

(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2018-192246
(P2018-192246A)

(43) 公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(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 11 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-90211 (P2018-90211)
(22) 出願日 平成30年5月8日(2018.5.8)
(31) 優先権主張番号 特願2017-97110 (P2017-97110)
(32) 優先日 平成29年5月16日(2017.5.16)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 594164542
キヤノン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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74) 代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

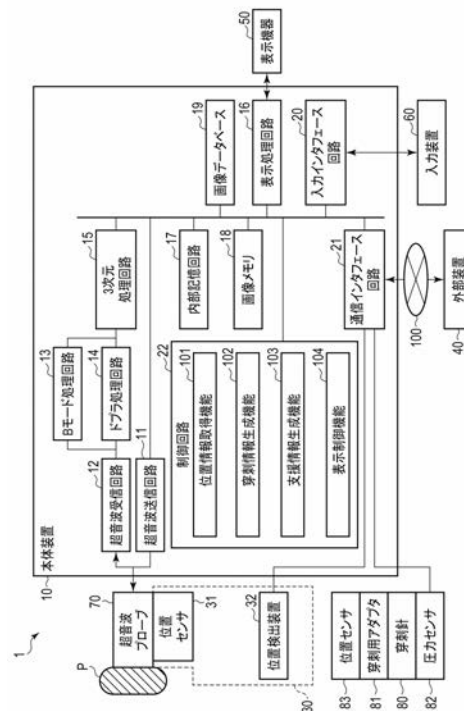
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断支援プログラム

(57) 【要約】

【課題】 操作の利便性を向上させることができる。

【解決手段】 本実施形態に係る超音波診断装置は、支援情報生成部と、表示制御部とを含む。支援情報生成部は、穿刺針に装着された圧力センサから取得される圧力情報に基づいて、該穿刺針の操作を支援する支援情報を生成する。表示制御部は、超音波プローブを用いた超音波の送受信により得られる画像であって前記穿刺針の少なくとも先端部分の像を含む超音波画像と、前記支援情報とを表示部に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿刺針に装着された圧力センサから取得される圧力情報に基づいて、該穿刺針の操作を支援する支援情報を生成する支援情報生成部と、

超音波プローブを用いた超音波の送受信により得られる画像であって前記穿刺針の少なくとも先端部分の像を含む超音波画像と、前記支援情報とを表示部に表示させる表示制御部と、を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記支援情報は、前記穿刺針にかかる圧力の大きさと該穿刺針にかかる力学的負荷の方向とに関する情報を含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記表示制御部は、前記穿刺針の刺入予定経路を示す穿刺ガイドを前記表示部にさらに表示させる請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記支援情報は、前記穿刺針の刺入角度と、前記穿刺ガイドからのずれを補正するための補正角度とを含む請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

穿刺針に関する位置センサから取得される位置情報を用いて、該穿刺針の少なくとも先端部分の位置および該穿刺針の穿刺方向を含む穿刺情報を生成する穿刺情報生成部をさらに具備し、

20

前記超音波画像は、前記穿刺情報に基づき生成された、前記穿刺針を含む断面の超音波画像である請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記支援情報は、前記穿刺針の針先位置に関する情報を含む請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記圧力センサは、光ファイバ、金属薄膜、半導体のいずれか 1 つにより形成される請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記穿刺針の進行度合いに応じて、前記支援情報の表示のオンオフまたは表示形式を制御する請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記穿刺針の予測される進行方向を示す進行予測線を前記表示部に表示させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記支援情報は、前記穿刺針の軌道修正のための補正情報を含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

コンピュータを、

40

穿刺針に装着された圧力センサから取得される圧力情報に基づいて、該穿刺針の操作を支援する支援情報を生成する支援情報生成手段と、

超音波プローブを用いた超音波の送受信により得られる画像であって前記穿刺針の少なくとも先端部分の像を含む超音波画像と、前記支援情報とを表示部に表示させる表示制御手段として機能させるための超音波診断支援プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置および超音波診断支援プログラムに関わるものである。

50

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いて得られた画像の観察下において、患者の病巣部（検査／治療対象）などの関心部位（ROI）に穿刺針を刺入することにより、所定の検査あるいは治療を行なう方法が開発されている。例えば、穿刺針を含む断面において収集された2次元画像が表示され、術者は、病巣部と穿刺針とを観察し、これらの位置関係を把握しながら病巣部に穿刺針を刺入する。穿刺針の正確な刺入を支援することを目的として、2次元画像に穿刺ガイドが重ねられている。穿刺ガイドは、穿刺針の刺入予定経路を示す表示である。

【0003】

穿刺針は患者の体内において直線的に刺入されることを前提としている。しかしながら、通常の穿刺針は十分な硬度を有していない。このため、刺入経路における生体組織の弾性（硬さ）特性が不均一な場合、穿刺ガイドが示す刺入予定経路とは異なる方向へ穿刺針が刺入される場合がある。

【0004】

そのため、穿刺針の位置を表示する手法として、3次元の画像データ（ボリュームデータ）に基づいて穿刺針の先端部分を把握する手法や、2次元画像において、穿刺針の推定位置を示すインジケータと実際の穿刺針の位置とのずれを補正して表示させる手法がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2015-139576号公報

【特許文献2】特開2014-28125号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

術者は、穿刺ガイドから穿刺針の進行方向（刺入方向）がずれないように、ずれを予測して針先の進行方向を補正する必要がある。しかし、穿刺ガイドから穿刺針の進行方向がずれた場合、単に穿刺針の先端部分を把握したり、実際の穿刺針の位置が表示された画像を視認するだけでは、どのように穿刺針の進行方向を補正すればよいかの判断が難しい。このような穿刺針の進行方向の補正は、術者の技術や経験に依存することとなる。結果として、穿刺精度にばらつきが生じるという問題がある。

【0007】

本実施形態の目的は、精度の高い穿刺を支援することができる超音波診断装置および超音波診断支援プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波診断装置は、支援情報生成部と、表示制御部とを含む。支援情報生成部は、穿刺針に装着された圧力センサから取得される圧力情報に基づいて、該穿刺針の操作を支援する支援情報を生成する。表示制御部は、超音波プローブを用いた超音波の送受信により得られる画像であって前記穿刺針の少なくとも先端部分の像を含む超音波画像と、前記支援情報とを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】超音波診断装置の構成を示す構成図。

