

(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2014-28128
(P2014-28128A)

(43) 公開日 平成26年2月13日(2014.2.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2013-131950 (P2013-131950)
(22) 出願日 平成25年6月24日 (2013.6.24)
(31) 優先権主張番号 特願2012-142340 (P2012-142340)
(32) 優先日 平成24年6月25日 (2012.6.25)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 大内 啓之
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
(72) 発明者 佐々木 琢也
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

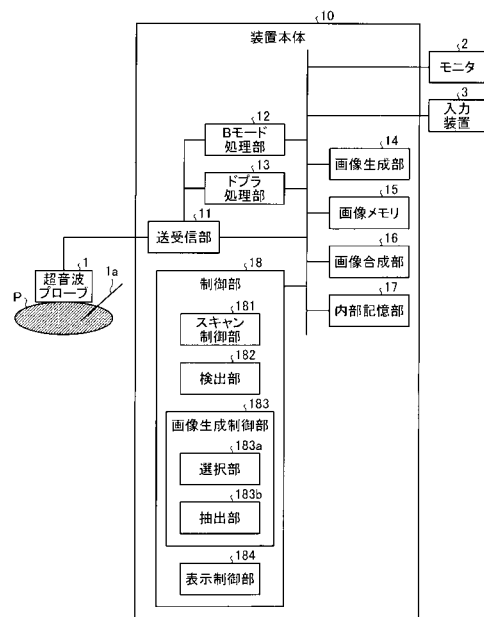
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させること。

【解決手段】 超音波診断装置は、スキャン制御部181と、画像生成部14と、検出部182と、画像生成制御部183と、画像合成部16と、表示制御部184とを備える。スキャン制御部181は、振動子面に対して第1の方向に超音波送信を行なう第1のスキャンと、振動子面に対して複数の方向それぞれで超音波送信を行なう第2のスキャンとを実行させる。画像生成部は、第1のスキャンから第1の超音波画像データを生成し、第2のスキャンから第2の超音波画像データ群を生成する。検出部182は、第2の超音波画像データ群に基づいて線分を検出する。画像生成制御部183は、線分に関する情報に基づいて、穿刺針が描出された針画像データを画像生成部に生成させる。表示制御部184は、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像データを表示するように制御する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿刺針が挿入された被検体を超音波スキャンする際に、前記被検体の組織の映像化を目的として振動子面に対して第 1 の方向に超音波送信を行なう第 1 のスキャンと、振動子面に対して複数の方向それぞれで超音波送信を行なう第 2 のスキャンとを超音波プローブに実行させるスキャン制御部と、

前記第 1 のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて第 1 の超音波画像データを生成し、前記第 2 のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて前記複数の方向ごとの超音波画像データで構成される第 2 の超音波画像データ群を生成する画像生成部と、

前記第 2 の超音波画像データ群に基づいて線分を検出する検出部と、

前記検出部が検出した線分に関する情報に基づいて、前記穿刺針が描出された針画像データを生成するように前記画像生成部を制御する画像生成制御部と、

前記第 1 の超音波画像データと前記針画像データとの合成画像データを生成する画像合成部と、

前記合成画像データを所定の表示部に表示するように制御する表示制御部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記検出部は、更に、前記第 2 の超音波画像データ群に基づいて算出した線分の角度を算出し、

前記画像生成制御部は、前記検出部が算出した角度に基づいて、前記針画像データを生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成制御部は、

前記第 2 の超音波画像データ群を構成する各画像データに対して前記検出部が算出した角度に基づいて、前記穿刺針の映像化に適した方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データを第 3 の超音波画像データとして前記第 2 の超音波画像データ群から選択する選択部と、

前記第 3 の超音波画像データの高輝度領域を穿刺針領域として抽出し、抽出した穿刺針領域を用いて前記針画像データを生成するように前記画像生成部を制御する抽出部と、

を備える、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記スキャン制御部は、前記第 2 のスキャンとして、振動子面に対して垂直方向を含む複数の方向それぞれで超音波送信を前記超音波プローブに実行させ、

前記選択部は、前記第 2 の超音波画像データ群の中で前記垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データに対して前記検出部が算出した角度に基づいて、前記第 3 の超音波画像データを選択し、

前記抽出部は、前記第 3 の超音波画像データと前記第 2 のスキャンとして前記垂直方向で行なわれた超音波送受信により生成された画像データとに基づいて、前記穿刺針領域を抽出する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記抽出部は、前記第 3 の超音波画像データの輝度値を低下した画像データを用いて、前記穿刺針領域の抽出処理を行なう、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成制御部は、

前記第 2 の超音波画像データ群を構成する各画像データに対して閾値処理を行なって、高輝度領域が抽出された候補画像データ群を生成するように前記画像生成部を制御する抽出部と、

前記候補画像データ群を構成する各画像データに対して前記検出部が算出した角度に基づいて、前記穿刺針の映像化に適した方向で行なわれた超音波送信により生成された画像

10

20

30

40

50

データを前記針画像データとして前記候補画像データ群から選択する選択部と、
を備える、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記スキャン制御部は、前記第 2 のスキャンとして、振動子面に対して垂直方向を含む複数の方向それぞれで超音波送信を前記超音波プローブに実行させ、

前記抽出部は、前記第 2 の超音波画像データ群の中で前記垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データから、前記第 2 のスキャンとして前記垂直方向で行なわれた超音波送受信により生成された画像データを差分した画像データ群を、前記候補画像データ群として生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記抽出部は、前記第 2 の超音波画像データ群の中で前記垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データの輝度値を低下した画像データを用いて、前記候補画像データ群を生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記選択部は、前記検出部が算出した角度に基づいて、前記穿刺針に対して最も垂直に近い角度となる方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データを選択する、請求項 3 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記スキャン制御部は、前記検出部が算出した角度に基づいて、前記第 2 のスキャンで行なわれる超音波送信の方向を変更する、請求項 2 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記スキャン制御部は、前記検出部が算出した角度の時間変化量に基づいて、前記第 2 のスキャンで行なわれる超音波送信の方向数を変更する、請求項 2 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記スキャン制御部は、前記第 2 のスキャンの条件変更に基づいて、変更後の第 2 のスキャンの超音波送受信条件を変更する、請求項 10 又は 11 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 13】

前記画像生成制御部は、前記第 2 の超音波画像データ群に対して前記検出部が検出した線分に基づくマーカを描画した画像データを、前記針画像データとして生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記画像生成制御部は、前記第 2 の超音波画像データ群に対して前記検出部が取得した線分及び角度に基づくマーカを描画した画像データを、前記針画像データとして生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記画像生成制御部は、前記候補画像データ群に対して前記検出部が取得した線分及び角度に基づくマーカを描画した画像データを、前記針画像データとして生成するように前記画像生成部を制御する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 16】

スキャン制御部が、穿刺針が挿入された被検体を超音波スキャンする際に、前記被検体の組織の映像化を目的として振動子面に対して第 1 の方向に超音波送信を行なう第 1 のスキャンと、振動子面に対して複数の方向それぞれで超音波送信を行なう第 2 のスキャンとを超音波プローブに実行させ、

画像生成部が、前記第 1 のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて第 1 の超音波画像データを生成し、前記第 2 のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて前記複数の方向ごとの超音波画像データで構成される第 2 の超音波

50

画像データ群を生成し、

検出部が、前記第2の超音波画像データ群に基づいて線分を検出し、

画像生成制御部が、前記検出部が検出した線分に関する情報に基づいて、前記穿刺針が描出された針画像データを生成するように前記画像生成部を制御し、

画像合成部が、前記第1の超音波画像データと前記針画像データとの合成画像データを生成し、

表示制御部が、前記合成画像データを所定の表示部に表示するように制御する、
ことを含む、画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、超音波プローブ直下の超音波画像をリアルタイムで表示可能であることから、生体組織検査やラジオ波焼灼治療（RFA：Radio Frequency Ablation）等の穿刺針を用いた穿刺が行なわれる場合に頻繁に使用されている。また、穿刺ガイドを超音波プローブに取り付けて穿刺を行なうと、穿刺針を挿入する角度が限定されるので、病変部と血管との位置関係等から、穿刺は、穿刺ガイドを用いずに、フリーハンドで行われる場合も多い。しかし、病変の位置や穿刺針の侵入角度の影響で、穿刺針が見えにくくなることもあり、そのような場合は、穿刺針を動かした際の組織の動き等を見ながら穿刺を行っていた。

20

【0003】

そこで、近年、穿刺中に穿刺針の視認性を向上させるために、オプリークスキャンを行なって穿刺針に垂直になるように超音波ビームを照射して、穿刺針が高輝度で描出された超音波画像（針画像）を生成する技術が知られている。また、針画像の生成とともに、オプリークスキャンを行わずに通常の超音波スキャンを行なって生体組織が描出された超音波画像（生体画像）を生成し、針画像と生体画像との合成画像を生成して表示させる技術も知られている。

【0004】

30

しかし、オプリークスキャンによって輝度が上昇する物体は、穿刺針の他に、超音波の送信方向に対して垂直な生体組織も含まれる。また、オプリークスキャンを行なった場合、ビーム形状等により、グレーティングローブが発生し、画像内にアーチファクトが発生してしまう。更に、穿刺針が超音波プローブ直下からずれる程、穿刺針の輝度は低下する。特に、フリーハンドで穿刺を行なう場合、穿刺針の角度は一定とはならない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-320378号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させることができる超音波診断装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、スキャン制御部と、画像生成部と、検出部と、画像生成制御部と、画像合成部と、表示制御部とを備える。スキャン制御部は、穿刺針が挿入された被検体を超音波スキャンする際に、前記被検体の組織の映像化を目的として振動子面に対して第1の方向に超音波送信を行なう第1のスキャンと、振動子面に対して複数の方向

50

それぞれで超音波送信を行なう第2のスキャンとを超音波プローブに実行させる。画像生成部は、前記第1のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて第1の超音波画像データを生成し、前記第2のスキャンにより前記超音波プローブが受信した反射波を用いて前記複数の方向ごとの超音波画像データで構成される第2の超音波画像データ群を生成する。検出部は、前記第2の超音波画像データ群に基づいて線分を検出する。画像生成制御部は、前記検出部が検出した線分に関する情報に基づいて、前記穿刺針が描出された針画像データを生成するように前記画像生成部を制御する。画像合成部は、前記第1の超音波画像データと前記針画像データとの合成画像データを生成する。表示制御部は、前記合成画像データを所定の表示部に表示するように制御する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【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図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係るスキャン制御部を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

