

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6405712号
(P6405712)

(45) 発行日 平成30年10月17日(2018.10.17)

(24) 登録日 平成30年9月28日(2018.9.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-112487 (P2014-112487)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成26年5月30日(2014.5.30)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-226572 (P2015-226572A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成27年12月17日(2015.12.17)	(74) 代理人	110001254
審査請求日	平成29年3月22日(2017.3.22)		特許業務法人光陽国際特許事務所
		(72) 発明者	武田 義浩
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		審査官	森口 正治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波を送信し、当該超音波の反射波を受信する送受信部と、
受信された反射波データを処理して被検体の深度方向を含む二次元構造に係る画像を生成する処理部と、

前記生成された二次元構造に係る画像を表示部に表示させる表示制御部と、
前記被検体に対して刺入される穿刺針の先端推定位置を取得する位置取得部と、
前記取得された先端推定位置に応じて前記超音波の焦点距離を調整して前記送受信部による送信動作を行わせる送信制御部と、
を備え、

前記送信制御部は、前記先端推定位置よりも前記被検体における深度が所定距離深い位置に焦点を定める

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記送信制御部は、前記先端推定位置を含む所定の第2水平方向範囲で前記送信する超音波の開口を当該第2水平方向範囲の外側よりも狭くすることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第2水平方向範囲は、前記二次元構造面内で前記先端推定位置に対して前記穿刺針の刺入方向側にその反対方向側よりも広く設定されることを特徴とする請求項2記載の超

音波診断装置。

【請求項 4】

前記処理部は、前記送受信部により前記被検体に対して異なる方向で送信された複数の超音波の反射波に基づいて前記二次元構造に係る画像を生成し、

前記送信制御部は、前記二次元構造面内で前記穿刺針の刺入方向と角度差が大きい方向で送受信される超音波の前記調整に係る変更量を前記角度差が小さい方向から送受信される超音波の前記調整に係る変更量よりも大きくする

ことを特徴とする請求項 1～3 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記二次元構造に係る画像の生成に用いる周波数帯域及び当該周波数帯域内における強度分布のうち少なくとも何れかを設定する周波数設定部を備え、

前記周波数設定部は、前記取得された先端推定位置を含む所定の範囲において前記二次元構造に係る画像を生成する前記周波数帯域を前記所定の範囲の外よりも低周波数側に移動させる設定、及び、当該周波数帯域内における強度分布を前記所定の範囲の外よりも低周波数側に偏らせる設定のうち、少なくとも何れかを行う

ことを特徴とする請求項 1～4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、前記送信制御部による前記調整がなされた超音波の送受信が前記送受信部により行われている場合には、所定の表示を前記表示部に行わせることを特徴とする請求項 1～5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置取得部は、異なるタイミングで取得された複数の前記二次元構造の差異に基づいて前記先端推定位置を取得することを特徴とする請求項 1～6 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記位置取得部は、前記穿刺針の刺入機構による刺入距離及び方向に係る情報に基づいて前記先端推定位置を取得することを特徴とする請求項 1～7 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波（エコー）を受信して所定の信号データ処理を行うことにより内部構造の検査を行う超音波診断装置がある。この超音波診断は、医療目的の検査、治療や建築構造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

【0003】

この超音波診断装置は、単に取得された反射波のデータを処理して画像を表示させるだけでなく、被検体内の特定の部位（ターゲット）のサンプルを採取したり、水分などを排出したり、或いは、特定の部位に薬剤やマーカーなどを注入、留置したりする際に、これらに用いられる穿刺針と、ターゲットの位置とを同定して視認しながら当該穿刺針をターゲット位置に向けて刺し入れる場合にも用いられる。このような超音波画像の利用により、被検体内のターゲットに対する処置を迅速、確実且つ容易に行うことが出来る。

【0004】

しかしながら、穿刺針は、多くの場合超音波診断に係る解像度と同程度に細く、また、被検体に対して斜めに刺入されることが多いことから、超音波の反射波を検出する超音波探触子（プローブ）に当該穿刺針からの反射波が戻って来難く、刺入目標位置に対する穿刺針の位置が同定出来ないという問題があった。これに対し、特許文献 1 には、穿刺針の

10

20

30

40

50

刺入方向に対して垂直に超音波を照射させることで、従来よりも確実に穿刺針からの反射波を受信して位置を同定する技術が開示されている。

【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】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、穿刺針は、その先端が針状に最も狭くなり、その幅（径）が超音波の波長に近くなることや、動作の種別や特定部位の性質などにそれぞれ適した様々な形状となっていることから、超音波を当該穿刺針の延在方向に対して垂直に当てても、先端部分では、当該超音波が散乱、回折されて、必ずしも反射効率が向上しないという課題がある。また、穿刺針の刺入速度や方向は、医師などの刺入を行う者の微調整動作や被検体の動きなどによって一定になるとは限らず、従って、穿刺針の先端位置に対して正確に超音波が照射されずにエコーが得られなくなる場合があるという課題がある。

【0007】

この発明の目的は、穿刺針の先端位置をより正確に同定可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するため、請求項1記載の発明は、被検体に対して超音波を送信し、当該超音波の反射波を受信する送受信部と、受信された反射波データを処理して被検体の深度方向を含む二次元構造に係る画像を生成する処理部と、

前記生成された二次元構造に係る画像を表示部に表示させる表示制御部と、

前記被検体に対して刺入される穿刺針の先端推定位置を取得する位置取得部と、

前記取得された先端推定位置に応じて前記超音波の焦点距離を調整して前記送受信部による送信動作を行わせる送信制御部と、

を備え、

前記送信制御部は、前記先端推定位置よりも前記被検体における深度が所定距離深い位置に焦点を定める

ことを特徴とする超音波診断装置である。

【0020】

また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の超音波診断装置において、

前記送信制御部は、前記先端推定位置を含む所定の第2水平方向範囲で前記送信する超音波の開口を当該第2水平方向範囲の外側よりも狭くすることを特徴としている。

【0021】

また、請求項3記載の発明は、請求項2記載の超音波診断装置において、

前記第2水平方向範囲は、前記二次元構造面内で前記先端推定位置に対して前記穿刺針の刺入方向側にその反対方向側よりも広く設定されることを特徴としている。

【0022】

また、請求項4記載の発明は、請求項1～3の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記処理部は、前記送受信部により前記被検体に対して異なる方向で送信された複数の超音波の反射波に基づいて前記二次元構造に係る画像を生成し、

前記送信制御部は、前記二次元構造面内で前記穿刺針の刺入方向と角度差が大きい方向で送受信される超音波の前記調整に係る変更量を前記角度差が小さい方向から送受信される超音波の前記調整に係る変更量よりも大きくする

ことを特徴としている。

10

20

30

40

50

【0023】

また、請求項5記載の発明は、請求項1～4の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記二次元構造に係る画像の生成に用いる周波数帯域及び当該周波数帯域内における強度分布のうち少なくとも何れかを設定する周波数設定部を備え、

前記周波数設定部は、前記取得された先端推定位置を含む所定の範囲において前記二次元構造に係る画像を生成する前記周波数帯域を前記所定の範囲の外よりも低周波数側に移動させる設定、及び、当該周波数帯域内における強度分布を前記所定の範囲の外よりも低周波数側に偏らせる設定のうち、少なくとも何れかを行う

ことを特徴としている。

10

【0024】

また、請求項6記載の発明は、請求項1～5の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記表示制御部は、前記送信制御部による前記調整がなされた超音波の送受信が前記送受信部により行われている場合には、所定の表示を前記表示部に行わせることを特徴としている。

【0026】

また、請求項7記載の発明は、請求項1～6の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記位置取得部は、異なるタイミングで取得された複数の前記二次元構造の差異に基づいて前記先端推定位置を取得することを特徴としている。

20

【0027】

また、請求項8記載の発明は、請求項1～7の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記位置取得部は、前記穿刺針の刺入機構による刺入距離及び方向に係る情報に基づいて前記先端推定位置を取得することを特徴としている。

【発明の効果】

【0028】

本発明に従うと、超音波診断装置において、穿刺針の先端位置をより正確に同定可能となるという効果がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施形態の超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】評価情報生成部で生成される差分画像の例を示す図である。

【図4】評価情報生成部で生成される相関マップ画像の例を示す図である。

【図5】評価情報生成部で生成される画素値分散画像の例を示す図である。

【図6】評価情報生成部で生成される差分値分散画像の例を示す図である。

【図7】超音波診断装置から送信される超音波の焦点位置について説明する図である。

【図8】送受信される超音波の音線密度及び周波数分布について説明する図である。

40

【図9】穿刺針位置推定処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図10】穿刺針撮像処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図11】第2実施形態の超音波診断装置において、送信される超音波の焦点位置について説明する図である。

【図12】送信される超音波の焦点深度について説明する図である。

【図13】第2実施形態の超音波診断装置で実行される穿刺針撮像処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図14】送受信される超音波の空間分布について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

50

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図１は、本実施形態の超音波診断装置Ｕの全体図である。図２は、超音波診断装置Ｕの内部構成を示すブロック図である。

【００３１】

図１に示すように、この超音波診断装置Ｕは、超音波診断装置本体１と、ケーブル２２を介して超音波診断装置本体１に接続された超音波探触子２（超音波プローブ、送受信部）と、超音波探触子２に取り付けられた取付部４（アタッチメント、刺入機構）と、穿刺針３などを備える。

【００３２】

穿刺針３は、ここでは、中空状の長針形状を有し、取付部４の設定により定められた角度で被検体に対して刺入される。穿刺針３は、採取のターゲット（検体）又は注入される薬剤などの種別や分量に応じて適宜な太さ、長さや先端形状を有したものが換装されることが可能となっている。

