

(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2016-129666

(P2016-129666A)

(43) 公開日 平成28年7月21日(2016.7.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2015-248101 (P2015-248101)
(22) 出願日 平成27年12月21日 (2015.12.21)
(31) 優先権主張番号 特願2015-2775 (P2015-2775)
(32) 優先日 平成27年1月9日 (2015.1.9)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(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
(72) 発明者 高木 一也
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
(72) 発明者 色摩 譲
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

最終頁に続く

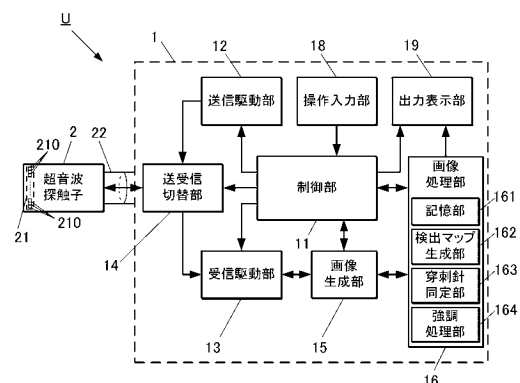
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】容易且つよりの確に穿刺針を検出することの出来る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体内部で反射されて受信された超音波信号に基づいて被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置Uであって、超音波画像の各領域に対して、被検体に入射される超音波の入射方向に沿った超音波信号の分布に関し、判断対象の領域よりも深い領域における信号強度に係る深部特徴値を取得し、深部特徴値に基づいて被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定する針位置決定部162、163と、超音波画像において決定された穿刺針の位置を強調するための処理を行う強調処理部164と、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部で反射されて受信された超音波信号に基づいて当該被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波画像の各領域に対して、前記被検体に入射される超音波の入射方向に沿った前記超音波信号の分布に関し、判断対象の領域よりも深い領域における信号強度に係る深部特徴値を取得し、当該深部特徴値に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定する針位置決定部と、

前記超音波画像において決定された前記穿刺針の位置を強調するための処理を行う針強調処理部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記穿刺針の位置を決定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】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値と、前記判断対象の領域よりも浅い領域における信号強度に係る浅部特徴値とを取得し、前記深部特徴値及び前記浅部特徴値に基づいて、前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定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 4】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値と前記浅部特徴値との積を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記穿刺針の位置を決定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値と前記浅部特徴値を所定の係数倍した値との和を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値と前記浅部特徴値との差異を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記針位置決定部は、前記所定の特徴量の前記入射方向についての変化率に係る値に基づいて、前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記針位置決定部は、前記浅部特徴値として、前記判断対象の領域よりも浅い方向の各領域における信号強度に対応する値の平均値、最頻値、又は中央値の何れかを取得することを特徴とする請求項 3～7 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記針位置決定部は、前記深部特徴値として、前記判断対象の領域よりも深い方向の各領域における信号強度に対応する値の最大値を取得する

ことを特徴とする請求項 1～8 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記針位置決定部は、前記所定の特徴量が所定の条件を満たす複数の前記領域を検出候補領域として抽出し、当該検出候補領域に基づいて前記穿刺針の位置を決定することを特徴とする請求項 2、4～7 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記複数の検出候補領域は、前記超音波画像の画素単位で設定されることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波信号の送受信を行う送受信部と、
当該送受信部による送受信範囲を制御する送受信制御部と、
を備え、

前記送受信制御部は、前記針位置決定部が前記穿刺針の位置を決定するための超音波画像の取得時には、前記穿刺針の位置の決定を行わない超音波画像の取得時よりも、前記穿刺針の長さ方向と垂直な幅方向に前記超音波を入射させる幅を狭める

ことを特徴とする請求項 1～11 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 13】

決定される前記穿刺針の形状は、直線形状であることを特徴とする請求項 1～12 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、被検体内部に超音波を照射し、当該被検体内部での反射波（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被検体の内部構造の検査を行う超音波診断装置がある。このような超音波診断装置は、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。

20

【0003】

超音波診断装置は、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はなく、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視認しながら当該穿刺針をターゲット位置に向けて刺入す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。

30

【0004】

しかしながら、穿刺針は、通常、細い上に被検体に対して斜めに挿入されるので、被検体に対して垂直に入射された超音波の反射光が十分に当該超音波の送受信方向に反射されないことで超音波画像中に明瞭に現れず、使用者が視認し難いという問題がある。

【0005】

これに対し、従来、使用者がより明確に穿刺針を視認出来るようにするための種々の技術がある。これらの技術の一つの方向として、超音波画像を解析して穿刺針を検出し、強調表示させる技術がある。特許文献 1 には、穿刺針の挿入方向に係る情報を取得し、超音波画像において当該挿入方向に延在する輝度のエッジを強調するフィルターを適用することで穿刺針の強調処理を行う技術に関して開示されている。また、特許文献 2 には、超音波画像から直線状に現れる高輝度領域を検出して、当該直線上の輝度分布に基づいて穿刺針の先端を特定することで、穿刺針の位置を特定する技術が開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 5473853 号公報

【特許文献 2】特許第 5486449 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

しかしながら、穿刺針の挿入確度などの情報を取得するには、従来の構成に加えて追加の構成や手間を必要とするという課題がある。また、従来の検出技術では、他に存在する直線状の輝度分布が検出されやすいという課題がある。

【0008】

この発明の目的は、容易且つよりの確に穿刺針を検出することの出来る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】

【0009】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、

被検体内部で反射されて受信された超音波信号に基づいて当該被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波画像の各領域に対して、前記被検体に入射される超音波の入射方向に沿った前記超音波信号の分布に関し、判断対象の領域よりも深い領域における信号強度に係る深部特徴値を取得し、当該深部特徴値に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定する針位置決定部と、

前記超音波画像において決定された前記穿刺針の位置を強調するための処理を行う針強調処理部と、

を備えることを特徴としている。

【0010】

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0011】

また、請求項3に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値と、前記判断対象の領域よりも浅い領域における信号強度に係る浅部特徴値とを取得し、前記深部特徴値及び前記浅部特徴値に基づいて、前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0012】

また、請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値と前記浅部特徴値との積を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記穿刺針の位置を決定することを特徴とする。

【0013】

また、請求項5に記載の発明は、請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値の前記入射方向についての変化率に係る値と前記浅部特徴値を所定の係数倍した値との和を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0014】

また、請求項6に記載の発明は、請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値と前記浅部特徴値との差異を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0015】

また、請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記所定の特徴量の前記入射方向についての変化率に係る値に基づいて、前記被検体内部に刺入された穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0016】

また、請求項8に記載の発明は、請求項3～7の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

10

20

30

40

50

前記針位置決定部は、前記浅部特徴値として、前記判断対象の領域よりも浅い方向の各領域における信号強度に対応する値の平均値、最頻値、又は中央値の何れかを取得することを特徴としている。

【0017】

また、請求項9記載の発明は、請求項1～8の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記深部特徴値として、前記判断対象の領域よりも深い方向の各領域における信号強度に対応する値の最大値を取得する

