

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/153857

発行日 平成27年12月17日 (2015.12.17)

(43) 国際公開日 平成25年10月17日 (2013.10.17)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

<p>出願番号 特願2014-510067 (P2014-510067)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/054306</p> <p>(22) 国際出願日 平成25年2月21日 (2013.2.21)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2012-92259 (P2012-92259)</p> <p>(32) 優先日 平成24年4月13日 (2012.4.13)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号</p> <p>(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 脇 康治 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 JC20 JC23 KK20 KK31</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び軌跡表示方法

(57) 【要約】

超音波診断装置において、2次元方向の変位分布に基づいて超音波画像の任意領域の変位に関する軌跡を構成する。超音波探触子12を介して被検体10の診断部位の超音波画像を構成する画像構成部52(断層画像構成部20及び弾性画像構成部32)と、超音波画像を表示する画像表示器26と、超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、構成した軌跡を画像表示器に表示させる軌跡構成部50(表示パラメータ演算部38、表示データ保存部39、2次元軌跡作成部40)とを備えて超音波診断装置を構成する。

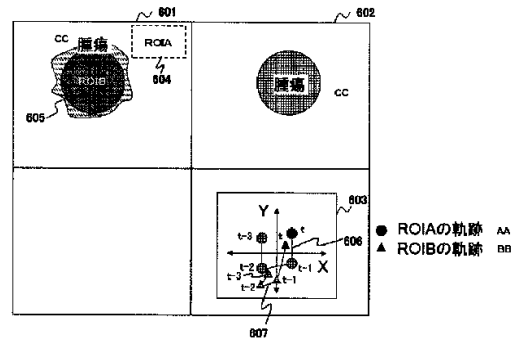


FIG. 8:
 AA ROIA locus
 BB ROIB locus
 CC Tumor

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子を介して被検体の診断部位の超音波画像を構成する画像構成部と、
前記超音波画像を表示する画像表示器と、
前記超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、前記軌跡を前記画像表示器に表示させる軌跡構成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】

前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関するパラメータを時系列に演算し、演算したパラメータに基づいて前記軌跡を座標軸上に構成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位に関するパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータを前記2次元方向の座標軸へプロットして前記軌跡を構成することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位の大きさと頻度の関係を示すパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータに基づいて前記変位の大きさと頻度の関係を前記軌跡として構成することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位と歪みの関係を示すパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータを前記変位と歪みの座標軸へプロットして前記軌跡を構成することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位の平均値、分散値、最大値、最小値、中央値、頻度のうちの少なくとも1つを含む統計値として前記パラメータを演算することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記軌跡構成部は、前記領域における前記2次元方向の適正な変位範囲を含めて前記軌跡を構成し、前記適正な変位範囲を含む軌跡を前記画像表示器に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 8】

前記軌跡構成部は、前記適正な変位範囲に収まっていない前記軌跡を除外し、前記適正な変位範囲に収まっている前記軌跡を選択して前記画像表示器に表示させることを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記軌跡構成部は、前記領域の変位に関する軌跡から前記領域の変位方向を算出し、前記変位方向に基づいて前記超音波探触子から前記被検体に送信される超音波の送信方向を変更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。

40

【請求項 10】

前記軌跡構成部は、前記領域の変位に関する軌跡から前記領域の変位方向を算出し、前記変位方向に関する文字、図形、記号を少なくとも1つ含む視認可能な情報を前記画像表示器に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 11】

前記画像構成部は、前記診断部位の超音波断層データに基づいて断層画像を前記超音波画像として構成し、前記断層画像を前記画像表示器に表示させる断層画像構成部と、
前記超音波断層データに基づいて前記診断部位における組織の歪み又は弾性率を求める

50

とともに、求めた歪み又は弾性率に基づいて前記診断部位における弾性画像を前記超音波画像として構成し、前記弾性画像を前記画像表示器に表示させる弾性画像構成部とを有し

、
前記軌跡構成部は、前記断層画像及び前記弾性画像の少なくとも一方とともに、前記軌跡を前記画像表示器に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12】