【図4】図4は、図1に示す検出部を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係るスキャン制御部による第2のスキャンの条件変更処理の一例を示す図(1)である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態に係るスキャン制御部による第2のスキャンの条件変更処理の一例を示す図(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7】図7は、第2の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

【図8】図8は、第2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9】図9は、第3の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

【図10】図10は、第4の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

【図11】図11は、第5の実施形態を説明するための図(1)である。

【図12】図12は、第5の実施形態を説明するための図(2)である。

【図13】図13は、第5の実施形態を説明するための図(3)である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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。

【0010】

(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図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。

【0011】

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。超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部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や、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。

【0012】

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

10

20

30

40

50

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 3 】

なお、第 1 の実施形態は、図 1 に示す超音波プローブ 1 が、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 次元超音波プローブである場合や、一列に配置された複数の圧電振動子が機械的に揺動される 1 次元超音波プローブである場合、複数の圧電振動子が格子状に 2 次元で配置された 2 次元超音波プローブである場合のいずれであっても適用可能である。

【 0 0 1 4 】

なお、第 1 の実施形態では、生体組織検査やラジオ波焼灼治療等を行なうために、超音波プローブ 1 が行なった超音波送受信によりモニタ 2 に表示される超音波画像データを参照する医師により、超音波プローブ 1 が当接される体表近傍から穿刺針 1 a が被検体 P のターゲット部位まで挿入される。第 1 の実施形態では、穿刺針 1 a による穿刺がフリーハンドで行われる。ただし、第 1 の実施形態は、超音波プローブ 1 に装着された穿刺アダプタに穿刺針 1 a を取り付けて穿刺が行なわれる場合でも適用可能である。

【 0 0 1 5 】

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 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置 3 が有する終了ボタンやフリーズボタンを操作者が押下すると、超音波の送受信が終了し、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、一時停止状態となる。また、操作者は、入力装置 3 を介して後述する第 2 のスキャン（オプリークスキャン）を行なうための超音波送信のオプリークの角度の初期設定を行なうことも出来る。

【 0 0 1 6 】

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 G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像を表示したりする。

【 0 0 1 7 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像データを生成する装置であり、図 1 に示すように、送受信部 1 1 と、Bモード処理部 1 2 と、ドプラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、画像合成部 1 6 と、内部記憶部 1 7 と、制御部 1 8 とを有する。

【 0 0 1 8 】

送受信部 1 1 は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 9 】

駆動パルスは、パルサ回路からケーブルを介して超音波プローブ 1 内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

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。

【0021】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D変換器、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なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、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、与えられた遅延時間に基づき、反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0022】

このように、送受信部 11 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部 11 は、後述する制御部 18 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数等を瞬時に変更可能な機能を有している。また、送受信部 11 は、1フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0023】

Bモード処理部 12 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、受信した反射波データに対して対数増幅、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。

【0024】

ドブラ処理部 13 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、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、平均速度、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。なお、Bモード処理部 12 やドブラ処理部 13 が生成したデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

【0025】

なお、Bモード処理部 12 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。このBモード処理部 12 の機能を用いることにより、コントラストハーモニックイメージング(CHI: Contrast Harmonic Imaging)を実行可能である。すなわち、Bモード処理部 12 は、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、造影剤(微小気泡、パブル)を反射源とする反射波データ(高調波データ又は分周波データ)と、被検体P内の組織を反射源とする反射波データ(基本波データ)とを分離することができる。Bモード処理部 12 は、造影画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0026】

また、このBモード処理部 12 の機能を用いることにより、ティッシュハーモニックイメージング(THI: Tissue Harmonic Imaging)において、被検体Pの反射波データから、高調波データ又は分周波データを分離することで、ノイズ成分を除去した組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。また、Bモード処理部 12 は、CHI及びTHIにおいて、位相変調法(PM: Phase Modulation)や振幅変調法(AM: Amplitude Modulation)、位相振幅変調法(AMP)に基づく信号処理法により、造影画像データを生成するためのBモードデータ及び組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することも可能である。

【0027】

画像生成部 14 は、Bモード処理部 12 及びドブラ処理部 13 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 14 は、Bモード処理部 12 が生成した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。ま

10

20

30

40

50

た、画像生成部 14 は、ドブラ処理部 13 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像データを生成する。

【0028】

ここで、画像生成部 14 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、表示用画像としての超音波画像データを生成する。また、画像生成部 14 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。

10

【0029】

また、画像生成部 14 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、3次元画像の再構成処理等を行うことが可能である。また、画像生成部 14 が搭載する記憶メモリから、例えば、診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

【0030】

画像合成部 16 は、画像生成部 14 が生成した超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等と合成し、ビデオ信号としてモニタ 2 に出力する。また、画像合成部 16 は、複数の画像データを重畳した合成画像データを生成する。なお、第 1 の実施形態に係る画像合成部 16 が生成する合成画像データについては、後に詳述する。

20

【0031】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した超音波画像データや、画像合成部 16 が合成した合成画像データを記憶するメモリである。例えば、画像メモリ 15 は、FREEZE ボタンが押下された直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存する。超音波診断装置は、この画像メモリ 15 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0032】

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。なお、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回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

30

【0033】

制御部 18 は、超音波診断装置における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 及び画像合成部 16 の処理を制御する。例えば、図 1 に示すスキャン制御部 181 は、送受信部 11 を介して超音波プローブ 1 による超音波スキャンを制御する。また、図 1 に示す表示制御部 184 は、画像メモリ 15 が記憶する超音波画像データや合成画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。

40

【0034】

また、第 1 の実施形態に係る制御部 18 は、スキャン制御部 181 及び表示制御部 184 の他に、図 1 に示すように、検出部 182 及び画像生成制御部 183 を有する。画像生成制御部 183 は、図 1 に示すように、選択部 183a と、抽出部 183b とを有する。

【0035】

なお、第 1 の実施形態において、スキャン制御部 181、検出部 182、選択部 183a、抽出部 183b 及び表示制御部 184 が実行する処理については後に詳述する。

【0036】

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

50

のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針1aが挿入された被検体Pの生体組織を撮像した超音波画像データを生成する。そして、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、以下、詳細に説明する制御部18の制御処理により、穿刺針1aの角度によらず穿刺針1aの視認性が向上している合成画像データを生成する。

【0037】

例えば、入力装置3が有する穿刺モード開始ボタンを操作者が押下すると、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する処理を開始する。また、例えば、入力装置3が有する穿刺モード終了ボタンを操作者が押下すると、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する処理を終了する。

【0038】

まず、スキャン制御部181は、穿刺針1aが挿入された被検体Pを超音波スキャンする際に、第1のスキャンと第2のスキャンとを超音波プローブ1に実行させる。

【0039】

第1のスキャンは、被検体Pの組織の映像化を目的として振動子面に対して第1の方向に超音波送信を行なうスキャンである。すなわち、第1のスキャンは、被検体Pの生体組織を映像化するために最適となる第1の方向の超音波送信を、振動子の配列方向に沿って行なう超音波スキャンである。具体的には、第1の方向は、超音波プローブ1の振動子面に対して垂直な方向である。例えば、第1の方向は、方位方向に対して垂直な方向である。なお、第1の方向は、被検体Pの組織を映像化するために最適となる超音波送信方向であるならば、振動子面に対して垂直な方向以外の方向であっても良い。

【0040】

ここで、第1のスキャンで設定される超音波送受信条件としては、生体組織を良好に描出される画像データを得るために、上述したTHIモード用の条件が設定される。ただし、生体組織を良好に描出される画像データが得られるのであれば、例えば、通常のBモード用の条件が設定される場合であっても良い。

【0041】

また、第2のスキャンは、振動子面に対して複数の方向それぞれで超音波送信を行なうスキャンである。すなわち、第2のスキャンは、被検体Pに挿入された穿刺針1aを映像化するために最適となる超音波送信方向を探索することを目的として、複数の方向それぞれで超音波送信を行なう超音波スキャン（オプリークスキャン）である。第2のスキャンでは、複数の方向それぞれで、超音波送信が振動子の配列方向に沿って行なわれる。第1の実施形態では、上記の複数の方向の各方向は、超音波プローブ1の振動子面に対して垂直以外の方向である。例えば、複数の方向の各方向は、方位方向に対して垂直以外の方向である。

【0042】

ここで、第2のスキャンの超音波送受信条件は、第1のスキャンと同じ場合であっても良いが、グレーティングローブ等によるアーチファクトが発生することを可能な限り抑制し、かつ、穿刺針1aからの受信信号が大きくなる設定にすることが望ましい。このため、例えば、第2のスキャンでは、比較的低い周波数の送信波形を超音波プローブ1から送信し、受信信号の処理では、送信超音波の基本波成分を用いる超音波送受信条件が設定される。

【0043】

図2は、第1の実施形態に係るスキャン制御部を説明するための図である。図2に示す一例では、ターゲット部位(T)に向かって穿刺針1aが挿入されている。かかる状態で、スキャン制御部181は、Bモード画像データやTHI画像データを生成するために行なわれるスキャンと同様に、第1のスキャンとして、図2に示すように、方位方向に対して垂直方向に超音波送信を実行させる。更に、スキャン制御部181は、図2に示すように、第2のスキャンとして、例えば、3つの異なる角度「1、2、3」にてオプリークスキャンを実行させる。なお、オプリーク角度の値や数は、初期設定されている場合であっても良いし、穿刺を行なう前に操作者により設定される場合であっても良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

そして、図 1 に示す画像生成部 1 4 は、第 1 のスキャンにより超音波プローブ 1 が受信した反射波を用いて第 1 の超音波画像データを生成する。本実施形態では、第 1 の超音波画像データは、高調波成分を用いた T H I 画像データである。また、画像生成部 1 4 は、第 2 のスキャンにより超音波プローブ 1 が受信した反射波を用いて複数の方向ごとの超音波画像データで構成される第 2 の超音波画像データ群を生成する。第 2 の超音波画像データ群は、オブリーク角度が異なる複数の超音波画像データである。

【 0 0 4 5 】

上記の一例では、画像生成部 1 4 は、第 2 の超音波画像データ群として「オブリーク角度： 1」の超音波画像データ、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データ及び「オブリーク角度： 3」の超音波画像データを生成する。以下では、第 2 のスキャンにより生成される超音波画像データを、オブリーク画像データと記載する場合がある。

