

(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2014-54386
(P2014-54386A)

(43) 公開日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-200802 (P2012-200802)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年9月12日 (2012.9.12)		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	菊地 紀久
			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	樋口 治郎
			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

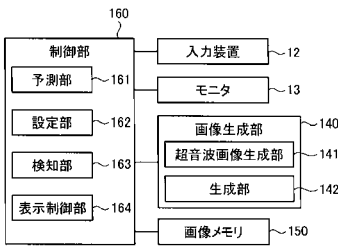
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データの表示制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 関心領域における穿刺針の視認性を向上させる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波画像生成部141と、穿刺経路予測部と、生成部142と、設定部162と、表示制御部164とを有する。超音波画像生成部は、超音波プローブによって受信された反射波に基づいて超音波画像データを生成する。穿刺経路予測部は、超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する。生成部は、穿刺経路予測部により予測された穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、超音波画像データに重畳した画像データを生成する。設定部は、超音波画像データにおいて、穿刺針の穿刺対象に対応する関心領域を設定する。表示制御部は、画像データに重畳される穿刺ガイドラインのうち、関心領域と重畳する重畳部分を、関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブによって受信された反射波に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像生成部と、

前記超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する穿刺経路予測部と、

前記穿刺経路予測部により予測された前記穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、前記超音波画像データに重畳した画像データを生成する生成部と、

前記超音波画像データにおいて、前記穿刺針の穿刺対象に対応する関心領域を設定する設定部と、

前記画像データに重畳される穿刺ガイドラインのうち、前記関心領域と重畳する重畳部分を、当該関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる表示制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示制御部は、前記重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、前記非重畳部分と比較して視認性の低い表示態様で表示させ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】

前記穿刺針の位置を検知する検知部をさらに備え、

前記表示制御部は、前記検知部によって検知された穿刺針の位置が、前記関心領域又は前記関心領域から所定距離以内に到達すると、前記重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、前記非重畳部分とは異なる表示態様で表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、前記非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる旨の指示を操作者から受け付ける受付部をさらに備え、

前記表示制御部は、前記受付部が前記指示を受け付けると、前記重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、前記非重畳部分とは異なる表示態様で表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御部は、前記設定部によって関心領域が設定されると、前記重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、前記非重畳部分とは異なる表示態様で表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記設定部は、一方が前記超音波プローブによって受信された反射波に基づいて生成された超音波画像データである 2 つの医用画像データにおいて、当該 2 つの医用画像データの位置合わせをするために設定された領域を、前記関心領域として設定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記穿刺針の位置を検知する検知部をさらに備え、

前記設定部は、前記検知部によって検知された穿刺針の針先部分から所定の範囲に対応する領域を関心領域として設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記重畳部分の穿刺ガイドラインを消去することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波プローブによって受信された反射波に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像生成手順と、

10

20

30

40

50

前記超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する穿刺経路予測手順と、

前記穿刺経路予測手順により予測された前記穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、前記超音波画像データに重畳した画像データを生成する生成手順と、

前記超音波画像データにおいて、前記穿刺針の穿刺対象に対応する関心領域を設定する設定手順と、

前記画像データに重畳される穿刺ガイドラインのうち、前記関心領域と重畳する重畳部分を、当該関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる表示制御手順と

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像データの表示制御プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像データの表示制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

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

20

【0003】

関心領域に正確に穿刺するために、穿刺針が通過するライン（穿刺ガイドライン）を表示する技術が知られている。この技術では、例えば、穿刺針の穿刺方向を固定するための穿刺アダプタが超音波プローブに装着される。そして、穿刺アダプタの装着位置及び装着角度、さらに超音波プローブの位置及び角度に基づいて、超音波プローブに対する穿刺針の経路が決定される。そして、超音波プローブに対する穿刺ガイドラインが超音波画像に重畳されて表示される。これにより、医師は、表示された穿刺ガイドラインと病変部位との位置関係から、穿刺針を刺す際の超音波プローブの位置を決定することができる。なお、この穿刺ガイドラインは、ニードルマークとも称される。

30

【0004】

ところで、生体組織検査やRFAでは、医師は、穿刺ガイドラインの位置よりも、実際の穿刺針の針先の位置を正確に把握したい場合がある。しかしながら、超音波画像に穿刺ガイドラインが重畳表示された場合には、超音波画像上に描出された穿刺針の上に穿刺ガイドラインが重畳表示されてしまうことにより、描出される穿刺針の視認性は低下していた。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-178589号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、関心領域における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データの表示制御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】