ことを特徴としている。

【0018】

また、請求項10記載の発明は、請求項2、4～7の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記針位置決定部は、前記所定の特徴量が所定の条件を満たす複数の前記領域を検出候補領域として抽出し、当該検出候補領域に基づいて前記穿刺針の位置を決定することを特徴としている。

【0019】

また、請求項11記載の発明は、請求項10記載の超音波診断装置において、

前記複数の検出候補領域は、前記超音波画像の画素単位で設定されることを特徴としている。

【0020】

また、請求項12記載の発明は、請求項1～11の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記超音波信号の送受信を行う送受信部と、

当該送受信部による送受信範囲を制御する送受信制御部と、

を備え、

前記送受信制御部は、前記針位置決定部が前記穿刺針の位置を決定するための超音波画像の取得時には、前記穿刺針の位置の決定を行わない超音波画像の取得時よりも、前記穿刺針の長さ方向と垂直な幅方向に前記超音波を入射させる幅を狭める

ことを特徴としている。

【0021】

また、請求項13記載の発明は、請求項1～12の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

決定される前記穿刺針の形状は、直線形状であることを特徴としている。

【発明の効果】

【0022】

本発明に従うと、超音波診断装置において、容易且つよりの確に穿刺針を検出することが出来るという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【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】穿刺針検出に係る検出マップデータの算出について説明するための模式図である。

【図4】穿刺針検出マップデータの算出例を示す図である。

【図5】検出マップデータマップに基づいて穿刺針に対応する直線を検出した例を示す図である。

【図6】穿刺針の強調処理について説明するための図である。

【図7】穿刺針の先端位置の推定に係る一例を示す図である。

【図8】穿刺針の先端位置の推定に係る第2の例を示す図である。

【図9】穿刺針の先端位置の推定に係る第3の例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 0】 穿刺針の先端位置の推定に係る第 4 の例を示す図である。

【図 1 1】 同定された穿刺針の位置の強調表示例を示す図である。

【図 1 2】 穿刺針検出強調処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図 1 3】 深度方向に対する浅部特徴値、深部特徴値、特徴量、及び偏微分値の変化例を示す模式図である。

【図 1 4】 深度方向に対する浅部特徴値、深部特徴値、偏微分値、及び第 2 実施形態の超音波診断装置で求められる特徴量の変化の例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

10

〔第 1 実施形態〕

先ず、本発明の超音波診断装置の第 1 実施形態について説明する。

図 1 は、第 1 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。

【0025】

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 2 2 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。

【0026】

20

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。

【0027】

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。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。

【0028】

30

超音波診断装置本体 1 には、操作入力部 1 8 と出力表示部 1 9 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 1 1（送受信制御部）と、送信駆動部 1 2 と、受信駆動部 1 3 と、送受信切替部 1 4 と、画像生成部 1 5 と、画像処理部 1 6 などを備えている。

超音波診断装置本体 1 の制御部 1 1 は、外部からの入力操作による操作入力部 1 8 のキーボードやマウスといった入力デバイスからの操作信号や表示画面への接触動作を検出するタッチセンサーからの検出信号に基づき、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 1 9 の表示画面などに結果などを表示させる一連の動作を行う。

40

【0029】

制御部 1 1 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、SSD（Solid State Drive）を含むフラッシュメモリなどの不揮発性メモリ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であり、CPU に作業用のメモリ空間を提供し、一時データを記憶する。

50

【0030】

送信駆動部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。送信駆動部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。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力させる送信パルスの波形（形状）、電圧振幅及びパルス幅を設定する。パルス発生回路は、パルス幅設定部の設定に基づいて送信パルスを生成し、超音波探触子2の個々の振動子210ごとに異なる配線経路に出力する。遅延回路は、クロック発生回路から出力されるクロック信号を計数し、設定された遅延時間が経過すると、パルス発生回路に送信パルスを発生させて各配線経路に出力させる。

10

【0031】

受信駆動部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。受信駆動部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210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210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

【0032】

送受信切替部14は、制御部11の制御に基づいて、振動子210から超音波を出射（送信）する場合に駆動信号を送信駆動部12から振動子210に送信させる一方、振動子210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駆動部13に出力させるための切り替え動作を行う。

【0033】

画像生成部15は、超音波の受信データ（超音波信号）に基づく診断用画像（超音波画像）を生成する。画像生成部15は、受信駆動部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、低域通過処理、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（入射方向、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（被検体内部の構造）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

【0034】

画像処理部16は、生成された診断用画像から穿刺針3を検出して強調表示を行うための各種処理を行い、また、表示タイミングまで一時的に記憶保持する。画像処理部16は、記憶部161と、検出マップ生成部162と、穿刺針同定部163と、強調処理部164（針強調処理部）などを備える。

40

検出マップ生成部162と穿刺針同定部163とにより針位置決定部が構成される。

【0035】

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不揮

50

発性メモリであっても良い。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(Digital 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。また、記憶部161は、超音波診断装置Uの使用者による操作入力部18への入力操作に応じて保存命令がなされた診断用画像データを、超音波診断装置Uの動作中、予め設定された期間、又は使用者の入力操作により消去されるまで、記憶させておくことが出来る。

【0036】

検出マップ生成部162は、穿刺針同定部163で穿刺針3を同定してその位置を決定するための検出マップデータを生成する。検出マップデータについては、後に詳述する。

【0037】

穿刺針同定部163は、検出マップ生成部162で生成された検出マップデータを用いて穿刺針3の同定を行う。穿刺針同定部163は、これまでに同定された穿刺針位置の履歴を記憶し、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。この場合には、穿刺針同定部163は、これら穿刺針3の位置や変化ベクトルに基づいて次回の穿刺針3の推定位置を求めておき、同定の際に用いることが出来る。

【0038】

強調処理部164は、同定された穿刺針3の位置を表示画像上で強調するための処理を行う。強調処理部164は、穿刺針同定部163で同定され、決定された穿刺針3の位置や同定の確度に応じた強調処理の内容を決定し、当該強調処理を診断用画像に行って記憶部161に記憶させる。

【0039】

検出マップ生成部162、穿刺針同定部163及び強調処理部164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、検出マップ生成部162、穿刺針同定部163及び強調処理部164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。

【0040】

操作入力部18は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス、トラックボール若しくは表示画面へのタッチセンサー、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。

【0041】

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。

【0042】

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、RGBケーブル、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用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。

【0043】

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

10

20

30

40

50

一)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210の配列である振動子配列21(送受信部)と、ケーブル22などを備えている。

【0044】

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21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。

なお、超音波診断装置本体1と超音波探触子2との間は、有線のケーブル22だけではなく、赤外線や電波などによるワイヤレス通信手段を用いて接続することも出来る。

【0045】

振動子配列21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210の配列、例えば、所定の方向(走査方向)への一次元配列である。振動子210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210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。