【図2A】穿刺針に装着される圧力センサの第1例を示す図。

【図2B】穿刺針に装着される圧力センサの第2例を示す図。

【図3】穿刺針に装着される圧力センサの第3例を示す図。

【図4】光ファイバセンサによる圧力検出の動作原理を示す図。

10

20

30

40

50

【図 5】超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 6】支援情報の第 1 表示例を示す図。

【図 7】支援情報の第 2 表示例を示す図。

【図 8】支援情報の第 3 表示例を示す図。

【図 9】穿刺針の針先の位置の表示例を示す図。

【図 10】支援情報の第 4 表示例を示す図。

【図 11】表示制御機能による支援情報の表示制御例を示す図。

【図 12】進行予測線の表示例を示す図。

【図 13】支援情報として補正情報を表示する一例を示す図。

【図 14】補正情報に基づいて回転させた結果を示す図。

10

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置および超音波診断支援プログラムについて説明する。以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作をおこなうものとして、重複する説明を適宜省略する。

【0011】

(第 1 の実施形態)

第 1 の実施形態に係る超音波診断装置を図 1 のブロック図を参照して説明する。

図 1 に示されるように、超音波診断装置 1 は、本体装置 10、超音波プローブ 70 および位置センサシステム 30 を含む本体装置 10 は、ネットワーク 100 を介して外部装置 40 と接続される。また、本体装置 10 は、表示機器 50 および入力装置 60 と接続される。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、穿刺術において利用される場合を想定し、超音波プローブ 70 とともに穿刺針 80 が用いられる。

20

【0012】

位置センサシステム 30 は、超音波プローブ 70 および超音波画像の 3 次元の位置情報を取得するためのシステムである。位置センサシステム 30 は、位置センサ 31 と位置検出装置 32 とを含む。

【0013】

位置センサシステム 30 は、例えば、磁気センサ、赤外線センサまたは赤外線カメラ用のターゲット等を位置センサ 31 として超音波プローブ 70 に装着させることで、超音波プローブ 70 の 3 次元の位置情報を取得する。なお、超音波プローブ 70 にジャイロセンサ(角速度センサ)を内蔵させ、このジャイロセンサにより超音波プローブ 70 の 3 次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム 30 は、超音波プローブ 70 をカメラで撮影し、撮影した画像を画像認識処理することにより超音波プローブ 70 の 3 次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム 30 は、超音波プローブ 70 をロボットアームで保持し、ロボットアームの 3 次元空間の位置を超音波プローブ 70 の位置情報として取得してもよい。

30

【0014】

なお、以下では、位置センサシステム 30 が磁気センサを用いて超音波プローブ 70 の位置情報を取得する場合を例に説明する。具体的には、位置センサシステム 30 は、例えば磁気発生コイルなどを有する磁気発生器(図示せず)をさらに含む。磁気発生器は、磁気発生器自身を中心として、外側に向かって磁場を形成する。形成された磁場には、位置精度が保証される磁場空間が定義される。よって、磁気発生器の配置は、検査の対象となる生体が、位置精度が保証される磁場空間内に包含されるように配置されればよい。超音波プローブ 70 に装着される位置センサ 31 は、磁気発生器によって形成される 3 次元の磁場の強度および傾きを検出する。これにより、超音波プローブ 70 の位置と方向とを取得することができる。位置センサ 31 は、検出した磁場の強度および傾きを位置検出装置 32 へ出力する。

40

【0015】

位置検出装置 32 は、位置センサ 31 で検出された磁場の強度および傾きに基づき、例

50

えば、所定の位置を原点とした3次元空間における超音波プローブ70の位置(スキャン面の位置(x, y, z)及び回転角度(α , β , γ))を算出する。このとき、所定の位置は、例えば、磁気発生器が配置される位置とする。位置検出装置32は、算出した位置(x, y, z, α , β , γ)に関する位置情報を本体装置10へ送信する。

【0016】

なお、上述のように取得した位置情報と超音波プローブ70から送受信された超音波の超音波画像データとを時刻同期などで対応付けることにより、超音波画像データに位置情報を付与することができる。

【0017】

超音波プローブ70は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び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材等を有する。超音波プローブ70は、本体装置10と着脱自在に接続される。複数の圧電振動子は、本体装置10が有する超音波送信回路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70には、後述するオフセット処理や、超音波画像のフリーズなどの際に押下されるボタンが配置されてもよい。

【0018】

超音波プローブ70から生体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、生体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70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。超音波プローブ70は、生体Pからの反射波信号を受信して電気信号に変換する。

【0019】

本実施形態に係る超音波プローブ70には、上述したように、位置センサ31が装着されているので、生体Pを3次元で走査したときの位置情報を検出することが可能である。本実施形態に係る超音波プローブ70は、ボリュームデータを発生可能な種類を想定する。例えば、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置される2次元アレイプローブでもよい。または、あるエンクロージャ内に1次元アレイプローブとプローブ揺動用モータを備え、超音波振動子を所定の角度(揺動角度)で揺動させることで煽り走査や回転走査を機械的に行い、生体Pを3次元で走査するメカニカル4次元プローブ(機械揺動方式の3次元プローブ)でもよい。または、1次元に配列された複数の振動子が複数に分割される1.5次元アレイプローブであってもよい。

【0020】

なお、ボリュームデータに限らず、穿刺針80を含む断面において収集された2次元の超音波画像に対しても本実施形態における処理を適用できるため、超音波プローブ70は、単に複数の超音波振動子がアレイ方向に1列に配列された1次元アレイプローブであってもよい。

【0021】

超音波プローブ70には、穿刺用アダプタ81が設けられる。穿刺用アダプタ81は、穿刺針80の刺入初期位置を規定でき、さらに、穿刺針80を刺入方向に対してスライド自在に保持できる。穿刺用アダプタ81は、穿刺針80の刺入角度を自在に調整可能とする。穿刺針80は、穿刺用アダプタ81を用いて、超音波の走査面に沿うように生体に刺入される。なお、超音波プローブ70と穿刺用アダプタ81とが分離していてもよいし、穿刺用アダプタ81を用いずに、超音波プローブ70と穿刺針80とをそれぞれ自由に操作してもよい。

【0022】

穿刺針80は、どのような種類の穿刺針でもよい。例えば、病巣部の組織採取を目的とした生検用(生体組織検査用)の穿刺針であってもよいし、病巣部の焼灼治療が可能なR

10

20

30

40

50

F A 穿刺針などの焼灼治療用の穿刺針であってもよい。

【0023】

穿刺針80には、圧力センサ82および位置センサ83が装着される。圧力センサ82は、穿刺針80にかかる圧力の大きさ(例えば圧力値)を側面の複数の位置において計測する。位置センサ83は、超音波プローブ70に設置される位置センサ31とは別の位置センサである。位置センサ83は、穿刺針80の少なくとも先端部分の位置を計測することで、穿刺針80の位置情報が得られる。なお、位置センサ83は無線信号を送信し、外部にある受信器が、位置センサ83からの無線信号に基づいて穿刺針80の位置情報を算出してもよい。位置センサ83は、穿刺針80の位置を計測する一般的なセンサであればよいので、ここでの詳細な説明は省略する。

