

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波により 3 次元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流体ボリュームデータから、穿刺対象の組織の位置情報を取得し、前記流体ボリュームデータにおける穿刺針の位置情報を取得する取得部と、

前記組織の位置情報を用いて、前記組織の表面の位置を特定して前記組織の中心経路を算出し、前記穿刺針の位置情報を用いて、前記穿刺針の挿入経路を算出する第 1 算出部と、

前記挿入経路と前記中心経路との距離を算出し、前記挿入経路の方向ベクトルと前記組織の表面の法線ベクトルとの角度を算出する第 2 算出部と、

前記距離と第 1 閾値範囲とを比較した結果と、前記角度と第 2 閾値範囲とを比較した結果とを操作者に通知する制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 閾値範囲は、前記組織の表面の位置と前記組織の中心経路とから算出される前記組織の口径に基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 閾値範囲及び第 2 閾値範囲は、前記穿刺針の種類及び穿刺部位の少なくとも 1 つに基づいて設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記取得部は、超音波プローブに取り付けられた位置センサと前記穿刺針に取り付けられた位置センサとから送信された情報に基づいて、前記穿刺針の位置情報を取得することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記取得部は、前記領域内に存在する組織の形状を示すボリュームデータであって、当該領域内に存在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組織ボリュームデータから、所定の輝度値以上となる高輝度領域を抽出して、前記穿刺針の位置情報を取得することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

操作者に参照される超音波画像データである参照画像データと、前記組織の位置情報を用いて前記流体ボリュームデータから前記組織を抽出した抽出ボリュームデータとを合成した合成画像データを、ガイド画像データとして生成するガイド画像生成部、

を更に備え、

前記制御部は、前記参照画像データとともに、前記ガイド画像データを表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ガイド画像生成部は、前記合成画像データに、更に、前記挿入経路を重畳した画像データを前記ガイド画像データとして生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記参照画像データは、前記領域内の断面を超音波により 2 次元走査して生成された超音波画像データであることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記参照画像データは、前記組織ボリュームデータから生成された 2 次元画像データであることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波により 3 次元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流体ボリュームデータから、穿刺対象の組織の位置情報を取得し、前記流体ボリュームデータにおける穿刺針の位置情報を取得する取得手順と、

前記組織の位置情報を用いて、前記組織の表面の位置を特定して前記組織の中心経路を

10

20

30

40

50

算出し、前記穿刺針の位置情報を用いて、前記穿刺針の挿入経路を算出する第1算出手順と、

前記挿入経路と前記中心経路との距離を算出し、前記挿入経路の方向ベクトルと前記組織の表面の法線ベクトルとの角度を算出する第2算出手順と、

前記距離と第1閾値範囲とを比較した結果と、前記角度と第2閾値範囲とを比較した結果とを操作者に通知する制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、治療や検査を目的として血管に穿刺を行なう血管穿刺が行なわれている。血管穿刺は、血管に刺した穿刺針から目的部位までカテーテルを挿入したり、目的部位で薬剤注入を行ったりする手技である。血管穿刺の一例としては、中心静脈カテーテル（central vein catheter）がある。中心静脈カテーテルを行なう場合、医師は、例えば、内頸静脈、鎖骨下静脈、大腿静脈等の穿刺部位に穿刺針を挿入し、穿刺針から中心静脈までカテーテルを押し進める。中心静脈は、右心房から約5cm以内の胸腔内の上大静脈及び下大静脈の領域である。

20

【0003】

そして、医師は、中心静脈まで押し進めたカテーテルから、薬剤（高カロリー輸液、カテコラミン類、抗がん剤等）の投与や点滴を行なう。末梢静脈から中心静脈への薬剤投与や点滴は安全性の確保やルート確保が困難であることから、中心静脈カテーテルは、有効な手技となる。或いは、中心静脈カテーテルでは、医師は、カテーテルに取り付けた装置を用いて中心静脈圧の測定を行なって、循環血液量や心機能の評価を行なう。

【0004】

ここで、肝臓等を対象とする腹部穿刺と同様に、血管穿刺は、超音波診断装置を用いた超音波ガイド下で行なわれることがある。超音波診断装置は、超音波走査により略リアルタイムで超音波画像を生成表示可能であり、超音波画像は、医師が穿刺部位の血管と穿刺針との位置関係を把握するために、有用である。医師は、超音波画像を参照して穿刺針と標的血管とをリアルタイムに観察することで、素早い穿刺が可能となる。また、医師は、穿刺針と標的血管とをリアルタイムに観察することで、動脈誤穿刺や、穿刺針を深く刺すことによる気胸を回避できる。また、医師は、超音波画像を参照して、挿入したガイドワイヤー等が静脈血管内にあることを確認できるため、超音波画像は、カテーテル留置操作のガイドとしても有用である。

30

【0005】

しかし、超音波ガイド下での血管穿刺は、以下の理由により、必ずしも有用でない場合があった。すなわち、超音波画像が一般的には断層像であるのに対して、血管の走行方向は、立体的であり、断層像から医師が想像した方向と一致しない場合がある。また、超音波の走査線が非常に薄い平面であるため、医師が走査線内から外れないように穿刺針を操作することは、困難である。これに対して、従来、穿刺針の挿入経路と穿刺部位との位置関係を取得して、取得した位置関係に基づくガイド表示や警告を行なう技術が知られている。しかし、血管穿刺の場合、更に、以下の点を考慮する必要がある。すなわち、血管が弾性を有する組織であるため、刺入角度が浅すぎると、血管により弾かれて穿刺針が刺さりにくい場合がある。また、刺入角度が深すぎると、穿刺針が血管に刺さっても、カテーテルワイヤーを血管内に挿入することが困難である場合がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

50

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 2 9 8 4 7 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 9 - 9 5 3 7 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 7】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺を円滑に行なうための情報を提供することができる超音波診断装置及び画像処理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】

【0 0 0 8】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、第 1 算出部と、第 2 算出部と、制御部とを備える。取得部は、超音波により 3 次元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流体ボリュームデータから、穿刺対象の組織の位置情報を取得し、前記流体ボリュームデータにおける穿刺針の位置情報を取得する。第 1 算出部は、前記組織の位置情報を用いて、前記組織の表面の位置を特定して前記組織の中心経路を算出し、前記穿刺針の位置情報を用いて、前記穿刺針の挿入経路を算出する。第 2 算出部は、前記挿入経路と前記中心経路との距離を算出し、前記挿入経路の方向ベクトルと前記組織の表面の法線ベクトルとの角度を算出する。制御部は、前記距離と第 1 閾値範囲とを比較した結果と、前記角度と第 2 閾値範囲とを比較した結果とを操作者に通知する。

【図面の簡単な説明】

【0 0 0 9】

【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 2】図 2 は、血管穿刺を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、従来技術の課題を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態で行なわれる超音波走査の一例を示す図 (1) である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態で行なわれる超音波走査の一例を示す図 (2) である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る取得部を説明するための図 (1) である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る取得部を説明するための図 (2) である。

【図 8】図 8 は、第 1 算出部を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 2 算出部を説明するための図 (1) である。

【図 1 0】図 1 0 は、第 2 算出部を説明するための図 (2) である。

【図 1 1】図 1 1 は、判定部の判定処理に用いられる情報の一例を示す図 (1) である。

【図 1 2】図 1 2 は、判定部の判定処理に用いられる情報の一例を示す図 (2) である。

【図 1 3】図 1 3 は、第 1 の実施形態に係るガイド画像生成部を説明するための図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 1 の実施形態に係る制御部の処理の一例を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 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 6】図 1 6 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 1 7】図 1 7 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 1 8】図 1 8 は、変形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】

【0 0 1 0】

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。

【0 0 1 1】

(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、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 1 0 とを有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

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 1 0 が有する送受信部 1 1 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 1 0 と着脱自在に接続される。

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。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 5 】

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、穿刺部位に刺した針先からガイドワイヤーを押し出してカテーテルを目的とする部位まで挿入可能である。

【 0 0 1 6 】

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。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、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、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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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

10

20

30

40

50

位置を装置本体 10 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 10 に送信する。

【0019】

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。

【0020】

入力装置 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。

10

【0021】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 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。

【0022】

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。

20

【0023】

装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドプラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、画像処理部 16 と、内部記憶部 17 と、制御部 18 とを有する。

【0024】

送受信部 11 は、パルス発生器、送信遅延部、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、送信遅延部は、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

【0025】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 18 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。

40

【0026】

また、送受信部 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。受信遅延部は、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、受信遅延部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。

50

【 0 0 2 7 】

第 1 の実施形態に係る送受信部 1 1 は、被検体 P を 2 次元走査するために、超音波プローブ 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部 1 1 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部 1 1 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部 1 1 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。

【 0 0 2 8 】

なお、送受信部 1 1 からの出力信号の形態は、R F (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。

【 0 0 2 9 】

B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 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。

【 0 0 3 0 】

ドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 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。

【 0 0 3 1 】

なお、第 1 の実施形態に係る B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 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 モード処理部 1 2 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、ドブラ処理部 1 3 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。

【 0 0 3 2 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 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、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 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、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 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。