【0046】

次に、本実施形態の超音波診断装置Uにおける穿刺針3の検出手法について詳しく説明する。

図3は、穿刺針検出に係る検出マップデータの算出について説明するための模式図である。また、図4は、穿刺針検出マップデータの算出例を示す図である。

ここでは、図の上方の超音波探触子2から下向き(z方向)に超音波が入射され、被検体Qの内部で反射されて上向きに伝わった反射波が受信、検出される。

【0047】

穿刺針3は、その太さや傾きによって上方とは異なる向き(図3では、右斜め上方)に反射される超音波成分が多く、下方にそのまま伝搬する成分が少ないので、その結果、穿刺針3より下方の領域Q1は、超音波の影の領域となり(音響陰影)、当該領域Q1で反射される超音波成分が他の領域Q0と比較して全体的に少なくなる。そこで、本実施形態の超音波診断装置Uでは、領域Q0と領域Q1の境界を同定することにより穿刺針3の検出を行う。

このとき、超音波が穿刺針3の両側(図3の表示面に対して直交(前後)方向)を伝わると、下方の反射波強度の低下が相対的に小さくなるので、超音波の送受信幅が穿刺針3の幅に比して広すぎないことが望ましい。

【0048】

この境界の同定のために、先ず、各画素位置(例えば、 (x_0, z_0))における反射波強度に応じた輝度値 $s(x_0, z_0)$ (x_0, z_0 は0以上の整数)に対し、当該画素位置(判断対象の領域)に対して超音波の入射方向(z方向)に沿った輝度値の分布に基づいて解析を行う。ここでは、画素位置 (x_0, z_0) よりも被検体Qの浅い側($z \leq z_0$)の各画素位置で取得された反射波強度の統計的な代表値、ここでは、平均値 $s_a = \sum s(x_0, z \leq z_0) / (z_0 + 1)$ (浅部特徴値)を算出する。この平均値 s_a は、上述の境界位置より浅い側(zが小さい側)の各画素位置では、高輝度の領域が含まれるに連れて一時的に値が上昇し、深い側(zが大きい側)の各画素位置では、全体輝度の低い領域が占める割合の増加に伴って徐々に低下していく。また、穿刺針3が刺入されていない位置では、全体濃度の低下がないので、この平均値 s_a の値は大きく変化しない。或いは、被検体Qの浅い側の画素値を代表する他の統計値、例えば、中央値 $s_{median}(s(x_0, z \leq z_0))$ や、所定の輝度値幅gごとの輝度出現数(出現率)分布における最頻値 $s_{mode}(s(x_0, z \leq z_0), g)$ (その輝度値幅中央値)が浅部特徴値と

10

20

30

40

50

して算出され、用いられても良い。

【0049】

一方、各画素位置 (x_0, z_0) において、当該画素位置よりも被検体 Q の深い側 $(z \geq z_0)$ の各画素位置で得られた反射波強度の最大値 $s_m = \max(s(x_0, z \geq z_0))$ (深部特徴値) を算出する。この最大値 s_m は、被検体 Q の浅い位置に高輝度の点がある場合には、深さ方向の座標 z_0 が大きくなるに連れて当該高輝度の点を境界として不連続に低下していき、穿刺針 3 の位置では高い確率でこの不連続の低下が生じる。

【0050】

従って、各画素位置 (x_0, z_0) において、平均値 s_a と最大値 s_m の差異である特徴量 $s_c = s_a - s_m$ は、穿刺針 3 の位置で s_0 が上昇し、 s_m が減少することで大きな値となる。そして、更に、この特徴量 s_c の z 方向への偏微分値 (隣接画素位置との差分値) $d_s(x_0, z_0) = \partial s / \partial z$ 、ここでは、例えば単に $s_c(x_0, z_0) - s_c(x_0, z_0 - 1)$ を各 x_0, z_0 に対して算出し、検出マップデータとする。

図 4 (a) の診断用画像に対し、この特徴量 s_c の二次元マップは、図 4 (b) のように得られ、更に、検出マップデータは、図 4 (c) のように得られる。

【0051】

偏微分値 d_s が全ての画素位置に対して得られると、次に、この検出マップデータを用いて穿刺針 3 の検出が行われる。この検出には、従来周知の検知方法、特に、画像データから直線を検出するための方法が用いられる。ここでは、例えば、Hough (ハフ) 変換が用いられる。

【0052】

図 5 は、図 4 (c) で得られた検出マップデータに基づいて穿刺針 3 に対応する直線を検出する例を示す図である。

【0053】

図 4 (c) で得られた検出マップデータ上の各点の値である偏微分値 d_s は、例えば、所定の閾値で二値化されて、図 5 (a) に示すように閾値以上の (所定の条件を満たす) 点が穿刺針 3 の候補点 (x_i, z_i) (検出候補領域の画素) として定められる。候補点 (x_i, z_i) は、通常、超音波画像における穿刺針 3 の全体位置に対応する範囲 (針位置範囲) を明瞭に示すことが出来ず、しばしば離散的に定まる。

【0054】

次に、通常、穿刺針 3 が直線形状であることに鑑み、当該候補点が当該穿刺針 3 の形状に応じて同一直線上に密集している当該直線の検出がハフ変換により行われる (図 5 (b))。各候補点 (x_i, z_i) を長さ変数 ρ と角度変数 θ を用いて $\rho = x_i \cdot \cos \theta + z_i \cdot \sin \theta$ で表した場合に、この式を満たす (ρ, θ) の組み合わせは、候補点 (x_i, z_i) を通る直線への原点からの垂線の長さと、 x 軸と当該直線とのなす角度とをそれぞれ表す。従って、最も多くの候補点 (x_i, z_i) からの投票がある点 (ρ_0, θ_0) が、これら候補点上を通る尤もらしい直線 (候補線) を表すことになる (図 5 (c))。

また、直線ではなく、線分を検出する手法として、確率的ハフ変換がある。この確率的ハフ変換では、ランダムに選択した点群からハフ変換で候補線を検出した後、当該選択した点群の候補線上における存在範囲を確認する。これにより、候補線上に始点と終点とを定めることで、結果として、線分 (長さ) を検出することが出来る。

【0055】

このとき、穿刺針 3 の他に直線状に配列した候補点が存在する場合には、必ずしも 1 つの候補線に絞らなくても良く、複数の候補線を残しても良い。また、他の手法に基づいて予め穿刺針 3 の位置が推測可能な場合には、当該推測に基づいて複数の中から穿刺針 3 による候補線を選択しても良い。

【0056】

候補線が検出されると、当該候補線の確かさなどに応じて当該候補線の強調度合いが決定される (図 5 (d))。即ち、複数本の候補線が残っている場合にも、穿刺針 3 に該当

10

20

30

40

50

する可能性が低いものと高いものとで強調の度合いを変化させることが出来る。

【0057】

次に、診断用画像における穿刺針3の強調表示について説明する。

本実施形態の超音波診断装置Uでは、診断用画像に対して選択された候補線上における穿刺針3が尤もらしく存在する範囲について、当該尤もらしさに応じた強調度で強調表示を診断用画像に対して重ねることで穿刺針3の強調表示を行う。

【0058】

図6は、穿刺針3の強調処理について説明するための図である。

上述のように、ハフ変換を用いて選択された候補線Lには、両端が何れも定められていないので、穿刺針3の先端位置が特定出来ない。また、穿刺針3の先端部は、その形状などにより穿刺針3の他の部分よりも超音波の散乱が多く、反射波が更に少なくなるので、同定しづらい場合がある。また、当該先端部の先にノイズがあったり超音波を反射する他の構造があったりした場合には、当該位置が先端であると誤認識されて正確な範囲とは異なる強調表示となってしまう場合がある。そこで、本実施形態の超音波診断装置Uでは、候補線Lの選択に用いられた候補点の分布状況、特に集合の状態（集合の中心位置や集合度合いなど）に基づいて、尤もらしい穿刺針3の範囲において強調の度合いを変化させながら強調表示（強調抑制）を行う。