【００３３】

取付部４は、穿刺針３を設定された向き（方向）で保持する。取付部４は、超音波探触子２の側部に取り付けられ、被検体に対する穿刺針３の刺入角度に応じた穿刺針３の向きを適宜変更設定可能となっている。また、取付部４は、穿刺針３の移動量（刺入距離）を計測する図示略の計測部を有し、計測された移動量及び向きに係る情報を超音波診断装置本体１に超音波探触子２及びケーブル２２を介して送信可能であっても良い。或いは、取付部４から超音波診断装置本体１に送られる情報は、穿刺針３の向きに係る情報だけであっても良いし、或いは、穿刺針３に係る情報を超音波診断装置本体１に送信する構成を備えなくても良い。

なお、取付部４の代わりに、超音波探触子２に穿刺針３を刺入方向に向けて保持する案内部が直接設けられていても良い。

【００３４】

超音波診断装置本体１には、操作入力部１８と出力表示部１９（表示部）とが設けられている。また、図２に示すように、超音波診断装置本体１は、これらに加えて、制御部１１（表示制御部）と、送信部１２と、受信部１３と、送受信切替部１４と、画像生成部１５（処理部）と、画像処理部１６（位置取得部）などを備えている。

超音波診断装置本体１の制御部１１は、操作入力部１８のキーボードやマウスといった入力デバイスに対する外部からの入力操作に基づき、超音波探触子２に駆動信号を出力して超音波を出力させ、また、超音波探触子２から超音波受信に係る受信信号を取得して各種処理を行い、必要に応じて出力表示部１９の表示画面などに結果などを表示させる。

【００３５】

制御部１１は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＨＤＤ（Hard Disk Drive）及びＲＡＭ（Random Access Memory）などを備えている。ＣＰＵは、ＨＤＤに記憶されている各種プログラムを読み出してＲＡＭにロードし、当該プログラムに従って超音波診断装置Ｕの各部の動作を統括制御する。ＨＤＤは、超音波診断装置Ｕを動作させる制御プログラム及び各種処理プログラムや、各種設定データ等を記憶する。これらのプログラムや設定データは、ＨＤＤの他、例えば、フラッシュメモリーなどの不揮発性メモリーを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしても良い。ＲＡＭは、ＳＲＡＭやＤＲＡＭなどの揮発性メモリーであり、ＣＰＵに作業用のメモリー空間を提供し、一時データを記憶する。

【００３６】

制御部１１は、穿刺針撮像制御部１１１（送信制御部、周波数設定部）を備える。穿刺針撮像制御部１１１は、画像処理部１６において同定された穿刺針３の位置情報に基づいて、穿刺針３の先端を明確に撮像するための超音波送受信に係る制御を行う。この穿刺針撮像制御部１１１の動作は、制御部１１のＣＰＵやＲＡＭを用いてソフトウェア的に実行されても良い。

【００３７】

10

20

30

40

50

送信部 12 は、制御部 11 から入力される制御信号に従って超音波探触子 2 に供給するパルス信号を出力し、超音波探触子 2 に超音波を発生させる。送信部 12 は、例えば、クロック発生回路、パルス発生回路、パルス幅設定部、及び、遅延回路を備えている。クロック発生回路は、パルス信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路は、所定の周期で予め設定された電圧振幅のバイポーラー型の矩形波パルスを発生させる回路である。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力される矩形波パルスのパルス幅を設定する。パルス発生回路で生成された矩形波パルスは、パルス幅設定部への入力前又は入力後に、超音波探触子 2 の個々の振動子 21 ごとに異なる配線経路に分離される。遅延回路は、生成された矩形波パルスを各振動子 21 に送信するタイミングに応じて、これらの配線経路ごとに設定された遅延時間それぞれ遅延させて出力させる回路である。

10

【0038】

受信部 13 は、制御部 11 の制御に従って超音波探触子 2 から入力された受信信号を取得する回路である。受信部 13 は、例えば、増幅器、A/D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、超音波探触子 2 の各振動子 21 により受信された超音波に応じた受信信号を予め設定された所定の増幅率でそれぞれ増幅する回路である。A/D 変換回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータに変換する回路である。整相加算回路は、A/D 変換された受信信号に対して、振動子 21 毎に対応した配線経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成する回路である。

20

【0039】

送受信切替部 14 は、制御部 11 の制御に基づいて、振動子 21 から超音波を出射（送信）する場合に駆動信号を送信部 12 から振動子 21 に送信させる一方、振動子 21 が出射した超音波に係る信号を取得する場合に受信信号を受信部 13 に出力させるための切り替え動作を行う。

【0040】

画像生成部 15 は、超音波の受信データに基づく診断用画像を生成する。画像生成部 15 は、受信部 13 から入力される音線データを検波（包絡線検波）して信号を取得し、また、必要に応じて対数増幅、フィルタリング（例えば、低域透過、スムージングなど）や強調処理などを行う。画像生成部 15 は、診断用画像の一つとして、当該信号強度に応じた輝度信号で信号の送信方向（被検体の深度方向）と超音波探触子 2 により送信される超音波の走査方向を含む面内の二次元構造を表す B モード表示に係る各フレーム画像データを生成する。このとき、画像生成部 15 は、表示に係るダイナミックレンジの調整やガンマ補正などを行うことが出来る。この画像生成部 15 は、これらの画像生成に用いられる専用の CPU や RAM を備える構成とすることが出来る。又は、画像生成部 15 では、画像生成に係る専用のハードウェア構成が基板（ASIC（Application-Specific Integrated Circuit）など）上に形成されて備えられていても良い。或いは、画像生成部 15 は、制御部 11 の CPU 及び RAM により画像生成に係る処理が行われる構成であっても良い。

30

【0041】

40

画像処理部 16 は、記憶部 161 と、評価情報生成部 162 と、穿刺針同定部 163 などとを備える。

記憶部 161 は、画像生成部 15 で処理されてリアルタイム表示やこれに準じた表示に用いられる診断用画像データ（フレーム画像データ）をフレーム単位で直近の所定フレーム数分記憶する。記憶部 161 は、例えば、DRAM（Dynamic Random Access Memory）などの揮発性メモリーである。或いは、この記憶部 161 は、高速書き換えが可能な各種不揮発性メモリーであっても良い。記憶部 161 に記憶された診断用画像データは、制御部 11 の制御に従って読み出され、出力表示部 19 に送信されたり、図示略の通信部を介して超音波診断装置 U の外部に出力されたりする。このとき、出力表示部 19 の表示方式がテレビジョン方式の場合には、記憶部 161 と出力表示部 19 との間に DSC（Digita

50

l Signal Converter) が設けられて、走査フォーマットが変換された後に出力されれば良い。

【0042】

評価情報生成部162は、穿刺針同定部163で穿刺針3の位置を同定するための画像データを生成する。本実施形態の超音波診断装置本体1で生成可能な画像データについては、後に詳述する。

また、評価情報生成部162は、これまでの穿刺針位置の履歴を参照し、例えば、当該位置の変化速度及び変化方向(変位ベクトル)を算出しておくことが出来る。

【0043】

穿刺針同定部163は、評価情報生成部162で生成された画像に応じた処理を行い、穿刺針3の位置を同定する。穿刺針同定部163は、更に、この同定された穿刺針3の位置に対して評価情報生成部162で求められた穿刺針3の位置変化ベクトルを適用して、次の穿刺針3の推定位置を算出する。この算出された推定位置に係る情報は、制御部11の穿刺針撮像制御部111に出力される。

【0044】

評価情報生成部162及び穿刺針同定部163は、画像処理部16のCPU及びRAMを共用で用いても良いし、各々専用のCPU及びRAMを備えても良い。或いは、評価情報生成部162及び穿刺針同定部163は、制御部11のCPU及びRAMにより各種処理が行われても良い。

【0045】

操作入力部18は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス、若しくはトラックボール、又は、これらの組み合わせを備えており、ユーザーの入力操作を操作信号に変換し、超音波診断装置本体1に入力する。

【0046】

出力表示部19は、LCD(Liquid Crystal Display)、有機EL(Electro-Luminescent)ディスプレイ、無機ELディスプレイ、プラズマディスプレイ、CRT(Cathode Ray Tube)ディスプレイといった種々の表示方式のうち、何れかを用いた表示画面とその駆動部を備える。出力表示部19は、CPU15から出力された制御信号や、画像処理部16で生成された画像データに従って表示画面(各表示画素)の駆動信号を生成し、表示画面上に超音波診断に係るメニュー、ステータスや、受信された超音波に基づく計測データの表示を行う。また、出力表示部19は、LEDランプなどを別途備えて電源の投入有無などの表示を行う構成であっても良い。

【0047】

これらの操作入力部18や出力表示部19は、超音波診断装置本体1の筐体に一体となって設けられたものであっても良いし、USBケーブルやHDMIケーブル(登録商標: HDMI)などを介して外部に取り付けられるものであっても良い。また、超音波診断装置本体1に操作入力端子や表示出力端子が設けられていれば、これらの端子に従来の操作及び表示用の周辺機器を接続して利用するものであっても良い。

【0048】

超音波探触子2は、超音波(ここでは、1~30MHz程度)を発振して生体などの被検体に対して出射するとともに、出射した超音波のうち被検体で反射された反射波(エコー)を受信して電気信号に変換する音響センサーとして機能する。この超音波探触子2は、超音波を送受信する複数の振動子21の配列である振動子配列210と、ケーブル22などを備えている。