【0007】

50

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像生成部と、穿刺経路予測部と、生成部と、設定部と、表示制御部とを有する。超音波画像生成部は、超音波プローブによって受信された反射波に基づいて超音波画像データを生成する。穿刺経路予測部は、超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する。生成部は、穿刺経路予測部により予測された穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、前記超音波画像データに重畳した画像データを生成する。設定部は、超音波画像データにおいて、穿刺針の穿刺対象に対応する関心領域を設定する。表示制御部は、画像データに重畳される穿刺ガイドラインのうち、関心領域と重畳する重畳部分を、関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。

【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全体構成を説明するための図である。

【図2】図2は、画像生成部の処理を説明するための図である。

【図3】図3は、制御部の構成の一例を説明するための図である。

【図4】図4は、設定部の処理を説明するための図である。

【図5】図5は、検知部の処理を説明するための図である。

【図6】図6は、表示制御部の処理を説明するための図である。

【図7】図7は、表示制御部の処理を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る画像の位置合わせの一例を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る位置合わせされた画像の並列表示の一例を示す図である。

【図11】図11は、受付部の処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び画像データの表示制御プログラムを説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成を説明するための図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ11と、穿刺針11aと、穿刺アダプタ11bと、入力装置12と、モニタ13と、装置本体100とを有し、ネットワークに接続されている。

【0011】

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

【0012】

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

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

そして、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 1 には、医師が超音波画像を参照しながら生体組織検査やラジオ波焼灼治療などの穿刺を行うために、穿刺針 1 1 a が取り付けられる。穿刺針 1 1 a は、超音波プローブ 1 1 に装着された穿刺アダプタ 1 1 b に取り付けられている。医師は、穿刺ガイドラインが重畳された超音波画像を参照しながら、穿刺アダプタ 1 1 b に取り付けられた穿刺針 1 1 a を被検体 P の関心領域 (R O I : Region of Interest) まで挿入する。

【 0 0 1 4 】

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

10

【 0 0 1 5 】

入力装置 1 2 は、トラックボール、スイッチ、ボタン、タッチコマンドスクリーンなどを有し、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定指示を受け付け、装置本体 1 0 0 に対して受け付けた各種設定指示を転送する。例えば、入力装置 1 2 は、操作者からの各種指示、関心領域の設定指示、超音波画像における画質条件の設定指示などを装置本体 1 0 0 に取り込む。

20

【 0 0 1 6 】

モニタ 1 3 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 1 2 を用いて各種設定指示を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 0 において生成された超音波画像などを表示したりする。

【 0 0 1 7 】

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

【 0 0 1 8 】

送受信部 1 1 0 は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 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 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 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。

30

【 0 0 1 9 】

また、送受信部 1 1 0 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 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。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い、A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行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。

40

【 0 0 2 0 】

このように、送受信部 1 1 0 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 1 1 0 は、後述する制御部 1 6 0 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、

50

送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部 110 は、1 フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0021】

B モード処理部 120 は、送受信部 110 からゲイン補正処理、A/D 変換処理及び加算処理が行われた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、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。

【0022】

ドブラ処理部 130 は、送受信部 110 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ド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、パワーなど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。

【0023】

画像生成部 140 は、超音波画像生成部 141 と、生成部 142 とを有する。このうち、超音波画像生成部 141 は、B モード処理部 120 が生成した B モードデータや、ドブラ処理部 130 が生成したドブラデータから、超音波画像データを生成する。具体的には、超音波画像生成部 141 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) することで、B モードデータやドブラデータから表示用の超音波画像データ (B モード画像データやドブラ画像データ) を生成する。また、生成部 142 は、超音波画像生成部 141 により生成された超音波画像データに、後述する穿刺ガイドラインや種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディマークなどを合成した画像データを生成し、ビデオ信号としてモニタ 13 に出力する。

【0024】

画像メモリ 150 は、画像生成部 140 によって生成された造影像や組織像などの画像データを記憶する。また、画像メモリ 150 は、画像生成部 140 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 150 は、送受信部 110 を経た直後の出力信号や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ 150 が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部 160 によりモニタ 13 に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、B モード処理部 120 及びドブラ処理部 130 によって生成された Raw データである座標変換 (ビデオフォーマット変換) 前のデータ形式でもよい。

【0025】

制御部 160 は、超音波診断装置 1 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 160 は、入力装置 12 を介して操作者から入力された各種設定指示や、内部記憶部 170 から読込んだ各種制御プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 110、B モード処理部 120、ドブラ処理部 130 及び画像生成部 140 の処理を制御したり、画像メモリ 150 が記憶する超音波画像などをモニタ 13 にて表示するように制御したりする。

【0026】

内部記憶部 170 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報 (例えば、患者 ID、医師の所見など) や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 170 は、必要に応じて、画像メモリ 150 が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部 170 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。