【0059】

図6に示した図では、丸印（○）で模式的に示された候補点が候補線L上に左側に偏って分布している。また、プラス印（+）で示された穿刺針3の実際の先端位置付近では、左端付近より候補点が少なく、更に、当該先端位置より先（右側）にも若干の候補点が存在している。

【0060】

ここでは、例えば、まず、候補線上の全ての候補点（ x_i, z_i ）（ $1 \leq i \leq N$ ）に対して、各候補点（ x_i, z_i ）における特徴量 $\omega_i = sc(x_i, z_i)$ でそれぞれ重み付けを行って加重平均位置（ x_c, z_c ）を算出する。即ち、加重平均位置（ x_c, z_c ）は、 $1 \leq i \leq N$ を満たすN個の候補点（ x_i, z_i ）及びN個の特徴量 ω_i を用いて、 $x_c = \Sigma(\omega_i \cdot x_i) / \Sigma(\omega_i)$ 、 $z_c = \Sigma(\omega_i \cdot z_i) / \Sigma(\omega_i)$ により求められる。それから、当該加重平均位置を基準として、所定のフィルターで強調度合いを低減させる。フィルターとしては、特には限られないが、例えば、ガウス窓やハミング窓などの窓関数が用いられ、窓の幅は、実際の候補点の分布とは関係なく診断用画像内における候補線の長さや、或いは、候補線上の候補点の分散値（標準偏差）によって定められたものであっても良い。また、分散値は、加重平均位置に対して左側と右側とで別個に算出されても良いし、分散値だけでなく歪度や尖度などを求めて用いることとしても良い。また、これらの窓関数は、候補点の数や分布に応じて複数のリストの中から適切なものが選択されても良い。

【0061】

また、より穿刺針3の存在範囲に対応させるために、所定サイズの範囲ごとに候補点の抽出密度を求め、加重平均位置を含む範囲の密度に比較して所定の割合以上の密度の範囲に対しては、強調の度合いを低下させないようにしても良い。特に、穿刺針3が診断用画像の一方の端部を横切って診断用画像に含まれている場合には、加重平均位置から当該端部までの間における穿刺針3の強調度合いを抑制しないこととしても良い。或いは、通常、候補線L上の候補点の数は、穿刺針3の存在範囲が長くなるほど多くなるので、この候補点の数に応じて強調の度合いを低下させない範囲を定めたり、フィルターの窓幅を変化させたりしても良い。

【0062】

また、この方法で明瞭に候補点の抽出範囲と非抽出範囲とが区切られる場合には、単純にこの境界を穿刺針3の先端としても良いし、更には、別の方法で、又は別の方法を併用して先端位置の推定を行い、加重平均位置と当該位置との長さに応じた窓の幅を設定しても良い。

10

20

30

40

50

【0063】

図7は、穿刺針3の先端位置の推定に係る一例を示す図である。

略静止している被検体に対して穿刺針3を刺入している途中の異なるタイミングで取得された2枚の診断用画像 $I(t)$ 、 $I(t-1)$ がある場合に、これらの差分画像 $D(t)$ を生成することで、移動した穿刺針3の先端部分のみが非ゼロの差分値として現れる。

【0064】

図8は、穿刺針3の先端位置の推定に係る第2の例を示す図である。

ここでは、複数フレームの診断用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取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。例えば、診断用画像 $I(t)$ における座標 (x, y) を中心とした所定サイズの関心領域 $a(x, y, t)$ を各画素位置の座標 (x, y) に対してそれぞれ設定し、また、1フレーム前の診断用画像 $I(t-1)$ 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、これら両領域 a 、 b 内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。穿刺針3が移動した場合には、当該領域を含む関心領域 a 、 b 間での相関係数 $r(x, y, t)$ の値が小さくなることで、穿刺針3の先端位置が推測される。

【0065】

図9は、穿刺針3の先端位置の推定に係る第3の例を示す図である。

ここでは、異なるタイミングにおける複数回 $(k+1)$ 回の診断用画像 $I(t) \sim I(t-k)$ における同一画素位置での画素値の分散値を算出して画素値分散画像 $S(t)$ を生成する。なお、分散値の代わりに標準偏差が用いられても良い。この結果、これらの診断用画像 $I(t) \sim I(t-k)$ の中で穿刺針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とで、穿刺針3の先端位置が推測される。

【0066】

図10は、穿刺針3の先端位置の推定に係る第4の例を示す図である。

ここでは、図7で示した異なるフレーム間の差分値からなる差分画像 $D(t)$ の更に $(k+1)$ フレーム分の分散画像 $SD(t)$ が求められる。即ち、 k 枚の差分画像 $D(t) \sim D(t-k)$ の同画素位置における画素値の分散値が算出され、非ゼロの分散値の存する位置から穿刺針3の先端位置が推測される。

【0067】

これらの画像処理により穿刺針3の先端位置が推測される場合には、上述の加重平均位置から推測された先端位置にかけての強調度合いの低減を抑え、先端位置の加重平均位置とは反対側における強調度合いの低減が大きくなる様にウィンドウを設定することが出来る。例えば、先端位置が比較的精度良く得られる場合には、強調範囲と強調の度合いを定めるのに用いられる窓関数は、矩形窓またはこれに近いものであっても良い。

【0068】

図11は、本実施形態の超音波診断装置Uで同定された穿刺針3の位置の強調表示例を示す図である。

【0069】

図5(d)で定められた強調度合いは、上述のように、候補線L上における候補点の分布（集合の状態）に応じて抑制され、診断用画像の右寄りでは、図11(a)に示すように、強調表示が薄くなるように定められる。そして、この強調表示が元の診断用画像に重ねられて出力画像図11(b)が生成される。この強調表示は、元の診断用画像の色遣い（例えば、白黒表示）とは異なる色合い（例えば、青色など）とすることで、より見やすく行わせることが出来る。

【0070】

図12は、本実施形態の超音波診断装置Uにおける穿刺針検出強調処理の制御手順を示すフローチャートである。

この処理は、上述のように、制御部11又は画像処理部16のCPUにより実行される

。

【0071】

穿刺針検出表示処理が開始されると、CPUは、検出マップ生成部162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（診断用画像）から各画素位置の特徴量 s_c をそれぞれ算出し、画素位置情報と対応付けて記憶する（ステップS101）。CPUは、当該特徴量 s_c を更に処理して偏微分値 d_s を求めて穿刺針3の検出マップデータを生成する（ステップS102）。CPUは、この検出マップデータの各値と所定の基準値とを比較して穿刺針3の範囲の候補点を抽出する。