【0049】

ケーブル22は、その一端に超音波診断装置本体1とのコネクタ(図示略)を有し、超音波探触子2は、このケーブル22により超音波診断装置本体1に対して着脱可能に構成されている。ユーザーは、この超音波探触子2における超音波の送受信面、即ち、振動子配列210から超音波を出射する方向の面を被検体に所定の圧力で接触させて超音波診断装置Uを動作させ、超音波診断を行う。

【0050】

振動子配列210は、圧電体とその変形（伸縮）により電荷が現れる両端に設けられた電極とを有する圧電素子を備えた複数の振動子21の配列、例えば、所定方向（走査方向）への一次元配列である。振動子21に電圧パルス（パルス信号）が順番に供給されることで各圧電体に生じる電界に応じて圧電体に変形し、超音波が発信される。また、振動子21に所定の周波数帯の超音波が入射すると、その音圧により圧電体の厚さが変動（振動）することで当該変動量に応じた電荷が生じ、当該電荷量に応じた電気信号に変換、出力される。

【0051】

次に、本実施形態の超音波診断装置Uにおける穿刺針3の検出表示動作について説明する。

10

本実施形態の超音波診断装置Uは、少なくとも、輝度を用いて断層検査に係る一次元又は二次元の構造の表示を略リアルタイムで行うBモードでの表示機能を有する。また、Bモードでの表示状態において、更に、穿刺針3を明瞭に表示させるための穿刺針表示モードでの表示機能を有する。

【0052】

本実施形態の超音波診断装置Uにおける穿刺針表示モードでは、画像処理部16において、通常のBモードと同様に取得された被検体の二次元構造画像を解析して穿刺針3の先端位置を同定する。また、この先端位置の移動履歴（移動方向や移動速度）に基づいてこの先端位置の今後の予測位置（先端推定位置）を算出する。それから、穿刺針撮像制御部111の制御に基づいて、この先端推定位置を含む所定の範囲への超音波の送信及び／又は当該範囲で反射される超音波の受信に係る動作設定を変更して、当該穿刺針3の先端からのエコーをより取得しやすくする。

20

【0053】

まず、穿刺針3の先端位置の同定に係る処理について説明する。本実施形態の超音波診断装置Uでは、評価情報生成部162において、異なるタイミングで取得された複数のフレーム画像を用いて、それらの差異に基づく穿刺針3の先端位置同定用の画像を生成し、次いで、当該先端位置同定用の画像を用いて穿刺針同定部163で穿刺針3の先端位置を同定する。

【0054】

30

図3は、評価情報生成部162で生成される差分画像 $D(t)$ の例を示す図である。

刺入される穿刺針3を検出するための画像の一つとして、ここでは、最新フレーム（タイミング $T=t$ ）の超音波画像 $I(t)$ と1フレーム前の超音波画像 $I(t-1)$ との画素ごとの画素値の差分を算出して差分画像 $D(t)$ を得る。略静止状態の被検体に対して穿刺針3が刺入されると、主に当該穿刺針3の先端付近で刺入に伴う移動によりエコーの反射位置が変化して、非ゼロの差分値が生じる。穿刺針同定部163は、この差分値が非ゼロの位置を検出して穿刺針3の先端位置を同定する。

【0055】

図4は、評価情報生成部162で生成される相関マップ画像 $R(t)$ の例を示す図である。

40

評価情報生成部162では、穿刺針3を検出するための画像の他の例として、複数フレームの超音波画像にそれぞれ設定される所定サイズの領域内における画素値の相関をとることで当該相関値の分布を示す相関マップ画像 $R(t)$ を得ることが出来る。ここでは、超音波画像における各画素の座標 (x, y) に対し、最新フレーム（タイミング $T=t$ ）の超音波画像 $I(t)$ における当該座標 (x, y) を中心とした所定サイズの関心領域 $a(x, y, t)$ をそれぞれ設定するとともに、1フレーム前の超音波画像 $I(t-1)$ における当該座標 (x, y) を中心とした同サイズの関心領域 $b(x, y, t-1)$ を設定して、両領域の各画素値を用いて相関係数 $r(x, y, t)$ （相互相関係数）を算出する。この算出された相関係数 r の分布を示す画像として相関マップ画像 $R(t)$ が生成される。

50

【0056】

穿刺針3の移動に伴いフレーム間の超音波画像に変化があった場合には、当該領域での相関係数 $r(x, y, t)$ の値が小さくなる。なお、関心領域 a, b が狭く、当該関心領域内の画素値が狭い範囲に偏っている場合、相関係数 r が大きくなり難い（「1」に近付き難い）一方、関心領域 a, b が大きいと、穿刺針3の移動に伴う相関係数 r の変化が数値に現れ難くなるので、関心領域 a, b のサイズは、適宜設定される。

【0057】

図5は、評価情報生成部162で生成される画素値分散画像 $S(t)$ の例を示す図である。

穿刺針3の先端位置の同定用の画像の他の例として、最新フレーム（タイミング $T=t$ ）の超音波画像 $I(t)$ 及びこの前に取得された k フレーム分の超音波画像 $I(t-1) \sim I(t-k)$ における同一画素位置での画素値の分散を算出することで画素値分散画像 $S(t)$ が得られる。なお、分散値の代わりに標準偏差が算出されても良い。この結果、穿刺針3が移動した経路中では、一時的に画素値（輝度）が変化することで分散値が大きくなる。この画素値分散画像 $S(t)$ では、 k フレーム内での移動量が多いほど分散値の大きい範囲が広くなり、穿刺針3の刺入速度及び刺入方向が同定される。画素値分散画像 $S(t)$ の生成に用いられるフレーム数 k は、記憶部161に記憶される超音波画像のフレーム数の範囲内で適宜設定されるが、特に、穿刺針3が同一方向に刺入される場合には、フレーム数 k が多いほどノイズの影響が低減されて穿刺針3が検出されやすくなる。

【0058】

また、フレーム数 k は、超音波画像を取得するフレーム周波数に応じて設定されても良い。例えば、下記の式（1）のようにしてフレーム数 FN を決定することが出来る。

$$FN = FPS / 30 \times FNB \quad \cdots (1)$$

ここで、 FPS は、フレーム周波数を示し、 FNB はフレーム周波数が 30 fps の場合に分散値を算出する際に使用する超音波画像データのフレーム数を示している。

即ち、フレーム周波数が高い場合には、フレーム間の超音波画像データの相違が微小となるので、多くのフレーム数の超音波画像データを用いることにより穿刺針3の検出精度を高める一方、フレーム周波数が低い場合には、フレーム間の超音波画像データの相違が大きいので、少ないフレーム数の超音波画像データを用いて処理速度を向上させることが出来る。

【0059】

図6は、評価情報生成部162で生成される差分値分散画像 $SD(t)$ の例を示す図である。

上述の図5に示したように複数フレームの超音波画像に係る同一位置の画素値の分散値を求める代わりに、図3で示した差分値を複数の隣接するフレーム間で算出し、同一位置におけるこれら複数の差分値の分散値を求めて差分値分散画像 $SD(t)$ として穿刺針3の先端位置同定用の画像とすることが出来る。

【0060】

即ち、最新フレームの超音波画像 $I(t)$ と1フレーム前の超音波画像 $I(t-1)$ との画素ごとの差分値を表す差分画像 $D(t)$ から、 $(k-1)$ フレーム前の超音波画像 $I(t-(k-1))$ と k フレーム前の超音波画像 $I(t-k)$ との画素ごとの差分を表す差分画像 $D(t-(k-1))$ までの各差分画像 $D(t) \sim D(t-(k-1))$ が生成され、更に、これら複数の差分画像における同一画素位置の画素値（差分値）の分散値を算出することで、差分値分散画像 $SD(t)$ が生成される。

【0061】

これら、図3～図6で示した穿刺針3の先端位置同定用画像の少なくとも何れかが生成されると、当該生成された画像データを用いて穿刺針3の先端位置が同定される。

また、この超音波診断装置Uでは、穿刺針3の先端位置の同定の際には、上述の画像処理に加えて追加の処理を行うことが出来る。例えば、前回同定された先端位置から所定の範囲内でのみ先端位置の同定を行う設定を行うことにより、通常、先端位置があると想定

10

20

30

40

50

されない位置における予期しない被検体の動きや変化、アーティファクトの影響及び画像ノイズの影響を除外し、また、処理量を低減することが出来る。

【0062】

取付部4から穿刺針3の向き及び／又は移動量に係る情報が超音波診断装置本体1に出力される構成になっている場合には、上述の複数画像の処理に基づく穿刺針3の先端位置の同定に加えて又は代えて、穿刺針3の先端位置が当該穿刺針3の向き／及び又は移動量に係る情報を用いて算出されても良い。

【0063】

また、更に、前回までのフレームに係る超音波画像データで同定された先端位置の履歴に基づいてその移動速度及び移動方向（移動ベクトル）を算出し、前回の同定位置にこの移動ベクトル分の変位量を加えた位置を中心とした所定の範囲内でのみ最新の穿刺針3の先端位置を同定することとしても良い。この移動ベクトルの始点及び向きは、例えば、直線移動を前提として過去に同定された複数の先端位置の一次回帰直線を算出することで求められ、大きさは、当該複数の先端位置の間隔又は算出された一次回帰直線の方法成分の平均値から求められる。

【0064】

本実施形態の超音波診断装置Uでは、穿刺針同定部163で同定された穿刺針3の先端の現在の推定位置（先端推定位置）に係る情報は、穿刺針撮像制御部111に出力されて、次のフレームの超音波画像の撮像に係る超音波送信及び／又は受信の設定に用いられる。

