

(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2013-116263

(P2013-116263A)

(43) 公開日 平成25年6月13日(2013.6.13)

(51) Int. Cl.
A61B 8/00

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-265715 (P2011-265715)
(22) 出願日 平成23年12月5日 (2011.12.5)

(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	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人	100159651 弁理士 高倉 成男
(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

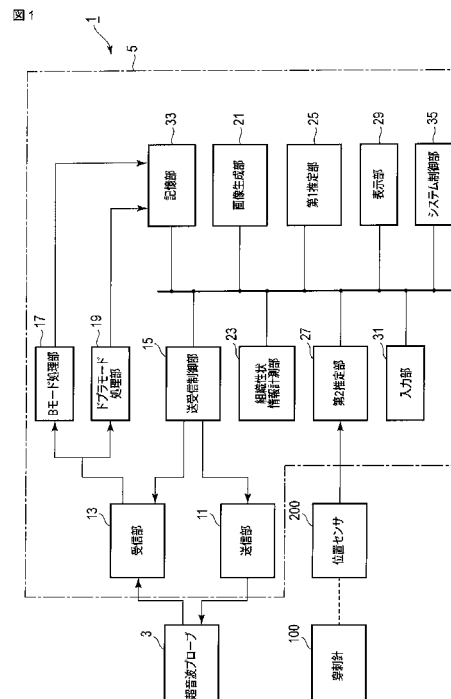
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針を利用した超音波検査の効率の向上。

【解決手段】超音波プローブ３は、超音波を送受信する。組織性状情報計測部２３は、超音波プローブ３からのエコー信号に基づいて組織性状情報を計測する。入力部３１は、被検体に刺し入れられる穿刺針の刺入角度を入力する。第１推定部２５は、組織性状情報と刺入角度とに基づいて、被検体内における穿刺針１００の予測経路を推定する。表示部２９は、予測経路を表示する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて被検体内の生体組織の性状に関する情報を計測する計測部と、
前記被検体に刺し入れられる穿刺針の刺入角度を入力する入力部と、
前記性状に関する情報と前記刺入角度とに基づいて前記被検体内における前記穿刺針の予測経路を推定する推定部と、
前記予測経路を表示する表示部と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計測部は、前記性状に関する情報として、前記エコー信号に基づいて前記生体組織の硬さに関する指標値であるエラスト値の空間分布を表現するエラスト画像のデータを生成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記推定部は、
前記エラスト画像に基づいて閾値よりも大きいエラスト値を有する領域を抽出し、
前記抽出された領域の分布と前記刺入角度とに基づいて前記予測経路を計算する、
請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記推定部は、前記抽出された領域の分布から前記抽出された領域の向きを計算し、前記抽出された領域の向きを利用して前記予測経路を計算する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示部は、前記予測経路を前記エラスト画像に重ね合わせる、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記入力部は、さらに、前記針の硬さ、太さ、加工状態、及び材質の少なくとも一つを含む前記穿刺針の仕様情報を入力し、
前記推定部は、前記抽出された領域のエラスト値と前記刺入角度と前記仕様情報とに基づいて、前記穿刺針に対する前記生体組織の抵抗力を計算し、前記抵抗力と前記刺入角度とに従って前記予測経路を計算する、
請求項 3 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記計測部は、前記性状に関する情報として、前記超音波プローブからのエコー信号から、前記生体組織のスペックルの空間分布に基づく前記生体組織の種類に関する情報を生成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

生体組織の性状に関する情報と穿刺針の刺入角度との組合せ毎に穿刺針の予測経路を関連付けたテーブルを記憶する記憶部をさらに備え、
前記推定部は、前記テーブルを利用して前記計測された性状に関する情報と前記入力された刺入角度とから前記被検体内における前記穿刺針の予測経路を出力する、
請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記表示部は、前記入力部により前記刺入角度が入力されたことを契機として前記予測経路を表示する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記穿刺針の先端の位置に基づいて前記穿刺針の他の予測経路を計算する計算部、をさらに備える、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

50

前記推定部は、前記性状に関する情報と前記刺入角度とに基づいて、前記予測経路として、前記穿刺針が進入する可能性のある領域を推定し、

前記表示部は、前記推定された領域を表示する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記表示部は、前記予測経路と前記刺入角度分の傾きを有する直線とを並べて表示する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて、前記被検体内に関する B モード画像のデータを生成する生成部をさらに備え、

10

前記表示部は、前記予測経路を前記 B モード画像に重ね合わせる、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

被検体に超音波を送信し、前記被検体からの超音波を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて前記被検体に関する超音波画像のデータを生成する生成部と、

穿刺針の先端を繰り返し検出する検出部と、

前記繰り返し検出された先端の位置に基づいて前記穿刺針の予測経路を計算する計算部と、

20

前記計算された予測経路を前記超音波画像に重ねて表示する表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子をリアルタイムで表示でき、かつ安全性が高い。そのため、超音波診断装置は、繰り返しして検査が行える。また、超音波診断装置は、システムの規模が X 線診断装置、X 線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴イメージング装置など他の診断機器に比べて小さいので、ベッドサイドへ移動して容易に検査を行うことができる。また、超音波診断装置は、X 線などのように被曝がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