【0072】

CPUは、穿刺針同定部163において、抽出された候補点についてハフ変換を実施し、直線を検出する（ステップS111）。CPUは、当該検出された直線から穿刺針3の候補となる候補線を決定する（ステップS112）。このとき、CPUは、可能であれば併せて穿刺針3の先端位置を特定する。CPUは、候補線を強調表示するための基準となる強調度合いを決定する（ステップS113）。

【0073】

CPUは、強調処理部164において、強調表示を行う位置、範囲や強調度合いの分布に係るパラメーターを算出する（ステップS121）。CPUは、候補線のうち、穿刺針3に対応する範囲としての尤もらしさに応じて強調範囲の抑制パターンを決定する（ステップS122）。CPUは、決定された抑制パターンを反映した強調マップを生成し（ステップS123）、当該生成された強調マップを元の診断用画像に重ねる（ステップS124）。そして、CPUは、穿刺針3が強調された超音波画像を記憶部161に記憶させ、穿刺針検出強調処理を終了する。

【0074】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置Uは、被検体内部で反射されて受信された超音波信号に基づいて当該被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置Uであって、超音波画像の各領域に対して、被検体に入射される超音波の入射方向に沿った超音波信号の分布に関し、判断対象の領域よりも深い領域における信号強度に係る深部特徴値である輝度の最大値と、この判断対象の領域よりも浅い領域における信号強度に係る浅部特徴値である輝度の平均値とを取得し、これら深部特徴値と浅部特徴値に基づいて被検体内部に刺入された穿刺針3の位置を決定する針位置決定部としての検出マップ生成部162及び穿刺針同定部163と、超音波画像における針位置範囲を強調するための処理を行う強調処理部164と、を備える。

従って、入射された超音波に対して穿刺針3により生じる影の領域（音響陰影）における輝度の低下を反映して当該影の領域の境界となる穿刺針3の位置が決定しやすくなるので、構成や処理内容を従来よりも複雑化せず、容易且つよりの確に穿刺針3を検出することが出来る。

また、超音波を反射する他の構造物などが存在する場合でも、従来よりも精度良く穿刺針3の位置における影の領域の境界を用いて穿刺針3の位置を決定することが出来る。

【0075】

また、検出マップ生成部162は、浅部特徴値と深部特徴値の差分を特徴量 s_c として、当該特徴量 s_c に基づいて、被検体Qの内部に刺入された穿刺針3の位置を決定する。従って、処理を複雑化せず、容易な計算で超音波が通常に入射する領域と穿刺針3の影になる領域とに亘る超音波強度の分布の中で穿刺針3の位置決定を行うことが出来る。

【0076】

また、検出マップ生成部162は、浅部特徴値と深部特徴値との差分の深さ方向についての変化率に係る値である偏微分値 d_s に基づいて、被検体Qの内部に刺入された穿刺針3の位置を決定する。従って、穿刺針3による影の境界における特徴量 s_c の飛びを線状に容易且つ的確に検出して、精度良く穿刺針3の位置を決定することが出来る。

【0077】

また、検出マップ生成部162は、浅部特徴値として、前記判断対象の領域よりも浅い

方向の各領域における信号強度に対応する値の平均値、最頻値、又は中央値の何れかを取得する。このような浅部領域を代表する統計値を浅部特徴値とすることにより処理が容易化されるとともに、超音波信号の分布全体の内部で適切に穿刺針 3 の位置を決定し易くすることが出来る。

【0078】

また、検出マップ生成部 162 は、深部特徴値として、判断対象の領域よりも深い方向の各領域における信号強度に対応する値の最大値を取得する。従って、穿刺針 3 の位置より深い位置で当該穿刺針 3 の影により超音波強度の減少が生じている領域のみを代表しているか否かをこの深部特徴値によって容易に判断することが出来る。

【0079】

また、検出マップ生成部 162 は、深部特徴値と浅部特徴値との差異が所定の条件を満たす複数の候補点を抽出し、当該複数の候補点に基づいて前記穿刺針の位置を決定する。即ち、容易且つ従来よりも精度良く候補点を抽出することが出来るので、これらの候補点からより正確に穿刺針 3 の位置を決定することが出来る。

【0080】

また、複数の候補点は、超音波画像の画素単位で設定されるので、通常の画像処理と同様の構成で容易に処理を行って穿刺針 3 の同定及び強調に係る処理を行うことが出来る。

【0081】

また、超音波信号の送受信を行う振動子配列 21 と、振動子配列 21 による送受信範囲を制御する制御部 11 (CPU) と、を備え、制御部 11 は、検出マップ生成部 162 が複数の候補点の抽出を行って穿刺針同定部 163 が穿刺針 3 を同定してその位置を決定する超音波画像の取得時には、複数の候補点の抽出を行わず穿刺針 3 の位置を決定しない超音波画像の取得時よりも、穿刺針 3 の長さ方向と垂直な幅方向に超音波を入射させる幅を狭める。

従って、穿刺針 3 の撮像を行う場合のみ、穿刺針 3 の両脇を伝搬した超音波の強度と穿刺針 3 により伝搬が妨げられた超音波の強度との比によって S/N 比が悪くならないように、超音波の送信幅を狭めることで、通常の画像の取得で画質や感度を落とさないように配慮した適切な画像と、穿刺針 3 の必要な感度とにそれぞれ応じた適切な超音波を出力させることが出来る。

【0082】

また、同定される穿刺針 3 の形状を直線形状として穿刺針 3 の位置を決定するので、抽出された候補点に基づいて検出マップ上に直線状に配置された候補点を検出することで、容易に適切な直線を検出して穿刺針 3 を同定することが出来る。

【0083】

[第2実施形態]

次に、本発明の超音波診断装置の第2実施形態について説明する。

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。

【0084】

次に、第2実施形態の超音波診断装置 U における穿刺針 3 の検出手法について説明する。

この第2実施形態の超音波診断装置 U では、深部特徴値を主に用いて穿刺針 3 の位置を同定する。

【0085】

図 13 は、深度方向に対する浅部特徴値 s_a 、深部特徴値 s_m 、特徴量 s_c 、及び偏微分値 d_s の変化例を示す模式図である。

【0086】

上述のように、穿刺針 3 よりも深い位置では、音響陰影により反射波強度の大きい部分がなくなる。その結果、穿刺針 3 の位置より深い位置では、急激に最大値が小さくなることで、深部特徴値 s_m が急減する。一方で、浅部特徴値 s_a は、穿刺針 3 の位置よりも深

10

20

30

40

50

い位置では、深さに応じて漸減する。

【0087】

従って、図13から明らかなように、偏微分値 $d s$ の増大に大きく効いているのは深部特徴値 $s m$ であり、この深部特徴値 $s m$ の深さ方向への偏微分値 $d s m = \partial s m / \partial z = s m(x 0, z 0) - s m(x 0, z 0 - 1)$ によっても穿刺針3の位置で極大値を得ることが出来る。

【0088】

しかしながら、穿刺針3以外に超音波の反射源 $P o$ がある場合、特に、反射源 $P o$ が穿刺針3より深い位置にある場合には、偏微分値 $d s m$ の大きい場所が穿刺針3の位置以外でも生じやすい。ノイズや局所的な反射源は、通常では、ハフ変換により候補線の抽出時に除外されるが、骨などで特に直線状のものが超音波の反射源となっている場合には容易に区別しづらい。そこで、この第2実施形態の超音波診断装置Uでは、このような場合に浅部特徴値 $s a$ を補助的に用いる。