【0065】

図7は、本実施形態の超音波診断装置Uで設定される送信超音波のフォーカス位置設定について説明する図である。

【0066】

本実施形態の超音波診断装置Uでは、超音波探触子2の各振動子21から送信される超音波の焦点位置（焦点、フォーカス位置）を推定された現在の先端位置よりも被検体Qの深い側（深度が深い位置、即ち、発信位置から遠い側）に所定距離ずらして、即ち、焦点距離を長くして被検体Qの二次元構造を撮像し、Bモード表示に係るフレーム画像を生成する。焦点位置の調整は、一の走査線画像取得に係る複数の振動子21による超音波の送受信タイミングを調整するための遅延線やデジタル制御信号の調整などにより従来周知の方法で行われれば良い。

【0067】

上述のように、穿刺針3の先端付近は、針径が小さくなるとともに穿刺針3の用途やターゲットGの種別などに応じた種々の形状でカットされている。従って、送信される超音波の焦点（フォーカス）を穿刺針3の先端位置（深さL）に合わせようとした場合に、穿刺針3の先端位置と焦点位置との超音波の照射方向（音軸）に垂直な面内でのずれが小さくても所望のエコーが得られないことになりやすい。そこで、本実施形態の超音波診断装置Uでは、送信超音波の焦点距離を、推定された穿刺針3の先端位置までの距離から所定距離 ΔZ 外す。即ち、送信する超音波のビームフォーミングに際し、穿刺針3の先端推定位置の情報に基づいてこの穿刺針3の先端に送信超音波のビームを収束させず、穿刺針3の先端に対して広いビーム幅（照射範囲）で照射するように調整することで、穿刺針3の先端部分からのエコーがより確実に得られるようにする。また、このとき、焦点位置を被検体Qの深い側（超音波探触子2と被検体Qとの接触面から遠い側）に設定することで、通常、穿刺針3より深い側にあるターゲットGが焦点から外れ過ぎないようにすることが出来る。

【0068】

なお、電子フォーカスを用いる場合には、容易に複数の焦点を設定することが出来るので、穿刺針3を刺入するターゲットGを自動検出、又はターゲットGの概略位置を予めユーザーが設定しておくことで、推定された穿刺針3の先端位置から所定距離 ΔZ 外れた位置とターゲットGとの少なくとも2点に焦点を合わせて超音波の送受信を行うことが出来

る。

【0069】

また、このようにターゲットGの位置が得られている場合、穿刺針3の先端位置とターゲットG（刺入目標位置）との距離や深度方向の差に応じて所定距離 ΔZ を変化させることが出来る。即ち、ターゲットGから穿刺針3の先端位置が離れている場合には、穿刺針3の先端位置を明確に表示させることを最優先として適切な所定距離 ΔZ を固定値として設定し、ターゲットGと穿刺針3の先端位置とが接近すると、穿刺針3の先端位置を明確に表示させることが可能な所定距離 ΔZ の範囲（所定の深度差以内）で、ターゲットGを高解像度で表示可能な位置、即ち、焦点とターゲットGとが重なる又は近接するように所定距離 ΔZ を変化させることが出来る。

10

【0070】

図8は、超音波探触子2による走査方向の断面において、送信される超音波の音線密度の分布を示す図である。

【0071】

通常のBモード表示では、被検体Qに対して振動子21からの送信超音波を所定方向（走査方向）に走査させる際、各走査位置又は方向に対して一様な音線密度で超音波の送受信を行う。即ち、各走査線の画像生成をそれぞれN個の振動子21による送受信で所定のM個ずつ振動子21をずらしながら行うのに対し、穿刺針表示モードでは、推定された穿刺針3の先端位置を含む所定の範囲W（第1水平方向範囲）では、超音波送信に係る音線密度を通常よりも上昇させる。即ち、各走査線の画像生成に係る振動子21の数をN個で維持しつつ、隣接する走査線間の振動子21のずれ数をMよりも小さいMf個とする。これにより、一回当たりの超音波の照射範囲は変わらない一方、単位面積当たりの超音波の照射回数が増加するので、穿刺針3の先端推定位置を含む所定の範囲内に照射される超音波の延べ照射範囲が広がることになる。

20

【0072】

一方で、この所定の範囲Wの外側での超音波送信に係る音線密度を、所定の範囲Wでの増加分に応じて低下させる。即ち、各走査線の画像生成に係る振動子21の数をN個で維持しつつ、隣接する走査線間の振動子21のずれ数をMよりも大きいMm個とする。

このとき、ずれ数Mfによる範囲W内での走査線の増加数とずれ数Mmによる範囲W外での走査線の減少数とが等しくなり、全体としては一回の走査に係るデータの送受信回数や送受信データの量が変化しないように定められるのが好ましい。これにより、超音波診断装置Uにおいて、フレームレートを落とさずにBモード表示を行わせることが出来る。

30

【0073】

このとき、音線密度を上昇させる所定の範囲Wは、推定された穿刺針3の先端位置（又は同定された直近の先端位置）に対して、当該穿刺針3の先端の移動方向側（刺入方向側、移動ベクトルVの向き）にその反対方向側よりも広く設定されることが好ましい。穿刺針3の進行方向側（図8で左側）に広く高解像度画像を得ることで、穿刺針3の先端と共に採取対象のターゲットも高解像度で撮影出来る可能性が高くなる。また、穿刺針3の移動速度が多少変化しても余裕を持って穿刺針3の先端を高解像度画像が得られる領域内に収めることが出来る。

40

【0074】

また、このとき、音線密度を上昇させる所定の範囲Wの大きさは、穿刺針3の移動速度（移動ベクトルVの大きさ $|V|$ ）や移動速度の水平方向成分（図8で左右向き）に応じて可変とすることが出来る。即ち、穿刺針3の移動速度 $|V|$ が大きい場合には、所定の範囲Wを広く設定しておくことで、次回の穿刺針3の先端位置が当該所定の範囲Wからはみ出る可能性を低減する一方、穿刺針3の移動速度 $|V|$ が小さい場合には、所定の範囲Wを狭く設定することで、範囲外の画像の解像度を大きく低下させない。なお、移動速度 $|V|$ が基準速度より遅い場合には、当該基準速度に対応する所定の範囲Wより狭くしないことで、その後移動速度 $|V|$ が上昇しても穿刺針3の先端が当該所定の範囲Wからはみ出ないようにすると共に、既に穿刺針3の先端位置近傍に採取対象のターゲットがある

50

場合に当該ターゲットを併せて所定の範囲Wに含めやすくすることが出来る。

【0075】

更に、この音線密度の分布と同様に、所定の範囲Wで送受信を行う周波数を変化させることが出来る。

振動子21から送信される超音波は、所定幅の連続的な周波数（周波数帯域）の超音波であり、また、意図的に複数の周波数の超音波、例えば、基準周波数の高調波を同時に出力可能とすることが出来る。通常、複数の周波数の超音波を出力して異なる特性でエコーを取得することで（周波数コンパウンド）、スペックルや、周波数に依存した超音波強度の減衰の影響を補完して明瞭な二次元構造を取得することが出来る。

この実施形態の超音波診断装置Uでは、上述の所定の範囲Wで他の部分と比較して送受信する超音波の周波数帯域に係る設定を低周波数側にシフトさせる、即ち、全体として送受信周波数帯域を低下させる調整、及び送受信周波数帯域中の低い周波数の超音波の割合を多くする（受信周波数帯域内での受信強度の分布（強度分布）を低周波数側に偏らせる）調整のうち少なくとも一方を実施することで、被検体内での超音波の伝搬による減衰率を低減させ、焦点が合っていない穿刺針3の先端付近からのエコー強度をなるべく低減させずに受信出来るようにすることが出来る。このような受信周波数帯域の制限は、従来周知の帯域透過フィルターを用いて容易に実現可能である。

【0076】

図9は、本実施形態の穿刺針表示モードにおいて、穿刺針同定部163で実行される穿刺針位置推定処理の制御部による制御手順を示すフローチャートの例である。

【0077】

この穿刺針位置推定処理は、穿刺針表示モードにおいて新たなフレーム画像が画像生成部15で生成されて記憶部161に所定枚数記憶されるごとに実行されて、次のフレーム画像生成に係る穿刺針位置の推定を行う処理である。ここでは、一例として先端位置同定用画像として差分画像D(t)を生成して用いる場合について示す。

【0078】

穿刺針位置推定処理が開始されると、穿刺針同定部163の制御部(CPU)は、まず、記憶部161から直近のフレーム画像を2枚、即ち、最新フレームの超音波画像I(t)と、一フレーム前の超音波画像I(t-1)とを取得する(ステップS101)。制御部は、これら2フレームの超音波画像の各画素における画素値の差分を算出して、差分画像D(t)を生成する(ステップS102)。

【0079】

制御部は、前回実行された穿刺針位置推定処理においてステップS105の処理で算出された穿刺針3の現在の穿刺針3の先端の推定位置を取得し(ステップS103)、この推定された先端位置を含む所定の領域内で差分値の大きい画素を検出して、当該差分値の大きい画素の分布などに応じて現在の先端位置を同定する(ステップS104)。

【0080】

制御部は、これまでに実行された穿刺針位置推定処理においてこのステップS104の処理で同定された穿刺針3の先端位置の履歴を取得し、今回の先端位置を含めてこの先端位置の変化、即ち、方向及び速度を算出する(ステップS105)。

【0081】

制御部は、現在の穿刺針3の先端位置と、算出された穿刺針先端の移動方向及び移動速度とに基づいて、次のフレーム画像取得時における先端位置を推定する(ステップS106)。制御部は、この推定位置と、その移動方向及び移動速度に係る情報とを制御部内のRAMに記憶させると共に、穿刺針撮像制御部111に出力する(ステップS107)。そして、制御部は、穿刺針位置推定処理を終了する。