【0027】

また、内部記憶部 170 は、超音波プローブ 11 に取り付けられた穿刺アダプタ 11b から被検体 P に対して挿入される穿刺針 11a の穿刺角度を記憶している。例えば、内部記憶部 170 は、穿刺アダプタ 11b が装着された超音波プローブ 11 が当接される被検体 P の生体表面に対する穿刺針 11a の挿入角度「37 度」を、穿刺アダプタ 11b の穿

10

20

30

40

50

刺角度として記憶する。また、内部記憶部 17 は、モニタ 2 の表示サイズを記憶している。この穿刺角度は、穿刺アダプタ 11b の種類によって予め定められている。例えば、操作者は、超音波プローブ 11 へ穿刺アダプタ 11b を取り付けると共に、インターフェース部 180 を介して、取り付けした穿刺アダプタ 11b の識別番号などを入力する。制御部 160 は、入力された穿刺アダプタ 11b の識別番号を受けて、識別番号と予め対応付けられている穿刺角度を内部記憶部 170 へと出力し、内部記憶部 170 が穿刺角度を記録する。また、穿刺アダプタ 11b の種類によっては、複数（例えば 3 種類）の穿刺角度を切り替えて穿刺術を行えるものも存在する。このような穿刺アダプタ 11b を用いる場合は、まず操作者はインターフェース部 180 を介して、取り付けした穿刺アダプタ 11b の識別番号を入力する。制御部 160 は、入力された識別番号の穿刺アダプタ 11b が複数の穿刺角度を切り替え可能であることを認識して、モニタ 13 へ穿刺角度の選択を促すメッセージを表示させる。操作者がインターフェース部 180 を介して複数の穿刺角度の中から穿刺術に用いる角度を選択すると、制御部 160 は穿刺角度を内部記憶部 170 へと出力し、内部記憶部 170 が穿刺角度を記憶する。

10

【0028】

インターフェース部 180 は、入力装置 12、位置情報取得装置 14、ネットワークと装置本体 100 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。

【0029】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下、詳細に説明する画像生成部 140 及び制御部 160 の処理により、関心領域における穿刺針の視認性を向上させることが可能となるように構成されている。

20

【0030】

図 2 は、画像生成部の処理を説明するための図である。図 2 に示すように、例えば、画像生成部 140 の生成部 142 は、内部記憶部 170 から穿刺アダプタ 11a の穿刺角度「37 度」を取得して、超音波画像データ 21（例えば、B モード画像）に点線の穿刺ガイドライン 22 を重畳した画像データを生成する。これにより、医師は、穿刺ガイドライン 22 が重畳された超音波画像を参照しながら超音波プローブを操作し、穿刺ガイドライン 22 が関心領域に重畳する位置で穿刺を行う。

【0031】

ところで、医師は、ROI 内に穿刺針が到達した際に、穿刺針の針先が ROI のどの位置にあるのかを正確に把握したい場合がある。しかしながら、穿刺ガイドライン 22 が ROI に重畳していると、穿刺針の針先が穿刺ガイドライン 22 と重畳してしまい、医師が穿刺針の針先の正確な位置を把握しにくくなっていた。

30

【0032】

以下、第 1 の実施形態に係る制御部 160 の処理について、図 3 を用いて説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る制御部 160 の構成の一例を説明するための図である。図 3 に示すように、制御部 160 は、予測部 161 と、設定部 162 と、検知部 163 と、表示制御部 164 とを有する。

【0033】

予測部 161 は、超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する。例えば、予測部 161 は、穿刺アダプタ 11b の穿刺角度を内部記憶部 170 から取得する。予測部 161 は、取得した穿刺アダプタ 11b の穿刺角度から、その穿刺アダプタ 11b が装着された超音波プローブ 11 に対する穿刺針 11a の穿刺経路を算出する。そして、予測部 161 は、算出した穿刺針 11a の穿刺経路を示す情報を生成部 142 へ出力する。これにより、予測部 161 は、穿刺針 11a の穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを超音波画像データに重畳した画像データを、生成部 142 に生成させる。

40

【0034】

なお、ここでは、予測部 161 が穿刺アダプタ 11b の穿刺角度を用いて穿刺経路を予測する場合を説明したが、実施の形態はこれに限定されるものではない。例えば、予測部

50

161は、フリー穿刺（穿刺アダプタを介さず穿刺針を手にとって穿刺する穿刺術）の場合でも、超音波画像データから穿刺針を検出することで、穿刺経路を予測しても良い。この場合、予測部161は、超音波画像データに対して画像処理を行って、高輝度で且つ略線分状に分布する画像領域を穿刺針領域として検知する。そして、予測部161は、検知した穿刺針領域を延長することで穿刺経路を予測する。また、例えば、予測部161は、後述するように、穿刺針に取り付けた磁気センサを用いて穿刺針の針先の位置を取得する。そして、予測部161は、穿刺針の針先の位置を2カ所以上取得すると、それらを結ぶ直線を穿刺経路として予測しても良い。