30

【0003】

超音波診断装置は、生体組織の針生検や R F A（ラジオ波焼灼術：radio frequency ablation）治療下において利用されている。針生検や R F A 治療においては、穿刺針を刺入角度が既知の穿刺アダプタに取り付けている。穿刺針のガイドとして、刺入角度分の傾きを有する直線が表示画面に表示されている。しかしながら、生体表面から腫瘍部（穿刺対象領域）までの経路において生体組織の硬さや質が一定であることは少なく、穿刺針の進入経路が予測経路からずれやすい。従って、穿刺針を利用した超音波検査の計画を立て辛い。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 2 9 8 4 7 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

実施形態の目的は、穿刺針を利用した超音波検査の効率の向上を可能とする超音波診断

50

装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて被検体内の生体組織の性状に関する情報を計測する計測部と、前記被検体に刺し入れられる穿刺針の刺入角度を入力する入力部と、前記性状に関する情報と前記刺入角度とに基づいて前記被検体内における前記穿刺針の予測経路を推定する推定部と、前記予測経路を表示する表示部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】図1の超音波プローブと穿刺針との位置関係を示す図。

【図3】図1のシステム制御部の制御により行われる超音波検査の典型的な流れを示す図。

【図4】図3のステップS4において第1推定部により利用される抵抗値データベースの一例を示す図。

【図5】図3のステップS4において第1推定部により利用される予測経路データベースの一例を示す図。

【図6】図3のステップS6において表示部により表示される予測経路ラインの一例を示す図。

【図7】図1の第2推定部により行われる予測経路の計算処理を説明するための図。

【図8】本実施形態の変形例2に係る表示部による予測侵入領域の表示例を示す図。

【図9】本実施形態の変形例2に係る表示部による予測侵入領域の他の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。

【0009】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ3、及び装置本体5を有している。装置本体5は、送信部11、受信部13、送受信制御部15、Bモード処理部17、ドプラモード処理部19、画像生成部21、組織性状情報計測部23、第1推定部25、第2推定部27、表示部29、入力部31、記憶部33、及びシステム制御部35を有している。

【0010】

超音波プローブ3は、2次元状に配列された複数の振動子を有している。振動子は、送信部11からの駆動信号に応じて超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号（エコー信号）に変換する。複数の振動子の前方側には、振動子と被検体との間の音響インピーダンス差を整合するための整合層が取り付けられている。複数の振動子の後方側には、超音波の伝播を防止するバック材が取り付けられている。超音波プローブ3から被検体に超音波が送信されると、超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。反射された超音波は、超音波プローブ3によりエコー信号として受信される。このエコー信号の振幅は、超音波が反射された不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、超音波が血流や心臓壁等の表面で反射された場合は、エコー信号は、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存した周波数偏移を受ける。

【0011】

穿刺針100は、被検体の内部に刺入される針である。典型的には、超音波プローブ3には、穿刺針100のためのアダプタが取り付けられている。アダプタは、穿刺針100のガイドとして機能する。穿刺針100は、ユーザによりアダプタを介して被検体内に刺入される。なお、超音波プローブ3は穿刺プローブであっても通常のプローブであってもどちらでも良い。超音波プローブ3が穿刺プローブの場合、超音波プローブ3はアダプタを嵌め込み可能な構造を有している。超音波プローブ3が通常のプローブの場合、アダプ

10

20

30

40

50

タは超音波プローブ 3 の側面に装着される。以下、本実施形態に係る超音波プローブ 3 は通常のプローブであるとする。

【 0 0 1 2 】

穿刺針 1 0 0 には位置センサ 2 0 0 が設けられている。位置センサ 2 0 0 は、実空間上における穿刺針 1 0 0 の先端の位置を検出し、検出された位置に関するデータを生成する。位置センサとしては、例えば、磁気センサが用いられる。穿刺針 1 0 0 の先端の位置に関するデータは、第 2 推定部 2 7 に供給される。

【 0 0 1 3 】

送信部 1 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、送信方向及び送信フォーカス位置に応じた遅延時間をチャンネル毎に各レートパルスに印加する。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 3 に駆動信号を印加する。駆動信号の印加により、遅延時間に応じた送信方向及び送信フォーカス位置に関する超音波送信ビームが超音波プローブ 3 から送信される。

【 0 0 1 4 】

なお、送信部 1 1 は、送受信制御部 1 5 の指示に従って、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については、瞬間にその値を切り替え可能なリ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。

【 0 0 1 5 】

受信部 1 3 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、ビームフォーマ等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ 3 からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号にA/D変換を施す。ビームフォーマは、デジタルのエコー信号に、超音波受信ビームのビーム方向を決定するのに必要な遅延時間を受信焦点位置毎に印加し、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。この遅延加算により、超音波受信ビームに対応する受信信号が生成される。