【0082】

図10は、本実施形態の穿刺針表示モードにおいて、穿刺針撮像制御部111で実行される穿刺針撮像制御処理の制御手順を示すフローチャートの例である。

【0083】

この穿刺針撮像処理は、フレーム画像の撮像を行うごとに実行される。

穿刺針撮像制御部 111 (CPU) は、画像処理部 16 から入力される穿刺針 3 の先端推定位置及びその移動情報 (方向及び速度) を取得する (ステップ S201)。

【0084】

穿刺針撮像制御部 111 は、送信する超音波の焦点位置 (被検体 Q における深さ) を設定する (ステップ S202)。ここでは、穿刺針撮像制御部 111 は、取得された先端推定位置より所定距離だけ被検体内部の深い位置に焦点位置を設定する。即ち、フレーム画像の撮像ごとに穿刺針 3 の位置がずれていくと、この穿刺針 3 の先端位置に応じて焦点位置が時間変化する。

また、穿刺針撮像制御部 111 は、主走査時における送信超音波の音線密度の分布を設定する (ステップ S203)。ここでは、穿刺針撮像制御部 111 は、先端位置の移動方向に基づいて、先端位置から移動方向側に移動速度に応じた所定の長さの領域と、移動方向とは反対側にこの所定の長さより短い長さの領域を合わせて所定の範囲 W として設定し、これら設定された所定の範囲 W での音線密度を増加させると共に、当該所定の範囲 W の幅に応じてこれ以外の領域での音線密度を減少させる。

【0085】

穿刺針撮像制御部 111 は、また、主走査時における送受信周波数の分布を設定する (ステップ S204)。穿刺針撮像制御部 111 は、送信時に、上述の設定された領域における高周波数帯 (例えば、基本周波数の高調波) の送信電波強度を低下させ、その分低周波数帯 (例えば、基本周波数) の送信電波強度を上昇させる。また、穿刺針撮像制御部 111 は、受信部 13 による超音波の受信時において、受信された超音波のうち一部の周波数を透過させるフィルターのウィンドウの帯域を変更させ、設定された領域における高周波数帯の受信信号をカットする設定とする。

【0086】

穿刺針撮像制御部 111 は、送受信切替部 14 を送信に切り替えさせ (ステップ S205)、上述の設定に基づいて、送部 12 から各振動子の駆動信号を出力させる (ステップ S206)。その後、穿刺針撮像制御部 111 は、送受信切替部 14 を受信側に切り替えさせ (ステップ S207)、受信部 13 に設定された周波数帯域のエコーを受信させる (ステップ S208)。そして、穿刺針撮像制御部 111 は、穿刺針撮像制御処理を終了する。

【0087】

穿刺針撮像制御処理の処理動作に基づいて撮像が行われ、画像生成部 15 で生成されたフレーム画像が記憶部 161 に記憶されると、制御部 11 は、適切なタイミングで当該フレーム画像を出力表示部 19 の表示画面に表示させる。このとき、制御部 11 は、同定された穿刺針 3 の先端位置を含む所定の範囲を矩形で囲む表示を行うなどにより、ユーザーに穿刺針 3 の概略位置を示すことが出来る。制御部 11 は、穿刺針 3 の刺入方向を併せて矢印表示させることとしても良い。

【0088】

また、制御部 11 は、表示画面に表示されている二次元構造に係るフレーム画像が通常の B モード表示に係る画像ではなく、穿刺針表示モードでの表示であることを示す所定の表示を行わせることが出来る。この所定の表示としては、例えば、当該穿刺針表示モードを示す特定の記号やマークである。制御部 11 は、更に、この表示を所定の時間間隔で点滅させたり表示色を切り替えたりしても良い。

【0089】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置 U は、被検体 Q に対して超音波を送信し、そのエコーを受信する振動子 21 の配列を備えた超音波探触子 2 と、受信されたエコーの信号データを処理して被検体 Q の深度方向を含む二次元構造に係る画像を生成する画像生成部 15 と、制御部 11 などを備える。制御部 11 は、生成された二次元構造に係る画像を出力表示部 19 に表示させると共に、被検体 Q に対して刺入される穿刺針 3 の先端推定位置として穿刺針同定部 163 で同定された値を取得し、穿刺針撮像制御部 111 により

10

20

30

40

50

この取得された先端推定位置を含む所定の範囲に対して超音波探触子2の振動子21により走査時に一又は複数回照射される超音波の延べ照射範囲が、二次元構造に係る画像を生成する際に被検体Qの内部において画像生成対象の構造に対して照射される超音波の延べ照射範囲よりも広くなるように調整してこの超音波探触子2に超音波送信動作を行わせる。

従って、超音波探触子2から出射された超音波を細く様々な形状をした穿刺針3の先端に照射することが出来るので、より確実に穿刺針3の先端からのエコーを受信し、この穿刺針3の先端位置を正確に同定可能となる。

【0090】

また、この穿刺針撮像制御部111により、送信する超音波の焦点距離を穿刺針3の先端推定位置からずらすことで、穿刺針3の先端に係る焦点距離面での超音波ビーム幅を必要以上に収束させず、従って、収束した超音波ビームの焦点位置が穿刺針3の先端からずれてエコーが取得できない可能性を低減することが出来る。

【0091】

また、画像生成部15でフレーム画像が生成されるごとに穿刺針3の先端位置を同定して次のフレーム画像取得時における先端推定位置を求め、当該先端推定位置の変化に応じて超音波ビームの焦点距離を変化させるので、適度な焦点のずれを維持してずれ過ぎによるエコー強度の必要以上の低下を防ぎ、明確に穿刺針3の先端を検出表示させることが出来る。

【0092】

また、特に、送信する超音波の焦点を被検体Qにおける先端推定位置の深度から所定の深度差以内とすることで、穿刺針3の先端位置からのエコー強度を適度なレベルに維持することが出来る。従って、ダイナミックレンジの変化などで表示画像の見易さを損なわずに明確に穿刺針3の先端を表示させ、穿刺針3を刺入させるユーザーに容易且つ正確に穿刺針3の先端位置を知得させることが出来る。

【0093】

また、焦点と穿刺針3の先端推定位置との深度差に係る所定距離 ΔZ を、穿刺針3の刺入目標位置（ターゲット位置）との間の距離又は被検体Qにおける深度の差に応じて定めるので、穿刺針3の先端がターゲットに近づくに連れて両者が明確に表示可能な適切な位置に適宜移動させて表示させることが出来、従って、穿刺針3の刺入に係る表示画像の視認性を向上させることが出来る。

【0094】

また、穿刺針3の先端推定位置よりも被検体Qにおける深度が深い位置に焦点を定めることで、通常、穿刺針3の先端推定位置よりも深い位置にある当該穿刺針3の刺入ターゲットにより焦点を合わせて表示させることが出来るので、ターゲットと穿刺針3の先端位置との位置関係をより明確に示すことが出来る。

【0095】

また、Bモード画像に係る二次元構造の表示において水平方向に先端推定位置を含む所定の範囲W内では、送信する超音波の音線密度を当該所定の範囲Wの外側よりも上昇させるので、送信された超音波がより確実に細い穿刺針3の先端位置に照射されて、より明確にそのエコーに係る表示を行うことが出来る。

【0096】

また、特に、この所定の範囲Wを表示されるBモード画像の二次元構造面内で先端推定位置に対して穿刺針3の刺入方向側にその反対方向側よりも広く設定されるので、穿刺針3の先端とその刺入方向側にあるはずのターゲットとを明確に表示しやすくなる。また、穿刺針3の刺入速度が多少変化しても当該明確な表示を行わせる領域から外れる可能性を低減させることが出来る。

【0097】

また、所定の範囲Wで音線密度を増加させたことにより超音波の送信回数が増加した分に応じて、この所定の範囲Wの外側における音線密度を低下させ、当該外側での超音波の

10

20

30

40

50

送信回数を減少させるので、一走査の間におけるトータルの超音波送信回数を変化させない構成とすることが出来る。これにより、通常のBモード表示と穿刺針表示モードとの間でフレームレートを変更する必要がなく、制御を複雑化しない。また、表示画像を大きく変化させないので、ユーザーによる視認性の低下を防ぐことが出来る。

【0098】

また、制御部11は、二次元構造に係るBモード画像を生成する際に用いる超音波の受信周波数帯域及び当該周波数帯域内における強度分布のうち少なくとも何れかを設定して周波数コンパウンドによるデータ処理、フレーム画像の生成を行うことが出来る。そして、当該処理により生成されたフレーム画像を出力表示部19に表示させる。制御部11の穿刺針撮像制御部111は、被検体Qに対して刺入される穿刺針3の先端推定位置を穿刺針同定部163から取得して、次のフレーム画像に係る撮像を行う際に、穿刺針3の先端推定位置を含む所定の範囲Wにおいて上述の受信周波数帯域を当該所定の範囲Wの外側よりも低周波数側に移動させる設定、及び当該周波数帯域内における強度分布を低周波数側に偏らせる設定のうち少なくとも何れかを行う。

従って、スペックルや、周波数に依存した超音波強度の減衰の影響を補完して明瞭な二次元構造を取得しつつ、明確に穿刺針3の先端を検出して表示させることが出来る。

【0099】

また、穿刺針同定部163は、異なるタイミングで取得されたエコーに係る複数のBモード画像の差異、即ち、差分画像D(t)、相関マップ画像R(t)、画素値分散画像S(t)や差分値分散画像SD(t)などに基づいて穿刺針3の位置を同定し、当該同定された穿刺針3の位置変化履歴に基づいて先端推定位置を取得するので、穿刺針3の先端位置を推定するための追加構成を必要としない。また、本発明に係る超音波送信により穿刺針3の先端位置からのエコーが明確になることでより明確にこの先端位置が同定可能になるので、相乗効果が得られる。