【0089】

浅部特徴値 $s a$ の補助的な利用方法としては、例えば、上述の偏微分値 $d s m$ に浅部特徴値 $s a$ を乗じたり加算（減算）したりすることが挙げられる。またこのとき、偏微分値 $d s m$ や浅部特徴値 $s a$ に所定の係数 α を乗じて偏微分値 $d s m$ に対する影響の割合を変化させることが出来る。穿刺針3の刺入位置は、骨の位置より浅い範囲であるので、浅部特徴値 $s a$ が小さくなる深部での特徴量が相対的に小さくなる補正が偏微分値 $d s m$ に対してかかることで、穿刺針3と骨とが区別される。本実施形態の超音波診断装置Uでは、特徴量 $s c 2 = s a \times (-d s m)$ や、特徴量 $s c 3 = \alpha \times s a - d s m$ を利用して穿刺針3の位置を同定する。

【0090】

図14は、深度方向に対する浅部特徴値 $s a$ 、深部特徴値 $s m$ 、偏微分値 $d s m$ 、及び特徴量 $s c 2$ 、 $s c 3$ の変化の例を示す模式図である。

【0091】

図14(a)に示すように、穿刺針3の位置より深い位置に骨Pがある場合、当該位置でも超音波が集中して反射し得るので、反射波強度が大きくなり、その結果、図14(b)に示すように、深部特徴値 $s m$ が穿刺針3の位置と骨Pの位置の2箇所で大きな差が生じて、場合によっては偏微分値 $d s m$ の極大の何れが穿刺針3の位置であるのか区別がつき難いことがある。また、直線状に続く部分の長さが大きくなると、ハフ変換を利用した適切な候補線の決定が難しくなっていく。

【0092】

このときに、図14(c)に示すように特徴量 $s c 2$ 、 $s c 3$ を算出すると、等しい偏微分値 $d s m$ のピーク値に対して深い位置のものほど浅部特徴値 $s a$ に応じた重みが小さく（軽く）なるので、特徴量 $s c 2$ 、 $s c 3$ に差が生じて穿刺針3の位置がより容易且つ確実に同定される。

【0093】

以上のように、第2実施形態の超音波診断装置Uは、被検体Qの内部で反射されて受信された超音波信号に基づいて当該被検体Qの内部の超音波画像を生成する超音波診断装置Uであって、超音波画像の各領域に対して、被検体Qに入射される超音波の入射方向、即ち、被検体Qの深さ方向に沿った超音波信号の分布に関し、判断対象の領域よりも深い領域における信号強度に係る深部特徴値 $s m$ を取得し、当該深部特徴値 $s m$ に基づいて被検体Qの内部に刺入された穿刺針3の位置を決定する針位置決定部としての検出マップ生成部162及び穿刺針同定部163と、超音波画像における針位置範囲を強調するための処理を行う強調処理部164と、を備える。

従って、入射された超音波に対して穿刺針3により生じる影の領域（音響陰影）における輝度の低下を反映して当該影の領域の境界に応じて適切に変化する偏微分値 $d s m$ により穿刺針3の位置が決定しやすくなるので、構成や処理内容を従来よりも複雑化せず、容易且つよりの確に穿刺針3を検出することが出来る。

10

20

30

40

50

【0094】

また、針位置決定部（検出マップ生成部162及穿刺針同定部163）は、深部特徴値 s_m の入射方向についての変化率に係る値である偏微分値 $d s_m$ を所定の特徴量として、当該所定の特徴量に基づいて穿刺針3の位置を決定する。従って、偏微分値 $d s_m$ により影の境界を適切に抽出して、容易且つ適切に穿刺針3の検出が行われる。

【0095】

また、検出マップ生成部162及び穿刺針同定部163は、深部特徴値 s_m の変化率に係る値である偏微分値 $d s_m$ と浅部特徴値 s_a との積を所定の特徴量 s_{c2} として、当該特徴量 s_{c2} に基づいて穿刺針3の位置を決定する。このように、浅部特徴値 s_a が深部特徴値 s_m に対して重み付け係数として補助的に用いられることで、穿刺針3の位置決定をより容易且つ確実に行うことが出来る。

10

【0096】

また、或いは、検出マップ生成部162及び穿刺針同定部163は、深部特徴値 s_m の変化率に係る値である偏微分値 $d s_m$ と、浅部特徴値 s_a に所定の係数 α を乗じた（所定の係数倍した）値との和を所定の特徴量 s_{c3} として、当該特徴量 s_{c3} に基づいて被検体内部に刺入された穿刺針3の位置を決定する。この場合であっても、同様に浅部特徴値 s_a が補助的に用いられることで、深部特徴値 s_m による穿刺針3の位置決定をより容易且つ確実に行うことが出来る。

【0097】

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。

20

例えば、上記実施の形態では、画素単位で候補点を抽出して穿刺針3の同定を行ったが、画素より大きい単位などを最小単位としてランダムノイズなどを低減させる処理を併用しながら穿刺針3の検出を行っても良い。

【0098】

また、上記実施の形態では、ハフ変換を用いて穿刺針3の形状に応じた直線の検出を行ったが、他の手法を用いて直線の検出を行っても良いし、直線を仮定せずに深部特徴値と浅部特徴値とが変化する境界位置をそのまま又は曲線などで繋いで穿刺針3の位置として決定しても良い。また、穿刺針3が直線でないとしても当該形状に応じた形状の領域を検出することが出来る。

【0099】

30

また、上記実施の形態では、判断対象の画素よりも浅い領域の輝度の平均値（或いは、中央値や最頻値などの輝度分布を代表する統計値）、及び深い領域の輝度の最大値をそれぞれ用いたがこれに限られない。深い領域の輝度についても平均値を用いたり、単なる最大値ではなくて複数画素の平均値などを用いたりしても良く、また、診断用画像の取得位置などに応じて適切な値を選択可能であっても良い。また、上記実施の形態では、診断用画像の範囲内で、超音波の入射方向に沿った全ての画素を均等に平均値及び最大値の算出の対象としたが、重みをつけたりしても良い。

【0100】

また、上記実施の形態では、偏微分値として単に隣接画素間の差分を取ったが、前方差分と後方差分の平均値を用いたり、複数の画素内での平均的な変化量を求めて利用したりしても良い。

40

【0101】

また、上記実施の形態では、偏微分値 $d s$ を二値化して穿刺針3の位置の候補点とし、これらの候補点を用いて直線の検出を行ったが、二値化によらず、隣接する画素間や超音波の入射方向に沿った画素間での偏微分値 $d s$ の関係性により候補点を定めても良い。或いは、2段階の処理とせずに、偏微分値 $d s$ を算出しながら穿刺針3の位置に対応しないと判断された画素位置を随時除外しても良い。

