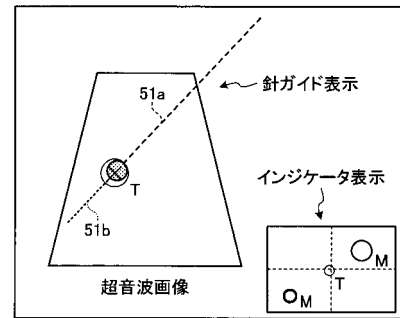
【図 3】



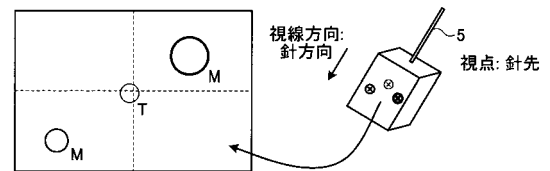
【図 4】



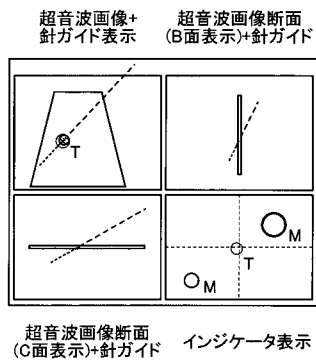
【図 5 A】



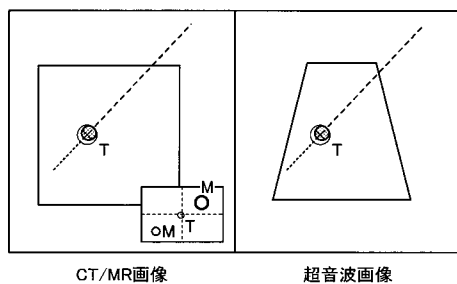
【図 5 B】



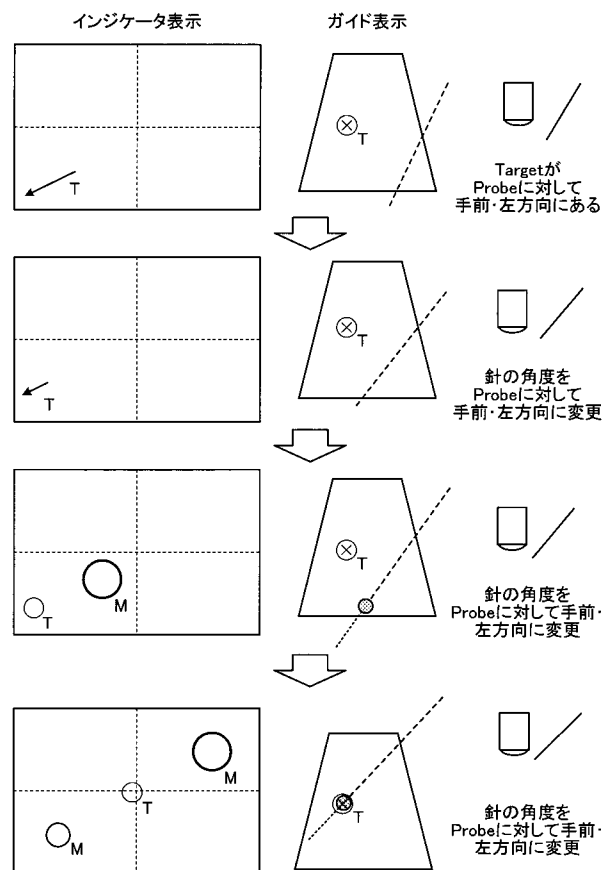
【図 6 A】



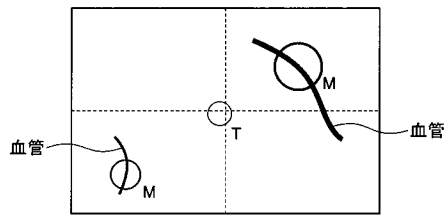
【図 6 B】



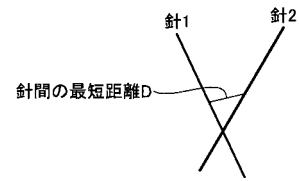
【図 7】



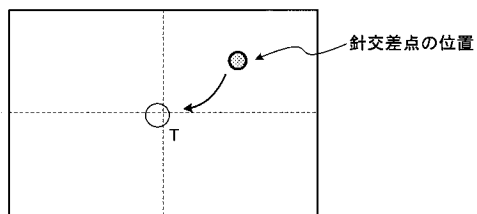
【図 8】



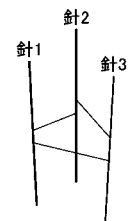
【図 10 A】



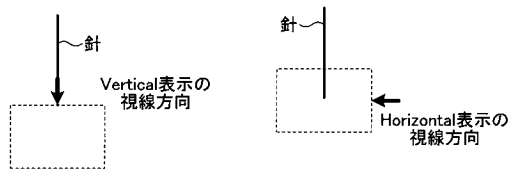
【図 9】



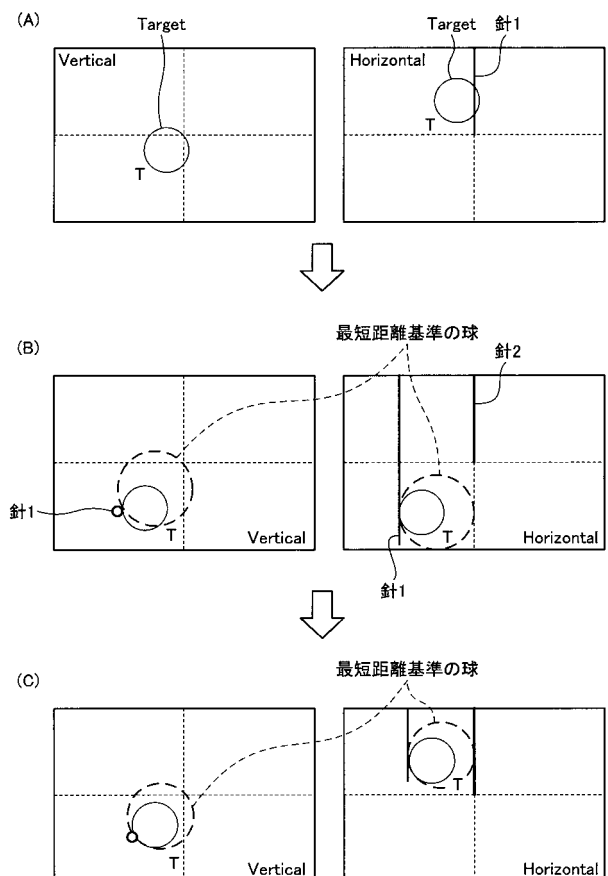
【図 10 B】



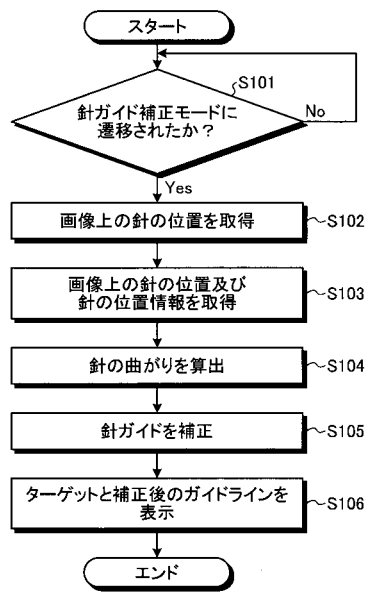
【図 11 A】



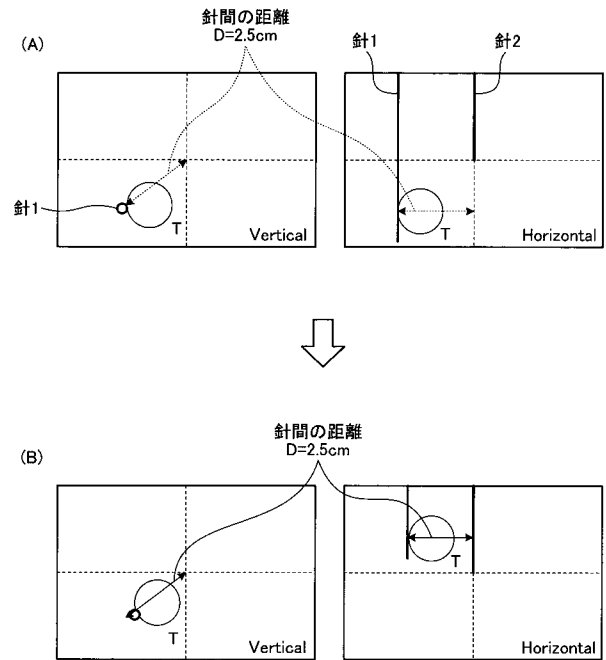
【図 11 B】



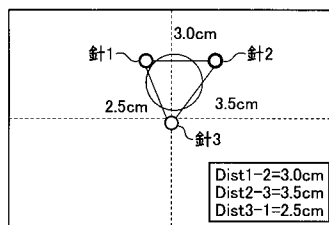
【図 1 2】



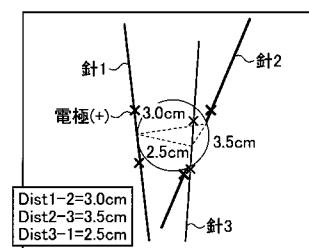
【図 1 3】



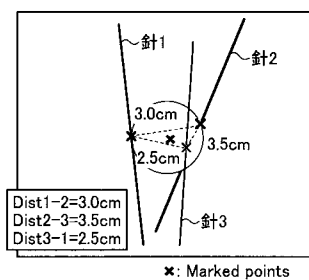
【図 1 4 A】



【図 1 4 C】



【図 1 4 B】



フロントページの続き

(72)発明者 中嶋 修

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 後藤 英二

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤井 友和

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 EE11 FF03 GA20 KK28 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2017070362A	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2015197881	申请日	2015-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	田中豪 橋本新一 郡司隆之 中嶋修 後藤英二 藤井友和		
发明人	田中 豪 橋本 新一 郡司 隆之 中嶋 修 後藤 英二 藤井 友和		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/488 A61B8/5223 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2034/2048 A61B2034/2051 A61B2034/107 A61B2034/2063 A61B2034/2065		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA20 4C601/KK28 4C601/KK31		
其他公开文献	JP6629031B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够改善手术的工作流程的超声波诊断装置和医学图像诊断装置。根据实施例的超声诊断设备包括获取功能，计算功能和校正功能。获取功能获取指示在收集超声图像的空间中穿刺针的位置的第一位置信息和指示包括在超声图像中的穿刺针的位置的第二位置信息。计算功能基于第一位置信息和第二位置信息计算穿刺针的弯曲。校正功能校正穿刺针相对于基于第一位置信息估计的超声图像的位置。点域1