【0100】

また、穿刺針3の先端位置の推定を、取付部4の動作による刺入距離及び方向に係る情報を取得することで行うことが出来る。これにより、万一ノイズなどで画像処理部16による穿刺針3の先端位置が誤判定された場合などであっても、その影響を受けることなく確実に穿刺針3の先端位置付近を同定することが出来る。

【0101】

[第2実施形態]

次に、第2実施形態の超音波診断装置Uについて説明する。

この第2実施形態の超音波診断装置Uの構成は、第1実施形態の超音波診断装置Uと同一であり、同一の符号を用いることとして説明を省略する。

【0102】

この第2実施形態の超音波診断装置Uにおける穿刺針表示モードでの動作について説明する。本実施形態の超音波診断装置Uでは、焦点距離を主走査方向に一定の値ではなく、穿刺針3の先端の移動方向に従って変化させる。また、穿刺針3の位置に応じて音線密度を変化させる代わりに当該穿刺針3の位置に応じた領域で開口(F値)を変化させる。

【0103】

図11は、本実施形態の超音波診断装置Uで設定される送信超音波のフォーカス位置設定について説明する図である。

【0104】

図11(a)に示すように、本実施形態の超音波診断装置Uでは、超音波探触子2の各振動子21から送信される超音波の焦点位置を、穿刺針3の先端位置の経路及び今後の推定経路(推定刺入経路)よりも被検体Qの深い側(発信位置から遠い側)に所定距離ΔZずらして被検体Qの二次元構造を撮像し、Bモード表示に係るフレーム画像を生成する。

【0105】

ここで、図11(b)で示す焦点位置の分布F1のように、穿刺針3を刺入するターゲットGがフレーム画像中で同定される場合、穿刺針3の先端位置とターゲットGとの距離

の水平方向成分に応じて焦点位置のずれ量（上述の所定距離）を異ならせることが出来る。例えば、穿刺針3の先端位置において被検体Qの深い側に初期ずれ量 ΔZ ずらして焦点を合わせると共に、ターゲットGに近づくにつれて焦点位置のずれ量を漸減させてターゲットGに略フォーカスされる焦点分布とすることが出来る。この場合、更に、穿刺針3の先端位置とターゲットGとが重なる直前及び重なっている間には、穿刺針3からのエコーの取得を優先して焦点位置を穿刺針3の先端位置からずらして設定することが出来る。

また、図11(b)で示す焦点位置の分布F2のように、図7に示した焦点位置の設定と、図11(a)に示した焦点位置の分布の設定とを組み合わせ、穿刺針3の先端予測位置とターゲットGとの深さの差が初期ずれ量 ΔZ より小さい位置では、焦点位置がターゲットGの位置又はターゲットGより所定距離深い位置で固定されるように定めても良い。

10

【0106】

ターゲットGは、穿刺針3の進行方向にある最初の不連続面が自動検出されても良いし、ユーザーによって手動選択設定されても良い。手動選択設定は、例えば、出力表示部19の表示画面に表示されたBモード画像におけるターゲットGをユーザーがタッチ操作で指定しても良いし、ユーザーが当該Bモード画像に表示された目盛を読み取ってキーボードなどで入力を行っても良い。また、一度手動設定されたターゲットGの領域の特徴を満たす領域を以降のフレーム画像で自動検出、追尾することとしても良い。

【0107】

図12は、超音波探触子2による走査方向の断面において、送信される超音波の開口サイズの分布を示す図である。

20

図8に示した音線密度の変更設定と同様に、本実施形態の超音波診断装置Uでは、穿刺針3の先端の推定位置を含む所定の範囲W（第2水平方向範囲）が定められ、当該所定の範囲W内での開口が通常よりも狭く設定される。即ち、この領域内では、通常一つの走査線画像を取得するために用いられる振動子21の数Nを減少させる。これにより、焦点位置付近で送信超音波のビームを絞り過ぎない一方で、焦点深度を増加させて、焦点位置からずれた位置でも大きくフォーカスを外させずに、穿刺針3の先端位置及び対象の両者を撮像することが出来る。

【0108】

このとき、開口サイズは、穿刺針3の先端位置と対象との深さ方向の差に応じて変化させることが出来る。穿刺針3の先端位置と対象との深さの差が大きい場合には、開口を狭く設定して焦点深度を深く設定し、穿刺針3の先端位置が対象の深さに近づくに連れて開口を広げていっても良い。

30

【0109】

図13は、本実施形態の穿刺針表示モードにおいて、穿刺針撮像制御部111で実行される穿刺針撮像制御処理の制御手順を示すフローチャートの例である。

【0110】

この穿刺針撮像処理は、ステップS211の処理が追加され、また、ステップS202、S203の処理がステップS202a、S213の処理にそれぞれ置換された点を除いて第1実施形態の穿刺針撮像処理と同一であり、同一の処理内容については同一の符号を付すこととして詳しい説明を省略する。

40

【0111】

穿刺針撮像制御部111（CPU）は、画像処理部16から穿刺針3の先端推定位置及びその移動情報を取得した後（ステップS201）、更に、穿刺針3の移動目標位置（ターゲットGの特定位置）を取得する（ステップS211）。この処理では、穿刺針撮像制御部111は、画像処理部16において穿刺針3の移動方向の同定に伴い決定された所定の範囲Wの位置を取得しても良いし、ユーザーにより操作入力部18を介して入力された位置情報を取得しても良い。

【0112】

穿刺針撮像制御部111は、送信する超音波の焦点位置の分布を設定する（ステップS202a）。穿刺針撮像制御部111は、取得された先端推定位置と穿刺針3の移動目標

50

位置とにより、走査方向ごとに焦点位置を設定する。

また、穿刺針撮像制御部 111 は、主走査時における送信超音波の開口サイズの分布を設定する（ステップ S 213）。ここでは、穿刺針撮像制御部 111 は、先端位置の移動方向に基づいて、先端位置から移動方向側に移動速度に応じた所定の長さの領域と、移動方向とは反対側にこの所定の長さより短い長さの領域を設定し、これら設定された領域での開口を通常よりも狭く設定する。

それから、穿刺針撮像制御部 111 による処理は、ステップ S 204 に移行する。

【0113】

以上のように、第 2 実施形態の超音波診断装置 U では、穿刺針撮像制御部 111 は、画像処理部 16 から穿刺針 3 の推定刺入経路の算出値を取得し、送信超音波の焦点をこの穿刺針 3 の推定刺入経路からそれぞれ所定の深度差以内でずらした位置に定めるように走査範囲内で空間設定することが出来る。従って、穿刺針 3 のターゲットまでの移動予定経路全体について、大きく焦点を外さず表示させ、且つ、穿刺針 3 を明確に表示させることが出来る。

10

【0114】

また、穿刺針撮像制御部 111 は、送信超音波の焦点を穿刺針 3 の推定刺入経路よりも被検体 Q における深度が深い位置にそれぞれ定めることとすることが出来る。このように穿刺針 3 の刺入経路と平行に焦点位置を定めることで、穿刺針 3 の刺入速度が変化して穿刺針 3 の先端位置が推定位置から多少前後しても穿刺針 3 の検出レベルに変化無く表示を安定且つ確実な表示を行わせることが出来る。

20

【0115】

また、穿刺針撮像制御部 111 は、穿刺針 3 の先端推定位置を含む所定の範囲 W で送信する超音波の開口（F 値）をこの所定の範囲 W の外側よりも狭く（高く）することが出来る。これにより、穿刺針 3 の先端付近で超音波ビームを収束させ過ぎず、且つ、焦点深度を深く取ることによって当該先端付近を含む広い深度範囲で必要以上に焦点が大きく外れなくするので、穿刺針 3 の先端からのエコーを適切に検出しつつ、二次元構造の解像度を大きく低下させずに B モード表示させることが出来る。

【0116】

また、開口サイズの設定範囲に係る所定の範囲 W は、B モード表示に係る二次元構造面内で先端推定位置に対して穿刺針 3 の刺入方向側にその反対方向側よりも広く設定されるので、穿刺針 3 の移動先にあると想定されるターゲット G を高解像度で表示しやすくと共に、穿刺針 3 の刺入速度の変化に拘わらず穿刺針 3 の先端位置を当該高解像度の表示領域内で表示しやすくとすることが出来る。

30

【0117】

[第 3 実施形態]

次に、第 3 実施形態の超音波診断装置 U について説明する。

この第 3 実施形態の超音波診断装置 U の構成は、第 1 実施形態及び第 2 実施形態の超音波診断装置 U の構成と同一であり、同一の符号を用いることとして説明を省略する。

【0118】

第 3 実施形態の超音波診断装置 U における穿刺針表示モードでの動作について説明する。本実施形態の超音波診断装置 U では、超音波の送信方向を変えて異なる方向から送信された超音波に対する複数枚（ここでは、3 枚）のエコーを受信し、これらの受信データを重ね合わせて二次元構造を同定してフレーム画像を生成する空間コンパウンドが用いられる。

40

【0119】

図 14 は、超音波探触子 2 による走査方向の断面において、送信される超音波の送信方向を示す図である。

【0120】

ここでは、空間コンパウンドにおいて、異なる 3 方向から被検体 Q に対して超音波を発信している。このように異なる角度で超音波を照射することで、反射面の傾斜、散乱や回

50

折などにより、被検体Qに対して垂直に入射された超音波に対するエコーの指向性が通常と異なる場合やアーティファクトが生じる場合、他の障害物により対象に超音波が届かない場合などに、他の方向から入射された超音波に対するエコーが取得されることでより明確に対象からのエコーを取得することが出来る。