【0102】

また、診断用画像内に初めから明らかに影とは関係のない構造が含まれている場合には、当該構造範囲を除外したり、フィルタリングしたりする処理などを行ってから穿刺針3

50

の検出を行っても良い。

【0103】

また、上記第2実施形態では、深部特徴値 s_m での穿刺針3の位置決定が容易で無い場合に補助的に浅部特徴値 s_a を用いることとしたが、初めから深部特徴値 s_m と浅部特徴値 s_a により上述の処理を行って、より確実に穿刺針3の位置決定を行っても良い。

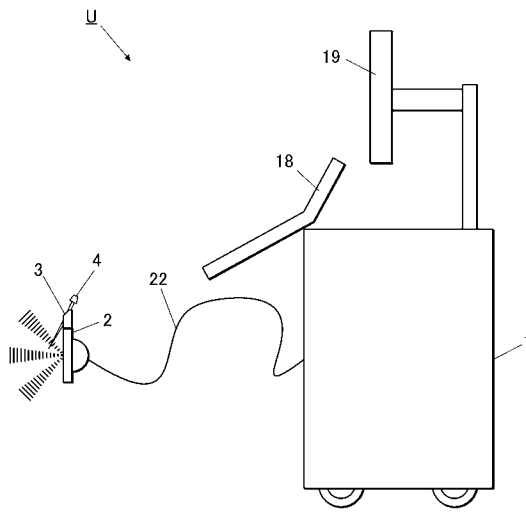
その他、上記実施の形態で示した具体的な構造、処理内容や手順などの細部は、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

【符号の説明】

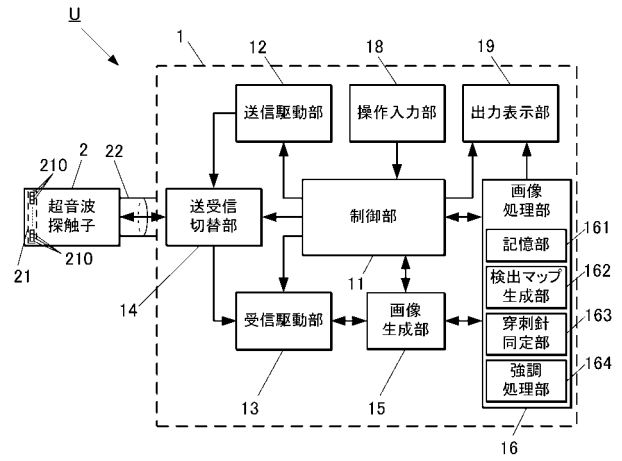
【0104】

1	超音波診断装置本体	10
2	超音波探触子	
3	穿刺針	
4	取付部	
11	制御部	
12	送信駆動部	
13	受信駆動部	
14	送受信切替部	
15	画像生成部	
16	画像処理部	
161	記憶部	20
162	検出マップ生成部	
163	穿刺針同定部	
164	強調処理部	
18	操作入力部	
19	出力表示部	
21	振動子配列	
210	振動子	
22	ケーブル	
L	候補線	
Q	被検体	30
U	超音波診断装置	