【 0 0 3 3 】

ここで、画像生成部 1 4 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、画像生成部 1 4 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、画像生成部 1 4 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)

10

20

30

40

50

等を行なう。また、画像生成部 14 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。

【0034】

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、画像生成部 14 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。

【0035】

更に、画像生成部 14 は、Bモード処理部 12 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、画像生成部 14 は、ドブラ処理部 13 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ポリウムデータとなる。すなわち、画像生成部 14 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ポリウムデータ」として生成する。以下では、3 次元の B モード画像データを B モードポリウムデータと記載し、3 次元のドブラ画像データをドブラポリウムデータと記載する。B モードポリウムデータは、超音波により 3 次元走査された領域内の組織形状を示す組織ポリウムデータとなる。また、ドブラポリウムデータは、超音波により 3 次元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流体ポリウムデータとなる。

10

20

【0036】

更に、画像生成部 14 は、ポリウムデータをモニタ 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、ポリウムデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部 14 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) を行なってポリウムデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、ポリウムデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ポリウムデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成部 14 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ポリウムレンダリング (VR: Volume Rendering) 処理がある。

30

【0037】

ここで、ドブラデータを用いた画像の表示方法について説明する。ドブラデータを用いた画像の表示方法は、一般的には、カラードブラ法 (CDI: Color Doppler Imaging) とパワードブラ法 (PDI: Power Doppler Imaging) とに大別される。カラードブラ法では、画像生成部 14 は、血流の方向及び血流の速度の大きさに応じて色相を変化させたカラードブラ画像データを生成する。例えば、画像生成部 14 は、超音波プローブ 1 に向かってくる方向の血流を、血流の速度の大きさに応じて赤系色 (赤から黄) の色相を割り当て、超音波プローブ 1 から遠ざかる方向の血流を、血流の速度の大きさに応じて青系色 (青から青緑) の色相を割り当てたカラードブラ画像データを生成する。なお、カラードブラ法では、画像生成部 14 は、速度情報に分散情報を組み合わせた速度—分散表示を行なうためのカラードブラ画像データを生成する場合もある。

40

【0038】

また、パワードブラ法では、画像生成部 14 は、ドブラ信号の強度であるパワーの値に応じて、例えば、赤色系の色相や明度、或いは、彩度を変化させたパワー画像データを生成する。

【0039】

3 次元走査でカラードブラ法を行なう場合、画像生成部 14 は、ドブラポリウムデータとして、3 次元ドブラデータからカラードブラポリウムデータを生成する。また、3 次元走査でパワードブラ法を行なう場合、画像生成部 14 は、ドブラポリウムデータとして、3 次元ドブラデータから、ドブラ信号の強度であるパワーの値を 3 次元空間上にマ

50

ッピングしたパワーボリュームデータを生成する。また、3次元走査が時系列に沿って繰り返し行なわれる場合、画像生成部14は、カラードブラボリュームデータやパワーボリュームデータを時系列に沿って順次生成する。

【0040】

なお、カラードブラ法では、血流が存在する範囲の検出精度が、血流方向と超音波プローブ1との相対位置に依存する。具体的には、カラードブラ法では、超音波ビームの方向と直交する方向の血流の検出精度が低下する。一方、パワードブラ法では、血流の方向や速度に関する情報を検出できないが、血流が存在する範囲を、血流方向と超音波プローブ1との相対位置に依存することなく、検出することができる。

【0041】

また、ドブラ画像データは、通常、Bモード画像データに重畳されて、モニタ2に出力される。送受信部11は、2次元走査や3次元走査において、1本の走査線で1回超音波ビームの送受信を行なうBモード用のスキャンと、1本の走査線で複数回超音波ビームの送受信を行なうドブラモード用のスキャンとを並行して行なう。ドブラ処理部13は、同一走査線の複数の反射波データに対して、MTIフィルタ処理、自己相関演算処理、速度・分散・パワー推定処理を行なうことで、ドブラデータを生成する。

【0042】

図1に示す画像メモリ15は、画像生成部14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15は、Bモード処理部12やドブラ処理部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15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、画像生成部14を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0043】

画像処理部16は、本実施形態において、穿刺針5を用いた穿刺を支援するために、装置本体10に設置される。画像処理部16は、図1に示すように、取得部161と、第1算出部162と、第2算出部163と、判定部164と、ガイド画像生成部165とを有する。なお、画像処理部16が有する各部が行なう処理については、後に詳述する。

【0044】

内部記憶部17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、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部17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。

【0045】

制御部18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部18は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部17から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13、画像生成部14、画像処理部16の処理を制御する。また、制御部18は、画像メモリ15や内部記憶部17が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ2にて表示するように制御する。また、制御部18は、画像処理部16の処理結果をモニタ2にて表示するように制御する。

【0046】

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を用いた血管穿刺が行なわれる場合に、医師等の操作者に参照されるガイド用の超音波画像データとして、Bモード画像データの生成表示を行なう。血管穿刺は、血管に刺した穿刺針から目的部位までカテーテルを挿入したり、目的部位で薬剤注入を行ったりする手技である。血管穿刺の一例としては、中心静脈カテーテル（central vein catheter）がある。中心静脈カテーテルを行なう場合、医師は、例えば、内頸静脈、鎖骨下静脈、大腿静脈等の穿刺部位に穿刺針を挿入し、穿刺針から中心静脈までカテーテルを押し進める。中心静脈は、右心

10

20

30

40

50

房から約 5 c m 以内の胸腔内の上大静脈及び下大静脈の領域である。

【 0 0 4 7 】

そして、医師は、中心静脈まで押し進めたカテーテルから、薬剤（高カロリー輸液、カテコラミン類、抗がん剤等）の投与や点滴を行なう。或いは、中心静脈カテーテルでは、医師は、カテーテルに取り付けた装置を用いて中心静脈圧の測定を行なって、循環血液量や心機能の評価を行なう。医師は、標的血管を含む領域を 2 次元走査することで、略リアルタイムで生成表示される B モード画像データを参照して、穿刺針 5 と標的血管とを観察しながら、穿刺を行なう。図 2 は、血管穿刺を説明するための図である。

【 0 0 4 8 】

まず、操作者は、血管（例えば、鎖骨下静脈）を含む領域が 2 次元走査されるように、被検体 P の体表に超音波プローブ 1 を当接する。例えば、操作者は、図 2 の（A）の右図に示すように、血管を輪切りにした断層像が表示されるように、超音波プローブ 1 の当接角度を調整する。そして、操作者は、図 2 の（A）の左図に示すように、超音波プローブ 1 の当接面（被検体 P の体表）の近傍から穿刺針 5 の穿刺を開始する。

10

【 0 0 4 9 】

そして、操作者は、皮下組織に刺した穿刺針 5 を小刻みに動かして、穿刺針 5 に接する組織を動かす。操作者は、B モード画像データを参照して、穿刺針 5 の動きにより動く組織を視認し、穿刺針 5 の存在位置を確認する。そして、操作者は、図 2 の（B）の左図に示すように、穿刺針 5 を穿刺部位となる血管の近傍まで刺し進める。これにより、穿刺針 5 は、超音波の走査断面まで挿入され、その結果、B モード画像データには、図 2 の（B）に示すように、高反射体である穿刺針 5 が線形の高輝度領域として描出される。

20

【 0 0 5 0 】

そして、図 2 の（C）の左図に示すように、穿刺針 5 が血管の外壁に接触すると、B モード画像データには、図 2 の（C）の右図に示すように、穿刺針 5 に対応する高輝度領域により血管の外壁がへこむ様相が描出される。操作者は、図 2 の（C）の右図に示す状態を確認して、スナップを効かせて穿刺針 5 を血管内に挿入する。

【 0 0 5 1 】

このように、従来の血管穿刺では、一般的な腹部穿刺等と同様に、2 次元の B モード画像データがガイド用の超音波画像データとして用いられている。しかし、超音波ガイド下での血管穿刺は、以下の理由により、必ずしも有用でない場合があった。図 3 は、従来技術の課題を説明するための図である。

30

【 0 0 5 2 】

穿刺ガイド用に生成表示される超音波画像データは、上述したように、一般的には、2 次元の断層像（2 次元の B モード画像データ）である。これに対して、血管は、走査断面内を走行しているのではなく、実際には、立体的に走行している。このため、血管の走行方向は、断層像から医師が想像した方向と一致しない場合がある。例えば、図 2 の（A）～（C）に示す断層像内には、輪切りにされた血管が描出されるが、医師は、かかる断層像を、血管の走行方向に直交する短軸像であり、この画像の手前から奥に向かって血管が走行していると認識して穿刺を行なう場合がある。

【 0 0 5 3 】

すなわち、医師は、血管の走行方向（図 3 の（A）に示す実線の矢印を参照）に対して傾斜した方向の走査断面で生成された断層像を、短軸像と認識してしまう。かかる場合、医師は、図 3 の（A）に示す点線の矢印の方向を、血管の走行方向と認識して穿刺を行なう場合がある。