10

【0024】

図1に示される本体装置10は、超音波プローブ70が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。本体装置10は、図1に示すように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドブラ処理回路14、3次元処理回路15、表示処理回路16、内部記憶回路17、画像メモリ18(シネメモリ)、画像データベース19、入力インタフェース回路20、通信インタフェース回路21および制御回路22を含む。

【0025】

超音波送信回路11は、超音波プローブ70に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルサ回路等により実現される。トリガ発生回路は、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。遅延回路は、超音波プローブ70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、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ70に駆動信号(駆動パルス)を印加する。遅延回路により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が任意に調整可能となる。

20

【0026】

超音波受信回路12は、超音波プローブ70が受信した反射波信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路12は、例えば、アンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等により実現される。アンプ回路は、超音波プローブ70が受信した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う。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

30

【0027】

Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、Bモードデータを生成するプロセッサである。Bモード処理回路13は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、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。生成されたBモードデータは、2次元的な超音波走査線上のBモードRAWデータとして不図示のRAWデータメモリに記憶される。

40

【0028】

ドブラ処理回路14は、超音波受信回路12から受け取った受信信号に基づき、ドブラ波形、及びドブラデータを生成するプロセッサである。ドブラ処理回路14は、受信信号から血流信号を抽出し、抽出した血流信号からドブラ波形を生成すると共に、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の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。

【0029】

50

3次元処理回路15は、Bモード処理回路13、及びドブラ処理回路14により生成されたデータに基づき、位置情報付きのボリュームデータ（位置情報付きの3次元画像データ）を生成可能なプロセッサである。

【0030】

3次元処理回路15は、RAWデータメモリに記憶されたBモードRAWデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することで、所望の範囲のボクセルから構成されるボリュームデータを生成する。位置センサ31が装着されている超音波プローブ70がメカニカル4次元プローブ（機械揺動方式の3次元プローブ）、又は2次元アレイプローブの場合、ボリュームデータに対して、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報が付加される。

10

【0031】

位置センサ31が装着されている超音波プローブ70が1次元アレイプローブである場合も同様に、3次元処理回路15は、RAWデータメモリに記憶されたBモードRAWデータに対し、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報を付加する。具体的には、3次元処理回路15は、RAW-ピクセル変換を実行することで、ピクセルから構成される2次元画像データを生成し、生成した2次元画像データに対し、位置検出装置32で算出された超音波プローブ70の位置情報を付加する。

【0032】

また、3次元処理回路15は、発生したボリュームデータに対してレンダリング処理を施し、レンダリング画像データを生成する。

20

【0033】

表示処理回路16は、3次元処理回路15において発生された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、カーブ補正、及びRGB変換などの各種処理を実行することで、画像データをビデオ信号に変換する。表示処理回路16は、ビデオ信号を表示機器50に超音波画像として表示させる。なお、表示処理回路16は、操作者（例えば、術者）が入力インタフェース回路20により各種指示を入力するためのユーザインタフェース（GUI：Graphical User Interface）を生成し、GUIを表示機器50に表示させてもよい。表示機器50としては、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。

30

【0034】

内部記憶回路17は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路17は、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、及び表示処理を行なうための制御プログラム等を記憶している。また、内部記憶回路17は、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位ごとに予め設定する変換テーブルなどのデータ群を記憶している。また、内部記憶回路17は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜、例えば、アトラスを記憶してもよい。

【0035】

また、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で発生された2次元画像データ、ボリュームデータ、レンダリング画像データを記憶する。なお、内部記憶回路17は、入力インタフェース回路20を介して入力される記憶操作に従い、3次元処理回路15で生成した位置情報付きのボリュームデータ、位置情報付きのレンダリング画像データおよび位置情報付きの2次元画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶してもよい。内部記憶回路17は、記憶しているデータを、通信インタフェース回路21を介して外部装置へ転送することも可能である。

40

【0036】

画像メモリ18は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプ

50

ロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。画像メモリ 18 は、入力インタフェース回路 20 を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを保存する。画像メモリ 18 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）される。

【0037】

画像データベース 19 は、外部装置 40 から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース 19 は、過去の診察において取得された同一患者に関する過去画像データを、外部装置 40 から取得して記憶する。過去画像データには、超音波画像データ、C T (Computed Tomography) 画像データ、M R 画像データ、P E T (Positron Emission Tomography) - C T 画像データ、P E T - M R 画像データおよび X 線画像データが含まれる。

10

【0038】

なお、画像データベース 19 は、M O、C D - R、D V D などの記録媒体（メディア）に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【0039】

入力インタフェース回路 20 は、入力装置 60 を介して、ユーザからの各種指示を受け付ける。入力装置 60 は、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネルおよびタッチコマンドスクリーン（T C S）である。入力インタフェース回路 20 は、例えばバスを介して制御回路 22 に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を制御回路 22 へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース回路 20 は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置 1 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号を制御回路 22 へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース回路 20 の例に含まれる。

20

【0040】

通信インタフェース回路 21 は、位置センサシステム 30 と例えば無線により接続し、位置検出装置 32 から送信される位置情報を受信する。また、通信インタフェース回路 21 は、ネットワーク 100 等を介して外部装置 40 と接続され、外部装置 40 との間でデータ通信を行う。外部装置 40 は、例えば、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベース、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。また、外部装置 40 は、例えば、X 線 C T 装置、及び M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、核医学診断装置、及び X 線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置 1 以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置 40 との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、D I C O M (digital imaging and communication in medicine) が挙げられる。

30

【0041】

制御回路 22 は、例えば、超音波診断装置 1 の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 22 は、内部記憶回路に記憶されている制御プログラムを実行することで、当該プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路 22 は、位置情報取得機能 101、穿刺情報生成機能 102、支援情報生成機能 103 および表示制御機能 104 を実行する。

40

【0042】

位置情報取得機能 101 を実行することで、制御回路 22 は、通信インタフェース回路 21 を介して、位置センサシステム 30 から超音波プローブ 70 に関する位置情報と、位置センサ 83 から穿刺針 80 に関する位置情報とを取得する。