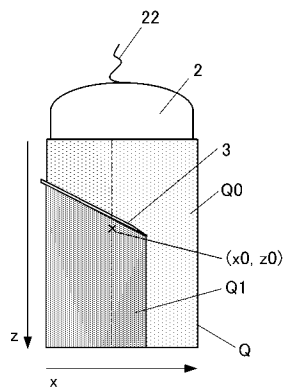
【図 1】



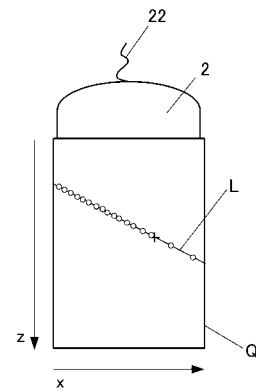
【図 2】



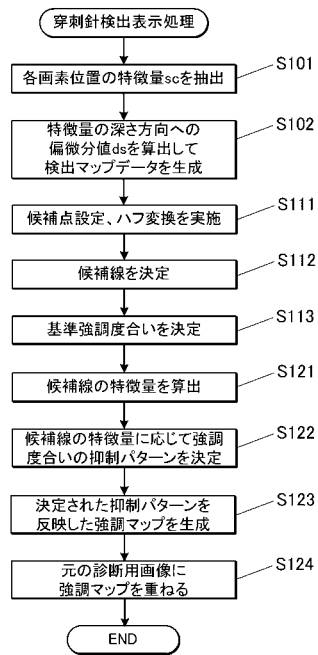
【図 3】



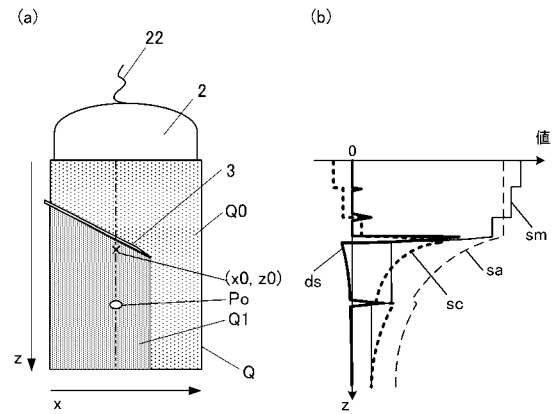
【図 6】



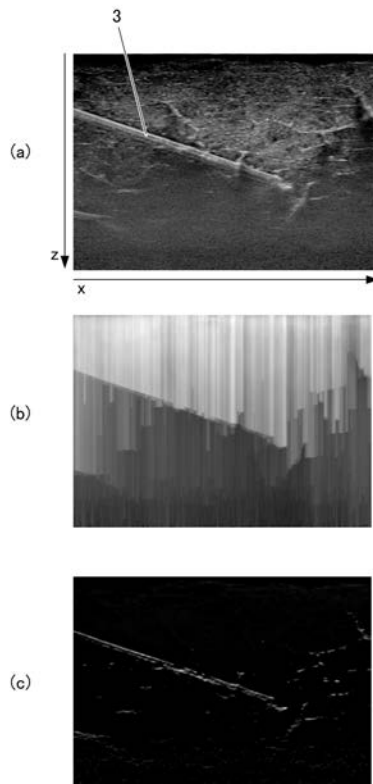
【図 1 2】



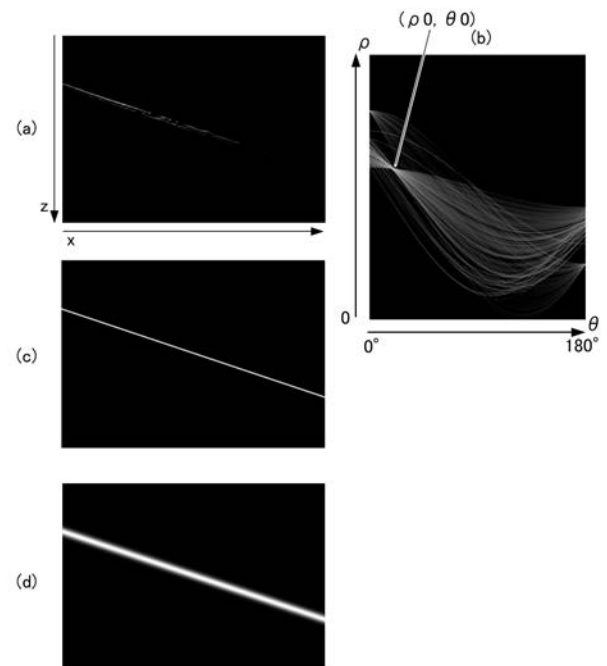
【図 1 3】



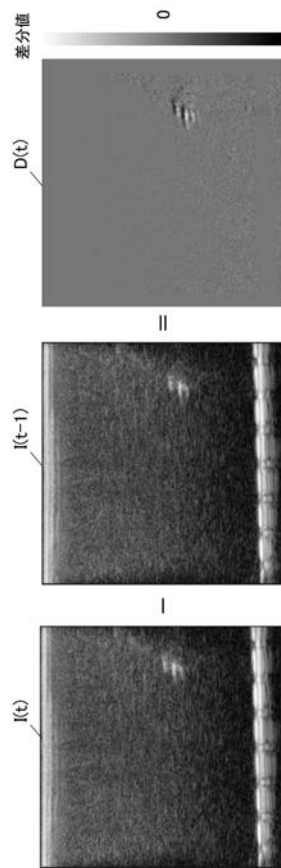
【図 4】



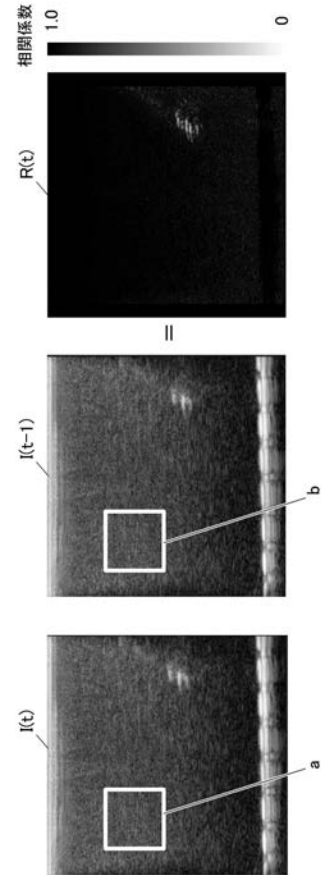
【図 5】



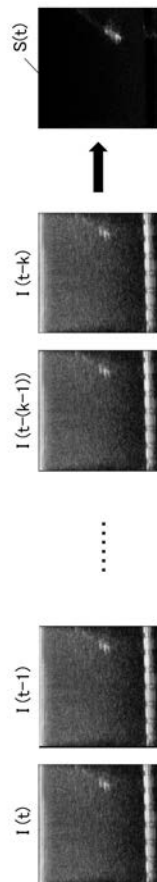
【図 7】



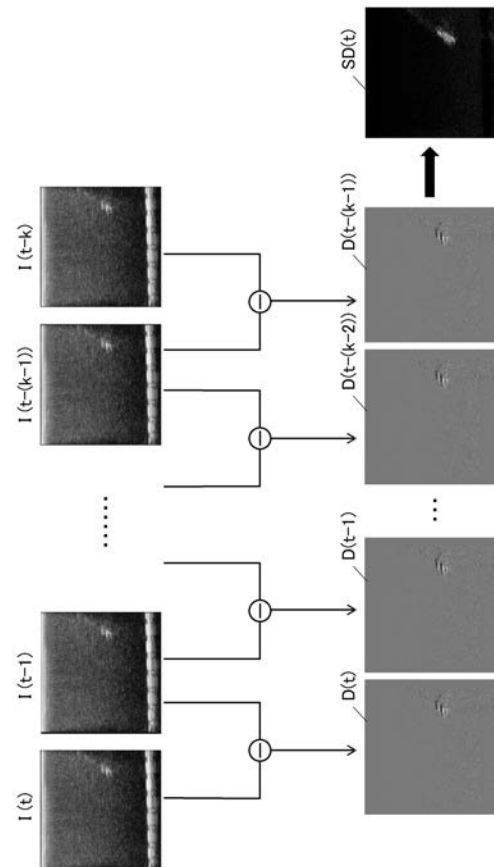
【図 8】



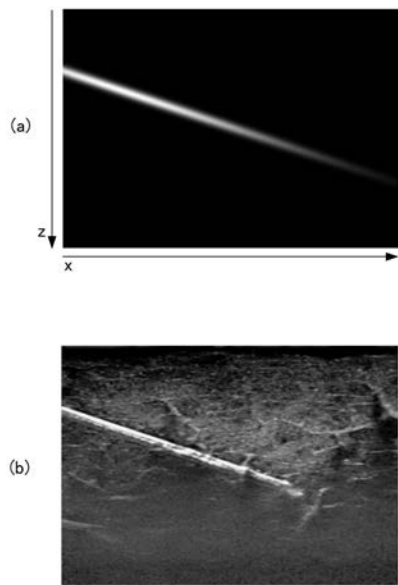
【図 9】



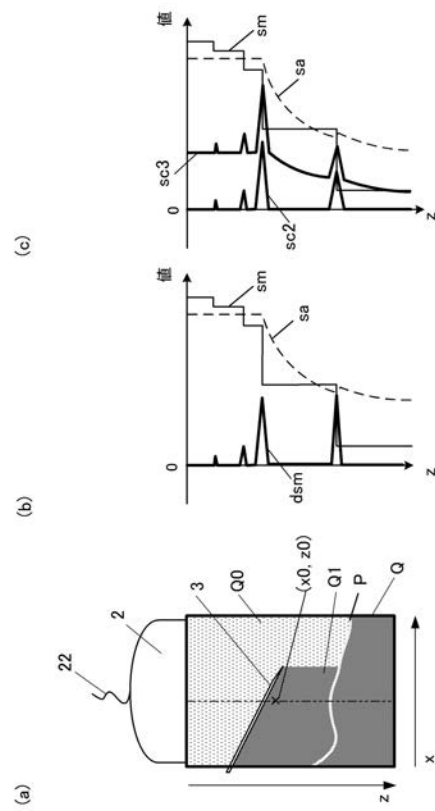
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 堀内 亮

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

Fターム(参考) 4C601 EE11 FF03 JB36 JB48 JC07 JC10

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016129666A	公开(公告)日	2016-07-21
申请号	JP2015248101	申请日	2015-12-21
[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		
[标]发明人	武田義浩 高木一也 色摩讓 堀内亮		
发明人	武田 義浩 高木 一也 色摩 讓 堀内 亮		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/52 G01N29/44		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JC07 4C601/JC10		
优先权	2015002775 2015-01-09 JP		
其他公开文献	JP6589619B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够容易且更准确地检测穿刺针的超声波诊断装置。一种用于基于在对象内部反射和接收的超声信号在对象内部生成超声图像的超声诊断设备（U），其中，针对超声图像的每个区域设置超声诊断设备（U）。关于沿入射在样本上的超声波的入射方向的超声波信号的分布，获取与比待确定区域更深的区域中的信号强度有关的深特征值，并基于该深特征值来确定被检体内。它具有确定插入的穿刺针的位置的针位置确定单元162和163，以及进行强调在超声图像中确定的穿刺针的位置的处理的加重处理单元164。[选择图]图2