40

【 0 0 5 4 】

また、超音波の走査線が非常に薄い平面であるため、医師が走査断面から外れないように穿刺針 5 を操作することは、困難である。例えば、ガイド用の B モード画像データとして、血管の走行方向に沿った長軸像を用いる場合、図 3 の（B）に示すように、穿刺針 5 が走査断面から外れると、医師は、穿刺針 5 の針先の位置を把握することが困難である。また、穿刺針 5 が走査断面から外れると、医師は、長軸像で高輝度に描出されている線形

50

領域の先端を穿刺針 5 の針先と認識する場合がある。

【 0 0 5 5 】

このように、従来のように、2次元のBモード画像データをガイド用の超音波画像データとして用いると、血管穿刺が容易に行えない場合があった。これに対して、従来、穿刺針 5 の挿入経路と穿刺部位との位置関係を取得して、取得した位置関係に基づく穿刺ガイドを表示したり、挿入経路が穿刺部位から外れた場合に、警告を行ったりする技術が知られている。

【 0 0 5 6 】

しかし、血管穿刺の場合、更に、以下の点を考慮する必要がある。すなわち、血管が弾性を有する組織であるため、刺入角度が浅すぎると、血管により弾かれて穿刺針 5 が刺さりにくい場合がある。また、刺入角度が深すぎると、穿刺針 5 が血管に刺さっても、カテテルワイヤーを血管内に挿入することが困難である場合がある。換言すると、血管穿刺を行なう場合、医師は、血管と穿刺針 5 の挿入経路とがなす角度を、穿刺が円滑に行なえるように、穿刺部位や穿刺針 5 の種類に応じて、調整する必要がある。例えば、図 3 の (C) に示す角度 ϕ が最適な刺入角度であっても、従来の技術では、角度に関する情報を医師に提供することができなかった。なお、上記の課題は、血管穿刺を行なう場合でなく、リンパ節に対して穿刺を行なう場合でも同様に生じる。

【 0 0 5 7 】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺を円滑に行なうための情報を提供するために、以下に説明する画像処理部 16 の処理が行なわれる。

【 0 0 5 8 】

図 1 に示す取得部 161 は、超音波により 3 次元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流体ボリュームデータから、穿刺対象の組織の位置情報を取得する。また、取得部 161 は、この流体ボリュームデータにおける穿刺針 5 の位置情報を取得する。第 1 の実施形態に係る取得部 161 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、穿刺針 5 の位置情報を取得する。

【 0 0 5 9 】

ここで、取得部 161 による処理は、例えば、操作者が入力装置 3 を介して穿刺支援モードの開始要求が入力された場合に開始される。穿刺支援モードの開始要求を入力装置 3 から転送された制御部 18 は、以下の超音波走査が行なわれるように送受信部 11 を介して超音波プローブ 1 を制御する。図 4 及び図 5 は、第 1 の実施形態で行なわれる超音波走査の一例を示す図である。

【 0 0 6 0 】

まず、操作者は、図 4 に示すように、穿刺対象の組織（例えば、鎖骨下静脈）を含む 3 次元領域 A と、2次元領域 B とを設定する。3次元領域 A は、例えば、鎖骨下静脈を含む 3 次元領域であり、2次元領域 B は、例えば、鎖骨下静脈の血管の短軸像に近い断層像を撮影するための 2 次元領域である。

【 0 0 6 1 】

かかる設定が行なわれると、制御部 18 は、3次元領域 A でドブラモード用のスキャンを超音波プローブ 1 に実行させ、2次元領域 B で B モード用のスキャンを超音波プローブ 1 に実行させる。これにより、送受信部 11 は、B モード用の 2 次元の反射波データ及びドブラモード用の 3 次元の反射波データを生成する。B モード処理部 12 は、B モード用の 2 次元の反射波データから、2次元 B モードデータを生成し、ドブラ処理部 13 は、ドブラモード用の 3 次元の反射波データから 3 次元ドブラデータを生成する。そして、画像生成部 14 は、図 5 に示すように、2次元 B モードデータから B モード画像データ 200 を生成し、3次元ドブラデータからドブラボリュームデータ 100 を生成する。

【 0 0 6 2 】

なお、第 1 の実施形態は、B モード画像データ 200 を生成するためのスキャンと、ドブラボリュームデータ 100 を生成するためのスキャンとが交互に行なわれる場合であっ

10

20

30

40

50

ても、Bモード画像データ200を生成するためのスキャンがドブラボリュームデータ100を生成するためのスキャンの途中に行なわれる場合であっても良い。Bモード画像データ200及びドブラボリュームデータ100は、時系列に沿って順次生成される。なお、制御部18は、超音波走査を制御することから、超音波プローブ1が被検体Pに当接される当接面と3次元領域Aと2次元領域Bとの相対的位置関係を取得可能である。

【0063】

ここで、上述したように、血流等の流体が存在する範囲の検出精度は、CDIよりPDIの方が高い。このため、操作者は、ドブラボリュームデータ100として、パワーボリュームデータを収集するように指示する。すなわち、画像生成部14は、パワーボリュームデータをドブラボリュームデータ100として生成する。なお、第1の実施形態は、例えば、血管の走行方向により、血流が存在する範囲の検出精度が低下しないと判断されるならば、カラードブラボリュームデータをドブラボリュームデータ100として収集する場合であっても良い。

【0064】

そして、取得部161は、ドブラボリュームデータ100から血管の位置情報を取得する。また、取得部161は、ドブラボリュームデータ100における穿刺針5の位置情報を取得する。図6及び図7は、第1の実施形態に係る取得部を説明するための図である。

【0065】

例えば、取得部161は、パワーボリュームデータであるドブラボリュームデータ100を構成する複数のボクセルの中で、所定の輝度値以上の輝度値を有するボクセル群を抽出し、抽出したボクセル群を用いた領域拡張法等を行なう。これにより、取得部161は、図6に示すように、血液が存在する3次元領域である血管領域110を、ドブラボリュームデータ100から抽出する。そして、取得部161は、ドブラボリュームデータ100における血管領域110の位置を、血管の位置情報として取得する。血管領域110は、ドブラボリュームデータ100において標的血管内を流動する血液が存在する3次元領域である。換言すると、血管領域110は、ドブラボリュームデータ100から穿刺対象の組織（血管）を抽出した抽出ボリュームデータ（血管ボリュームデータ）となる。なお、取得部161は、ノイズ低減等を目的として、血管領域110の表面に対して平滑化フィルタ処理等の後処理を行なっても良い。

【0066】

また、取得部161は、位置センサ4、位置センサ6及びトランスミッター7で構成される位置検出システムの制御を行なう。取得部161は、位置センサ4、位置センサ6及びトランスミッター7に対して、位置検出処理の開始指示を送出し、位置センサ4及び位置センサ6から位置情報を受信する。ここで、取得部161は、超音波プローブ1における位置センサ4の取り付け位置と、超音波プローブ1にて振動子群が配列される配列面の位置との相対的位置関係を示すオフセット情報を記憶している。振動子群の配列面は、超音波プローブ1が被検体Pに当接される当接面となる。取得部161は、位置センサ4から受信した3次元位置情報とオフセット情報とから、実空間における当接面の3次元位置を取得する。また、取得部161は、当接面と3次元領域Aと2次元領域Bとの相対的位置関係を制御部18から取得する。これにより、取得部161は、図7の(A)に示すように、実空間における3次元領域Aと2次元領域Bとの3次元座標を取得する。

【0067】

また、取得部161は、穿刺針5における位置センサ6の取り付け位置と、穿刺針5の針先との相対的位置関係を示すオフセット情報を記憶している。取得部161は、位置センサ6から受信した3次元位置情報とオフセット情報とから、実空間において、穿刺針5が占める3次元座標を取得する。これにより、取得部161は、図7の(A)に示すように、実空間における針領域Cの3次元座標を取得する。

【0068】

そして、取得部161は、画像生成部14が行なうスキャンコンバート処理を制御する制御部18から、例えば、実空間の座標系を画像空間の座標系に変換するための変換行列

10

20

30

40

50

を取得する。取得部 161 は、かかる変換行列を用いて、図 7 の (B) に示すように、ドブラボリュームデータ 100 における針領域 300 の位置情報を取得する。なお、取得部 161 は、かかる変換行列を用いて、図 7 の (B) に示すように、ドブラボリュームデータ 100 における B モード画像データ 200 の位置情報も取得する。

【0069】

図 1 に戻って、第 1 算出部 162 は、組織の位置情報を用いて、組織の表面の位置を特定して組織の中心経路を算出する。具体的には、第 1 算出部 162 は、取得部 161 が取得した血管の位置情報を用いて、血管表面の位置を特定して血管の中心経路を算出する。また、第 1 算出部 162 は、取得部 161 が取得した穿刺針 5 の位置情報を用いて、穿刺針 5 の挿入経路を算出する。図 8 は、第 1 算出部を説明するための図である。

10

【0070】

例えば、第 1 算出部 162 は、血管領域 110 と、ドブラボリュームデータ 100 における血管領域 110 以外の領域との境界の位置を検出し、検出した境界の位置を、血管表面の位置として特定する。そして、第 1 算出部 162 は、図 8 に示すように、血管表面の位置から、ドブラボリュームデータ 100 における標的血管の中心経路 111 を算出する。また、例えば、第 1 算出部 162 は、針領域 300 の位置情報から、穿刺針 5 が挿入されると想定される予想経路 (図 8 に示す挿入経路 301) を算出する。