【0043】

穿刺情報生成機能 102 を実行することで、制御回路 22 は、時系列に得られる穿刺針 80 に関する位置情報と、超音波プローブ 70 に関する位置情報とから、穿刺針 80 の少

50

なくとも先端部分の位置および穿刺方向に関する穿刺情報を生成する。穿刺情報生成機能 102 を実行することで、制御回路 22 は、スキャン領域における穿刺針 80 の穿刺対象となる腫瘍などの生体部位（目標部位ともいう）への刺入予定経路を示す穿刺ガイドを生成する。

【0044】

支援情報生成機能 103 を実行することで、制御回路 22 は、圧力センサ 82 から得られる穿刺針 80 側面の複数の位置における圧力情報に基づいて、穿刺針 80 の操作を支援する支援情報を生成する。

【0045】

表示制御機能 104 を実行することで、制御回路 22 は、少なくとも、超音波画像および支援情報の表示を制御する。例えば、表示制御機能 104 は、穿刺情報に基づいて穿刺針を含むような断面が選択された超音波画像と、穿刺ガイドと、支援情報とを表示機器 50 に表示させる制御を行えばよい。なお、表示制御機能 104 は、ネットワーク 100 を介して接続される外部装置 40 のディスプレイなどに表示させるために、超音波画像と穿刺ガイドと支援情報とを外部装置 40 に出力してもよい。

10

【0046】

位置情報取得機能 101、穿刺情報生成機能 102、支援情報生成機能 103 および表示制御機能 104 は、制御プログラムとして組み込まれていてもよいし、制御回路 22 自体または本体装置 10 に制御回路 22 が参照可能な回路として、各機能を実行可能な専用のハードウェア回路が組み込まれていてもよい。

20

【0047】

制御回路 22 は、これら専用のハードウェア回路を組み込んだ特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ASIC）、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（Field Programmable Logic Device：FPGA）、他の複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：CPLD）、又は単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：SPLD）により実現されてもよい。

【0048】

次に、本実施形態に係る穿刺針 80 に装着される圧力センサ 82 の第 1 例について図 2A を参照して説明する。

30

【0049】

図 2A は、穿刺針 80 を先端方向から見た断面図である。断面から見て、穿刺針 80 の上下左右 4ヶ所に圧力センサ 82 が設置される。このように配置することで、穿刺針の外側から内側に向かう 4つの方向の圧力値を検出することができる。図 2A に示す圧力センサ 82 の配置であれば、支援情報生成機能 103 を実行する制御回路 22 が、4つの圧力センサ 82 のうちの対向する圧力センサ 82 の差分を算出し、穿刺針 80 にかかる圧力の大きさおよび穿刺針 80 にかかる力学的負荷の方向を算出する。これにより、対応する圧力センサ 82 のうちの圧力値の小さい圧力センサ 82 側に穿刺針 80 に力学的負荷がかかることが分かる。よって、操作者は、穿刺針 80 が穿刺ガイドからずれる方向（穿刺針 80 が曲がる方向）を予測できる。

40

【0050】

なお、圧力センサ 82 としては、圧電素子（ピエゾ）等のひずみ量が計測できるものであればよく、一般的な半導体で形成される圧力センサを用いればよい。圧力センサ 82 は、穿刺針 80 側面のある円周位置に 4ヶ所配置されることに限らず、ある円周位置に 5ヶ所以上配置されてもよいし、所定間隔で複数の円周位置に配置されるなど、さらに多数の圧力センサ 82 が配置されてもよい。これによって、穿刺針 80 にかかる力学的負荷の方向をより細かく検出できる。

【0051】

また、圧力センサ 82 は、穿刺針 80 の先端（刺入側）から後端（操作者側）に向かって少なくとも 3cm までの領域に配置されることを想定するが、これに限らず、穿刺針 8

50

0全体にわたって所定間隔で配置されてもよい。

【0052】

次に、本実施形態に係る穿刺針80に装着される圧力センサ82の第2例について図2Bを参照して説明する。

【0053】

単体の圧力センサを数カ所に配置する代わりに、ひずみセンサ201を穿刺針80に巻き付けることで圧力センサ82を形成してもよい。ひずみセンサ201は、例えば電気抵抗のひずみに関する原理を用いて、金属薄膜などを穿刺針80の表面に貼り付け、ひずみ（たわみ、湾曲）が生じた際の抵抗値から電位差を検出し、検出した電位差から圧力値を算出することができる。このようにすることで、穿刺針80にかかる力学的負荷の方向についてより詳細な情報を取得することができる。

10

【0054】

薄膜で形成されるひずみセンサは、単体の圧力センサと同様に、穿刺針80の先端から後端に向かって少なくとも3cmまでの領域に巻き付けられてもよいし、穿刺針80全体に巻き付けられてもよい。穿刺針80全体に巻き付けることで、穿刺針の先端部分だけではなく、穿刺針80全体の曲がり具合（穿刺ガイドからの穿刺針80全体のずれ具合）を検出することができるため、穿刺ガイドからのずれ方向が予測しやすくなる。

【0055】

穿刺針80に装着される圧力センサ82の第3例について図3および図4を参照して説明する。

20

【0056】

図3は、圧力センサ82として光ファイバセンサ301を用いる場合の光ファイバセンサ301の設置例である。図3に示すように、穿刺針80の延在方向に沿って光ファイバセンサ301も延在する。穿刺針80の内部に光ファイバセンサ301が配置されることが望ましいが、穿刺針80が光ファイバセンサ301内に含まれてもよいし、穿刺針80表面に沿って光ファイバセンサ301が設置されてもよい。なお、光ファイバセンサ301が圧力値および圧力の方向を両方検出できる場合は、1本の光ファイバセンサ301が配置されればよい。光ファイバセンサ301が圧力値のみ検出できる場合は、穿刺針80周りにおいて、少なくとも4本の光ファイバセンサ301を対向する位置に配置することで、対向する光ファイバセンサ301の圧力値の差分から圧力の方向を算出すればよい。

30

【0057】

また、図4は光ファイバセンサ301による圧力検出の動作原理を模式図であり、図面右側が刺入方向である。光ファイバセンサ301は、光を伝搬するコア401と、コア401の周りを被覆するクラッド402とを含む。コア401は、先端側から等間隔dに配置される。

【0058】

光ファイバセンサ301が圧力を検知する動作原理は、以下の通りである。光ファイバセンサ301の後端側に配置される光源（図示せず）から、広帯域の波長を有する波長の光（広帯域入射光）が入射される。ここで、光ファイバセンサ301が曲がっている場合、等間隔dであったコア401の間隔が変化し、間隔dとなる。広帯域入射光は、コア401の間隔dに比例して、特定帯域の波長が強められた反射光（特定波長反射光）として、光源側に返ってくる。間隔dは外部からの圧力Fに反比例するため、特定波長反射光から圧力値および圧力の方向を検出することができる。