【 0 0 1 6 】

送受信制御部 1 5 は、送信部 1 1 と受信部 1 3 とを制御し、走査領域を対象として超音波走査を実行する。本実施形態に係る映像モードとして、Bモードとドプラモードとが適用可能である。また、本実施形態に係る映像モードとして、エラストグラフィーマードも適宜利用可能である。

【 0 0 1 7 】

Bモード処理部 1 7 は、受信部 1 3 からの受信信号に対数増幅や包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるBモードデータを生成する。Bモード処理部 1 7 は、超音波走査の映像モードがBモードの場合に作動される。Bモードデータは、画像生成部 2 1 に供給される。

【 0 0 1 8 】

ドプラモード処理部 1 9 は、受信部 1 3 からの受信信号に周波数解析を施し、ドプ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、パワー等の血流情報をカラーで表現するドプラデータを生成する。ドプラモード処理部 1 9 は、超音波走査の映像モードがドプラモードの場合に作動される。ドプラデータは、画像生成部 2 1 に供給される。

【 0 0 1 9 】

画像生成部 2 1 は、Bモード処理部 1 7 からのBモードデータに基づいて被検体に関するBモード画像のデータを生成する。また、画像生成部 2 1 は、ドプラモード処理部 1 9 からのドプラデータに基づいて被検体に関するドプラ画像のデータを生成する。なお、画像生成部 2 1 に供給される前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【 0 0 2 0 】

組織性状情報計測部 2 3 は、受信信号、Bモードデータ、Bモード画像データ、ドプラ

10

20

30

40

50

データ、あるいは、ドブラ画像データに基づいて、走査領域における被検体内の生体組織の性状に関する情報（以下、組織性状情報と呼ぶ）を計測する。組織性状情報は、生体組織の硬さの情報または生体組織の種類である。生体組織の硬さの情報は、エラストグラフィモードにより取得可能である。生体組織の種類は、組織性状診断により取得可能である。

【 0 0 2 1 】

第 1 推定部 2 5 は、生体組織性状情報と入力部 3 1 による入力される刺入角度とに基づいて、被検体内における穿刺針の予測経路を推定する。予測経路は、計算により推定されてもよいし、データベース（以下、予測経路データベースと呼ぶ）により推定されてもよい。予測経路データベースは、組織性状情報と刺入角度との組合せ毎に予測経路を関連付けている。予測経路の推定の際、第 1 推定部 2 5 は、さらに、穿刺針の仕様に関する情報（以下、仕様情報と呼ぶ）を加味して予測経路を推定してもよい。仕様情報は、例えば、穿刺針の硬さ、太さ、加工状態、及び材質の少なくとも一つを含んでいる。

10

【 0 0 2 2 】

第 2 推定部 2 7 は、第 1 推定部 2 5 とは異なる方法により穿刺針 1 0 0 の予測経路を推定する。第 2 推定部 2 7 は、位置センサ 2 0 0 により繰り返し検出された穿刺針 1 0 0 の先端の位置に基づいて穿刺針 1 0 0 の予測経路を推定する。

【 0 0 2 3 】

表示部 2 9 は、種々の情報を表示機器に表示する。例えば、表示部 2 9 は、第 1 推定部 2 5 により推定された穿刺針 1 0 0 の予測経路、あるいは、第 2 推定部 2 7 により推定された予測経路を表示機器に表示する。表示機器としては、例えば C R T ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ等が適用可能である。

20

【 0 0 2 4 】

入力部 3 1 は、ユーザからの各種指示を装置本体 5 にとりこむための入力機器を搭載している。入力機器としては、トラックボール、各種スイッチ、ボタン、マウス、キーボード等が適用可能である。具体的には、入力部 3 1 は、ユーザからの指示に従って穿刺針の刺入角度が入力される。さらに、入力部 3 1 は、ユーザからの指示に従って仕様情報が入力されてもよい。

【 0 0 2 5 】

記憶部 3 3 は、種々のデータを記憶する。例えば、記憶部 3 3 は、受信信号、B モードデータ、B モード画像データ、ドブラデータ、及びドブラ画像データを記憶する。また、記憶部 3 3 は、本実施形態に係る超音波検査のための制御プログラムを記憶している。

30

【 0 0 2 6 】

システム制御部 3 5 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、超音波診断装置 1 の動作を制御する。システム制御部 3 5 は、記憶部 3 3 から本実施形態に係る超音波検査のための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリに展開し、制御プログラムに従って超音波診断装置 1 内の各部を制御する。

【 0 0 2 7 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の詳細について説明する。

【 0 0 2 8 】

40

まず、超音波プローブ 1 と穿刺針 1 0 0 との位置関係について説明する。図 2 は、超音波プローブ 1 と穿刺針 1 0 0 との位置関係を示す図である。図 2 に示すように、超音波プローブ 1 により超音波ビームが走査面 S P に向けて照射される。超音波ビームの位置を変更しながら超音波ビームを繰り返し送受信することにより走査面 S P が超音波ビームで走査される。超音波ビームの側面には、アダプタ 3 0 0 が装着されている。アダプタ 3 0 0 は、穿刺針 1 0 0 を刺し入れ可能な構造を有している。穿刺針 1 0 0 は、略一定の刺入角度 A 1 で抜き差し可能にアダプタ 3 0 0 に固定される。例えば、刺入角度 A 1 は、振動子の超音波放射面 U S に対する角度に規定される。ユーザは、表示部 2 9 に表示された超音波画像を観察しながら、被検体内の検査部位に向けて穿刺針 1 0 0 を刺し入れる。