【0071】

図 1 に戻って、第 2 算出部 163 は、挿入経路 301 と中心経路 111 との距離を算出する。また、第 2 算出部 163 は、挿入経路 301 の方向ベクトルと組織の表面 (血管表面) の法線ベクトルとの角度を算出する。図 9 及び図 10 は、第 2 算出部を説明するための図である。例えば、第 2 算出部 163 は、中心経路 111 上に複数の点を設定する。以下、第 2 算出部 163 が設定する点を「設定点」と定義する。そして、第 2 算出部 163 は、設定点において、中心経路 111 に直交する断面を求める。そして、第 2 算出部 163 は、直交断面と挿入経路 301 との交点を求め、この交点と直交断面の設定点との距離を算出する。そして、第 2 算出部 163 は、複数の設定点それぞれの距離の中で、最も短い距離 (最短距離) を、図 9 に示すように、挿入経路 301 と中心経路 111 との距離 L として算出する。距離 L は、穿刺針 5 が標的血管に向かって挿入されているか否かを判定するための指標となる。

20

【0072】

また、例えば、第 2 算出部 163 は、図 10 に示すように、血管領域 110 の血管表面と、挿入経路 301 との交点 P を求める。そして、第 2 算出部 163 は、図 10 に示すように、交点 P における血管表面の法線ベクトル 112 を算出する。そして、第 2 算出部 163 は、図 10 に示すように、挿入経路 301 の方向ベクトルと法線ベクトル 112 とがなす角度 θ を算出する。角度 θ は、刺入角度となり、穿刺針 5 による穿刺が標的血管に対して最適な刺入角度で行なわれているか否かを判定するための指標となる。なお、第 2 算出部 163 は、「 $90^\circ - \theta$ 」を刺入角度として算出しても良い。ここで、第 2 算出部 163 は、穿刺針 5 が標的血管から外れて挿入されているために、交点 P が求められなかった場合、角度 θ が算出不可であるとして、以下に説明する判定部 164 に通知する。

30

【0073】

図 1 に戻って、判定部 164 は、距離 L が第 1 閾値範囲内であるか、第 1 閾値範囲外であるかを判定し、角度 θ が第 2 閾値範囲内であるか、第 2 閾値範囲外であるかを判定する。第 1 閾値範囲は、穿刺における許容距離範囲であり、第 2 閾値範囲は、穿刺における許容角度範囲である。図 11 及び図 12 は、判定部の判定処理に用いられる情報の一例を示す図である。

40

【0074】

例えば、第 1 閾値範囲 (許容距離範囲) 及び第 2 閾値範囲 (許容角度範囲) は、穿刺針 5 の種類及び穿刺部位の少なくとも 1 つに基づいて、設定される。図 11 の (A) では、穿刺部位 $P1$ は、例えば、鎖骨下静脈を示し、穿刺部位 $P2$ は、例えば、大腿静脈を示す。また、図 11 の (A) では、種類 $K1$ は、例えば、カテーテル留置用の穿刺針 5 が用い

50

られることを示し、種類 K 2 は、例えば、カテーテルによる薬剤投与用の穿刺針 5 が用いられることを示す。

【0075】

かかる場合、例えば、内部記憶部 17 は、図 11 の (A) に示すように、「穿刺部位：P 1、種類：K 1」では、許容距離範囲が「0 L L 1 1」であり、許容角度範囲が「 $\theta 1 1 1$ θ $\theta 1 1 2$ 」とする設定情報を記憶する。また、例えば、内部記憶部 17 は、図 11 の (A) に示すように、「穿刺部位：P 1、種類：K 2」では、許容距離範囲が「0 L L 1 2」であり、許容角度範囲が「 $\theta 1 2 1$ θ $\theta 1 2 2$ 」とする設定情報を記憶する。

【0076】

10

また、例えば、内部記憶部 17 は、図 11 の (A) に示すように、「穿刺部位：P 2、種類：K 1」では、許容距離範囲が「0 L L 2 1」であり、許容角度範囲が「 $\theta 2 1 1$ θ $\theta 2 1 2$ 」とする設定情報を記憶する。また、例えば、内部記憶部 17 は、図 11 の (A) に示すように、「穿刺部位：P 2、種類：K 2」では、許容距離範囲が「0 L L 2 2」であり、許容角度範囲が「 $\theta 2 2 1$ θ $\theta 2 2 2$ 」とする設定情報を記憶する。図 11 の (A) に示す設定情報は、予めシステムに初期設定されている場合であっても、操作者により事前に設定されている場合であっても良い。

【0077】

操作者は、穿刺支援モードの開始要求を入力する際に、穿刺部位と穿刺針 5 の種類とを入力する。例えば、操作者は、「穿刺部位：P 1、種類：K 1」を入力する。かかる場合、判定部 164 は、距離 L が「0 L L 1 1」であるか否かを判定し、角度 θ が「 $\theta 1 1 1$ θ $\theta 1 1 2$ 」であるか否かを判定する。

20

【0078】

なお、操作者は、内部記憶部 17 が記憶する設定情報を、所定の係数を用いて、変更しても良い。例えば、操作者は、入力装置 3 が有するスライダーを調整して、許容距離範囲用の係数や許容角度範囲用の係数を設定する。例えば、「0 L L 1 1」に対して許容距離範囲用の係数「 α 」が設定された場合、判定部 164 は、図 11 の (B) に示すように、距離 L が「0 L α L 1 1」であるか否かを判定する。また、例えば、「 $\theta 1 1 1$ θ $\theta 1 1 2$ 」に対して許容角度範囲用の係数「 β 」が設定された場合、判定部 164 は、図 11 の (B) に示すように、角度 θ が「 $\beta \theta 1 1 1$ θ $\beta \theta 1 1 2$ 」であるか否かを判定する。 α や β は、判定基準を厳しくするか、緩やかにするかに応じて、操作者が任意に変更可能な緩衝用（バッファ用）の係数となる。

30

【0079】

なお、判定部 164 は、上述したように予め設定された許容距離範囲を用いて判定処理を行なっても良いが、以下に説明するように、実際に穿刺が行なわれる血管に応じて適応的に設定される許容距離範囲を用いて判定処理を行なっても良い。すなわち、許容距離範囲は、組織の表面（血管表面）の位置と中心経路 111 とから算出される組織の口径（血管径）に基づいて設定されても良い。例えば、第 1 算出部 162 は、図 12 に示すように、血管領域 110 の表面の位置と、中心経路 111 とから、血管の平均半径 R を算出する。そして、判定部 164 は、例えば、「0 L y R」を許容距離範囲として設定し、距離 L の判定処理を行なう。ここで、「y」は、1 以下の実数であり、例えば、予めシステムに初期設定されている場合であっても、操作者により設定される場合であっても良い。

40

【0080】

そして、制御部 18 は、判定部 164 の判定結果、すなわち、距離 L と第 1 閾値範囲（許容距離範囲）とを比較した結果と、角度 θ と第 2 閾値範囲（許容角度範囲）とを比較した結果とを操作者に通知する。具体的には、制御部 18 は、距離 L が第 1 閾値範囲（許容距離範囲）の範囲外である第 1 の場合、角度 θ が第 2 閾値範囲（許容角度範囲）の範囲外である第 2 の場合、又は、距離 L が許容距離範囲の範囲外であり角度 θ が許容角度範囲の範囲外である第 3 の場合、操作者に警告を通知する。例えば、制御部 18 は、判定部 164 の判定結果が第 1 の場合、第 2 の場合、第 3 の場合のいずれかであるならば、モニタ 2

50

に警告を表示させたり、図示しないスピーカから警告音を発生させたりする。

【0081】

図1に戻って、ガイド画像生成部165は、操作者に参照される超音波画像データである参照画像データと、穿刺対象の組織の位置情報を用いて流体ボリュームデータから組織を抽出した抽出ボリュームデータとを合成した合成画像データを、ガイド画像データとして生成する。或いは、ガイド画像生成部165は、合成画像データに、更に、挿入経路301を重畳した画像データをガイド画像データとして生成する。上記の参照画像データは、第1の実施形態では、超音波により3次元走査された領域内の断面を超音波により2次元走査して生成された超音波画像データ(Bモード画像データ200)である。また、上記の抽出ボリュームデータは、上述したように、第1算出部162が、穿刺対象の血管の位置情報を用いてドプラボリュームデータ100から血管を抽出した血管領域110(血管ボリュームデータ)である。図13は、第1の実施形態に係るガイド画像生成部を説明するための図である。

10

【0082】

第1の実施形態に係るガイド画像生成部165は、例えば、取得部161が取得した位置情報に基づいて、参照画像データであるBモード画像データ200と、血管領域110と、挿入経路301とを仮想空間に配置する。そして、ガイド画像生成部165は、仮想空間で位置合わせされたBモード画像データ200と、血管領域110と、挿入経路301とをVR処理することで、図13に示すように、ガイド画像データ400を生成する。なお、図13に示す領域200Aは、VR処理されたBモード画像データ200に対応する領域であり、図13に示す領域110Aは、VR処理された血管領域110(血管ボリュームデータ)に対応する領域であり、領域301Aは、VR処理された挿入経路301に対応する領域である。