40

【0059】

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の動作について、図5のフローチャートを参照して説明する。なお、超音波画像および穿刺ガイドが予め表示される場合を前提とする。

【0060】

ステップS501では、穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22が、超音波画像に含まれる目標部位に対し、穿刺ガイドを設定する。穿刺ガイドの生成方法の一例を示

50

すが、これに限らず穿刺針の予定経路を算出する一般的な方法であれば適用可能である。穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22は、目標部位の中心を穿刺ガイドの先端として設定する。次に、穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22が、穿刺ガイドの先端から体表面側に延びる直線であって、かつ穿刺針の刺入角度の範囲内（穿刺用アダプタ81で設定可能な角度の範囲内）に収まる直線を穿刺ガイドとして決定する。

【0061】

ステップS502では、位置情報取得機能101を実行する制御回路22が、穿刺針80に装着した位置センサ31から、穿刺針80の位置及び方向に関する位置情報を取得する。

ステップS503では、穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22が、位置情報に基づいて、穿刺針80の穿刺情報を生成する。

ステップS504では、表示制御機能104を実行する制御回路22が、穿刺情報に基づいて、穿刺針を含む断面の超音波画像を表示する。

【0062】

ステップS505では、穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22が、穿刺針80に設置される圧力センサから得られる圧力情報に基づいて、穿刺針80にかかる圧力の大きさおよび穿刺針80にかかる力学的負荷の方向を算出する。

ステップS506では、支援情報生成機能103を実行する制御回路22が、ステップS505で算出した穿刺針80にかかる圧力の大きさおよび穿刺針80にかかる力学的負荷の方向を基準として、支援情報を生成する。操作者は、支援情報を参照することで、穿刺ガイドに沿うように穿刺針80を操作できる。

ステップS507では、表示制御機能104を実行する制御回路22が、超音波画像と、穿刺ガイドと、支援情報とを表示する。

【0063】

ステップS508では、穿刺情報生成機能102を実行する制御回路22が、穿刺針80の先端が目標部位に到達したかどうかを判定する。判定方法としては、例えば、穿刺針の先端の位置情報（例えば、座標）と目標部位の領域を示す座標とを比較して、目標部位の領域内に穿刺針80の先端の座標が含まれるかどうかにより判定すればよい。穿刺針80の先端が目標部位に到達した場合、ステップS509に進み、穿刺針80の先端が目標部位に到達していない場合、ステップS502に戻り同様の処理を繰り返す。

ステップS509では、表示制御機能104を実行する制御回路22が、穿刺ガイドおよび支援情報の表示を終了する。

【0064】

なお、ステップS502からステップS508までは、例えば、1秒間隔で処理が順次実行されるようなリアルタイム処理が行われることが望ましい。以上で本実施形態に係る超音波診断装置1の動作が終了する。

【0065】

次に、第1の実施形態に係る支援情報の第1表示例について図6を参照して説明する。

図6は、超音波プローブ70を用いた超音波の送受信に基づいて生成される、超音波画像600の表示例である。ここでは、穿刺針80を刺入する際の目標部位として腫瘍601が画面上に表示される。腫瘍601に穿刺針を到達させるための穿刺ガイド602が破線で表示される。穿刺針を表す画像（以下、穿刺針画像603という）も実線で表示される。図6では、穿刺ガイド602と穿刺針画像603とにずれが生じている。

【0066】

ここで、支援情報604として、穿刺針80の後端側から見た穿刺針80の断面像605と、穿刺針80にかかる圧力の大きさおよび穿刺針80にかかる力学的負荷の方向を示す矢印606とが表示される。断面像605は、圧力センサ82が設置された穿刺針80の先端部分（例えば、先端から3cm）の断面に相当する。また、圧力の大きさは、圧力値に比例して、矢印606を大きく表示することを想定するが、矢印606とともに圧力値を数値で表示してもよい。

10

20

30

40

50

【0067】

また、図6では、4つの圧力センサ82のうちの対向する圧力センサの差分を算出した2方向を、圧力の方向として2つの矢印606により表示する。なお、これに限らず、各圧力センサの配置を考慮して、全圧力センサ82の圧力値の差分を算出することにより、圧力の大きさおよび圧力の方向を1つの矢印により表示してもよい。すなわち、図6の例では、断面像605のやや右下方向を示す矢印を1つ表示すればよい。

【0068】

操作者は、図6に示す支援情報604を参照することにより、操作者側から見て右下方向に穿刺針80に対して力学的負荷がかかっていることを理解できる。よって、そのまま穿刺針80を進行させると、穿刺針80が力学的負荷がかかる方向に穿刺ガイド602からずれていくことが容易に理解できる。操作者は、支援情報604に基づいて、刺入方向をどのように補正すればよいかを容易に判断することができる。刺入方向の補正は、例えば、穿刺針の刺し直し、または穿刺針80を例えば180度回転させるなどといった、先端の方向転換を行えばよい。

10

【0069】

なお、支援情報は、穿刺ガイドからの穿刺針のずれを補正するための情報を含んでもよい。支援情報の第2表示例について図7を参照して説明する。

図7は、超音波画像とともに表示される支援情報部分を抽出した図である。

支援情報701は、穿刺針の刺入角度702、穿刺針の補正角度703および穿刺用アダプタ画像704を表示させる。刺入角度702は、実際の穿刺針80の刺入角度および穿刺針80の進路であり、実線で示す。刺入角度702は、初期段階では穿刺ガイドに沿った角度である。なお、刺入角度702は、例えば穿刺用アダプタ81で設定された角度を取得して図示すればよく、実線に加えて角度値を表示してもよいし、角度値のみ表示してもよい。補正角度703は、逸れてしまった穿刺針80を再度穿刺ガイドに沿わせるために必要な角度および穿刺針の進路であり、破線で示す。補正角度703も同様に、破線に加えて角度値を表示してもよいし、角度値のみ表示してもよい。

20

【0070】

操作者は、図7に示す支援情報701を参照することにより、どの角度で穿刺針80を生体に刺入すれば目標部位に穿刺針80を到達させることができるかということを容易に把握できる。よって、補正角度703に応じて穿刺針80の角度を調整し、適切な角度で穿刺針80を再び刺入することができる。