【 0 0 4 6 】

そして、第 1 の実施形態では、検出部 1 8 2 による処理結果を用いた画像生成制御部 1 8 3 の画像生成制御処理が行なわれる。検出部 1 8 2 は、画像データ内に描出された線分を検出する機能を有する。更に、第 1 の実施形態では、検出部 1 8 2 は、検出した線分の角度を算出する機能を有する。検出部 1 8 2 は、第 2 の超音波画像データ群に基づいて線分を検出する。更に、第 1 の実施形態では、検出部 1 8 2 は、検出した線分の角度を算出する。検出部 1 8 2 は、検出した線分の角度を穿刺針 1 a の角度として算出する。そして、画像生成制御部 1 8 3 は、検出部 1 8 2 が検出した線分に関する情報に基づいて、穿刺針 1 a が描出された針画像データを生成するように画像生成部 1 4 を制御する。第 1 の実施形態に係る画像生成制御部 1 8 3 は、検出部 1 8 2 が算出した角度に基づいて、穿刺針 1 a が描出された針画像データを生成するように画像生成部 1 4 を制御する。例えば、針画像データは、穿刺針 1 a が高輝度で描出された画像データである。第 1 の実施形態では、検出部 1 8 2 は、第 2 の超音波画像データ群から線分を検出し、検出した線分の角度を算出する。そして、第 1 の実施形態に係る画像生成制御部 1 8 3 は、第 2 の超音波画像データ群を構成する各画像データに対して検出部 1 8 2 が算出した角度に基づいて穿刺針 1 a が高輝度で描出された針画像データを生成するように画像生成部 1 4 を制御する。

【 0 0 4 7 】

以下、第 1 の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の一例について、図 3 及び図 4 を用いて説明する。図 3 は、第 1 の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図であり、図 4 は、図 1 に示す検出部を説明するための図である。

【 0 0 4 8 】

図 3 に例示するように、検出部 1 8 2 は、第 2 の超音波画像データ群である『「オブリーク角度： 1」の超音波画像データ、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データ及び「オブリーク角度： 3」の超音波画像データ』を用いて、穿刺針 1 a の角度（ ）を算出する（図 3 の（ 1 ）を参照）。例えば、検出部 1 8 2 は、オブリーク画像データに対して、ハフ（Hough）変換等の線分検出処理を行なう。

【 0 0 4 9 】

これにより、検出部 1 8 2 は、図 4 に示すように、オブリーク画像データ内の線分 L を検出する。そして、検出部 1 8 2 は、図 4 に示すように、「方位方向（画像データの横方向）の直線 L 1」と「線分 L を含む直線」とがなす角度（ ）を算出する。この角度（ ）は、図 4 に示すように、「線分 L に対して垂直方向となる直線 L 2」と「方位方向に対して垂直方向となる直線 L 3」とがなす角度でもある。すなわち、角度（ ）は、線分 L に対応する直線状の反射源に対して垂直に超音波送信を行なうためのオブリーク角度となる。

【 0 0 5 0 】

ここで、線分 L に対応する直線状の反射源は、穿刺針 1 a となる可能性が高い。このことから、角度（ ）は、穿刺針 1 a に対して垂直方向で超音波送信を行なうためのオブリーク角度となる。すなわち、角度（ ）は、穿刺針 1 a の映像化に最適な超音波送信方向

10

20

30

40

50

を行なうためのオブリーク角度となる。なお、線分検出処理及び角度算出処理は、ハフ変換に限定されず、画像中から線分の角度を算出する手法として、一般的に知られている手法のいずれを用いても良い。

【0051】

ここで、検出部182は、第2の超音波画像データ群を構成する各画像データから算出した角度の平均値や中央値等の統計値を角度()として算出する。また、検出部182は、線分が検出されなかった画像データや、所定の長さ以上の長さとなる線分が検出されなかった画像データについては、角度算出処理を行なわないものとする。

【0052】

そして、図1に示す画像生成制御部183が有する選択部183aは、第2の超音波画像データ群を構成する各画像データに対して検出部182が算出した角度に基づいて、第3の超音波画像データを第2の超音波画像データ群から選択する。第3の超音波画像データは、穿刺針1aの映像化に適した方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データである。具体的には、選択部183aは、検出部182が算出した角度()に基づいて、穿刺針1aに対して最も垂直に近い角度となる方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データ(第3の超音波画像データ)を選択する(図3の(2)を参照)。より具体的には、選択部183aは、角度()に最も近いオブリーク角度のオブリーク画像データを、第3の超音波画像データとして選択する。例えば、第2のスキャンで行なった複数のオブリーク角度が「{ 1、 2、 3 } = { 10度、20度、30度 }」であり、「 = 28度」であった場合、選択部183aは、「オブリーク角度： 3 = 30度」の超音波画像データを第3の画像データとして選択する。

10

20

【0053】

そして、図1に示す画像生成制御部183が有する抽出部183bは、第3の超音波画像データの高輝度領域を穿刺針領域として抽出する(図3の(3)を参照)。そして、抽出部183bは、抽出した穿刺針領域を用いて針画像データを生成するように画像生成部14を制御する。

【0054】

例えば、抽出部183bは、第3の超音波画像データ内で検出された線分付近で高輝度領域を探索する。一例として、抽出部183bは、第3の超音波画像データ内で検出された線分付近の画素で、高輝度領域抽出用の閾値以上の輝度値を有する領域を、高輝度領域として探索する。そして、画像生成部14は、抽出部183bが探索した高輝度領域以外の領域の輝度値を「0」にすることで針画像データを生成する。このように、高輝度領域の探索を線分付近に限定することで、アーチファクトに起因する高輝度領域や、反射強度の強い生体組織に対応する高輝度領域の輝度値を「0」として、穿刺針1aのみが描出された針画像データを生成することができる。

30

【0055】

そして、画像合成部16は、合成処理により、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像データを生成する(図3の(4)を参照)。例えば、画像合成部16は、生体組織が良好に描出された第1の超音波画像データと、穿刺針1aが良好に描出された針画像データの輝度値を画素単位で比較する。そして、画像合成部16は、針画像データの輝度値が「0」の画素を第1の超音波画像データの輝度値とし、針画像データの輝度値が「0」より大きい画素は、針画像データの輝度値とする合成画像データを作成する。これにより、良好な画質の生体組織画像上に高輝度の針画像データだけが重畳された画像データを生成することができる。なお、合成画像データの生成方法は、上記の輝度値比較に限定されない。合成画像データは、単純な加算や、重み付け加算により生成される場合であっても良い。

40

【0056】

そして、表示制御部184は、合成画像データをモニタ2に表示するように制御する。なお、本実施形態は、合成画像データの生成前に、ゲイン調整やダイナミックレンジ調整を行なって、針画像データの輝度値を調整する場合であっても良い。かかる輝度調整によ

50

り、針画像データに描出された穿刺針 1 a を強調表示することができる。

【0057】

以上が、第 1 の実施形態で行なわれる画像生成制御処理となる。そして、第 1 の実施形態では、スキャン制御部 181 は、検出部 182 が算出した角度に基づいて、第 2 のスキャンの条件変更を行なう。

【0058】

まず、スキャン制御部 181 は、検出部 182 が算出した角度に基づいて、第 2 のスキャンで行なわれる超音波送信の方向を変更する。また、スキャン制御部 181 は、スキャン制御部 181 は、検出部 182 が算出した角度の時間変化量に基づいて、第 2 のスキャンで行なわれる超音波送信の方向数を変更する。なお、以下では、超音波送信の方向の変更と、超音波送信の方向数の変更とが行なわれる場合について説明するが、本実施形態は、超音波送信の方向の変更のみが行なわれる場合であっても良いし、超音波送信の方向数の変更のみが行なわれる場合であっても良い。

【0059】

以下、上記の第 2 のスキャンの条件変更処理について、図 5 A 及び図 5 B を用いて説明する。図 5 A 及び図 5 B は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部による第 2 のスキャンの条件変更処理の一例を示す図である。

【0060】

まず、超音波送信の方向の変更処理について説明する。スキャン制御部 181 は、1 フレームの合成画像データが生成された際に検出部 182 が算出した角度に対応するオブリーク角度が、次のフレームの合成画像データを生成するために行なう第 2 のスキャンの複数のオブリーク角度に含まれるように制御する。また、これに追加して、スキャン制御部 181 は、1 フレームの合成画像データが生成された際に第 2 のスキャンで行なった複数のオブリーク角度の間隔を、次のフレームの合成画像データを生成するために行なう第 2 のスキャンで狭めるように制御しても良い。

【0061】

例えば、図 5 A に示すように、1 フレームの合成画像データが生成された際に第 2 のスキャンで行なった複数のオブリーク角度が「 $\{ 1, 2, 3 \} = \{ 10 \text{度}, 20 \text{度}, 30 \text{度} \}$ 」であり、検出部 182 が算出した角度「 $\theta = 28 \text{度}$ 」であったとする。かかる場合、スキャン制御部 181 は、図 5 A に示すように、次のフレームの合成画像データを生成するために行なう第 2 のスキャンで行なう複数のオブリーク角度を「 $\{ 1, 2, 3 \} = \{ 23 \text{度}, 28 \text{度}, 33 \text{度} \}$ 」に変更する。図 5 A に示す一例では、スキャン制御部 181 は、「 20度 」を中心として 10度 間隔の 3 方向で行なった第 2 のスキャンを、「 $\theta = 28 \text{度}$ 」を含み、「 $\theta = 28 \text{度}$ 」を中心として 5度 間隔の 3 方向で行なう第 2 のスキャンに変更する。これにより、次のフレームでは、穿刺針 1 a がより鮮明に表出された合成画像データを生成することができる。

【0062】

次に、超音波送信の方向の変更処理について説明する。穿刺をフリーハンドで行なう場合、穿刺針 1 a が進入する角度は、必ずしも一定とはならず、変動する場合が多い。また、穿刺は、血管を避けながら穿刺針 1 a を進入する状況で行なわれる場合もあり、かかる場合、穿刺針 1 a が進入する角度は、変動する。また、穿刺アダプタを用いる場合であっても、同様の事が生じる。

【0063】

そこで、例えば、スキャン制御部 181 は、角度 () の時間変化量「 d / dt 」を算出する。或いは、角度 () の時間変化量は、検出部 182 が行なっても良い。そして、スキャン制御部 181 は、「 d / dt 」と角度変化量閾値「 $TH ()$ 」とを比較し、「 $d / dt > TH ()$ 」である場合、オブリークスキャンの超音波送信方向数を増やす。