20

【0083】

ここで、ガイド画像生成部165は、例えば、制御部18の制御により、ガイド画像データ400を生成する際に、領域200Aと領域110Aと領域301Aとを重畳する不透明度(opacity)を調整しても良い。かかる不透明度の調整は、Bモード画像データ200と血管領域110と挿入経路301との位置関係が明瞭に描出されたガイド画像データ400を生成表示するために必要な処理となる。なお、ガイド画像データ400は、画像生成部14により生成されても良い。

30

【0084】

そして、制御部18は、上記の通知制御と並行して、参照画像データ(Bモード画像データ200)とともに、ガイド画像データ400をモニタ2に表示させる。図14は、第1の実施形態に係る制御部の処理の一例を示す図である。

【0085】

例えば、距離Lが許容距離範囲内であり、且つ、角度 θ が許容角度範囲内である場合、モニタ2は、図11の(A)に示すように、穿刺が良好に行なわれていることを示す文字情報「OK」を表示し、Bモード画像データ200及びガイド画像データ400を表示する。なお、本実施形態は、スピーカから「OK」の音声を出力させても良い。

【0086】

一方、判定部164の判定結果が第1の場合、第2の場合、第3の場合のいずれかである場合、モニタ2は、図11の(B)に示すように、穿刺が適切に行なわれていないことを示す文字情報「NG」を表示し、Bモード画像データ200及びガイド画像データ400を表示する。なお、本実施形態は、スピーカから「NG」の音声を出力させても良い。また、モニタ2は、制御部18の制御により、文字情報「NG」とともに、距離L及び角度 θ の値を表示したり、距離L及び角度 θ が許容距離範囲内及び許容角度範囲内となる具体的な指示を表示したりしても良い。また、本実施形態は、スピーカから、距離L及び角度 θ の値を音声で出力させたり、距離L及び角度 θ が許容距離範囲内及び許容角度範囲内となる具体的な指示を音声で出力させたりしても良い。

40

【0087】

50

なお、ガイド画像データ400とともに表示される参照画像データは、Bモード画像データ200以外の超音波画像データであっても良い。例えば、参照画像データは、ドブラボリュームデータ100を2次元領域Bに対応する断面で切断したドブラ画像データであっても、Bモード画像データ200の一部の領域をこのドブラ画像データで置き換えた画像データであっても、Bモード画像データ200とこのドブラ画像データとを不透明度を調整して重畳した画像データであっても良い。

【0088】

上記の通知処理及びガイド画像生成表示処理は、穿刺支援モードの終了要求を受け付けるまで、ドブラボリュームデータ100及びBモード画像データ200が新規に収集されるごとに、実行される。

10

【0089】

次に、図15を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図15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。なお、図15は、穿刺支援モードの開始要求を受け付けて、画像処理部16の処理が開始された後の処理を例示したフローチャートである。

【0090】

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の取得部161は、ドブラボリュームデータ100が収集されたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、ドブラボリュームデータ100が新規に収集されていない場合(ステップS101否定)、取得部161は、新規にドブラボリュームデータ100が収集されるまで待機する。

20

【0091】

一方、新規にドブラボリュームデータ100が収集された場合(ステップS101肯定)、取得部161は、ドブラボリュームデータ100から血管位置情報(標的血管の位置情報)を取得する(ステップS102)。そして、取得部161は、位置検出システムから受信した情報から、ドブラボリュームデータ100における針位置情報(穿刺針5の位置情報)を取得する(ステップS103)。なお、取得部161は、ステップS102の処理とステップS103の処理とを並列して行なっても良い。

【0092】

そして、第1算出部162は、血管位置情報を用いて、血管の表面位置を特定して中心経路111を算出し、針位置情報を用いて、穿刺針5の挿入経路301を算出する(ステップS104)。そして、第2算出部163は、距離(L)及び角度(θ)を算出し(ステップS105)、判定部164は、距離(L)及び角度(θ)と許容距離範囲及び許容角度範囲とを比較して、判定を行なう(ステップS106)。

30

【0093】

一方、ステップS105及びステップS106の処理と並行して、ガイド画像生成部165は、ガイド画像データ400を生成する(ステップS107)。

【0094】

そして、制御部18の制御により、モニタ2は、現時点で収集された2次元のBモード画像データ200とガイド画像データ400とを、判定結果とともに表示し(ステップS108)、処理を終了する。なお、穿刺支援モードの終了要求を受け付けるまで、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、新規にドブラボリュームデータ100が収集されるごとに、ステップS102～ステップS108の処理を繰り返す。

40

【0095】

上述したように、第1の実施形態では、ドブラボリュームデータ100を用いて血管の位置情報を取得し、位置検出システムを用いてドブラボリュームデータ100における穿刺針5の位置情報を取得する。そして、第1の実施形態では、血管と穿刺針5との相対的位置関係(距離及び角度)から、穿刺針5の進路が血管を的確に捉えているか、穿刺針5の刺入角度が適切であるかを判定し、判定結果を操作者に通知する。

【0096】

また、第1の実施形態では、血管と穿刺針5と参照画像データ(Bモード画像データ2

50

00)との相対的位置関係を、穿刺を行なう術者が直感的に把握できるガイド画像データ400を、参照画像データとは別に表示する。このように、第1の実施形態では、穿刺を円滑に行なうための情報を提供することができる。

【0097】

なお、第1の実施形態は、判定結果に基づく通知のみを行なって、穿刺が適切に行なわれているか否かを操作者である医師が認識可能として、ガイド画像データ400の生成表示を行わない場合であっても良い。また、第1の実施形態は、判定結果に基づく通知とともに表示されるガイド画像データ400に、挿入経路の情報を含めない場合でも良い。

【0098】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、第1の実施形態で説明した位置検出システムを用いずに、取得部161が穿刺針5の位置情報を取得する場合について、図16及び図17を用いて説明する。図16及び図17は、第2の実施形態を説明するための図である。

【0099】

第2の実施形態に係る超音波診断装置は、位置センサ4、位置センサ6及びトランスミッター7で構成される位置検出システムを有さない点以外、図1に例示する第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様に構成される。そして、第2の実施形態に係る画像処理部16は、図1に例示する第1の実施形態に係る画像処理部16と同様に構成される。

【0100】

ただし、第2の実施形態では、取得部161は、以下の処理により、ドプラボリュームデータ100における穿刺針5の位置情報を取得する。第2の実施形態に係る取得部161は、穿刺対象となる組織(標的血管)を含む領域内に存在する組織の形状を示すボリュームデータであって、当該領域内に存在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組織ボリュームデータを用いる。すなわち、第2の実施形態に係る取得部161は、Bモードボリュームデータを用いる。そして、第2の実施形態に係る取得部161は、Bモードボリュームデータから、所定の輝度値以上となる高輝度領域を抽出して、穿刺針5の位置情報を取得する。

【0101】

例えば、第2の実施形態では、制御部18は、図4に示す3次元領域Aにおいて、Bモード用のスキャンとドプラモード用のスキャンとを交互に超音波プローブ1に実行させる。これにより、送受信部11は、Bモード用の3次元の反射波データ及びドプラモード用の3次元の反射波データを生成する。Bモード処理部12は、Bモード用の3次元の反射波データから、3次元Bモードデータを生成し、ドプラ処理部13は、ドプラモード用の3次元の反射波データから3次元ドプラデータを生成する。そして、画像生成部14は、図16に示すように、3次元BモードデータからBモードボリュームデータ500を生成し、3次元ドプラデータからドプラボリュームデータ100を生成する。なお、第2の実施形態では、Bモードボリュームデータ500を生成するための3次元走査領域と、ドプラボリュームデータ100を生成するための3次元走査領域とが異なる大きさであっても良い。

【0102】

ここで、Bモードボリュームデータ500とドプラボリュームデータ100とは、当接位置及び当接角度が固定された状態の超音波プローブ1により3次元走査されることで生成される。従って、Bモードボリュームデータ500を構成する各ボクセルの座標とドプラボリュームデータ100を構成する各ボクセルの座標とは、同一の画像空間の座標系で表現される。

【0103】

第2の実施形態に係る取得部161は、第1の実施形態で説明したように、ドプラボリュームデータ100から血管領域110(血管ボリュームデータ)を抽出することで、血管の位置情報を取得する(図16の左図を参照)。そして、第2の実施形態に係る取得部161は、Bモードボリュームデータ500から所定の輝度値を有する線形の高輝度領域

10

20

30

40

50

510を抽出する(図16の右図を参照)。そして、第2の実施形態に係る取得部161は、Bモードボリュームデータ500において高輝度領域510が占める位置情報を、ドブラボリュームデータ100における穿刺針5の位置情報として取得する。