【0121】

本実施形態の超音波診断装置Uでは、これらの空間コンパウンドに係る3方向からの発信超音波のうち、穿刺針3の延在方向に対して大きな入射角となる発信超音波に対して重点的に上述の各種設定、即ち、焦点位置の変更、音線密度の増加、開口サイズの縮小、及び送受信周波数の低下といった処理のうち少なくとも一つを適用する。

【0122】

図14では、右上から左下向きに刺入される穿刺針3に対して、左上側から右下向きに発信される超音波SC3に対して主にこれらの処理の少なくとも何れかを適用し、右上側から左下向きに発信される超音波SC1に対しては、これらの処理を行わない。図14の上側から下向きに発信される超音波SC2に対しては、これらの処理を適用してもしなくても良い。また、適用する場合には、超音波SC3に対して行われる音線密度の増加量や開口サイズの縮小量（狭くする量）よりも、それぞれ増加量や縮小量を減らすこととして良い。また、適用する処理の種類を超音波SC3に対して適用される処理の種類の数よりも減らしても良い。

【0123】

以上のように、第3実施形態の超音波診断装置Uでは、超音波探触子2により、空間コンパウンドを用いて被検体Qに対して異なる方向で送信された複数の超音波のエコーを取得して二次元構造に係る画像を生成し、Bモード表示を行わせることが出来る。この場合、穿刺針撮像制御部111は、Bモード表示に係る二次元構造面内で穿刺針3の刺入方向と角度差が大きい方向から送受信される超音波に対する上述のフォーカス位置、音線密度や開口サイズなどの調整に係る変更量を、角度差が小さい方向から送受信される超音波に対する調整に係る変更量よりも大きくすることが出来る。この設定により、穿刺針3の先端部分で超音波が反射しやすい方向から照射される超音波について、本発明に係る上述の各種変更を行わせることが出来るので、より効率良く確実に穿刺針3の先端からのエコーを検出して表示させることが出来る。

【0124】

なお、本発明は、上記実施の形態に限られるものではなく、様々な変更が可能である。

例えば、上記実施の形態では、超音波探触子2により所定の位置方向に走査させてBモード画像を撮像、表示させたが、二次元方向に走査が可能であっても良い。この場合、当該二次元方向にそれぞれ焦点位置、音線密度、開口サイズや周波数帯域などを変化させて必要な範囲でのみ穿刺針3の先端検出に係る変更を行わせても良い。

【0125】

また、上記第1実施形態では、焦点位置の変更、音線密度の変更及び周波数コンパウンドを組み合わせた例を示し、上記第2実施形態では、焦点位置の空間分布設定及び開口サイズの変更を組み合わせた例を示し、また、上記第3実施形態では、空間コンパウンドを用いた例を挙げて説明したが、これらのうち一つのみが実施されても良く、或いは、実施可能な範囲で任意の複数の組み合わせで実行されても良い。

【0126】

また、表示の開始当初は、穿刺針3の先端推定位置のみ又は先端推定位置及びターゲットGの位置に基づいて焦点位置などの設定を行わせ、穿刺針3の先端位置の履歴が所定数以上取得された後に穿刺針3の推定刺入経路を用いて焦点位置の設定などを行わせても良い。

【0127】

また、上記実施の形態では、穿刺針3の先端推定位置よりも深い側に焦点位置を設定したが、浅い側に焦点位置が設定されても良い。その他、穿刺針3の先端推定位置から焦点位置がずれてさえいれば、空間的、時間的なずらし方のパターンは、上記実施の形態で示

10

20

30

40

50

した各例で示したものに限られず、任意に設定可能である。

【0128】

また、上記実施の形態では、所定の範囲Wを穿刺針3の刺入方向に広く設定することとしたが、これに限られない。また、この所定の範囲Wを設定する際に基準とする位置を先端推定位置ではなく、前回同定された先端位置であっても良い。このように、必ず前回の先端位置を含むように所定の範囲Wが設定されることで、穿刺針3の刺入動作が一時停止されても必ず当該先端位置が所定の範囲Wに含まれる。

【0129】

また、音線密度の変更、受信周波数帯域の変更や開口サイズの変更に係る所定の範囲Wは、別個に異なる範囲で設定されても良い。例えば、音線密度を上昇させる範囲は、フレームレートを変更しないために音線密度を低下させる範囲との兼ね合いで都合が良い距離ステップで所定の上限値以下でのみ設定され、受信周波数帯域の変更は、より広い範囲で設定されても良い。

10

【0130】

また、上記実施の形態では、穿刺針3の刺入方向と超音波探触子2による走査方向とが同一面内にある場合を例に挙げて説明したが、完全に同一面内にある必要は無く、穿刺針3の先端位置が検出可能な範囲内で当該刺入方向が走査方向に対して傾いていても良い。また、穿刺針3の刺入方向は、Bモード表示に係る二次元構造面内で斜めに限らず、真下向きや真横向きであっても良い。

【0131】

20

また、上記実施の形態では、音線密度を変更させる際にフレームレートを変更させないように所定の範囲Wの内部と外部で音線密度を増減させたが、フレームレートが変更されない場合に限られる訳ではなく、例えば、外部の音線密度を減少させずにフレームレートを低下させても良い。

【0132】

また、上記実施の形態では、フレーム画像を用いて穿刺針3の先端位置を同定する場合及び取付部4の動作情報に基づいて穿刺針3の先端位置を同定する場合を例に挙げて説明したが、これに限られない。例えば、穿刺針3の先端や、穿刺針3の途中複数箇所（2箇所など）から直接電波を発信したり、電場や磁場などを発生したりすることが可能な場合、これらを受信、計測することで穿刺針3の先端位置を算出することとしても良い。

30

【0133】

また、穿刺針3の先端位置を同定したり、当該同定された位置に基づいて現在位置を推定したりする処理は、全てのフレーム画像が生成された際に必ず行われる場合に限られない。穿刺針3の移動速度に比してフレームレートが高い場合などは、例えば、先端位置の同定に係るCPU負荷の大きさなどに応じてフレーム画像が所定枚数取得されるごとに上述の動作を行うこととしても良い。

その他、上記実施の形態で示した具体的な細部は、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0134】

40

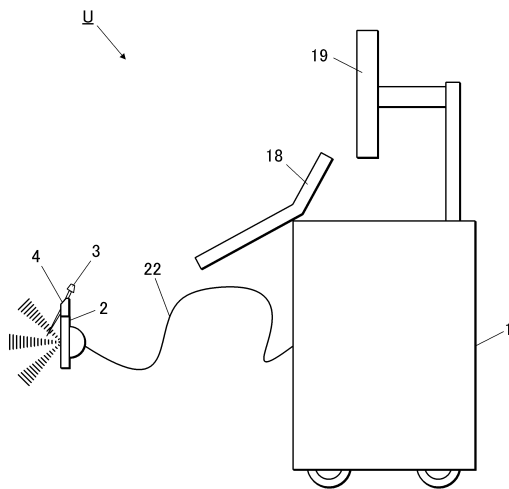
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 3 穿刺針
- 4 取付部
 - 1 1 制御部
 - 1 1 1 穿刺針撮像制御部
 - 1 2 送信部
 - 1 3 受信部
 - 1 4 送受信切替部
 - 1 5 画像生成部

50

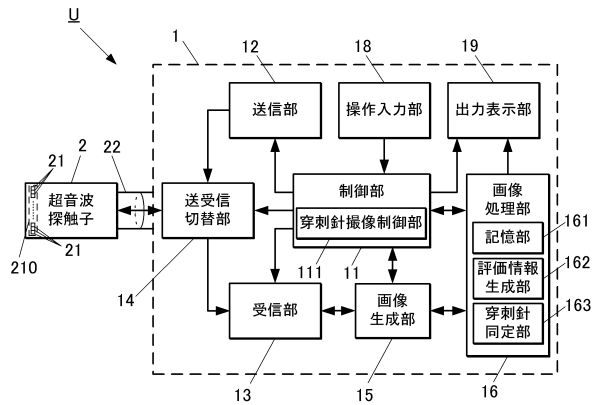
- 1 6 画像処理部
- 1 6 1 記憶部
- 1 6 2 評価情報生成部
- 1 6 3 穿刺針同定部
- 1 8 操作入力部
- 1 9 出力表示部
- 2 1 振動子
- 2 1 0 振動子配列
- 2 2 ケーブル
- 2 3 穿刺針
- D 差分画像
- G ターゲット
- I 超音波画像
- Q 被検体
- R 相関マップ画像
- S 画素値分散画像
- S D 差分値分散画像
- U 超音波診断装置
- V 移動ベクトル