【 0 0 2 9 】

50

本実施形態に係る穿刺針 100 としては、生検に利用される生検針や R F A に利用される電極針等の被検体内に刺入されるあらゆる針が適用可能である。例えば、穿刺針 100 として、乳腺のマンモトーム（登録商標）生検に利用される生検針、肝臓の R F A 治療で利用される R I T A 社製の電極針（R I T A 針）が挙げられる。

【0030】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作例について説明する。図 3 は、システム制御部 35 の制御により行われる超音波検査の典型的な流れを示す図である。

【0031】

図 3 に示すように、システム制御部 35 は、ユーザにより入力部 31 を介して穿刺モードの開始指示がなされたことを契機として、穿刺モードを開始する（ステップ S 1）。 10

【0032】

穿刺モードが開始されるとシステム制御部 35 は、入力部 31 を介して刺入角度や仕様情報が入力されることを待機する（ステップ S 2）。例えば、表示部 29 は、刺入角度や仕様情報の入力画面を表示し、ユーザによる入力を促す。ユーザは、穿刺針の刺入角度や仕様情報を入力部 31 を介して入力する。以下、穿刺針の刺入角度と仕様情報とをまとめて穿刺針情報と呼ぶことにする。入力された穿刺針情報は、入力部 31 により装置本体に入力される。なお、穿刺モードの開始以前に穿刺針情報が入力されている場合、必ずしもステップ S 2 が行われなくてもよい。

【0033】

穿刺モードにおいてシステム制御部 35 は、組織性状情報計測部 23 に計測処理を行わせる（ステップ S 3）。ステップ S 3 において組織性状情報計測部 23 は、被検体内の組織性状情報を計測する。以下の説明を具体的に行うため、組織性状情報は、生体組織の硬さ情報であるとする。生体組織の硬さ情報は、エラストグラフィーモードにより取得可能である。以下、生体組織の硬さ情報の計測について説明する。 20

【0034】

ステップ S 3 においてシステム制御部 35 は、まず、エラストグラフィーモードのために送受信制御部 15 を制御する。送受信制御部 15 は、送信部 11 と受信部 13 とを制御し、エラストグラフィーモードのために超音波走査を実行する。エラストグラフィーモードにおいてユーザは、超音波走査の実行中に超音波プローブ 3 で被検体を圧迫して開放する。圧迫と開放とにより生体組織に動きが発生する。生体組織の動きの度合いは、生体組織の硬さに応じて変化する。エラストグラフィーモードは、圧迫と開放とにより生じる生体組織の動きをドブラ法を利用して検出し、検出された動きに基づく硬さ情報を計測するモードである。なお、エラストグラフィーモードの走査領域は、例えば、カラードブラモードのサンプルボリュームと同様の範囲にユーザにより入力部 31 を介して設定される。 30

【0035】

エラストグラフィーモードにおいてドブラモード処理部 19 は、具体的には、受信部 13 からの受信信号に自己相関演算等のカラードブラ処理を施し、変位に由来する生体組織の移動速度を計算する。移動速度は、走査領域を構成する画素毎に計算される。そして、組織性状情報計測部 23 は、移動速度に基づいて、生体組織の硬さに応じて変化する指標（以下、硬さ指標と呼ぶことにする。）を計算する。硬さ指標としては、移動速度の時間積分である変位、移動速度の空間微分である歪み（ストレイン）等が知られている。本実施形態に係る硬さ指標としては、変位及び歪みを含む、硬さに応じた如何なる指標も適用可能である。このように、組織性状情報計測部 23 は、走査領域を構成する画素毎に硬さ指標を計算し、硬さ指標の空間分布を表現する機能画像（以下、エラスト画像と呼ぶ）を生成する。 40

【0036】

ステップ S 3 が行われるとシステム制御部 35 は、第 1 推定部 25 に推定処理を行わせる（ステップ S 4）。ステップ S 4 において第 1 推定部 25 は、組織性状情報と穿刺針情報とに基づいて穿刺針 100 の予測経路を推定する。予測経路の推定方法は、計算により予測経路を推定する方法と予測経路データベースを利用して推定する方法とに大別される 50

。以下、２つの方法を個別に説明する。

【００３７】

〔計算による方法〕

まず、第１推定部２５は、エラスト画像から、穿刺針１００の進行を妨げる可能性の高い領域（以下、障害領域と呼ぶ）を抽出する。解剖学的には、障害領域は、生体の層構造組織や硬度が比較的高い組織に対応する。画像処理的には、障害領域は、比較的高い硬さ指標の指標値を有する画素領域である。具体的には、第１推定部２５は、エラスト画像に含まれる複数の画素の画素値（エラスト値）と予め設定された閾値とを比較し、閾値よりも大きいエラスト値を有する画素を抽出する。これにより障害領域が抽出される。なお障害領域の抽出候補領域は、エラスト画像の全領域でも良いし、ユーザにより入力部３１を介して設定された関心領域に限定してもよい。