【0104】

第2の実施形態に係る第1算出部162は、第1の実施形態と同様に、血管領域110と、ドブラボリュームデータ100における血管領域110以外の領域との境界の位置を検出し、検出した境界の位置を、血管表面の位置として特定する。そして、第1算出部162は、第1の実施形態と同様に、血管表面の位置から、ドブラボリュームデータ100における標的血管の中心経路111(図8を参照)を算出する。また、第2の実施形態に係る第1算出部162は、図16の左図に示すように、高輝度領域510の位置情報から、穿刺針5が挿入されると想定される予想経路(挿入経路511)を算出する。

10

【0105】

第2の実施形態に係る第2算出部163は、第1の実施形態と同様に、挿入経路511と中心経路111との距離Lを算出する。また、第2算出部163は、第1の実施形態と同様に、挿入経路511の方向ベクトルと組織の表面(血管表面)の法線ベクトルとの角度 θ を算出する。そして、第2の実施形態に係る判定部164は、第1の実施形態と同様に、距離Lが第1閾値範囲内であるか、第1閾値範囲外であるかを判定し、角度 θ が第2閾値範囲内であるか、第2閾値範囲外であるかを判定する。

【0106】

第2の実施形態に係るガイド画像生成部165は、図17に示すガイド画像データ410を生成する。ここで、第2の実施形態では、モニタ2に表示される参照画像データは、Bモードボリュームデータ500から生成された2次元画像データとなる。例えば、画像生成部14は、操作者の指示により、Bモードボリュームデータ500を2次元領域B(図4を参照)に対応する断面で切断した2次元Bモード画像データを、参照画像データとして生成する。或いは、例えば、画像生成部14は、操作者の指示により、この2次元Bモード画像データの一部の領域を、ドブラボリュームデータ100を2次元領域Bに対応する断面で切断したドブラ画像データで置き換えた画像データを、参照画像データとして生成する。或いは、例えば、画像生成部14は、操作者の指示により、Bモードボリュームデータ500のVR画像データを、参照画像データとして生成する。或いは、例えば、画像生成部14は、操作者の指示により、Bモードボリュームデータ500とドブラボリュームデータ100とを不透明度を調整して重畳したボリュームデータのVR画像データを、参照画像データとして生成する。

20

30

【0107】

そして、ガイド画像生成部165は、取得部161が取得した位置情報に基づいて、参照画像データと、血管領域110と、挿入経路511とを仮想空間に配置する。そして、ガイド画像生成部165は、仮想空間で位置合わせされた参照画像データと、血管領域110と、挿入経路511とをVR処理することで、図17に示すように、ガイド画像データ410を生成する。なお、図17に示す領域500Sは、VR処理された参照画像データに対応する領域であり、図17に示す領域110Aは、VR処理された血管領域110(血管ボリュームデータ)に対応する領域であり、領域511Aは、VR処理された挿入経路511に対応する領域である。

40

【0108】

ここで、ガイド画像生成部165は、第1の実施形態と同様に、例えば、制御部18の制御により、ガイド画像データ400を生成する際に、領域200Aと領域110Aと領域301Aとを重畳する不透明度(opacity)を調整しても良い。なお、ガイド画像データ410は、画像生成部14により生成されても良い。

【0109】

制御部18は、第1の実施形態と同様に、判定部164による判定結果と、参照画像データと、ガイド画像データ410とを、モニタ2に表示させる。なお、制御部18は、判定部164による判定結果を音声で出力させても良い。

50

【 0 1 1 0 】

第 2 の実施形態においても、上記の通知処理及びガイド画像生成表示処理は、穿刺支援モードの終了要求を受け付けるまで、ドブラボリュームデータ 1 0 0 及び B モードボリュームデータ 5 0 0 が新規に収集されるごとに、実行される。また、第 1 の実施形態で説明した内容は、B モードボリュームデータ 5 0 0 を用いて穿刺針 5 の位置情報を取得する点以外、第 2 の実施形態でも適用可能である。

【 0 1 1 1 】

上述したように、第 2 の実施形態では、位置検出システムを用いずに、B モードボリュームデータ 5 0 0 を用いて穿刺針 5 の位置情報を取得することで、穿刺を円滑に行なうための情報を提供可能な超音波診断装置を、簡易な構成で製造することができる。

10

【 0 1 1 2 】

なお、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、血管穿刺を行なう場合について説明したが、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で説明した画像処理方法は、リンパ腺の穿刺を行なう場合でも適用可能である。

【 0 1 1 3 】

また、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、極端に湾曲していない血管に対して穿刺を行なう場合について説明した。すなわち、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で説明した画像処理方法は、穿刺針 5 の挿入経路に交差する血管が 1 箇所であるという前提に基づく方法である。しかし、仮に、穿刺対象が、曲がりくねっていて、穿刺針 5 の経路に交差する箇所が複数である場合、どの箇所が穿刺対象かを指定することが必要となる。かかる場合、例えば、操作者、又は、制御部 1 8 は、最初に穿刺針 5 の経路と交差する箇所を、穿刺対象として、上記の画像処理を実行させる。図 1 8 は、変形例を説明するための図である。

20

【 0 1 1 4 】

或いは、制御部 1 8 は、例えば、図 1 8 に示すように、穿刺針 5 の経路と交差する箇所が 2 箇所（点 C 1 及び点 C 2）であることを、モニタ 2 に表示させる。操作者は、モニタ 2 を参照して、例えば、点 C 1 を指定する。かかる場合、制御部 1 8 は、点 C 1 を穿刺対象として、画像処理部 1 6 に、上記の画像処理を実行させる。これにより、上記の変形例では、穿刺針 5 の経路に交差する箇所が複数である場合でも、穿刺を円滑に行なうための情報を提供することができる。

30

【 0 1 1 5 】

なお、上記の第 1 の実施形態、第 2 の実施形態及び変形例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、CPU および当該 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。

【 0 1 1 6 】

また、第 1 の実施形態、第 2 の実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像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。この画像処理プログラムは、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、この制御プログラムは、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。

40

【 0 1 1 7 】

以上、説明したとおり、第 1 の実施形態、第 2 の実施形態及び変形例によれば、穿刺を円滑に行なうための情報を提供することができる。

50

【 0 1 1 8 】

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。

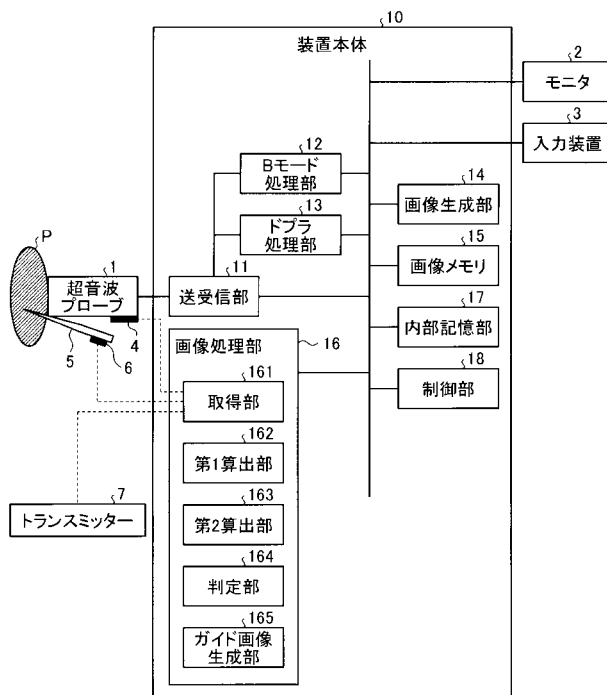
【 符号の説明 】

【 0 1 1 9 】

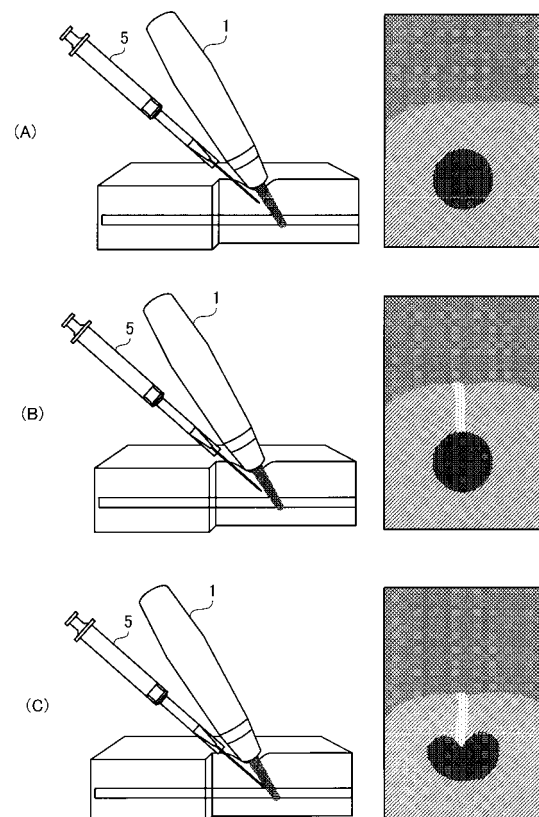
- 1 6 画像処理部
- 1 6 1 取得部
- 1 6 2 第 1 算出部
- 1 6 3 第 2 算出部
- 1 6 4 判定部
- 1 6 5 ガイド画像生成部
- 1 8 制御部