【0064】

例えば、図 5 B に示すように、「 n 」番目のフレームの合成画像データが生成された際

に第2のスキャンで行なった複数のオブリーク角度が「 $\{\theta_1, \theta_2, \theta_3\} = \{10^\circ, 20^\circ, 30^\circ\}$ 」であり、検出部182が算出した角度「 $\theta = 28^\circ$ 」であったとする。更に、「 $n-1$ 」番目のフレームの合成画像データが生成された時の角度と、「 n 」番目のフレームの合成画像データが生成された時の角度との間で算出された時間変化量（ dd/dt ）が「 $dd/dt \cdot TH(\theta)$ 」であったとする。かかる場合、スキャン制御部181は、図5Bに示すように、「 $n+1$ 」番目のフレームの合成画像データを生成するために行なう第2のスキャンで行なう複数のオブリーク角度を「 $\{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5\} = \{18^\circ, 23^\circ, 28^\circ, 33^\circ, 38^\circ\}$ 」に変更する。

【0065】

図5Bに示す一例では、スキャン制御部181は、「 20° 」を中心として 10° 間隔の3方向で行なった第2のスキャンを、「 $\theta = 28^\circ$ 」を含み、「 $\theta = 28^\circ$ 」を中心として 5° 間隔の5方向で行なう第2のスキャンに変更する。これにより、穿刺針1aの角度が現状の 28° から数度変化しても、5方向のオブリーク画像データのいずれかに穿刺針1aが高輝度で描出されるため、合成画像データにおける穿刺針1aの視認性を確保することができる。

10

【0066】

ただし、スキャン制御部181は、第2のスキャンの条件変更に基づいて、変更後の第2のスキャンの超音波送受信条件を変更する。例えば、図5Bに示すように、オブリーク方向数が3方向から5方向に変更された場合、1フレームのオブリーク画像データを生成するための送受信ビームの密度を、現状の「 $3/5$ 」にする。これにより、本実施形態では、合成画像のフレームレートを維持することができる。

20

【0067】

次に、図6を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図6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。

【0068】

図6に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺モードが開始されたか否かを判定する（ステップS101）。ここで、穿刺モードが開始されていない場合（ステップS101否定）、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺モードが開始されるまで待機する。

30

【0069】

一方、穿刺モードが開始された場合（ステップS101肯定）、スキャン制御部181は、第1のスキャン及び第2のスキャンを実行するように超音波プローブ1を制御する（ステップS102）。

【0070】

そして、画像生成部14は、第1の超音波画像データ及び第2の超音波画像データ群を生成する（ステップS103）。そして、検出部182は、第2の超音波画像データ群に対して、線分検出処理を行ない（ステップS104）、線分の角度、すなわち、穿刺針1aの角度を算出する（ステップS105）。

【0071】

そして、選択部183aは、角度に基づいて、第3の超音波画像データを選択し（ステップS106）、抽出部183bは、第3の超音波画像データの高輝度領域を抽出し、抽出部183bの制御により、画像生成部14は、針画像データを生成する（ステップS107）。

40

【0072】

そして、画像合成部16は、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像を生成し（ステップS108）、表示制御部184は、合成画像データを表示するように制御する（ステップS109）。

【0073】

そして、スキャン制御部181は、穿刺モードが終了したか否かを判定する（ステップ

50

S 1 1 0)。ここで、穿刺モードが終了していない場合（ステップS 1 1 0否定）、スキャン制御部1 8 1は、角度及び角度の時間変化量に応じて、オブリーク角度及びオブリーク方向数を決定する（ステップS 1 1 1）。すなわち、スキャン制御部1 8 1は、角度及び角度の時間変化量に基づいて、オブリーク角度の変更を行なうか否か、オブリーク方向数の変更を行なうか否かを決定する。そして、スキャン制御部1 8 1は、オブリーク角度の変更を行なう場合は、変更後のオブリーク角度を決定し、オブリーク方向数の変更を行なう場合は、変更後のオブリーク方向数を決定する。

【0074】

そして、スキャン制御部1 8 1は、ステップS 1 1 1で行なった決定処理結果に基づいて、第2のスキャンの送受信条件を決定し（ステップS 1 1 2）、ステップS 1 0 2に戻って、次のフレーム分の合成画像を生成するための第1のスキャン及び第2のスキャンが実行されるように制御する。

10

【0075】

一方、穿刺モードが終了した場合（ステップS 1 1 0肯定）、超音波診断装置は、処理を終了する。なお、表示制御部1 8 4は、合成画像データとともに、第1の超音波画像データや第3の超音波画像データ、第2の超音波画像群等を並列表示させても良い。また、上記では、穿刺モードの終了判定がステップS 1 0 9の合成画像表示後に実行される場合について説明した。しかし、第1の実施形態は、穿刺モードの終了判定がステップS 1 0 2の第1のスキャン及び第2のスキャンが行なわれた後に実行される場合であっても良い。すなわち、第1のスキャン及び第2のスキャンは、ステップS 1 0 3からステップS 1 0 9の処理と並行して、順次実行される場合であっても良い。

20

【0076】

上述してきたように、第1の実施形態では、オブリーク画像データ内の線分を検出し、検出した線分の角度を算出することで、穿刺針1 aの映像化に最適なオブリーク角度を求める。そして、第1の実施形態では、算出した角度に最も近いオブリーク角度に対応するオブリーク画像データを、穿刺針1 aが高輝度で描出された領域が含まれる画像データとして選択する。そして、第1の実施形態では、選択したオブリーク画像データの高輝度領域を抽出することで、針画像データを生成し、第1の超音波画像データに合成する。

【0077】

例えば、針画像データを生成するために、オブリーク角度が異なる複数のオブリーク画像データデータの輝度値の分布から、穿刺針1 aが高輝度で描出された領域が含まれる画像データを選択することも考えられる。しかし、かかる方法では、穿刺角度が不明な穿刺針1 aを高輝度で描出するために、複数のオブリーク角度で超音波を照射する必要がある。また、かかる方法では、必ずしも穿刺針1 aが高輝度で描出されている画像データを選択できるとは限らず、穿刺針1 aの輝度が低く、かつ、骨やアーチファクトが高輝度で描出されている画像データが選択されてしまう可能性がある。また、穿刺針1 aに位置センサを取り付けることで穿刺針1 aの位置及び角度を検出し、その角度に基づいて、オブリーク角度を決定することも考えられる。しかし、位置センサは、高額であり、全ての穿刺針1 aに位置センサを取り付けることは実用的ではない。また、操作者が、オブリーク角度を設定及び変更する仕組みを設け、画像データ中の穿刺針1 aが高輝度で描出されるオブリーク角度を設定することも考えられる。しかし、かかる操作は、穿刺手技中の操作としては煩雑であり、逆に、検査効率を下げる場合がある。また、穿刺手技中、操作者は、滅菌した手袋を装着していることが多い。このため、穿刺手技中に、装置の操作を行うことは現実的ではない。

30

40

【0078】

穿刺針1 aを最も高輝度で描出するためには、穿刺針1 aに対して垂直に超音波ビームを照射することが必要である。第1の実施形態では、穿刺針1 aが如何なる角度で挿入されていても、穿刺針1 aに対応する線分を画像処理により検出することで、穿刺針1 aに対して垂直となる超音波ビームの送信方向を直接求めることができる。従って、第1の実施形態では、穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させることができる。

50

【0079】

また、第1の実施形態では、角度や角度の時間変化量に基づいて、第2のスキャンで行なう超音波送信方向や、方向数を変更する。これにより、穿刺角度が変動する場合であっても、穿刺針1aに対して垂直方向に近い方向でのオブリーク画像データが撮像されることを保証することができる。また、第1の実施形態では、送信方向数の変更にもなって、走査線密度を変更することから、合成画像データのフレームレートを維持することができる。

【0080】

(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第1のスキャン及び第2のスキャンと同様のスキャン制御の後に行なわれる画像生成制御部183の処理の変形例について、図7を用いて説明する。図7は、第2の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

10

【0081】

第2の実施形態に係る超音波診断装置は、図1を用いて説明した第1の実施形態で説明した超音波診断装置と同様に構成される。ただし、第2の実施形態では、抽出部183bの処理が行なわれた後に、選択部183aの処理が行なわれる点が第1の実施形態と異なる。以下、第1の実施形態と異なる点を中心に説明する。なお、以下の説明で、特に言及しない内容については、第1の実施形態で説明した内容が適用される。

【0082】

第2の実施形態では、画像生成制御部183は、第2の超音波画像群に基づく画像データ群を構成する各画像データに対して検出部182が算出した角度に基づいて、針画像データを生成するように画像生成部14を制御する。

20

【0083】

具体的には、第2の実施形態に係る抽出部183bは、第2の超音波画像データ群を構成する各画像データに対して閾値処理を行なって、高輝度領域が抽出された候補画像データ群を生成するように画像生成部14を制御する。具体的には、抽出部183bの制御により、画像生成部14は、オブリーク画像データ内で、輝度値が高輝度領域抽出用の閾値より小さい画素の輝度値を「0」とする。これにより、画像生成部14は、高輝度領域抽出用の閾値以上の輝度値を有する画素のみが高輝度で抽出された候補画像データを生成する。

30

【0084】

例えば、画像生成部14は、「オブリーク角度： 1」の超音波画像データから「オブリーク角度： 1」の候補データを生成し、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データから「オブリーク角度： 2」の候補データを生成し、「オブリーク角度： 3」の超音波画像データから「オブリーク角度： 3」の候補データを生成する(図7の(1)を参照)。

【0085】

そして、第2の実施形態に係る検出部182は、各候補画像データに対して線分検出処理を行なって、穿刺針の角度()を算出する(図7の(2)を参照)。

40

【0086】

そして、第2の実施形態に係る選択部183aは、検出部182が算出した角度に基づいて、穿刺針1aの映像化に適した方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データを針画像データとして候補画像データ群から選択する(図7の(3)を参照)。すなわち、選択部183aは、角度()に最も近いオブリーク角度の候補画像データを、針画像データとして選択する。

【0087】

そして、画像合成部16は、合成処理により、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像データを生成する(図7の(4)を参照)。そして、表示制御部184は、合成画像データをモニタ2に表示するように制御する。なお、第2の実施形態で行なわれ

50

る合成処理は、第1の実施形態で説明した合成処理と同様に行なわれる。また、第2の実施形態でも、第1の実施形態で説明したオブリーク角度及びオブリーク方向数の変更処理及び超音波送受信条件の変更処理が行なわれる。