【0035】

ここで、生成部142は、予測部161により予測された穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、超音波画像データに重畳した画像データを生成する。例えば、生成部142は、超音波プローブ11に対する穿刺針11aの穿刺経路を示す情報を予測部161から取得して、超音波画像データに穿刺ガイドラインを合成する。

【0036】

設定部162は、超音波画像データにおいて、穿刺アダプタ11bから挿入される穿刺針11aの穿刺対象に対応するROIを設定する。例えば、設定部162は、操作者によって入力装置12を用いて入力されたROIの設定指示に基づいて、画像生成部140によって生成される超音波画像データにROIを設定する。なお、設定部162によって設定されるROIは、例えば、生体組織検査やラジオ波焼灼治療（RFA：Radio Frequency Ablation）など、穿刺のターゲットとなる部位である。

【0037】

図4は、設定部162の処理を説明するための図である。図4に示すように、設定部162は、モニタ13に表示されている超音波画像21に対してROI23を設定する操作が行われた場合に、設定された領域にROI23を設定する。また、設定部162は、超音波画像上のROI23を移動させる操作が行われた場合には、移動後の領域にROI23を設定する。また、設定部162は、超音波画像上のROI23を拡大又は縮小させる操作が行われた場合には、拡大又は縮小後のROI23を設定する。設定部162は、設定したROIを画像生成部140に表示させる。なお、ここでは、設定されたROIが超音波画像上に表示されるものと説明したが、必ずしも表示されなくても良い。

【0038】

検知部163は、穿刺針の位置を検知する。例えば、検知部163は、超音波画像データに対して画像処理を行って、高輝度で且つ略線分状に分布する画像領域を穿刺針領域として検知する。そして、検知部163は、検知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生成部142を制御する。なお、画像処理による穿刺針領域の検知方法は上述したものに限定されない。例えば、超音波画像としてモニタ13へ表示する画像データと、穿刺針領域の検出に用いる画像データとが異なってもよい。具体的には、受信信号をその周波数成分によって高周波帯域と基本波帯域の2つに分離し、高周波帯域の受信信号からモニタ13へ表示する画像データを生成し、基本波帯域の受信信号から穿刺針領域の検出に用いる画像データを生成してもよい。また、例えば、後述する線分を検知する領域を、穿刺ガイドライン22の近傍に絞り込んだうえで検知を行っても構わない。

【0039】

図5は、検知部163の処理を説明するための図である。図5に示すように、検知部163は、超音波画像生成部141によって生成された超音波画像データから略線分状に分布する画像領域を検知する。そして、検知部163は、検知した画像領域付近で高輝度の領域を探索する。そして、検知部163は、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、生成部142に針画像データを生成させる。このように、高輝度領域の探索を略線分状に分布する画像領域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11a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。そして、生成部142は、生成した針画像データを穿刺針24としてモニタ13に表示する。このとき、図

10

20

30

40

50

5では、穿刺針24が穿刺ガイドライン22に重畳して表示される。なお、検知部163が穿刺針の位置を検知する方法は、上記の方法に限定されるものではなく、例えば、磁気センサを用いて穿刺針の位置を検知しても良い。

【0040】

表示制御部164は、超音波画像に重畳される穿刺ガイドラインのうち、関心領域と重畳する重畳部分を、関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。例えば、表示制御部164は、設定部162によって設定されたROI23の情報と、検知部163によって検知された穿刺針の位置とを取得する。表示制御部164は、穿刺針の位置がROI23に到達すると、穿刺ガイドラインのうちROI23の領域内に重なっている部分については、生成部142に消去させる。

10

【0041】

図6及び図7は、表示制御部164の処理を説明するための図である。図6に示すように、表示制御部164は、医師によって被検体Pの体内に穿刺された穿刺針がROI23に到達すると、ROI23に含まれる穿刺ガイドライン22を生成部142に消去させる。この結果、図7に示すように、ROI23において穿刺針24が穿刺ガイドライン22と重畳せず、穿刺針24のみが表示されるので、医師が穿刺針の針先の正確な位置を把握しやすくなる。

【0042】

なお、表示制御部164が重畳部分の穿刺ガイドライン22を消去させるのは、針画像24がROI23に到達した場合に限定されるものではない。例えば、表示制御部164は、針画像24がROI23から所定距離以内、例えば、ROIから1cm手前の位置に到達した際に消去させても良い。また逆に、表示制御部164は、針画像24がROI23の内部に到達し所定距離を通過した場合、例えば、ROI23の輪郭から1cm内側の位置に到達した際に消去させてもよい。また更には、穿刺対象領域を指定するためのROI23とは別に、穿刺ガイドライン22を消去するためのROI23'を別途設定しても構わない。この場合、針画像24がROI23'に到達すると、表示制御部164は、穿刺ガイドライン22のうちROI23の領域内に重なっている部分を消去させる。また別の態様としては、ROI23の設定を省略し、針画像24の先端部分から所定の範囲だけに係る穿刺ガイドライン22を消去しても構わない。