前記弾性画像構成部は、前記弾性画像の各点の前記2次元方向の変位の向きと大きさを示すベクトルに基づいて、前記診断部位における変位画像を前記超音波画像として構成し、前記変位画像を前記画像表示器に表示させることを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

10

【請求項13】

前記軌跡構成部は、前記超音波画像の少なくとも1つの画像上に設定された少なくとも1つの前記領域における2次元方向の変位分布に基づいて、前記2次元方向に対する前記領域の変位に関する軌跡を構成することを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記軌跡構成部は、前記超音波画像の少なくとも1つの画像上に設定された複数の前記領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記2次元方向に対する前記複数の領域の変位に関する軌跡を同一もしくは異なる座標軸上に構成することを特徴とする請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

超音波探触子を介して被検体の診断部位の超音波画像を構成するステップと、
前記超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成するステップと、
前記超音波画像と軌跡を表示するステップとを含む軌跡表示方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の超音波画像を表示して診断に供する超音波診断装置及び軌跡表示方法に関する。

【背景技術】

30

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、被検体内の超音波画像を構成して診断用に表示する(特許文献1及び2参照)。

【0003】

超音波診断装置の応用機能の一つとして、2次元又は3次元の局所領域の時系列的な類似性を演算する機能、いわゆるパターンマッチングの機能を備えて心筋等の組織をトラッキングする技術が知られている。例えば、特許文献1には、トラッキングから得られた血管径とその変化速度の相関に基づいて、運動の周期性を診断情報に結び付けることについて記載されている。また、特許文献2には、パターンマッチングの探索範囲を適正化し、運動の規則性を確認することが提案されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-17728号公報

【特許文献2】特許第4659974号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1及び2に記載されたトラッキング技術は、血管壁や心筋におけ

50

る局所の計測点の変位量に関するものであり、弾性演算方向に沿った変位データを用いた手法となっている。例えば、乳腺や肝臓などの領域では領域内で縦と横の2次元方向の変位が不規則に発生してしまう可能性がある。よって、かかる計測点におけるトラッキング技術では、広範囲にわたる領域の診断には適さないと考えられる。

【0006】

本発明は、超音波診断装置において、被検体の任意領域における2次元方向の変位に関する軌跡を構成することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体の診断部位の超音波画像を構成する画像構成部と、前記超音波画像を表示する画像表示器と、前記超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、前記軌跡を前記画像表示器に表示させる軌跡構成部とを備えることを特徴とする。

10

【0008】

軌跡表示方法は、超音波探触子を介して被検体の診断部位の超音波画像を構成するステップと、前記超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成するステップと、前記超音波画像と軌跡を表示するステップとを含む。

【発明の効果】

20

【0009】

本発明によれば、被検体の任意領域における2次元方向の変位に関する軌跡を構成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施形態の超音波診断装置を例示するブロック図

【図2】第1の実施形態の軌跡構成部の構成を例示するブロック図

【図3】第1の実施形態における画像表示器上の画像表示を例示する図

【図4】第2の実施形態における長方形のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)を例示する図

【図5】第2の実施形態における円形のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)を例示する図

30

【図6】第2の実施形態における図5に示すガイドよりも適正範囲を狭めた円形のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)を例示する図