【0088】

次に、図8を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図8は、第2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。

【0089】

図8に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺モードが開始されたか否かを判定する(ステップS201)。ここで、穿刺モードが開始されていない場合(ステップS201否定)、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺モードが開始されるまで待機する。

10

【0090】

一方、穿刺モードが開始された場合(ステップS201肯定)、スキャン制御部181は、第1のスキャン及び第2のスキャンを実行するように超音波プローブ1を制御する(ステップS202)。

【0091】

そして、画像生成部14は、第1の超音波画像データ及び第2の超音波画像データ群を生成する(ステップS203)。そして、抽出部183bの制御により、画像生成部14は、第2の超音波画像データ群から、高輝度領域が抽出された候補画像データ群を生成する(ステップS204)。そして、検出部182は、候補画像データ群に対して、線分検出処理を行ない(ステップS205)、線分の角度、すなわち、穿刺針1aの角度を算出する(ステップS206)。

20

【0092】

そして、選択部183aは、角度に基づいて、候補画像データ群から針画像データを選択する(ステップS207)。そして、画像合成部16は、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像を生成し(ステップS208)、表示制御部184は、合成画像データを表示するように制御する(ステップS209)。

【0093】

そして、スキャン制御部181は、穿刺モードが終了したか否かを判定する(ステップS210)。ここで、穿刺モードが終了していない場合(ステップS210否定)、スキャン制御部181は、角度及び角度の時間変化量に応じて、オブリーク角度及びオブリーク方向数を決定する(ステップS211)。そして、スキャン制御部181は、ステップS211で行なった決定処理結果に基づいて、第2のスキャンの送受信条件を決定し(ステップS212)、ステップS202に戻って、次のフレーム分の合成画像を生成するための第1のスキャン及び第2のスキャンが実行されるように制御する。

30

【0094】

一方、穿刺モードが終了した場合(ステップS210肯定)、超音波診断装置は、処理を終了する。なお、表示制御部184は、合成画像データとともに、第1の超音波画像データや第2の超音波画像群、候補画像データ群等を並列表示させても良い。また、上記では、穿刺モードの終了判定がステップS209の合成画像表示後に実行される場合について説明した。しかし、第1の実施形態は、穿刺モードの終了判定がステップS202の第1のスキャン及び第2のスキャンが行なわれた後に実行される場合であっても良い。すなわち、第1のスキャン及び第2のスキャンは、ステップS203からステップS209の処理と並行して、順次実行される場合であっても良い。

40

【0095】

上述してきたように、第2の実施形態では、予め各オブリーク画像データ内の高輝度領域を抽出することで、針画像データとして選択可能な候補画像データ群を生成する。そして、第2の実施形態では、算出された角度に最も近いオブリーク角度に対応する候補画像データを、針画像データとして選択する。これによっても、穿刺針の角度によらず穿刺針

50

の視認性を向上させることができる。

【0096】

なお、第2の実施形態では、第1の超音波画像データを構成する各画素の輝度値が、高輝度領域抽出用の閾値として用いられる場合であっても良い。また、第2の実施形態は、第2の超音波画像データ群を構成する各画像データから第1の超音波画像データを差分した画像データを候補画像データとする場合であっても良い。

【0097】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、第1及び第2の実施形態で説明した第2のスキャンとは異なる第2のスキャンを行なう場合について、図9等を用いて説明する。図9は、第3の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

10

【0098】

第3の実施形態に係る超音波診断装置は、図1を用いて説明した第1の実施形態で説明した超音波診断装置と同様に構成される。なお、以下の説明で、特に言及しない内容については、第1の実施形態等で説明した内容が適用される。

【0099】

第3の実施形態に係るスキャン制御部181は、第1及び第2の実施形態で説明した第1のスキャンを行なう。そして、第3の実施形態に係るスキャン制御部181は、第2のスキャンとして、振動子面に対して垂直方向を含む複数の方向それぞれで超音波送信を超音波プローブ1に実行させる。すなわち、第3の実施形態に係る第2のスキャンには、オブリーク角度「0度」のスキャンが含まれる。オブリーク角度「0度」は、通常、第1のスキャンで行なわれる第1の方向となる。例えば、オブリーク角度は、図9に示すように、4方向の場合「1、2、3、4」とし、1を0度とする。これにより、画像生成部14は、図9に例示するように、第2の超音波画像データ群として「オブリーク角度：1=0度」の超音波画像データ、「オブリーク角度：2」の超音波画像データ、「オブリーク角度：3」の超音波画像データ及び「オブリーク角度：4」の超音波画像データを生成する。

20

【0100】

なお、第3の実施形態においても、第2のスキャンの超音波送受信条件は、第1の実施形態と同様に、グレーティングローブ等によるアーチファクトが発生することを可能な限り抑制し、かつ、穿刺針1aからの受信信号が大きくなる設定にする。例えば、第2のスキャンの超音波送受信条件は、比較的低い周波数の送信波形を超音波プローブ1から送信し、受信信号の処理では、送信超音波の基本波成分を用いると設定される。

30

【0101】

そして、第3の実施形態に係る検出部182は、第2の超音波画像データ群の中で垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データに対して、線分検出処理及び角度検出処理を行なう。例えば、検出部182は、「オブリーク角度：2」の超音波画像データ、「オブリーク角度：3」の超音波画像データ及び「オブリーク角度：4」の超音波画像データを対象として、角度()を算出する(図9の(1)を参照)。

40

【0102】

そして、第3の実施形態に係る選択部183aは、検出部182が算出した角度()に基づいて、第2の超音波画像データ群の中で「オブリーク角度：0度」以外の複数のオブリーク画像データから、第1の実施形態で説明したように、第3の超音波画像データを選択する。

【0103】

そして、第3の実施形態に係る抽出部183bは、第3の超音波画像データと「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」に基づいて、高輝度領域(穿刺針領域)を抽出する(図9の(3)を参照)。そして、抽出部183bは、抽出した穿刺針領域を用いて針画像データを生成するように画像生成部14を制御する。

50

【0104】

第1の実施形態では、第3の超音波画像データとして選択されたオブリーク画像データから高輝度領域（穿刺針領域）を抽出していた。しかし、第1の実施形態では、高反射体の生体組織が抽出された領域が高輝度領域として抽出され、針画像データのノイズとなる可能性がある。一方、第3の超音波画像データと同じ送受信条件で生成された「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」には、穿刺針1aに起因する高輝度領域が含まれる可能性が低い。高反射体の生体組織に起因する高輝度領域が含まれる可能性が高い。

【0105】

そこで、第3の実施形態に係る抽出部183bは、「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」を用いることで、針画像データの生成に用いる高輝度領域にノイズが含まれないように、以下に説明する抽出処理を行なう。

10

【0106】

抽出部183bは、第3の超音波画像データと「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の輝度値を画素単位で比較する。そして、抽出部183bは、「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の方が大きい輝度値の画素を「0」とする。また、抽出部183bは、第3の超音波画像データの方が大きい輝度値の画素を、そのまま高輝度領域を構成する画素とする。そして、抽出部183bは、第3の超音波画像データを構成する画素で、輝度値を「0」とする画素の位置を画像生成部14に通知する。これにより、画像生成部14は、図9に示すように、第3の超音波画像データの高輝度領域（穿刺針領域）が抽出された針画像データを生成する。

20

【0107】

なお、抽出部183bは、第3の超音波画像データの輝度値から「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の輝度値を画素単位で差分した画像データを針画像データとして生成させても良い。また、抽出部183bは、第3の超音波画像データの輝度値と「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の輝度値とを画素単位で、重み付け加減算を行なった画像データを針画像データとして生成させても良い。

【0108】

そして、画像合成部16は、合成処理により、第1の超音波画像データと針画像データとの合成画像データを生成する（図9の（4）を参照）。そして、表示制御部184は、合成画像データをモニタ2に表示するように制御する。なお、第2の実施形態で行なわれる合成処理は、第1の実施形態で説明した合成処理と同様に行なわれる。

30

【0109】

なお、画素単位で輝度値を比較して第3の超音波画像データの穿刺針領域を抽出する場合、抽出部183bは、第3の超音波画像データの輝度値を低下した画像データを用いて、穿刺針領域の抽出処理を行なうことが好適である。例えば、抽出部183bは、第3の超音波画像のゲインを「オブリーク角度が0度のオブリーク画像」に対して低めにする。これにより、第3の超音波画像データ中の生体組織に対応する画素の輝度値が、輝度値比較により、確実に「0」になり、高輝度な穿刺針だけを残すことができる。

【0110】

オブリークスキャンでは、一般的な設定では、超音波診断装置は、各オブリーク画像データの全体輝度が略同一となるように、ゲイン調整やダイナミックレンジ調整を行なって、輝度調整を行なっている。そこで、第3の超音波画像データの輝度値と「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の輝度値とを画素単位で比較する際に、あえて、第3の超音波画像のゲインを下げることで、第3の超音波画像データの穿刺針領域を精度良く抽出することができる。

40

【0111】

なお、第3の実施形態でも、第1の実施形態で説明したオブリーク角度及びオブリーク方向数の変更処理及び超音波送受信条件の変更処理が行なわれる。

【0112】

例えば、1フレームの合成画像データが生成された際に第2のスキャンで行なった複数

50

のオブリーク角度が「{ 1、 2、 3、 4 } = { 0度、 10度、 20度、 30度 }」であり、検出部 182 が算出した角度「 = 28度」であったとする。かかる場合、スキャン制御部 181 は、次のフレームの合成画像データを生成するために行なう第 2 のスキャンで行なう複数のオブリーク角度を「{ 1、 2、 3、 4 } = { 0度、 23度、 28度、 33度 }」に変更する。

【0113】

また、例えば、「n」番目のフレームの合成画像データが生成された際に第 2 のスキャンで行なった複数のオブリーク角度が「{ 1、 2、 3、 4 } = { 0度、 10度、 20度、 30度 }」であり、検出部 182 が算出した角度「 = 28度」であったとする。更に、「n - 1」番目のフレームの合成画像データが生成時の角度と、「n」番目のフレームの合成画像データが生成時の角度との間で算出された時間変化量 (d / d t) が「 d / d t TH () 」であったとする。かかる場合、スキャン制御部 181 は、「n + 1」番目のフレームの合成画像データを生成するために行なう第 2 のスキャンで行なう複数のオブリーク角度を「{ 1、 2、 3、 4、 5、 6 } = { 0度、 18度、 23度、 28度、 33度、 38度 }」に変更する。