20

【0043】

図8は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。図8に示す処理は、例えば、図示した各装置に電源が投入されると、開始される。

30

【0044】

図8に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1において、超音波画像生成部141は、超音波画像データを生成する(ステップS101)。続いて、予測部161は、穿刺経路を予測する(ステップS102)。そして、生成部142は、穿刺ガイドラインが重畳した超音波画像を表示する(ステップS103)。設定部162は、操作者によって入力装置12を用いて入力されたROIの設定指示を受け付けると(ステップS104肯定)、ROIを設定する(ステップS105)。なお、設定部162は、ROIの設定指示を受け付けるまで(ステップS104否定)、待機状態である。

40

【0045】

ここで、例えば、医師が穿刺を開始すると、検知部163は、穿刺針の位置を検知する(ステップS106)。そして、検知部163によって検知された穿刺針の位置がROIに到達すると(ステップS107肯定)、表示制御部164は、穿刺ガイドラインのうちROIに重畳する重畳部分を生成部142に消去させ(ステップS108)、処理を終了する。なお、穿刺針の位置がROIに到達するまで(ステップS107否定)、ステップS106及びステップS107の処理が繰り返し実行される。

【0046】

上述したように、第1の実施形態によれば、超音波画像生成部141は、超音波プローブによって受信された反射波に基づいて超音波画像データを生成する。予測部161は、

50

超音波画像データの撮像領域へ刺入される穿刺針の穿刺経路を予測する。生成部 142 は、予測部 161 により予測された穿刺経路を示す穿刺ガイドラインを、前記超音波画像データに重畳した画像データを生成する。設定部 162 は、超音波画像データにおいて、穿刺針の穿刺対象に対応する関心領域 (ROI) を設定する。表示制御部 164 は、画像データに重畳される穿刺ガイドラインのうち、関心領域と重畳する重畳部分を、関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。このため、超音波診断装置 1 は、関心領域における穿刺針の視認性を向上させることができる。

【0047】

また、第 1 の実施形態によれば、表示制御部 164 は、重畳部分の穿刺ガイドラインを消去する。このため、病変部位において穿刺針が穿刺ガイドラインと重畳しなくなり、穿刺針のみが表示される。したがって、医師は、病変部位における穿刺針の位置を正確に把握することができる。

【0048】

また、第 1 の実施形態によれば、検知部 163 は、穿刺針の位置を検知する。そして、表示制御部 164 は、検知部 163 によって検知された穿刺針の位置が、関心領域又は関心領域から所定距離以内に到達すると、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。このため、超音波診断装置 1 は、穿刺針が病変部位に到達したタイミングで、病変部位における穿刺針の視認性を向上させることができる。すなわち、穿刺針が病変部位に到達するまでは、医師は、穿刺ガイドラインと病変部位との位置関係から穿刺針を刺す際の超音波プローブの位置を決定したり、穿刺針が病変部位に向かっているかどうかを確認したりすることができる。さらに、穿刺針が病変部位に到達すると、医師は、病変部位における穿刺針の位置を正確に把握することができる。

【0049】

(第 2 の実施形態)

上記の第 1 の実施形態では、超音波画像単体を表示して、超音波画像上で設定された ROI と穿刺ガイドラインとの重畳部分を消去する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態は、超音波画像と他のモダリティ画像とを連動させて並列表示する並列表示機能においても適用することができる。

【0050】

ここで、並列表示機能を実現するためには、超音波画像と他のモダリティ画像との位置合わせが行われる。この位置合わせには、超音波画像と他のモダリティ画像とで共通して描出される特徴部分が用いられる。この特徴部分として、病変部分などの穿刺のターゲットとなる部位が用いられる場合には、特徴部分を上述した ROI として用いることができる。そこで、第 2 の実施形態では、超音波画像と他のモダリティ画像との位置合わせを行うために用いられた特徴部分を、ROI として設定する場合を説明する。

【0051】

まず、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成について説明する。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 1 の超音波診断装置 1 と同様の構成を有する。さらに、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像と他のモダリティ画像との位置合わせを行うために、位置情報取得装置を備える。具体的には、位置情報取得装置は、超音波プローブ 11 がどこに位置するかを示す位置情報を取得する。

【0052】

また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図示しない外部記憶装置とネットワークを介して接続される。この外部記憶装置には、他のモダリティの画像として、例えば、X 線 CT 装置によって収集されたボリュームデータが記憶されている。