【図7】第3の実施形態における軌跡(変位ヒストグラム)を例示する図

【図8】第4の実施形態における画像表示器上の画像表示を例示する図

【図9】第5の実施形態における画像表示器上の画像表示を例示する図

【図10】第5の実施形態において、2次元変位画像を構成するにあたっての変位計測部における変位検出手法を例示する模式図

【図11】第6の実施形態における超音波走査方向に対して所定角度で傾いた方向へ変位している臓器の変位検出の状態を例示する図

【図12】第6の実施形態における図11に示す臓器に対して設定したパラメータ取得領域における軌跡(2次元変位座標)を例示する図

40

【図13】第6の実施形態における変位方向角度を算出した2次元変位座標を例示する図

【図14】第6の実施形態における超音波走査方向を変位方向角度だけ傾けて図11に示す臓器の変位検出を行う状態を例示する図

【図15】第6の実施形態における超音波走査方向を変位方向角度だけ傾けて構成した軌跡(図11に示す臓器に対して設定したパラメータ取得領域における2次元変位座標)を例示する図

【図16】第7の実施形態におけるガイドを例示する図

【図17】第7の実施形態におけるメッセージを例示する図

【図18】第8の実施形態における画像表示器上の画像表示を例示する図

50

【図19】第8の実施形態の軌跡構成部の構成を例示するブロック図

【発明を実施するための形態】

【0011】

(第1の実施形態)

以下、本発明の超音波診断装置について、図面を参照して説明する。図1は、本発明の第1の実施形態の超音波診断装置を例示するブロック図である。

【0012】

図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子12と、送信部14と、受信部16と、超音波送受信制御部17と、整相加算部18と、RF信号フレームデータ選択部28と、変位計測部30と、圧力計測部46と、画像構成部52と、白黒DSC(Digital Scan Converter)22と、カラーDSC36と、切替加算部24と、画像表示器26と、軌跡構成部50とを備えている。また、画像構成部52は、超音波探触子12を介して被検体10の診断部位の超音波画像を構成しており、断層画像構成部20及び弾性画像構成部32を含んでいる。

10

【0013】

超音波探触子12は、複数の振動子を配設して形成されており、接触させた被検体10に振動子を介して超音波を送受信する。送信部14は、超音波探触子12を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点をある深さに設定し、超音波探触子12を介して被検体10に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する。受信部16は、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を超音波探触子12を介して受信し、受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号(受波信号)を生成する機能を有している。送受信制御部17は、送信部14及び受信部16を制御し、超音波探触子12を介して被検体10に超音波を送受信させる。整相加算部18は、受信部16で受信された反射エコー信号を整相加算する。その際、整相加算部18は、受信部16で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して超音波断層データであるRF信号フレームデータを時系列に生成する。

20

【0014】

断層画像構成部20は、被検体10の断層部位の超音波断層データ、具体的には整相加算部18からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像(例えば、被検体10の白黒の濃淡断層画像)を構成する。

30

【0015】

白黒DSC22は、断層画像構成部20からの断層画像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。そして、白黒DSC22は、前記フレームメモリに記憶された被検体10内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出す。

【0016】

RF信号フレームデータ選択部28は、整相加算部18から出力されるRF信号フレームデータを記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ群から少なくとも2枚(一組)のフレームデータを選択する。例えば、RF信号フレームデータ選択部28は、整相加算部18から時系列、すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータを順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ()を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群(-1、 -2、 -3・・・ -)の中から1つのRF信号フレームデータ()を選択する。なお、 、 、 は、RF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

40

【0017】

変位計測部30は、被検体10の生体組織の変位を計測する。具体的に説明すると、変位計測部30は、RF信号フレームデータ選択部28により選択された1組のデータ、すなわちRF信号フレームデータ()及びRF信号フレームデータ()から1次元あるいは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位を示す移動ベクトル、すなわち

50

変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法もしくは位相勾配法を用いる。

【0018】

ブロックマッチング法においては、画像を例えば $N \times N$ 画素(N は自然数)からなるブロックに分け、所定領域(例えば、後述するパラメータ取得領域)内のブロックに着目し、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化、すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。これにより、断層画像の各点の変位を求め、移動ベクトルの検出を行う。位相勾配法においては、受信信号の波の位相情報からその波の移動量を算出して断層画像の各点の変位を求め、移動ベクトルの検出を行う。