10

【0114】

かかる場合、スキャン制御部 181 は、オブリーク方向数が 4 方向から 6 方向に変更されたことから、1 フレームのオブリーク画像データを生成するための送受信ビームの密度を、現状の「4 / 6」にする。これにより、本実施形態では、合成画像のフレームレートを維持することができる。

20

【0115】

なお、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理は、図 6 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理と比較して、以下の点が異なる。すなわち、第 3 の実施形態では、図 6 のステップ S 102 において第 2 のスキャンがオブリーク角度「0度」を含む点が、第 1 の実施形態と比較して異なる。また、第 3 の実施形態では、図 6 のステップ S 104 において線分検出処理が「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像」以外の第 2 の超音波画像データ群を対象とする点が、第 1 の実施形態と比較して異なる。また、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理は、図 6 のステップ S 107 の処理に、「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像」が用いられる点が、第 1 の実施形態と比較して異なる。

30

【0116】

上述してきたように、第 3 の実施形態では、「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像」を用いた画素間での輝度値比較を行なうことで、第 3 の超音波画像データから抽出される高輝度領域にノイズ成分が含まれてしまうことを回避できる。これにより、第 3 の実施形態では、穿刺針の視認性を更に向上させることができる。

【0117】

また、第 3 の実施形態では、第 3 の超音波画像データの輝度値を低下させたいうで、高輝度領域の抽出を行なうので、確実に穿刺針領域を抽出することができる。

【0118】

(第 4 の実施形態)

第 4 の実施形態では、第 3 の実施形態で説明した第 1 のスキャン及び第 2 のスキャンと同様のスキャン制御の後に行なわれる画像生成制御部 183 の処理の変形例について、図 7 を用いて説明する。図 10 は、第 4 の実施形態で行なわれる画像生成制御処理の概略を示す図である。

40

【0119】

第 4 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態で説明した超音波診断装置と同様に構成される。ただし、第 4 の実施形態では、抽出部 183 b の処理が行なわれた後に、選択部 183 a の処理が行なわれる点が第 3 の実施形態と異なる。以下、第 3 の実施形態と異なる点を中心に説明する。なお、以下の説明で、特に言及しない内容については、第 1 の実施形態等で説明した内容が適用される。

50

【0120】

まず、第4の実施形態でも、第3の実施形態と同様に、第2のスキャンとして、振動子面に対して垂直方向を含む複数の方向それぞれで超音波送信が行なわれる。これにより、画像生成部14は、例えば、図10に示すように、第2の超音波画像データ群として「オブリーク角度： 1 = 0度」の超音波画像データ、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データ、「オブリーク角度： 3」の超音波画像データ及び「オブリーク角度： 4」の超音波画像データを生成する。

【0121】

そして、第4の実施形態では、画像生成制御部183は、第2の超音波画像群に基づく画像データ群を構成する各画像データに対して検出部182が算出した角度に基づいて、針画像データを生成するように画像生成部14を制御する。

10

【0122】

具体的には、第4の実施形態に係る抽出部183bは、第2の超音波画像データ群の中で垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データから、第2のスキャンとして垂直方向で行なわれた超音波送受信により生成された画像データを差分した画像データ群を、候補画像データ群として生成するように画像生成部14を制御する。

【0123】

すなわち、画像生成部14は、抽出部183bの制御により、「オブリーク角度が0度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」の輝度値から「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」の輝度値を画素単位で差分することで、高輝度領域が抽出された候補画像データ群（差分画像データ群）を生成する（図10の（1）を参照）。なお、画像生成部14は、差分値が負となる画素を「0」とする。

20

【0124】

「オブリーク角度が0度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」は、穿刺針1aが良好に映像化されている可能性のある画像データである。また、「オブリーク角度が0度のオブリーク画像データ」は、第2のスキャンの超音波送受信条件では、生体組織が良好に映像化されている画像データである。従って、上記の差分処理により生成された候補画像データ群を構成する複数の画像データには、穿刺針領域に対応する高輝度領域が抽出された画像データが含まれている。かかる画像データ群は、第3の実施形態で説明した画素単位で輝度値を比較することで生成される針画像データとして選択可能な画像データを含む画像データ群となる。

30

【0125】

従って、第4の実施形態では、候補画像データ群のいずれかの候補画像データが針画像データとして選択される。このことから、第4の実施形態では、第3の実施形態で第3の超音波画像データに対して行なった輝度値調整処理を、「オブリーク角度が0度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」に対して行なうことが望ましい。

【0126】

すなわち、第4の実施形態に係る抽出部183bは、第2の超音波画像データ群の中で垂直方向以外の方向で行なわれた超音波送受信により生成された各画像データの輝度値を低下した画像データを用いて、候補画像データ群を生成するように画像生成部14を制御する。これにより、候補画像データの高輝度領域にノイズ成分が含まれることを確実に回避できる。

40

【0127】

そして、第4の実施形態に係る検出部182は、各候補画像データに対して線分検出処理を行なって、穿刺針の角度（ ）を算出する（図10の（2）を参照）。

【0128】

そして、第4の実施形態に係る選択部183aは、検出部182が算出した角度に基づいて、穿刺針1aの映像化に適した方向で行なわれた超音波送信により生成された画像データを針画像データとして候補画像データ群から選択する（図10の（3）を参照）。す

50

なわち、選択部 183 a は、角度 () に最も近いオブリーク角度の候補画像データを、針画像データとして選択する。

【0129】

そして、画像合成部 16 は、合成処理により、第 1 の超音波画像データと針画像データとの合成画像データを生成する (図 10 の (4) を参照)。そして、表示制御部 184 は、合成画像データをモニタ 2 に表示するように制御する。なお、第 4 の実施形態で行なわれる合成処理は、第 1 の実施形態で説明した合成処理と同様に行なわれる。また、第 4 の実施形態でも、第 3 の実施形態で説明したオブリーク角度及びオブリーク方向数の変更処理及び超音波送受信条件の変更処理が行なわれる。

【0130】

なお、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理は、図 8 を用いて説明した第 2 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理と比較して、以下の点が異なる。すなわち、第 4 の実施形態では、図 8 のステップ S 202 において第 2 のスキャンがオブリーク角度「0度」を含む点が、第 2 の実施形態と比較して異なる。また、第 4 の実施形態では図 8 のステップ S 204 の処理が「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像データ」を用いて「オブリーク角度が 0 度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」から候補画像データ群が生成される点が、第 2 の実施形態と比較して異なる。

【0131】

上述してきたように、第 4 の実施形態では、予め「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像データ」を用いて「オブリーク角度が 0 度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」内の高輝度領域を抽出することで、針画像データとして選択可能な候補画像データ群を生成する。そして、第 4 の実施形態では、算出された角度に最も近いオブリーク角度に対応する候補画像データを、針画像データとして選択する。これによっても、穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させることができる。

【0132】

また、第 4 の実施形態では、「オブリーク角度が 0 度以外のオブリーク角度のオブリーク画像データ」の輝度値を低下させたうえで、「オブリーク角度が 0 度のオブリーク画像データ」を用いた高輝度領域の抽出を行なうので、確実に穿刺針領域を抽出することができる。

【0133】

(第 5 の実施形態)

第 5 の実施形態では、上述した第 1 の実施形態～第 4 の実施形態の変形例について、図 11～図 13 を用いて説明する。図 11～図 13 は、第 5 の実施形態を説明するための図である。

【0134】

第 1 の実施形態～第 4 の実施形態では、検出された線分から算出された角度に基づいて、針画像データが生成される場合について説明した。しかし、針画像データは、検出された線分に基づいて、生成される場合であっても良い。

【0135】

また、第 1 の実施形態～第 4 の実施形態では、超音波画像データを用いて穿刺針 1 a が描出された針画像データを生成する場合について説明した。すなわち、第 1 の実施形態及び第 3 の実施形態では、第 3 の超音波画像データの穿刺針 1 a に対応する領域を用いて針画像データが生成される。また、第 2 の実施形態及び第 4 の実施形態では、候補画像データ群から針画像データが選択される。しかし、針画像データは、穿刺針 1 a に対応する人工的なマーカを描画することで生成される場合であっても良い。

【0136】

以下、第 5 の実施形態で行なわれる 3 つの変形例について説明する。第 1 変形例では、画像生成制御部 183 は、第 2 の超音波画像データ群に対して検出部 182 が検出した線分に基づくマーカを描画した画像データを、針画像データとして生成するように画像生成部 14 を制御する。図 11 に示す第 2 の超音波画像データ群は、図 3 に示す第 2 の超音波

10

20

30

40

50

画像データ群と同じ画像データ群である。検出部 182 は、図 11 に示すように、「オブリーク角度： 1」の超音波画像データについては、線分検出が不可と判定する。また、検出部 182 は、図 11 に示すように、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データから、線分 100 を検出する。また、検出部 182 は、図 11 に示すように、「オブリーク角度： 3」の超音波画像データから、線分 101 を検出する。

【0137】

ここで、画像生成制御部 183 は、線分の長さに対する閾値（以下、THL）以上を用いて、マーカ作成に用いる線分を選択する。仮に、線分 100 の長さが「THL」以上であり、線分 101 の長さが「THL」以上であったとする。かかる場合、画像生成制御部 183 は、線分 100 及び線分 101 に基づくマーカを描画するように画像生成部 14 を制御する。例えば、画像生成制御部 183 は、線分 100 の長さとの線分 101 の長さとの平均値を、マーカの長さとする。また、例えば、画像生成制御部 183 は、線分 100 に対応する領域の平均輝度値と、線分 101 に対応する領域の平均輝度値とを比較し、値が高い線分にマーカを配置すると決定する。図 11 に例示する場合は、画像生成制御部 183 は、線分 101 にマーカを配置すると決定する。

10

【0138】

これにより、図 11 に示すように、線分 100 及び線分 101 に基づく線分 102 が決定される。そして、画像生成部 14 は、図 11 に示すように、線分 102 に対応する位置にマーカを描画する。そして、画像生成部 14 は、マーカを描画した画像データを針画像データとして画像合成部 16 に出力する。或いは、画像生成部 14 は、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データと、「オブリーク角度： 3」の超音波画像データと、マーカとを重畳した画像データを、針画像データとして画像合成部 16 に出力しても良い。かかる場合、画像生成部 14 は、マーカの重畳対象として、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データと「オブリーク角度： 3」の超音波画像データとの加算画像データ、又は、加算平均画像データ、又は、重み付け加算画像データを用いる。重み付け加算を行う場合、重みは、例えば、線分に対応する領域の平均輝度値に基づいて決定される。