【0053】

例えば、超音波プローブ 11 に磁気センサが設けられた場合、磁気センサは、位置情報取得装置のトランスミッタを原点として形成された 3 次元の磁場を検出し、検出した磁場の情報を信号に変換し、変換した信号を位置情報取得装置に出力する。位置情報取得装置は、磁気センサから受信した信号に基づいて、トランスミッタを原点とする 3 次元空間に

10

20

30

40

50

おける磁気センサの位置座標及び向きを算出し、算出した位置座標及び向きを制御部 160 に送る。なお、磁気センサに替えて、赤外線センサや光学センサ、カメラなどを用いても良い。

【0054】

次に、超音波画像と他のモダリティ画像との位置合わせについて説明する。ここでは、CT画像を参照画像として診断を行う場合の画像の位置合わせについて、図9及び図10を用いて説明する。図9は、第2の実施形態に係る画像の位置合わせの一例を説明するための図である。図10は、第2の実施形態に係る位置合わせされた画像の並列表示の一例を示す図である。ここで、図9及び図10においては、他のモダリティの画像として、外部記憶装置に記憶されたボリュームデータから生成されたMPR (Multi Planar Reconstructions) 画像 (以下、CT画像と記す) を用いる場合について示す。例えば、CT画像を参照画像として診断や治療が行われる場合には、図9に示すように、超音波プローブに取り付けた磁気センサを用いて、X線CT装置によって収集されたボリュームデータと超音波画像との位置合わせが行われる。

10

【0055】

例えば、磁気センサが取り付けられた超音波プローブ11を被検体に対して垂直にあて、その状態でセットボタンを押下することで、制御部160は、その時の磁気センサの向きを垂直としてセットし、その時の磁気センサの角度と、CT画像のボリュームデータにおける角度とを関連付ける。

【0056】

20

次に、CT画像に描出された特徴部分と同一の特徴部分が超音波画像上で描出されるように超音波プローブ11を移動させて、再度セットボタンを押下することで、制御部160は、その時の磁気センサの位置 (座標) と、CT画像のボリュームデータにおける位置 (座標) とを関連付ける。また、このとき、制御部160は、例えば、位置合わせを行う操作者から設定指示を受け付けることで、位置合わせに用いられる特徴部分に対してマーカーを設定する。マーカーは、CT画像側で設定されても超音波画像側で設定されても良い。このように、磁気センサの向き及び座標を他のモダリティにおけるボリュームデータの座標と関連付けることで、超音波プローブ11が現時点の走査面と略同一位置の2次元画像を他のモダリティのボリュームデータから生成することが可能となる。

【0057】

30

第2の実施形態に係る設定部162は、一方が超音波プローブによって受信された反射波に基づいて生成された超音波画像データである2つの医用画像データにおいて、2つの医用画像データの位置合わせをするために用いられた特徴部分をROIとして設定する。図10に示す例では、設定部162は、2つの医用画像データの位置合わせをするために設定されたマーカー31又はマーカー32を、穿刺ターゲットとなるROIとして設定する。

【0058】

上述したように、第2の実施形態によれば、設定部162は、一方が超音波プローブによって受信された反射波に基づいて生成された超音波画像データである2つの医用画像データにおいて、2つの医用画像データの位置合わせをするために設定された病変部位をROIとして設定する。このため、超音波診断装置1は、予め設定された領域を用いて、病変部位における穿刺針の位置を正確に把握することができる。

40

【0059】

なお、第2の実施形態に係る検知部163は、磁気センサを用いて穿刺針の位置を検知しても良い。例えば、検知部163は、磁気センサの座標から穿刺針の座標及び向きを算出する。そして、検知部163は、算出した穿刺針の座標及び向き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。このように、磁気センサを用いて穿刺針の位置を検知するのは、第2の実施形態に限定されるものではなく、上述した第1の実施形態に適用されても良い。

【0060】

50

(第3の実施形態)

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

【0061】

(1) 表示態様

上述した第1及び第2の実施形態では、穿刺ガイドラインのうち、穿刺ガイドラインとROIとが重畳する重畳部分を消去する場合を説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、表示制御部164は、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、点滅表示又は半透明表示などの表示態様に変更させても良い。また、表示制御部164は、重畳部分ではなく、穿刺ガイドラインとROIとが重畳しない非重畳部分の表示態様を強調表示しても良い。すなわち、表示制御部164は、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、非重畳部分に比較して視認性の低い表示態様で表示させる。

10

【0062】

また、上述した第1及び第2の実施形態では、穿刺ガイドラインを点線により表示したが、例えば、点線の代わりに、超音波画像の映像色とは異なる緑色などに彩色された直線であっても構わない。また、あるいは、穿刺針11aのたわみ量を予め予測して、たわみ量を考慮した穿刺針11aの予測到達領域を2本の点線で挟まれた領域として示しても構わない。