10

【００３８】

次に、第１推定部２５は、抽出された障害領域と穿刺針情報とに基づいて予測経路を計算する。単純には、障害領域のエラスト値の分布と刺入角度とに基づいて予測経路が計算される。換言すれば、刺入角度に対する障害領域の相対角度に基づいて予測経路が計算される。具体的には、障害領域のエラスト値の分布により障害領域の向きを計算する。そして、予測経路は、刺入角度分の傾きを有する直線（以下、穿刺ラインと呼ぶ）を障害領域のエラスト値の向きに応じて歪ませることにより計算される。例えば、第１推定部２５は、所定距離間隔毎に、障害領域の向きと穿刺針の進行方向とがなす相対角度に応じて穿刺ラインを歪ませる。差分角度が９０度に近くなるにつれ歪み角度が０度に近くなる。歪み角度は、相対角度のみならず障害領域のエラスト値に応じて変化されてもよい。

20

【００３９】

より高精度に予測経路を推定するため、第１推定部２５は、障害領域のエラスト値と刺入角度とに加えて仕様情報とを加味してもよい。仕様情報を利用することにより穿刺針１００と生体組織との抵抗値を考慮して予測経路を推定することができる。抵抗値は、抵抗値を決定するためのデータベース（以下、抵抗値データベースと呼ぶ）を利用して決定される。抵抗値データベースは、エラスト値、刺入角度、及び指標情報の組合せ毎に抵抗値を関連付けている。抵抗値データベースは、予め記憶部３３に記憶されている。

【００４０】

図４は、抵抗値データベースの一例を示す図である。図４に示すように、抵抗値データベースは、臓器、硬さ指標値〔kPa〕、穿刺針の太さ〔G〕、刺入角度〔deg〕、及び抵抗値〔N（ニュートン）〕の項目からなる。臓器の項目には、乳房や肝臓等の穿刺針が通過する臓器の識別子が登録されている。硬さ指標値の項目には、臓器の硬さの値が登録されている。穿刺針の太さの項目には、刺入される穿刺針の太さが登録されている。刺入角度の項目には、穿刺針の刺入角度が登録されている。抵抗値の項目には、穿刺針に対する臓器の抵抗値が登録されている。抵抗値としては、臓器の種類、エラスト値、針の太さ、及び刺入角度から経験的に知られている値が登録されている。なお、抵抗値の単位は〔N〕であるとしたが、〔kgf〕であってもよい。

30

【００４１】

第１推定部２５は、臓器、硬さ指標値〔kPa〕、太さ〔G〕、及び刺入角度〔deg〕を抵抗値データベースに入力し、これら入力値に抵抗値データベース上で関連付けられた抵抗値を出力する。硬さ指標値として、抽出された障害領域に割り当てられたエラスト値が入力される。針の太さ及び刺入角度として、ステップＳ２において入力部３１により入力された値が入力される。臓器の種類としては、任意のタイミングで入力部３１により入力された値が入力される。抵抗値は、穿刺針１００の経路上の臓器毎、硬さ指標毎、あるいは、所定距離間隔毎に決定されるとよい。第１推定部２５は、決定された抵抗値に基づいて予測経路を計算する。例えば、決定された抵抗値に基づいて穿刺ラインからのずれ角度が計算され、ずれ角度に基づいて予測経路が計算される。

40

【００４２】

〔予測経路データベースによる方法〕

50

第 1 推定部 2 5 は、刺入角度と硬さ指標値とから予測経路データベースを利用して予測経路を推定する。予測経路データベースは、予め記憶部 3 3 に記憶されている。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、予測経路データベースの一例を示す図である。図 5 に示すように、予測経路データベースは、臓器、ターゲット、硬さ指標値 [k P a]、穿刺針の種類、刺入角度 [d e g]、及び予測経路の項目を有している。臓器の項目には、乳房や肝臓等の穿刺針が通過する臓器の識別子が登録されている。ターゲットの項目には、石灰化や乳がん、肝細胞がん等のターゲットの識別子が登録されている。エラスト値の項目には、臓器の硬さの値が登録されている。穿刺針の種類には、刺入される穿刺針の種類が登録されている。穿刺針の種類としては、例えば、用途や製品名、穿刺針の硬さ、穿刺針の太さ、穿刺針の材質、及び穿刺針の表面加工状況が挙げられる。材質としては、例えば、金属や樹脂等が挙げられる。また、表面加工状況としては、例えば、滑らかさの有無、ざらつきの有無等が挙げられる。「生検針 (1 4 G) 」や「生検針 (8 G) 」等の用途と太さとの組合せ、電極針等の用途が穿刺針の種類として挙げられている。刺入角度の項目には、刺入される穿刺針の刺入角度が登録されている。予測経路の項目には、臓器、ターゲット、エラスト値、穿刺針の種類、及び刺入角度から経験的に決定された、穿刺針の予測経路に関する情報が登録されている。具体的には、予測経路として、穿刺ラインからのずれ角度 [d e g] が登録されている。