20

【0139】

なお、線分 101 の長さが、「THL」以上であり、線分 100 の長さが、「THL」より短い場合、線分 101 に基づくマーカが描画される。

【0140】

第 2 変形例では、画像生成制御部 183 は、第 2 の超音波画像データ群に対して検出部 182 が取得した線分及び角度に基づくマーカを描画した画像データを、針画像データとして生成するように画像生成部 14 を制御する。図 12 に示す第 2 の超音波画像データ群は、図 11 に示す第 2 の超音波画像データ群と同じ画像データ群である。また、図 12 に示す線分 100 及び線分 101 は、図 11 に示す線分 100 及び線分 101 と同じものである。

30

【0141】

検出部 12 は、図 12 に示すように、更に、線分 100 の角度「2」を算出し、線分 101 の角度「3」を算出する。仮に、線分 100 の長さが「THL」以上であり、線分 101 の長さが「THL」以上であったとする。かかる場合、画像生成制御部 183 は、線分 100 及び線分 101 と、角度「2」及び角度「3」とに基づくマーカを描画するように画像生成部 14 を制御する。例えば、画像生成制御部 183 は、線分 100 の長さとの線分 101 の長さとの平均値を、マーカの長さとする。また、例えば、画像生成制御部 183 は、角度「2」と角度「3」との平均角度を、マーカの角度とする。また、画像生成制御部 183 は、マーカにおける深部の端点を、例えば、平均輝度値が高い線分 101 における深部の端点に設定する。

40

【0142】

これにより、図 12 に示すように、線分 100 及び線分 101 と、角度「2」及び角度「3」とに基づく線分 103 が決定される。そして、画像生成部 14 は、図 11 に示すように、線分 103 に対応する位置にマーカを描画する。そして、画像生成部 14 は、

50

マーカを描画した画像データを針画像データとして画像合成部 16 に出力する。或いは、画像生成部 14 は、「オブリーク角度： 2」の超音波画像データと、「オブリーク角度： 3」の超音波画像データと、マーカとを重畳した画像データを、針画像データとして画像合成部 16 に出力しても良い。重畳処理を行なう場合は、上記の処理と同様の処理が適用される。

【0143】

なお、角度算出を行なう場合、第3の超音波画像データのみを用いて処理が行なわれても良い。かかる場合、第3の超音波画像データである「オブリーク角度： 3」の超音波画像データで検出された線分 101 に基づくマーカが描画されることになる。また、図 11 及び図 12 を用いて説明した第2の超音波画像データ群を対象とする処理は、第3の実施形態で説明した第2のスキャンが行なわれる場合であっても適用可能である。

10

【0144】

第3変形例では、画像生成制御部 183 は、第2の実施形態や第3の実施形態で説明した候補画像データ群に対して検出部 182 が取得した線分及び角度に基づくマーカを描画した画像データを、針画像データとして生成するように画像生成部 14 を制御する。図 13 に示す候補画像データ群は、図 7 に示す候補画像データ群と同じ画像データ群である。

【0145】

検出部 182 は、図 13 に示すように、「オブリーク角度： 1」の候補画像データについては、線分検出が不可と判定する。また、検出部 182 は、図 13 に示すように、「オブリーク角度： 2」の候補画像データから、線分 200 を検出する。また、検出部 182 は、図 13 に示すように、「オブリーク角度： 3」の候補画像データから、線分 201 を検出する。

20

【0146】

そして、検出部 12 は、図 13 に示すように、線分 200 の角度「 20」を算出し、線分 201 の角度「 30」を算出する。仮に、線分 200 の長さが「THL」以上であり、線分 201 の長さが「THL」以上であったとする。かかる場合、画像生成制御部 183 は、線分 200 及び線分 201 と、角度「 20」及び角度「 30」とに基づくマーカを描画するように画像生成部 14 を制御する。例えば、画像生成制御部 183 は、線分 200 の長さとの線分 201 の長さとの平均値を、マーカの長さとする。また、例えば、画像生成制御部 183 は、角度「 20」と角度「 30」との平均角度を、マーカの角度とする。また、画像生成制御部 183 は、マーカにおける深部の端点を、例えば、平均輝度値が高い線分 201 における深部の端点に設定する。

30

【0147】

これにより、図 13 に示すように、線分 200 及び線分 201 と、角度「 20」及び角度「 30」とに基づく線分 203 が決定される。そして、画像生成部 14 は、図 13 に示すように、線分 203 に対応する位置にマーカを描画する。そして、画像生成部 14 は、マーカを描画した画像データを針画像データとして画像合成部 16 に出力する。或いは、画像生成部 14 は、「オブリーク角度： 2」の候補画像データと「オブリーク角度： 3」の候補画像データとマーカとを重畳した画像データを、針画像データとして画像合成部 16 に出力しても良い。なお、重畳処理を行なう場合は、上記の処理と同様の処理が適用される。

40

【0148】

なお、図 13 に示す処理は、第2の実施形態及び第4の実施形態において針画像データとして選択された候補画像データのみを用いて行なわれても良い。かかる場合、例えば、針画像データとして選択された「オブリーク角度： 3」の候補画像データで検出された線分 201 に基づくマーカが描画されることになる。

【0149】

上記のように、穿刺針 1a を示す人工的なマーカを描画した針画像データを用いる場合であっても、穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させることができる。

【0150】

50

なお、第1の実施形態～第5の実施形態で説明した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。さらに、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及び当該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。

【0151】

また、第1の実施形態～第5の実施形態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など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、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、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、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

【0152】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第5の実施形態によれば、穿刺針の角度によらず穿刺針の視認性を向上させることができる。

【0153】

20

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】

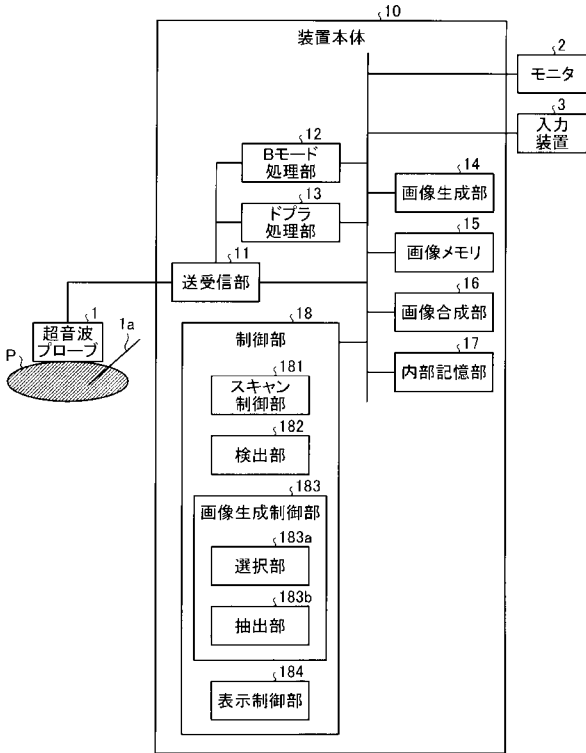
【0154】

- 1 超音波プローブ
- 1 a 穿刺針
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドブラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 画像合成部
- 17 内部記憶部
- 18 制御部
- 18 1 スキャン制御部
- 18 2 検出部
- 18 3 画像生成制御部
- 18 3 a 選択部
- 18 3 b 抽出部
- 18 4 表示制御部