【0063】

(2) 穿刺ガイドライン表示の手動切り替え

上述した第1及び第2の実施形態では、穿刺針の位置が所定の位置に到達することで、自動的に重畳部分の穿刺ガイドラインが消去される場合を説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、重畳部分の穿刺ガイドラインが手動的に消去されても良い。

20

【0064】

図11は、受付部165の処理を説明するための図である。図11に示すように、超音波診断装置1の制御部160は、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる旨の指示を操作者から受け付ける受付部165を有する。そして、表示制御部164は、受付部165が上記の指示を受け付けると、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。これによれば、超音波診断装置1は、医師の求めに応じて、病変部位における穿刺針の視認性を向上させることができる。

30

【0065】

(3) ROI設定に伴う穿刺ガイドライン表示の消去

また、例えば、超音波診断装置1は、ROI設定を受け付けた時点で、重畳部分の穿刺ガイドラインを消去しても良い。例えば、表示制御部164は、設定部162によってROIが設定されると、重畳部分の穿刺ガイドラインの表示態様を、非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。これによれば、超音波診断装置1は、関心領域の設定に伴って、病変部位における穿刺針の視認性を向上させることができる。

40

【0066】

(4) 穿刺針の先端部分に基づくROI設定

また、例えば、超音波診断装置1は、穿刺針の先端部分に基づいてROIを設定し、針先の位置の動きに伴って関心領域が遷移する構成としても良い。例えば、検知部163は、穿刺針の位置を検知する。続いて、設定部162は、検知部163によって検知された穿刺針の針先部分から所定の範囲に対応する領域を関心領域として設定する。そして、表示制御部164は、超音波画像に重畳される穿刺ガイドラインのうち、関心領域と重畳する重畳部分を、関心領域と重畳しない非重畳部分とは異なる表示態様で表示させる。これによれば、超音波診断装置1は、穿刺針の針先が超音波画像上のどの位置にあっても、針先の視認性を向上させることができる。

50

【0067】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、関心領域における穿刺針の視認性を向上させることができる。

【 0 0 6 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 】

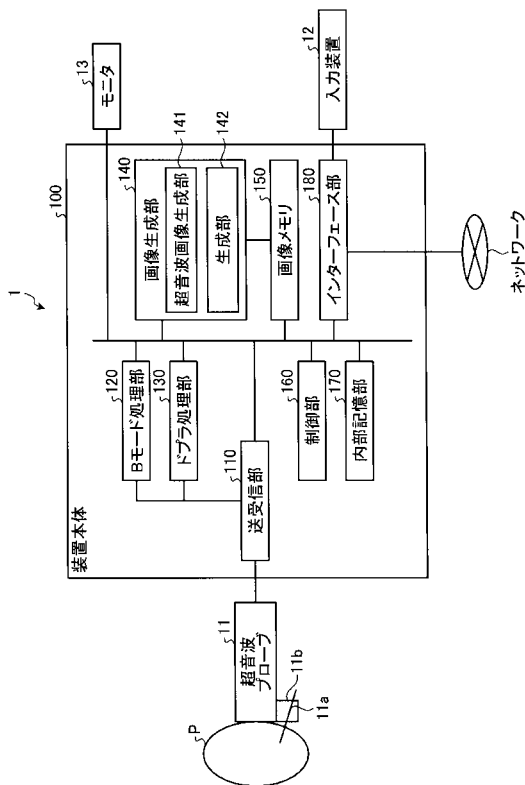
【 0 0 6 9 】

- 1 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 11a 穿刺針
- 11b 穿刺アダプタ
- 100 装置本体
- 140 画像制御部
- 160 制御部
- 161 設定部
- 162 検知部
- 163 表示制御部
- 164 受付部
- 165 予測部