10

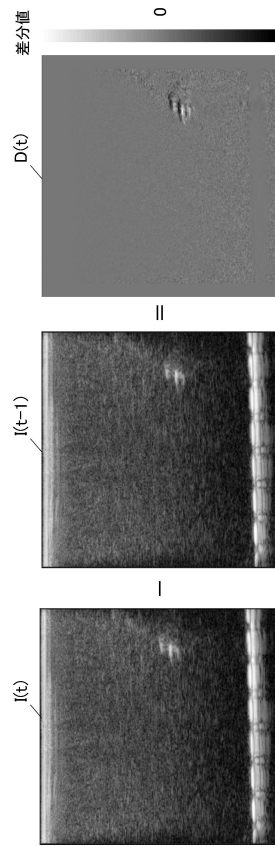
【図 1】



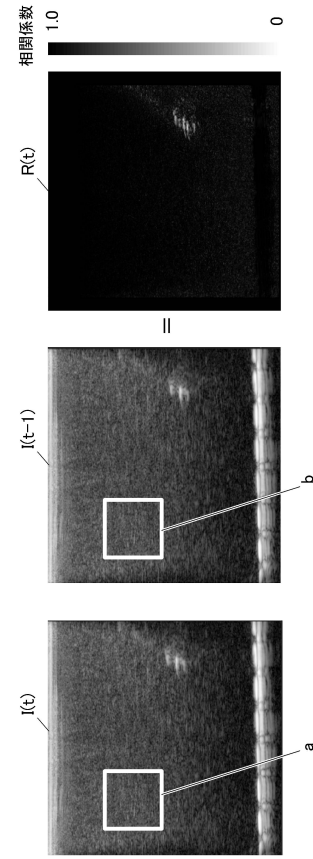
【図 2】



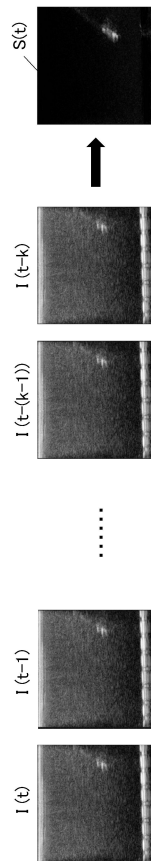
【図 3】



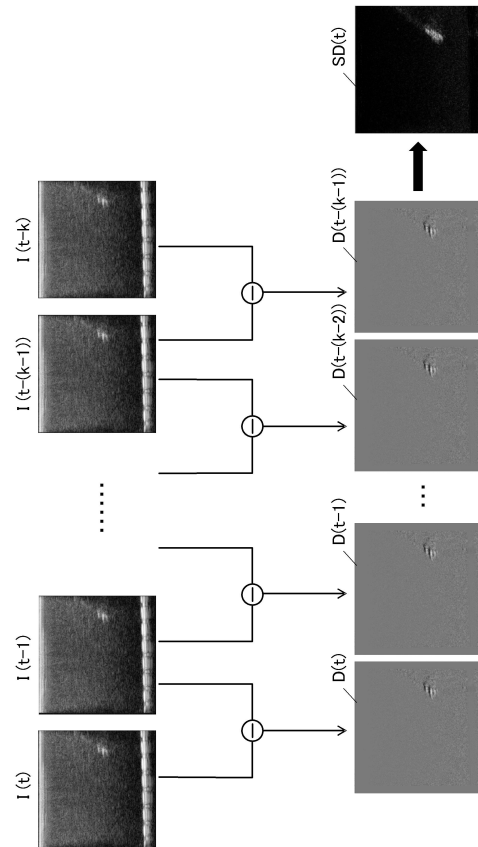
【図 4】



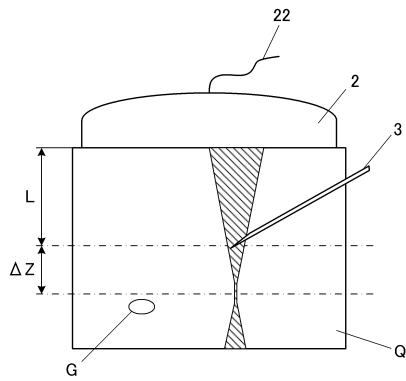
【図 5】



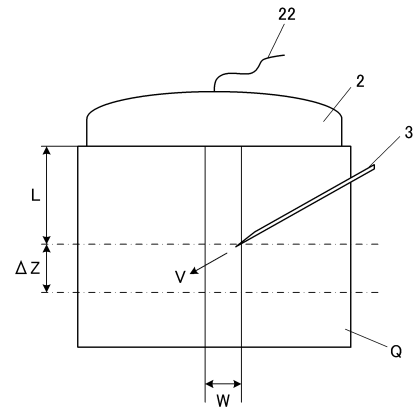
【図 6】



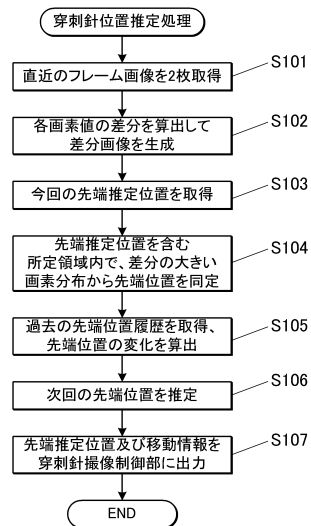
【図 7】



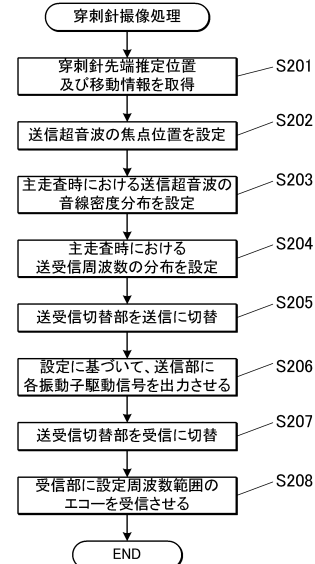
【図 8】



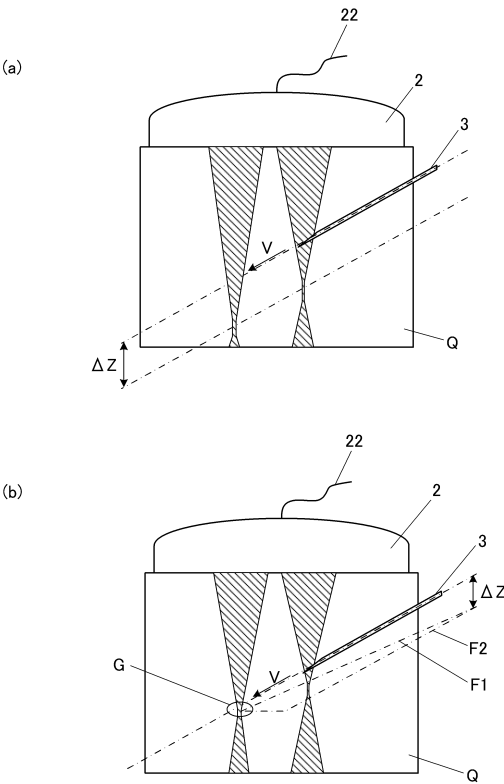
【図 9】



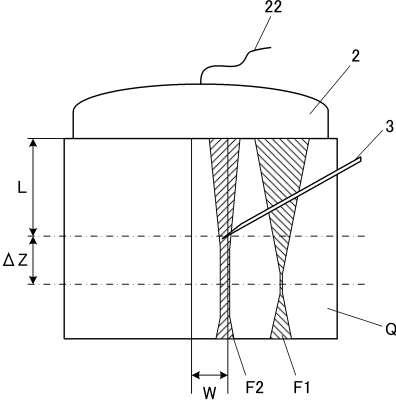
【図 10】



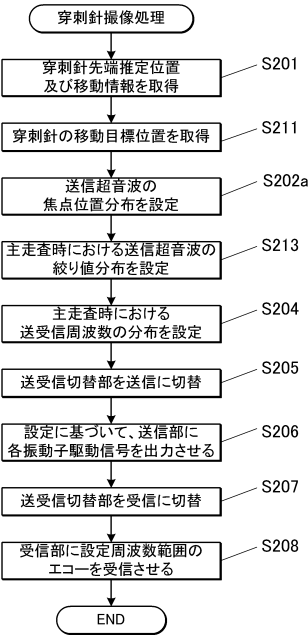
【図 1 1】



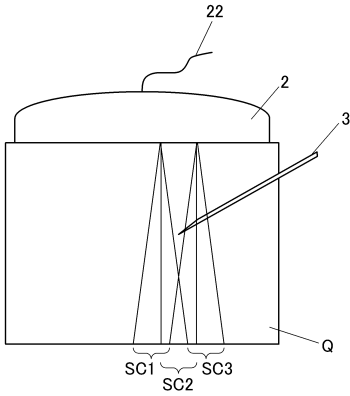
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-033021 (JP, A)
特開2010-183935 (JP, A)
特開2008-237788 (JP, A)
特開2014-023670 (JP, A)
特開平09-028708 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6405712B2	公开(公告)日	2018-10-17
申请号	JP2014112487	申请日	2014-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	武田義浩		
发明人	武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/54 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2034/107 G01S7/52036 G01S15/8915 G01S15/895 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/FF03 4C601/FF04 4C601/FF06 4C601/HH06 4C601/HH17 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH29 4C601/HH35 4C601/JB39 4C601/JC18 4C601/JC23		
其他公开文献	JP2015226572A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够更准确地识别穿刺针的尖端位置的超声波诊断装置。发送超声波并接收超声波的反射波的发送/接收单元，以及处理接收的反射波数据以检测包括对象的深度方向的二维结构的处理单元；使得与所生成的二维结构相关的图像显示在显示单元上的显示控制单元；位置获取单元，其获取插入到对象中的穿刺针的尖端估计位置；以及传输控制单元，其根据所获取的估计的远端位置来调整超声波的焦距，孔径大小和声线密度中的至少一个，以便执行发送和接收单元的发送操作。

点域7

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6405712号 (P6405712)
(45) 発行日 平成30年10月17日 (2018. 10. 17)	(24) 登録日 平成30年9月28日 (2018. 9. 28)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 8 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-112487 (P2014-112487)	(73) 特許権者 000001270 コニカミノルタ株式会社	(74) 代理人 110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所 (72) 発明者 武田 義浩 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 審査官 森口 正治
(22) 出願日 平成26年5月30日 (2014. 5. 30)		
(65) 公開番号 特開2015-226572 (P2015-226572A)		
(43) 公開日 平成27年12月17日 (2015. 12. 17)		
審査請求日 平成29年3月22日 (2017. 3. 22)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		