【 0 0 4 4 】

第 1 推定部 2 5 は、臓器、ターゲット、硬さ指標値、穿刺針の種類、及び刺入角度を予測経路データベースに入力し、これら入力値に予測経路データベース上で関連付けられた予測経路を出力する。硬さ指標値として、抽出された障害領域に割り当てられているエラスト値が入力される。穿刺針の種類及び刺入角度として、ステップ S 2 において入力部 3 1 により入力された値が入力される。臓器の識別子及びターゲットの識別子としては、任意のタイミングで入力部 3 1 により入力された値が入力される。予測経路は、穿刺針 1 0 0 が通過しうる臓器毎、穿刺針 1 0 0 が通過しうる臓器の硬さ指標毎、あるいは、所定距離間隔毎に決定される。なお、予測経路データベースにおいて、予測経路として、穿刺ラインからのずれ角度ではなく、予測経路の位置情報が記憶されていてもよい。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 4 が行われるとシステム制御部 3 5 は、第 1 推定部 2 5 に生成処理を行わせる (ステップ S 5) 。ステップ S 5 において第 1 推定部 2 5 は、推定された予測経路を表現する線 (以下、予測経路ライン) を生成する。予測経路ラインは、刺入角度と生体組織のエラスト値に基づいて形状が決定されているので障害領域で曲がる。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 5 が行われるとシステム制御部 3 5 は、ユーザからの入力部 3 1 を介した指示に従って、B モード走査を実行するために送受信制御部 1 5 を制御する (ステップ S 6) 。システム制御部 3 5 は、エラストグラフィーのための超音波走査が実行されると、B モード走査の開始指示がなされることを待機している。システム制御部 3 5 は、ユーザにより入力部 3 1 を介して B モード走査の開始指示がなされることを契機として、B モード走査のために送受信制御部 1 5 を制御する。B モード走査において送受信制御部 1 5 は、送信部 1 1 と受信部 1 3 とを制御し、走査領域を対象として超音波走査を実行する。画像生成部 2 1 は、受信部 1 3 からの受信信号に基づいて、走査領域に関する B モード画像を繰り返し生成する。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 6 が行われるとシステム制御部 3 5 は、表示部 2 9 に表示処理を行わせる (ステップ S 7) 。ステップ S 7 において表示部 2 9 は、生成された B モード画像に予測経路ラインを重ね合わせて表示機器に表示する。ユーザは、B モード画像や予測経路ラインを観察しながら、穿刺針 1 0 0 を被検体に刺し入れ、検査部位まで進める。表示部 2 9 は、ユーザにより入力部 3 1 を介して刺入角度等の穿刺針情報が入力されたことを契機として、予測経路ラインを表示する。従って、ユーザは、予測経路ラインを観察しながら、穿

10

20

30

40

50

刺針を被検体に刺し入れることができる。

【0048】

図6は、表示部29による予測経路ラインL1の表示例を示す図である。図6に示すように、表示部29は、Bモード走査期間において、Bモード画像IBを動画形式で即時的に表示している。表示部29は、予測経路ラインL1をBモード画像IBに位置整合して重ね合わせて表示する。予測経路ラインL1は、例えば、図6に示すように、点線で表示される。なお、予測経路ラインL1は、点線で表示されたとしたが、これに限定されない。予測経路ラインL1は、直線や破線、一点鎖線、二点鎖線等のあらゆる線種で表示可能である。また、予測経路ラインL1は、黒や白、青、赤等のユーザの好みに応じた如何なる色で表示されてもよい。

10

【0049】

図6に示すように、表示部29は、ガイド性能の向上のため、刺入角度だけ傾いた直線（穿刺ライン）L2を予測経路ラインL1とともに表示すると良い。穿刺ラインL2は、刺入角度のみに基づいて決定されているので、直線である。穿刺ラインL2は、混同を避けるため、予測経路ラインL1とは異なる線種や色、太さで表示されるとよい。このように、予測経路ラインL1とともに穿刺ラインL2を表示することで、ユーザは、予測経路をより把握しやすくなる。

【0050】

なお、予測経路ラインは、Bモード画像に重ねられるのみに限定されない。例えば、予測経路ラインは、エラスト画像に重ねられても良い。また、Bモード画像とエラスト画像との合成画像に重ねられても良い。予測経路ラインに重ねられる画像は、ユーザにより予め入力部を介して選択されるとよい。なお、Bモード画像とエラスト画像とは、並列表示されてもよい。この際、予測経路ラインは、Bモード画像とエラスト画像との両方に重ねられても良いし、Bモード画像とエラスト画像との何れか一方に重ねられても良い。