30

【0071】

また、図8に示すように、支援情報の第3表示例として、穿刺針80にかかる圧力の大きさおよび圧力の方向を等高線またはカラーマップで表示してもよい。支援情報801は、穿刺針に装着される圧力センサ82の値をそのまま表示したものである。支援情報801として圧力値の分布を等高線またはカラーマップで示すことによっても、矢印を用いる場合と同様に圧力値および穿刺針80にかかる力学的負荷の方向を直感的に認識することができる。具体的に図8の例では、穿刺針80の断面に対して、右下方向より穿刺針80の外側から圧力がかかっていることが分かるので、操作者は、穿刺針80は左上方向にずれる(曲がる)と予測できる。

40

【0072】

なお、上述した支援情報の表示例に加えて、穿刺針80の針先の位置(針先位置)や穿刺針先端の刃面に関する情報を併せて表示してもよい。本実施形態では、針先は、生体Pに最初に刺入される穿刺針80の最先端部分を示す。支援情報に針先位置を併せて表示した場合の表示例について図9に示す。

【0073】

穿刺針80は、穿刺がしやすいように先端が斜めにカットされ、尖った針先を有する刃面が形成されるのが通常である。穿刺針80の進行方向は、大まかには刃面の方向によって穿刺針の進行方向が定まることが多い。具体的には、穿刺針80が生体中を進行するにつれ、穿刺針80の刃面と反対側の方向、すなわち針先が反るように穿刺針80が曲がっ

50

ていくことが多い。

【0074】

よって、図9に示すように、支援情報901として、矢印606に加えて穿刺針の針先位置902を表示する。穿刺針の針先位置902は、例えば所定の圧力センサの位置に針先を対応付けておくことで検出できる。操作者は、支援情報901を参照することで、針先位置902を認識でき、穿刺ガイドからずれる方向の予測精度をさらに向上させることができる。また、針先位置902は、図9の例では所定の角度範囲を有する実線の円弧で図示するが、点で図示してもよいし、断面像605を表す円のうちの穿刺針80の針先に対応する部分の色を変えてもよい。すなわち、針先位置が特定できればどのような表示形式でもよい。

10

なお、操作者が穿刺針80の刃面をより認識しやすくするように、穿刺針80を3次元モデルで表示してもよい。

【0075】

支援情報901のように針先位置902を表示する場合は、穿刺針80にかかっている圧力の方向を矢印606で示す代わりに、現在の穿刺針80の位置と穿刺ガイドとのずれを補正するための方向を矢印606で示してもよい。

【0076】

支援情報の第4表示例として、支援情報を超音波画像とは別ウィンドウで表示する代わりに、図10に示すように穿刺針画像603の先端付近に支援情報を矢印1001で表示してもよい。このように、圧力の大きさおよび圧力の方向が認識できる態様であればどのように表現してもよい。

20

【0077】

以上に示した第1の実施形態によれば、圧力センサを用いて穿刺針の圧力の大きさおよび圧力の方向を算出し、穿刺針の操作を支援する支援情報を生成する。これによって、定量的に穿刺針の穿刺ガイドからのずれを検出することができ、操作者は、穿刺ガイドからのずれをどのように補正すればよいかを容易に判断することができる。よって、穿刺術において、操作者の穿刺の技量に依らず、精度の高い穿刺を支援することができる。特に、早期ガンなど目標部位が小さい場合の穿刺のように、穿刺の精度を求められる場合に実益がある。

【0078】

(第2の実施形態)

第1の実施形態に係る支援情報に基づいて、穿刺ガイドからの穿刺針のずれを補正する場合、穿刺針に操作者からの圧力が加わる。そのため、支援情報が生成されるタイミングにおいて操作者が穿刺針のずれを補正していると、生体内を進行していくときの圧力とは別の圧力に基づく誤った支援情報が生成される可能性がある。よって、操作者は、誤った支援情報に基づいて誤った穿刺針の操作を行う可能性がある。また、リアルタイムに表示される支援情報が煩わしい場合もあり得る。そこで第2の実施形態では、所定間隔または手動で支援情報のオンオフを切り替え可能とすることで、適切な支援情報を生成できる。

30

【0079】

第2の実施形態に係る超音波診断装置は、表示制御機能104の動作以外、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様の動作を行う。

40

【0080】

表示制御機能104を実行する制御回路22は、生体内における穿刺針80の進行度合いに応じて、支援情報の表示のオンオフを切り替える。進行度合いに応じてオンオフを切り替える方法としては、例えば、初期設定は支援情報の表示をオンにし、穿刺針が生体内で所定距離(例えば、1cm)進むと、支援情報の表示を所定時間(例えば、3秒間)オフにし、所定時間経過後、表示をオンにする制御を行えばよい。反対に、初期設定は支援情報の表示をオフとし、穿刺針が生体内で所定距離進むと、支援情報の表示を所定時間オンにし、所定時間経過後、表示をオフにする制御を行ってもよい。操作者は、支援情報の表示がオフの期間に、穿刺針の進行方向を補正すればよい。

50

【0081】

または、表示制御機能104を実行する制御回路22が、操作者の指示に応じて支援情報のオンオフを切り替えてもよい。

表示制御機能104による支援情報の表示制御例について図11を参照して説明する。

【0082】

図11は、初期設定が支援情報の表示がオンの場合を想定する。左図に示すように、支援情報1101が表示されている状態で、穿刺針が1cm進むと支援情報1101の表示がオフとなる。なお、完全に支援情報1101の表示をオフとすることに限らず、表示制御機能104は、支援情報1101の表示サイズを小さくしたり、支援情報1101の表示を半透明にする（透過性を高くする）といった制御を行なってもよい。すなわち、通常表示される支援情報とは異なる表示形式であり、かつ操作者が参照すべきではない支援情報であると認識できれば、どのような表示形式でもよい。

10

【0083】

以上に示した第2の実施形態によれば、表示制御機能により支援情報の表示のオンオフを切り替えるまたは支援情報の表示形式を変更することで、穿刺針に操作者からの圧力が加わるなど支援情報を生成する際に好ましくない状態で生成された支援情報を表示させないようにできる。よって、更新された支援情報を適切なタイミングで操作者に表示することができる。操作者は、誤った支援情報に基づいて誤った穿刺針の操作を行う可能性を低減することができ、操作者による精度の高い穿刺を支援することができる。

20

【0084】

なお、上述の実施形態で説明した超音波画像上に、穿刺針について予測される進行方向を示す進行予測線を表示してもよい。

【0085】

進行予測線の表示例について図12を参照して説明する。

図12の例では、超音波画像上に、穿刺ガイド602が破線で表示されるとともに、穿刺針の進行予測線1201が一点鎖線で表示される。進行予測線1201の生成方法としては、例えば、穿刺針に加わる圧力値と穿刺針のひずみ量及びひずみ方向（ひずみを生じていない穿刺針の幾何的延長線上からのずれ）とを対応付けたテーブルを内部記憶回路17などに格納しておく。支援情報生成機能103を実行することで制御回路22が、計測された圧力値に対応するひずみ量とひずみ方向とに応じて進行予測線1201の軌跡を生成する。