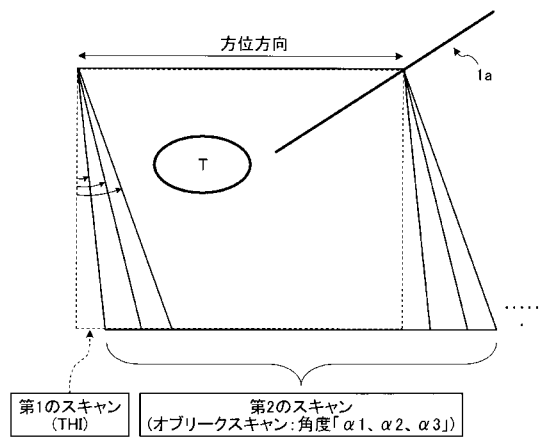
30

40

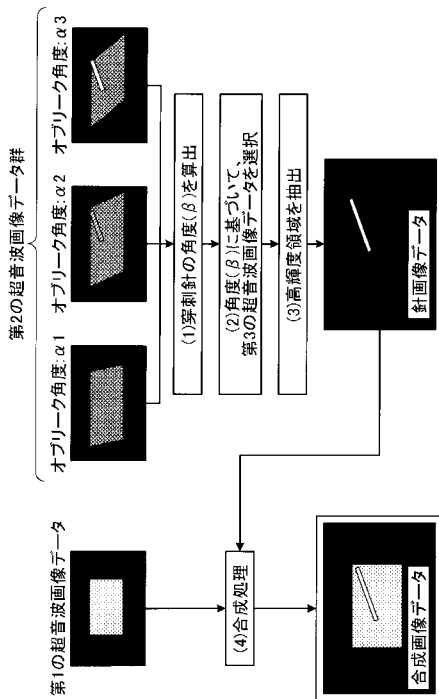
【 図 1 】



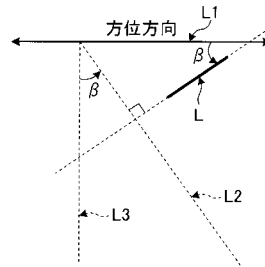
【 図 2 】



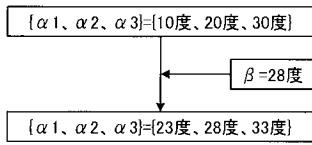
【 図 3 】



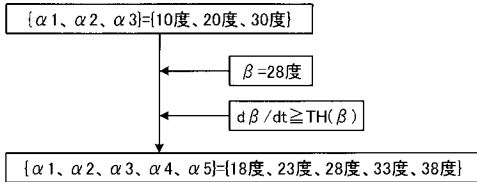
【 図 4 】



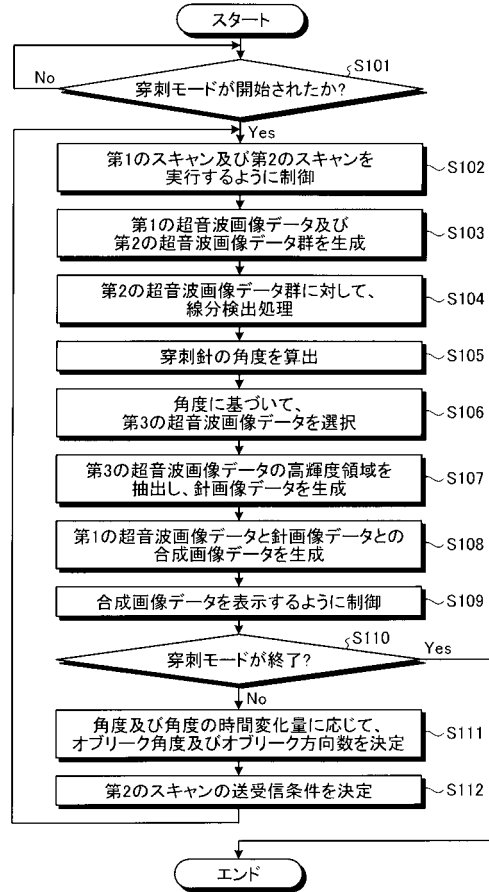
【図5A】



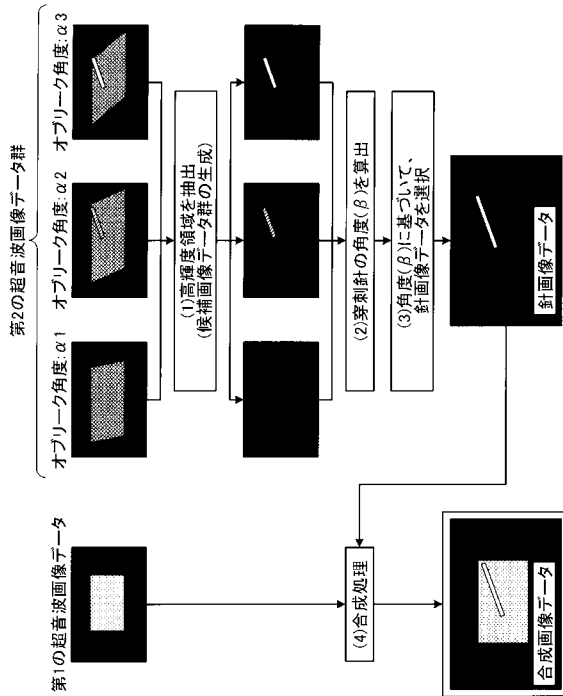
【図5B】



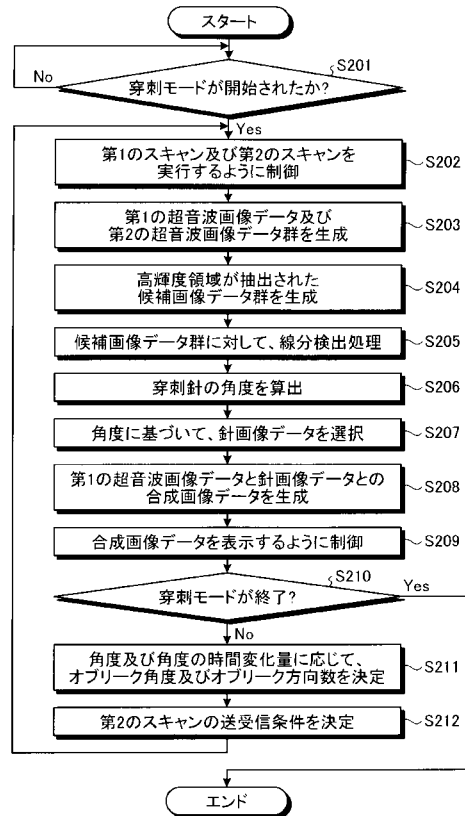
【図6】



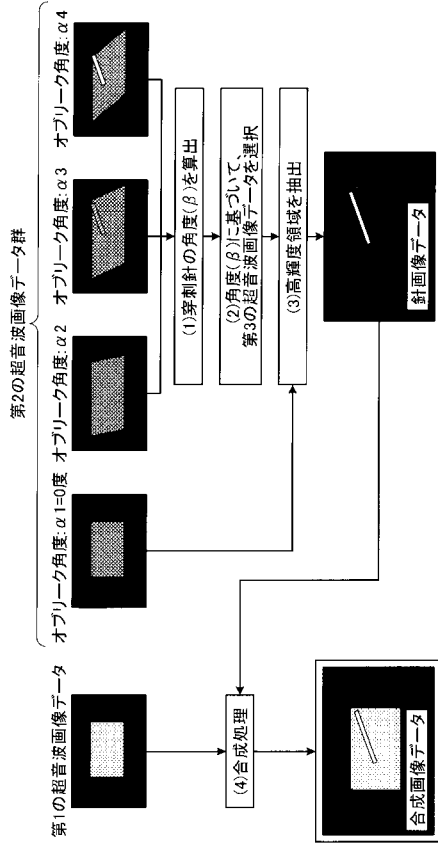
【図7】



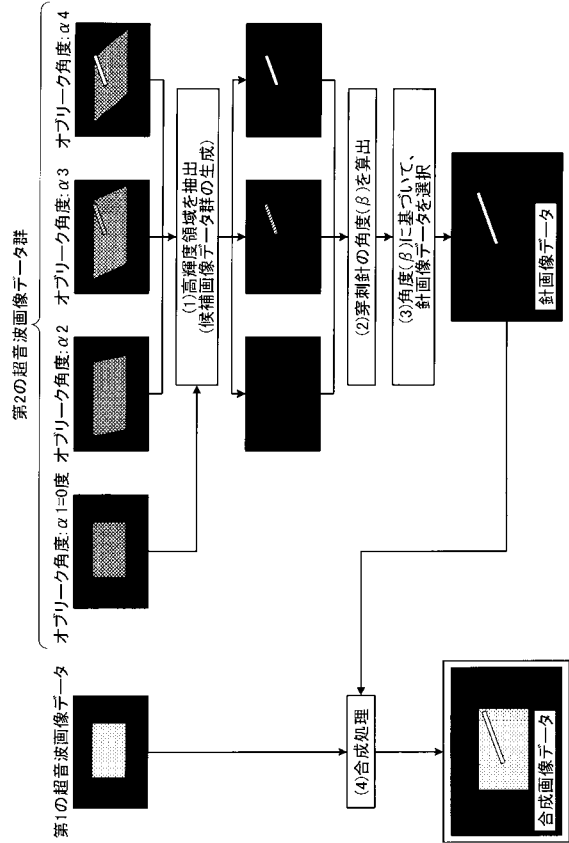
【図8】



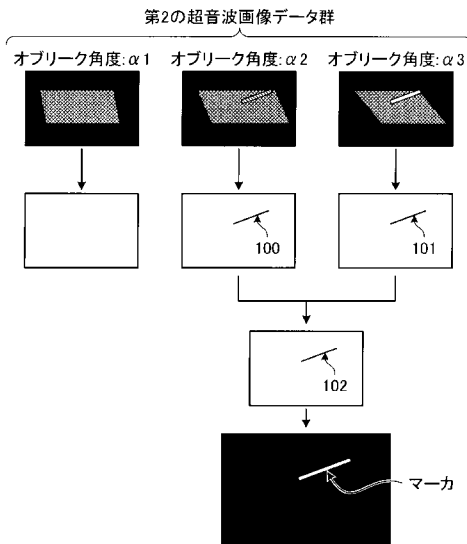
【 図 9 】



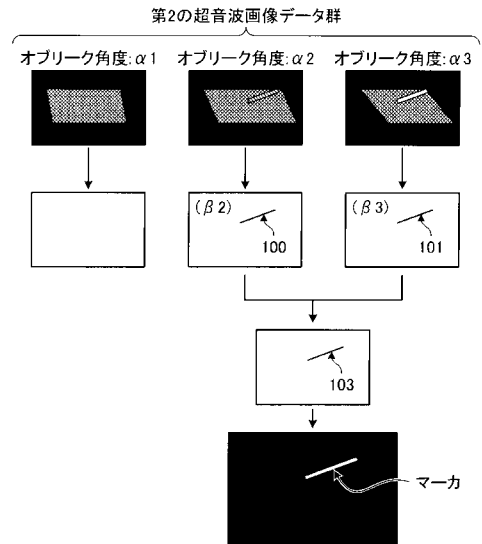
【 図 1 0 】



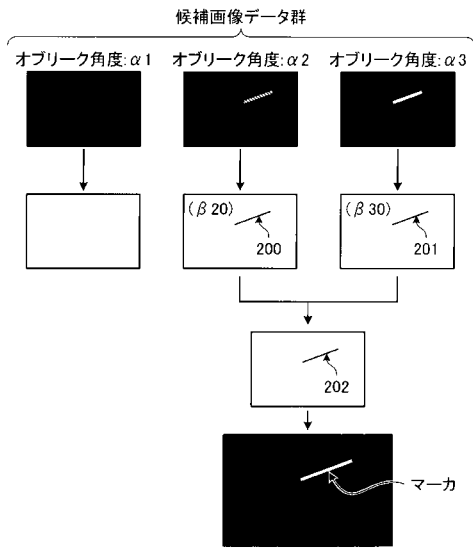
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

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 三戸部 時子

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 BB06 DE09 EE16 FF06 JC20

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2014028128A	公开(公告)日	2014-02-13
申请号	JP2013131950	申请日	2013-06-24
[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	大内啓之 佐々木琢也 嶺喜隆 三戸部時子		
发明人	大内 啓之 佐々木 琢也 嶺 喜隆 三戸部 時子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/EE16 4C601/FF06 4C601/JC20		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012142340 2012-06-25 JP		
其他公开文献	JP6176839B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：无论穿刺针的角度如何，都要提高穿刺针的可见度。超声波诊断装置包括扫描控制单元181，图像生成单元14，检测单元182，图像生成控制单元183，图像合成单元16和显示控制单元184。扫描控制单元181执行用于在换能器表面上沿第一方向发射超声波的第一扫描和用于在换能器表面上沿多个方向发射超声波的第二扫描。让它运行。图像生成单元从第一扫描生成第一超声图像数据，并从第二扫描生成第二超声图像数据组。检测单元182基于第二超声图像数据组来检测线段。图像生成控制单元183使图像生成单元基于关于线段的信息生成针图像数据，在该针图像数据中穿刺针。显示控制单元184进行控制以显示第一超声图像数据和针图像数据的组合图像数据。 [选型图]图1