20

【0051】

このように、刺入角度と組織性状情報とを加味して推定された予測経路ラインが表示されることで、ユーザは、穿刺針100の進入経路をよりの確に把握することができる。従って、ユーザは、より正確に穿刺の計画を立てることができ、また、穿刺針100の刺し直しの頻度を低減することができる。

【0052】

ステップS7が行われるとシステム制御部35は、ユーザにより入力部31を介して終了指示がなされたことを契機として、本実施形態に係る超音波検査を終了する。

30

【0053】

なお、予測経路ラインの通りに穿刺針100を刺し入れられるとは限らない。本実施形態に係る超音波診断装置1は、実際の穿刺針の位置に応じて予測経路ラインを補正するために第2推定部27を有している。以下、第2推定部27による予測経路ラインの推定処理について、図7を参照しながら説明する。なお、第2推定部27により推定される予測経路ラインを補正経路ラインL3と呼ぶことにする。

【0054】

上述のように、ユーザにより穿刺針100が被検体内に刺し入れられる。位置センサ200は、穿刺針の先端の位置を磁氣的に繰り返し検出し、検出された位置のデータを即時的に第2推定部27に送信する。穿刺針の先端の位置は、実空間の座標系により規定される。第2推定部は、検出された穿刺針の先端の位置に基づいて予測経路を補正する。例えば、繰り返し検出された位置に補外処理を施し、予測経路を生成する。具体的には、第2推定部27は、繰り返し検出された位置を走査面と同一の座標系にプロットする。なお、第2推定部27は、実空間の座標系と走査面の座標系との位置合わせ情報を保持しており、この位置合わせ情報を利用して、検出された位置を走査面の座標系にプロットする。プロットされた点が分布している区間が実測区間となる。第2推定部27は、プロットされた実測区間の点の座標に基づいて実測区間外の点の座標を補外法により計算する。そして第2推定部27は、実測区間の点と実測区間外の点とを線で結び補正経路ラインL3を生

40

50

成する。補正経路ライン L 3 は、表示部 2 9 により表示される。このように、第 2 推定部 2 7 は、実際の穿刺針 1 0 0 の移動経路に基づいて穿刺針 1 0 0 の予測経路を推定することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、位置センサ 2 0 0 により実際の穿刺針 1 0 0 の移動経路が特定される。記憶部 3 3 は、特定された実際の穿刺針 2 0 0 の移動経路を、予測経路データベースの予測経路の項目に登録するとよい。この際、記憶部 3 3 は、実際の穿刺針 2 0 0 の移動経路に対応する刺入角度及び仕様情報を、ユーザからの入力部 3 1 を介した指示に従って登録する。このように、記憶部 3 3 は、実測の移動経路を予測経路として予測経路データベースに登録し、蓄積することができる。これにより、第 1 推定部 2 5 による予測経路データベースを利用した予測経路の予測精度が向上する。

【 0 0 5 6 】

[変形例 1]

本実施形態において組織性状情報計測部 2 3 は、組織性状情報としてエラスト画像を生成するとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。変形例 1 に係る組織性状情報計測部 2 3 は、組織性状情報として、組織性状診断による診断結果を計測する。以下、変形例 1 に係る組織性状情報について説明する。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

【 0 0 5 7 】

変形例 1 に係る組織性状情報計測部 2 3 は、組織性状診断の技術により、受信信号、B モードデータ、あるいは、B モード画像に含まれるスペックルの分布から、検査対象の生体組織の種類を特定する。第 1 推定部 2 3 は、本実施形態と同様にして、生体組織の種類と刺入角度とに基づいて被検体内における穿刺針の予測経路を推定する。

【 0 0 5 8 】

[変形例 2]

本実施形態において予測経路は、線として推定されたとした。変形例 2 に係る予測経路は、領域として推定される。以下、変形例 2 に係る予測経路について説明する。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

【 0 0 5 9 】

変形例 2 に係る第 1 推定部 2 5 は、組織性状情報と刺入角度とに基づいて穿刺針 1 0 0 が進入する可能性のある領域（以下、予測進入領域と呼ぶ）を推定する。例えば、予測経路データベースにおいて、単一の組織性状情報と刺入角度との組合せについて複数の予測経路が登録されている場合がある。この予測経路データベースを利用して、単一の組織性状情報と刺入角度との組合せについて複数の予測経路が推定された場合、第 1 推定部 2 5 は、推定された複数の予測経路を包含する領域が予測侵入領域として推定される。また、予測経路が確率的に推定された場合、一定確率以上の予測経路を包含する領域が予測侵入領域として推定されてもよい。

【 0 0 6 0 】

この場合、表示部 2 9 は、推定された予測侵入領域 R 1 を表示する。図 8 は、予測侵入領域 R 1 の表示例を示す図である。図 8 に示すように、表示部 2 9 は、予測侵入領域 R 1 を明示するために、予測侵入領域 R 1 の輪郭を強調して表示する。具体的には、表示部 2 9 は、予測侵入領域 R 1 の輪郭を示すライン E L を、予測侵入領域 R 1 の端部に重ねる。図 9 は、予測侵入領域 R 1 の他の表示例を示す図である。図 9 に示すように、表示部 2 9 は、予測侵入領域 R 1 を色や模様で強調して表示してもよい。この場合、予測侵入領域 R 1 の背後にある B モード画像あるいはエラスト画像の視認性を高めるため、予測侵入領域 R 1 は透明度を有する色や模様で表示されたとよい。予測侵入領域 R 1 の表示方法は、入力部 3 1 を介してユーザにより任意に選択可能である。