30

【0086】

進行予測線1201を表示することで、このまま穿刺針を進行させると、どの程度曲がるのか、さらには、腫瘍601または穿刺ガイド602からどの程度ずれが生じる可能性があるのかをより操作者が理解しやすくなる。なお、穿刺ガイド602と進行予測線1201とを同時に表示させる場合は、それぞれの線種、太さおよび色の少なくともいずれかが1つを互いに異ならせるように設定されればよい。また、穿刺ガイド602を表示させずに進行予測線1201のみ表示させてもよい。

【0087】

また、支援情報として、どの程度針先を回転させれば、穿刺針を軌道修正して腫瘍601に到達できるかを示す補正情報を表示させてもよい。

40

支援情報として補正情報を表示する場合の一例について図13及び図14を参照して説明する。

【0088】

図13は、例えば、支援情報604、穿刺ガイド602および進行予測線1201が超音波画像600に表示された場合を示す一例である。図13では、進行予測線1201を見ると、穿刺針の進行方向が腫瘍601から遠ざかるようにずれていくことが分かる。

また、支援情報604として、穿刺針の先端が腫瘍601に到達するための補正情報1301が表示される。補正情報1301は、例えば、現在の状態から、どちらの回転方向にどの程度回転させるか（回転量）を示す情報である。図13の例では、針先位置を矢印

50

で示し、回転量を2つのバーで表示する。図13の表示により、補正情報1301は、穿刺針を腫瘍601に到達させるために時計回りに45度回転させればよいことがわかる。これにより、操作者が、どのように補正すればよいかを直感的に理解しやすくなる。

【0089】

また穿刺針の回転補正だけでは穿刺針が腫瘍601に到達することが困難な場合には、穿刺針の穿刺深さを補正する情報または、一旦抜針して穿刺開始点を再設定すべきである等の方法を補正情報として表示する。なお、操作者が補正情報1301を理解できる表現であれば、補正情報1301はどのように表示されてもよい。

【0090】

補正情報1301の計算方法としては、例えば、穿刺ガイド602の延長線上からの進行予測線1201のずれ量および腫瘍601の位置に基づいて、穿刺針の先端の回転方向及び回転量を計算すればよい。なお、回転量は、画面に「45度」といった数字で表現してもよいし、ブザーを用いて回転量として規定された値に近づくほどピープ音の発生間隔を短くするといったように音で表現してもよい。

【0091】

補正情報1301に基づいて回転させた結果を図14に示す。

図14に示すように、補正情報1301に応じて穿刺針を回転させきった結果、進行予測線1201が腫瘍601に到達するように表示が更新される。

なお、操作者が穿刺針を回転させている間も、回転量に応じてリアルタイムに進行予測線1201を更新してもよい。進行予測線1201の更新のため、支援情報生成機能103を実行することで制御回路22が、針先の方向に進行予測線1201が延びる（穿刺針の延長線上から針先が反るように）ように、穿刺針の回転にあわせて進行予測線1201を3次元上で計算し、超音波画像として表示される平面に当該進行予測線1201を射影すればよい。

【0092】

加えて、各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【0093】

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。これら新規な実施形態は、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ともに、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】

【0094】

1・・・超音波診断装置、10・・・本体装置、11・・・超音波送信回路、12・・・超音波受信回路、13・・・Bモード処理回路、14・・・ドブラ処理回路、15・・・3次元処理回路、16・・・表示処理回路、17・・・内部記憶回路、18・・・画像メモリ、19・・・画像データベース、20・・・入力インタフェース回路、21・・・通信インタフェース回路、22・・・制御回路、30・・・位置センサシステム、31・・・位置センサ、32・・・位置検出装置、40・・・外部装置、50・・・表示機器、60・・・入力装置、70・・・超音波プローブ、80・・・穿刺針、81・・・穿刺用アダプタ、82・・・圧力センサ、83・・・位置センサ、100・・・ネットワーク、101・・・位置情報取得機能、102・・・穿刺情報生成機能、103・・・支援情報生成機能、104・・・表示制御機能、201・・・ひずみセンサ、301・・・光ファイバセンサ、401・・・コア、402・・・クラッド、600・・・超音波画像、601

10

20

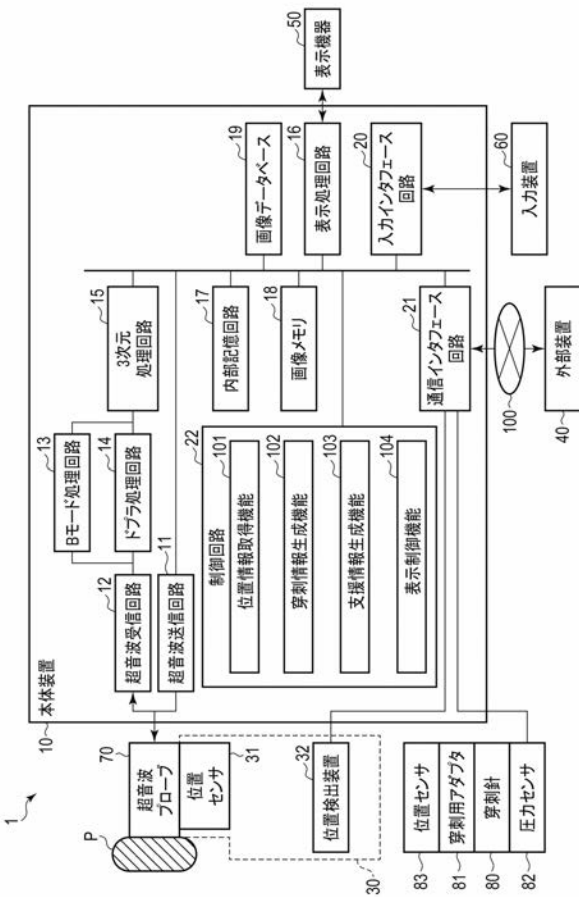
30

40

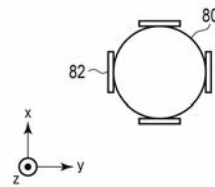
50

- ・ ・ ・ 腫瘍、602 ・ ・ ・ 穿刺ガイド、603 ・ ・ ・ 穿刺針画像、604, 701, 801, 901, 1101 ・ ・ ・ 支援情報、605 ・ ・ ・ 断面像、606 ・ ・ ・ 矢印、702
- ・ ・ ・ 刺入角度、703 ・ ・ ・ 補正角度、704 ・ ・ ・ 穿刺用アダプタ画像、902 ・ ・
- ・ 針先位置、1001 ・ ・ ・ 矢印、1201 ・ ・ ・ 進行予測線、1301 ・ ・ ・ 補正情報