10

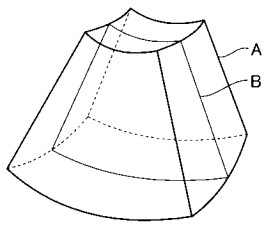
【 図 1 】



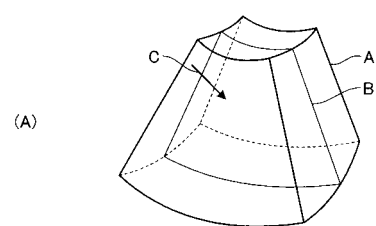
【 図 2 】



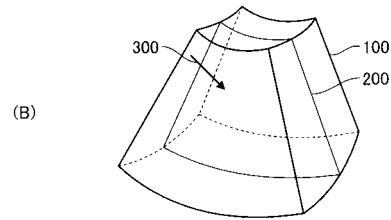
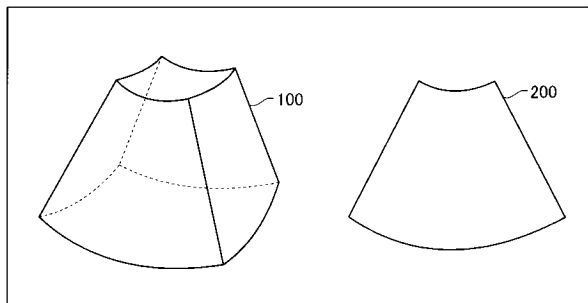
【 図 4 】



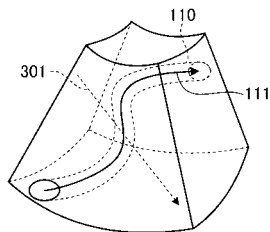
【 図 7 】



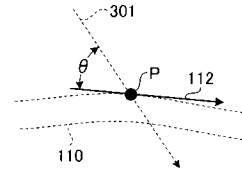
【 図 5 】



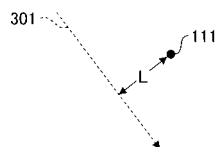
【 図 8 】



【 図 10 】



【 図 9 】



【 図 11 】

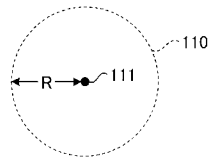
(A)

穿刺部位	種類	許容距離範囲	許容角度範囲
P1	K1	$0 \leq L \leq L11$	$\theta_{111} \leq \theta \leq \theta_{112}$
	K2	$0 \leq L \leq L12$	$\theta_{121} \leq \theta \leq \theta_{122}$
	⋮	⋮	⋮
P2	K1	$0 \leq L \leq L21$	$\theta_{211} \leq \theta \leq \theta_{212}$
	K2	$0 \leq L \leq L22$	$\theta_{221} \leq \theta \leq \theta_{222}$
	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮

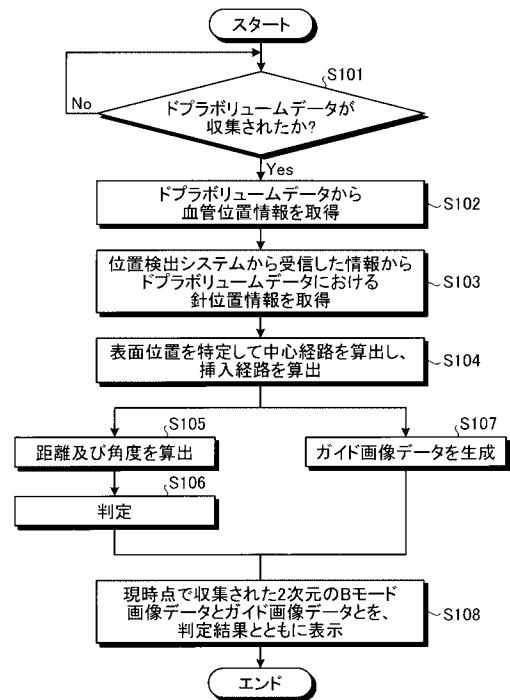
(B)

$\alpha \rightarrow 0 \leq L \leq \alpha L11$
$\beta \rightarrow \beta \theta_{111} \leq \theta \leq \beta \theta_{112}$