【 0 0 6 1 】

【効果】

上記の説明の通り、本実施形態に係る超音波診断装置１は、組織性状情報計測部２３と第１推定部２５とを有している。組織性状情報計測部２３は、超音波プローブ３からのエコー信号に基づいて組織性状情報を計測する。第１推定部２５は、組織性状情報と刺入角度とに基づいて、被検体内における穿刺針１００の予測経路を推定する。予測経路は、表示部２９により表示される。

【００６２】

上記構成により、本実施形態に係る超音波診断装置１は、刺入角度と組織性状情報とに基づいて予測経路を推定するので、個々の被検体や検査部位に応じた予測経路をユーザに提示することができる。従って、穿刺ラインを表示していた従来に比して、超音波診断装置１は、穿刺針１００の経路をより正確に示すことができる。これにより、穿刺針１００の刺し直しの頻度を減らすことができる。また、超音波画像上で予測経路と実際の穿刺針１００とを見比べることで、ユーザが穿刺針１００の経路が正しいか否かを従来に比して早い段階で判断することができる。従って超音波診断装置１は、被検体の負担を軽減することができる。

10

【００６３】

かくして、本実施形態によれば、穿刺針を利用した超音波検査の効率の向上を可能とする超音波診断装置を提供することができる。

【００６４】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

【符号の説明】

【００６５】

１…超音波診断装置、３…超音波プローブ、５…装置本体、１１…送信部、１３…受信部、１５…送受信制御部、１７…Ｂモード処理部、１９…ドプラモード処理部、２１…画像生成部、２３…組織性状情報計測部、２５…第１推定部、２７…第２推定部、２９…表示部、３１…入力部、３３…記憶部、３５…システム制御部

30

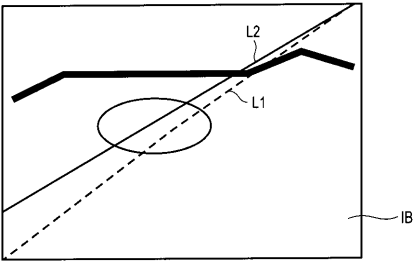
【 図 5 】

図 5

	臓器	ターゲット	硬さは標準値 [N・s]	穿刺針の種類	刺入角度 [deg]	予測経路 (穿刺ラインから のずれ角度[deg])
1	乳腺	石灰化	E1	生検針(14G)	A11	A21
2	乳腺	乳がん	E2	生検針(8G)	A12	A22
3	肝臓	肝細胞がん	E3	電極針	A13	A23
4						

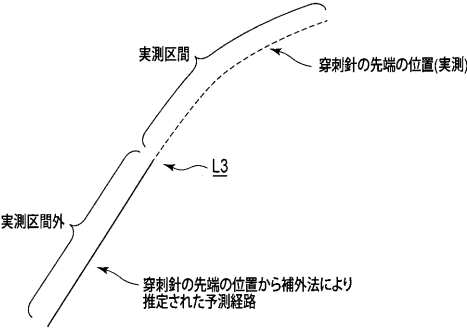
【 図 6 】

図 6



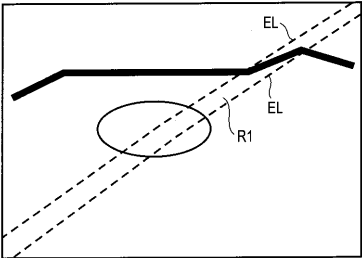
【 図 7 】

図 7



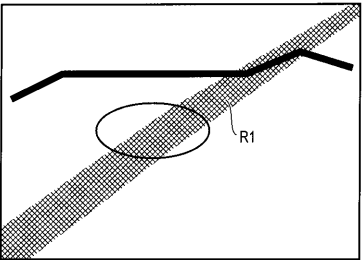
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 岡村 陽子
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本社内
- (72)発明者 吉新 寛樹
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本社内
- (72)発明者 神山 直久
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 DD19 EE11 EE16 FF03 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013116263A	公开(公告)日	2013-06-13
申请号	JP2011265715	申请日	2011-12-05
[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	岡村陽子 吉新寛樹 神山直久		
发明人	岡村 陽子 吉新 寛樹 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高使用穿刺针的超声波检查的效率。解决方案：超声波探头3发送和接收超声波。组织特征信息测量部23基于来自超声波探头3的回波信号测量组织特征信息。输入部31输入穿刺到被检体中的穿刺针的穿刺角度。第一估计部25基于组织特征信息和穿刺角度来估计被检体内的穿刺针100的预测路径。显示部29显示预测路径。