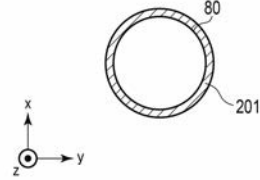
【 図 1 】



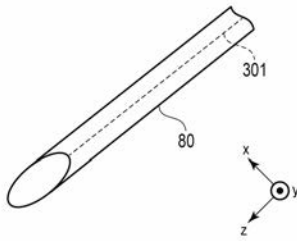
【 図 2 A 】



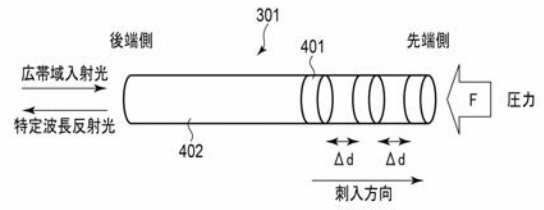
【 図 2 B 】



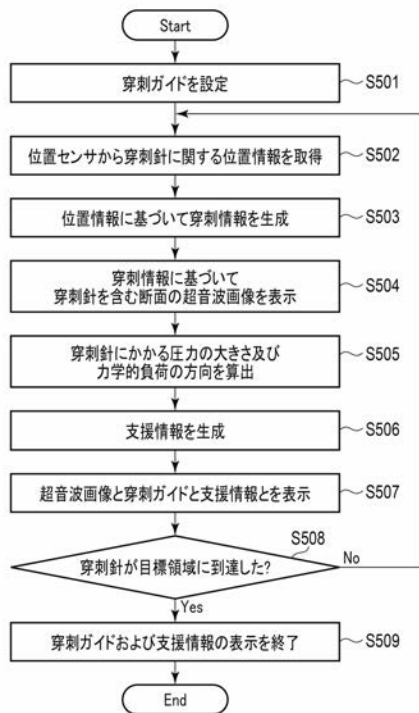
【 図 3 】



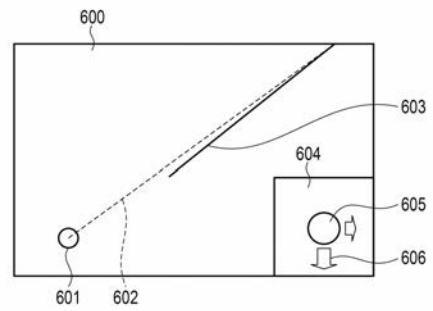
【 図 4 】



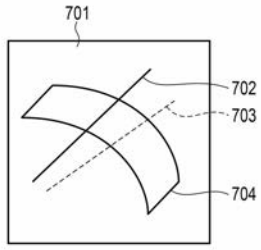
【 図 5 】



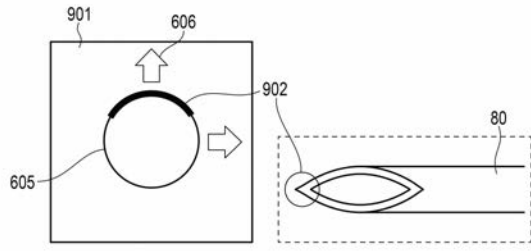
【 図 6 】



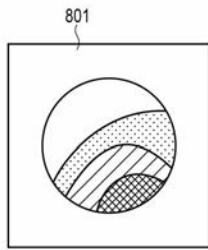
【 図 7 】



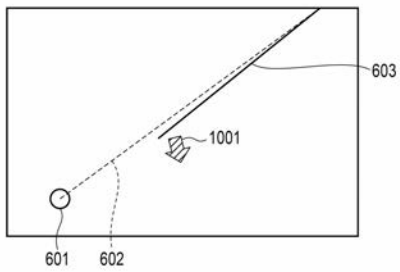
【 図 9 】



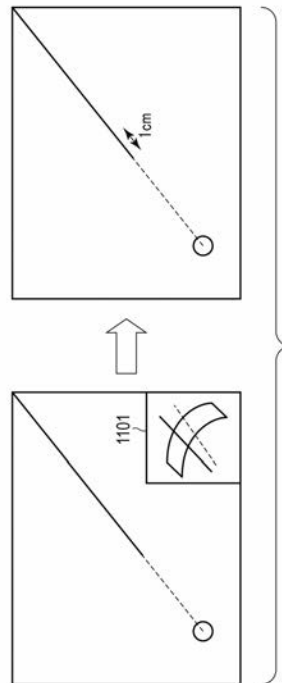
【 図 8 】



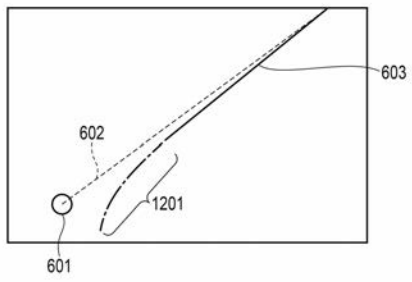
【 図 10 】



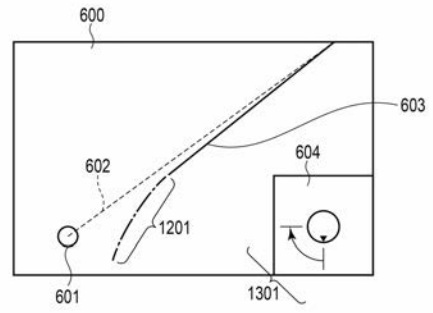
【 図 11 】



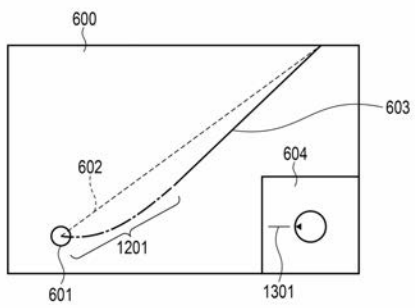
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 奥村 貴敏
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 貞光 和俊
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 福尾 悠平
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 菊地 紀久
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 西野 正敏
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 後藤 義徳
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 米山 直樹
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 FF04 FF06 GA18 GA20 GA21 GA25 KK02 KK16

KK31