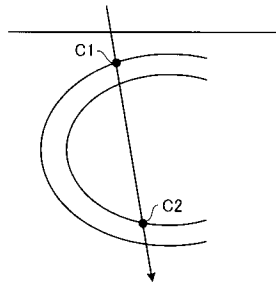
【図 12】



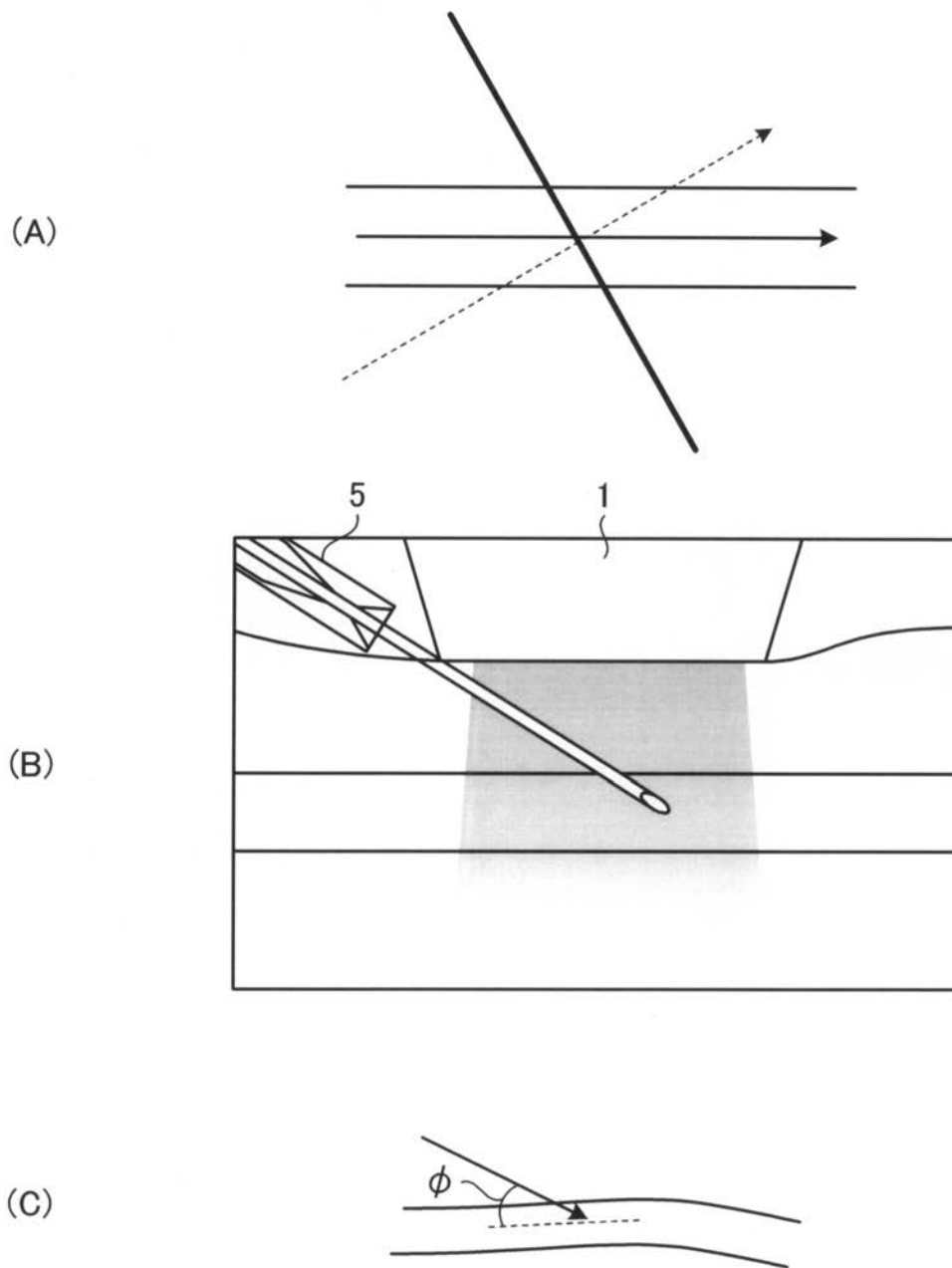
【図 15】



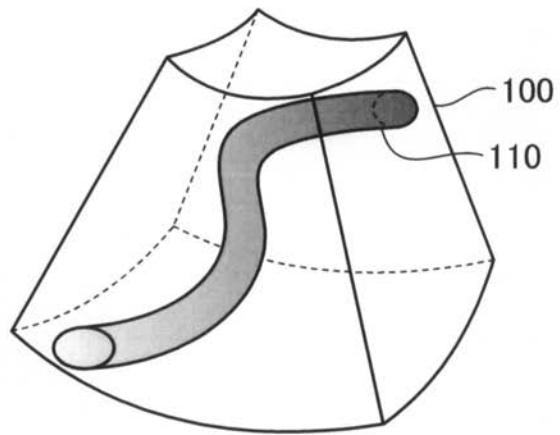
【図 18】



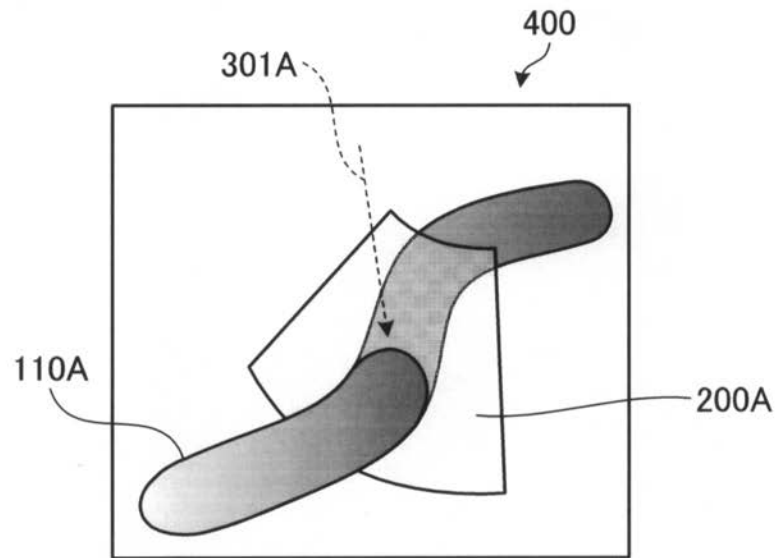
【図 3】



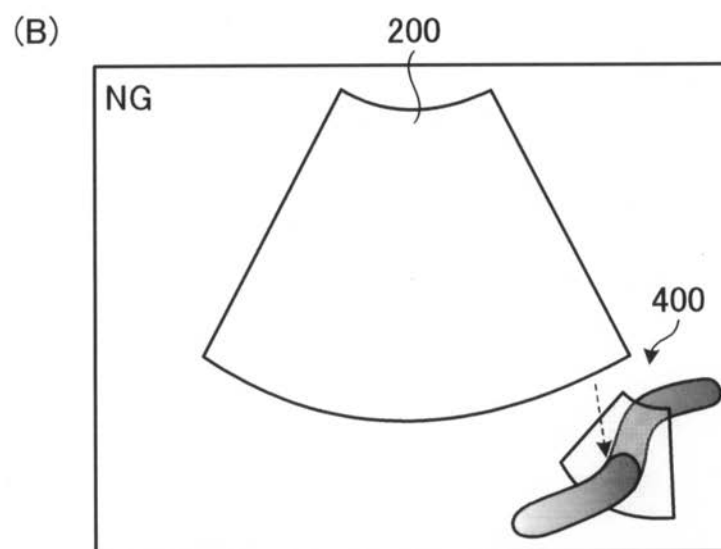
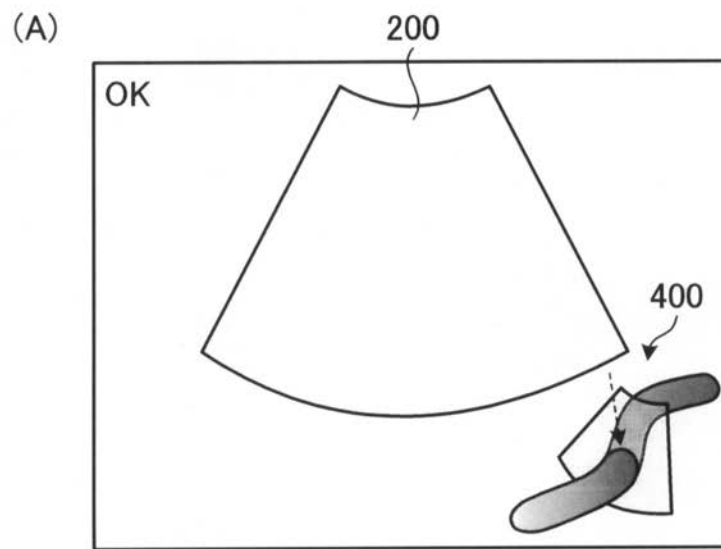
【図 6】



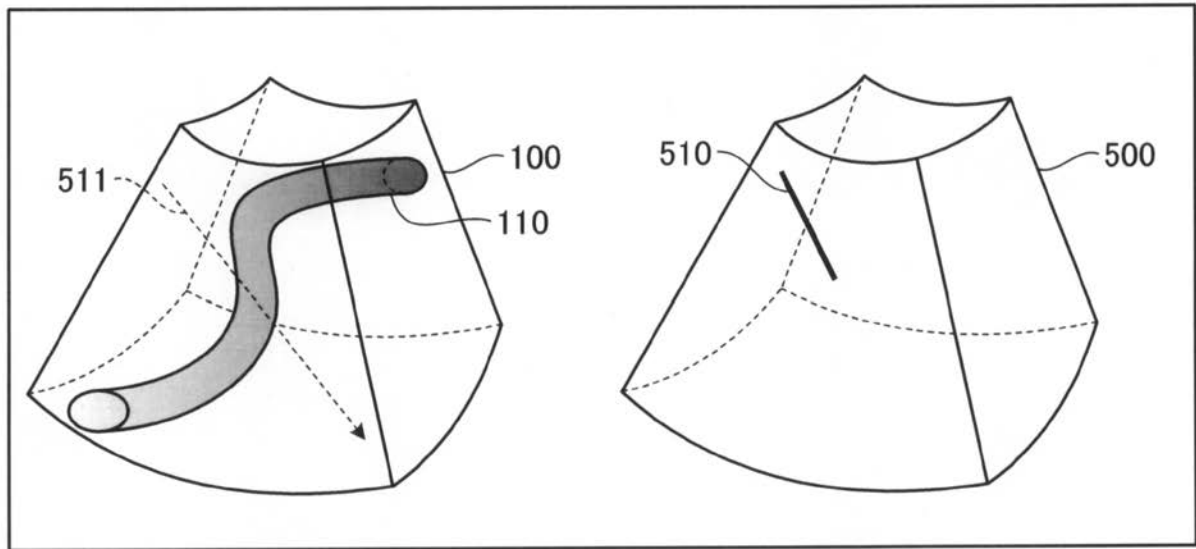
【図 13】



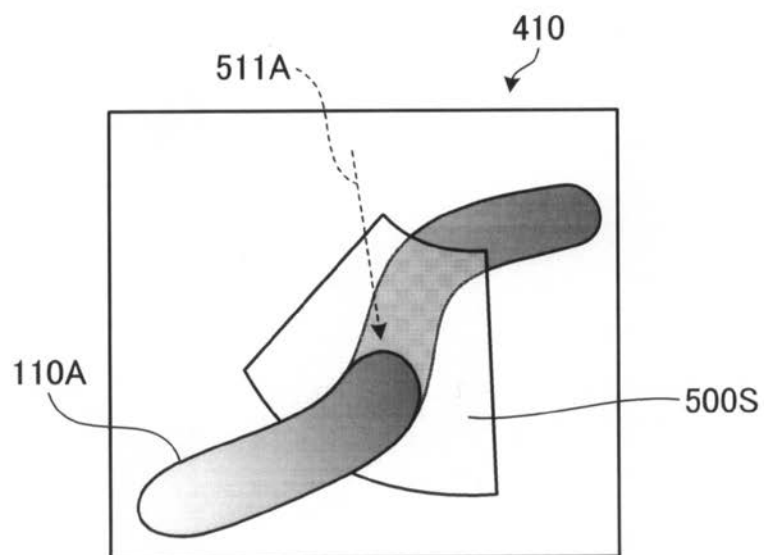
【 図 1 4 】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 郡司 隆之

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 小笠原 勝

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 福田 省吾

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 BB03 DD03 DE04 DE05 EE16 FF03 GA18 GA19 GA20 GA25
GA26 JB40 JC21 JC26 JC33 KK12 KK16 KK18 KK22 KK24
LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2014221161A	公开(公告)日	2014-11-27
申请号	JP2013102384	申请日	2013-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤俊介 大森慈浩 郡司隆之 小笠原勝 福田省吾		
发明人	佐藤 俊介 大森 慈浩 郡司 隆之 小笠原 勝 福田 省吾		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GA26 4C601/JB40 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK18 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6073743B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供有关顺利进行穿刺的信息。根据实施例的超声诊断设备包括获取单元，第一计算单元，第二计算单元和控制单元。获取单元从表示与在由超声波进行三维扫描的区域中流动的流体有关的流体信息的流体体积数据以及流体体积数据中的穿刺针的位置信息中获取要穿刺的组织的位置信息。得到。第一计算单元通过指定组织表面的位置，并使用穿刺针的位置信息，穿刺针的插入路径，使用组织的位置信息来计算组织的中心路径。要计算。第二计算器计算插入路径与中心路径之间的距离，并计算插入路径的方向向量与组织表面的法线向量之间的角度。控制单元将距离与第一阈值范围之间的比较结果以及角度与第二阈值范围之间的比较结果通知给操作者。[选型图]图1