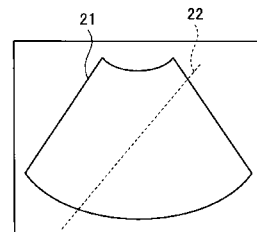
10

20

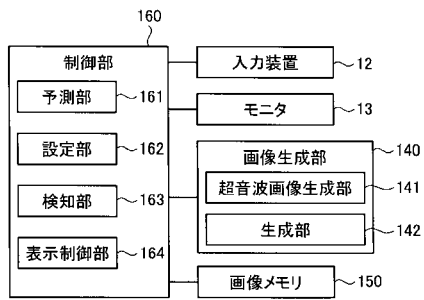
【 図 1 】



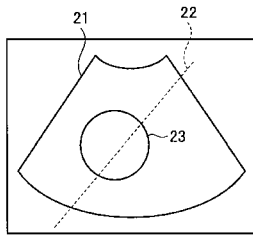
【 図 2 】



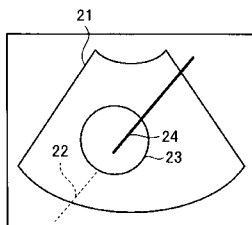
【図 3】



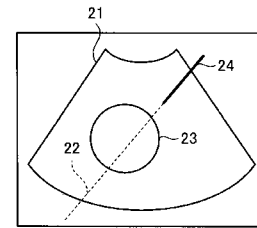
【図 4】



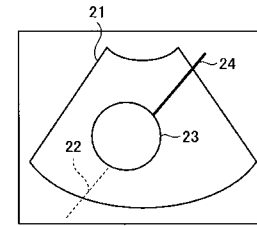
【図 7】



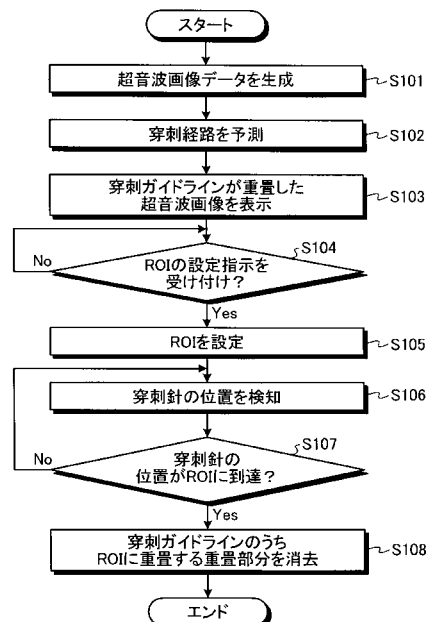
【図 5】



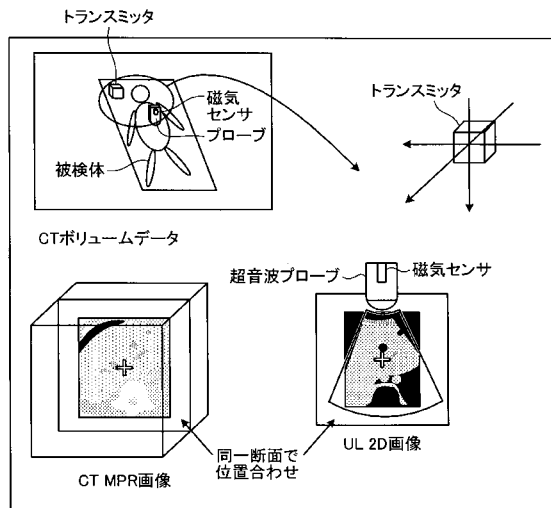
【図 6】



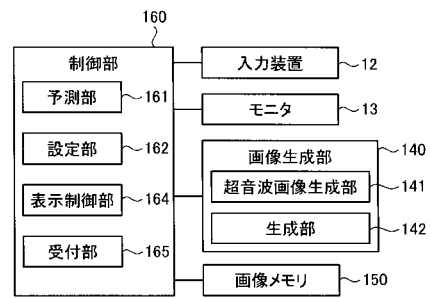
【図 8】



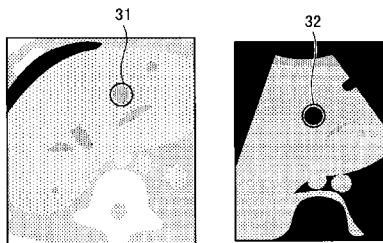
【図 9】



【図 11】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 中沢 尚之

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

Fターム(参考) 4C601 EE11 FF03 FF16 JC37 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据显示控制程序		
公开(公告)号	JP2014054386A	公开(公告)日	2014-03-27
申请号	JP2012200802	申请日	2012-09-12
[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	菊地紀久 樋口治郎 中沢尚之		
发明人	菊地 紀久 樋口 治郎 中沢 尚之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/JC37 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5954786B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于改善穿刺针在感兴趣区域中的可见性。超声图像生成单元141，穿刺路径预测单元，生成单元142，设置单元162和显示控制单元164。超声波图像生成单元基于由超声波探头接收到的反射波来生成超声波图像数据。穿刺路径预测单元预测要插入到超声图像数据的成像区域中的穿刺针的穿刺路径。生成单元生成图像数据，其中在超声图像数据上叠加有表示由穿刺路径预测单元预测的穿刺路径的穿刺指导。设置单元在超声图像数据中设置与穿刺针的穿刺目标相对应的关注区域。显示控制部在与图像数据重叠的穿刺指南中，以与不与ROI不重叠的非重叠部不同的显示模式，使与ROI重叠的重叠部显示。[选择图]图3