10

【0019】

圧力計測部46は、超音波探触子12の超音波送受信面と被検体10との間に設けられた圧力センサ等により検出された圧力に基づいて、被検体10内部の計測点における応力を計測する。

【0020】

弾性画像構成部32は、被検体10の断層部位の超音波断層データに基づいて、前記断層部位における組織の歪み又は弾性率を求めるとともに、求めた歪み又は弾性率に基づいて前記断層部位における弾性画像を構成する。

【0021】

本実施形態において、弾性画像構成部32は、RF信号フレームデータ選択部28により選択されたRF信号フレームデータを用いて変位計測部30で計測された生体組織の変位情報、例えば移動ベクトルに基づいて断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号、すなわち弾性フレームデータを構成する。なお、生体組織の歪みや弾性率を演算する際、弾性画像構成部32は、圧力計測部46から出力される圧力値も加味している。このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって算出される。例えば、変位計測部30により計測された変位を $L(\)$ 、圧力計測部46により計測された圧力を $P(\)$ とすると、歪み $S(\)$ は、 $L(\)$ を空間微分することによって算出することができるから、式(1)を用いて求められる。

20

【0022】

$$S(\) = L(\) / \quad \text{式(1)}$$

また、弾性率データのヤング率 $Y_m(\)$ は、式(2)によって求められる。

30

【0023】

$$Y_m = P(\) / S(\) \quad \text{式(2)}$$

このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。また、弾性画像構成部32は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性フレームデータをフレームメモリに記憶し、記憶されたフレームデータに対し画像処理を行うようになっている。

40

【0024】

カラーDSC36は、弾性画像構成部32の出力信号を画像表示器26の表示に合うように変換する。すなわち、カラーDSC36は、弾性画像構成部32から出力された弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて光の3原色である赤(R)、緑(G)、青(B)を付した画像データに変換する。例えば、カラーDSC36は、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換し、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

【0025】

切替加算部24は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部を備えて構成されており、ブレンディングに代表されるような手法にて断層画像と弾性画像の合成画像又は並

50

列画像を作成する。フレームメモリは、白黒DSC22からの断層画像データとカラーDSC36からの弾性画像データとを記憶する。

【0026】

また、画像処理部は、フレームメモリに記憶された断層画像データと弾性画像データとを合成割合を変更して合成する。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算したものとなる。

【0027】

さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層画像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから表示する画像を選択し、画像表示器26に表示させる。なお、切替加算部24は、インターフェース部42を介して設定された画像表示条件等に基づいて制御部44によって制御されている。インターフェース部42は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティック等の操作デバイスを備えており、画像表示条件等の設定を該操作デバイスを用いて入力可能に構成されている。

10

【0028】

画像表示器26は、切替加算部24の画像選択部により選択された断層画像及び弾性画像等の画像、そして、後述する軌跡構成部50で構成された軌跡(2次元変位座標、変位ヒストグラム、変位 - 歪み座標)を視認可能に表示する。

【0029】

軌跡構成部50は、超音波画像(断層画像や弾性画像)の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、前記軌跡を画像表示器26に表示させる。以下、本発明の特徴部である軌跡構成部50の構成について説明する。

20

【0030】

図2は、本実施形態の軌跡構成部50の構成を例示するブロック図である。図2に示すように、軌跡構成部50は、表示パラメータ演算部38と、表示データ保存部39と、2次元軌跡作成部40を有している。本実施形態において、軌跡構成部50は、超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関するパラメータを時系列に演算し、演算したパラメータに基づいて軌跡を所定の座標軸上に構成する。

【0031】

表示パラメータ演算部38は、変位計測部30で求められた移動ベクトル(断層画像の各点に対応する生体組織における変位の向きと大きさを示すベクトル)の2次元変位分布(X方向及びY方向に対する変位分布)に関連したパラメータを演算する。

30

【0032】

なお、Y方向は、生体組織に対する超音波ビームの送信方向に相当し、X方向は、画像表示器26に表示される断層画像上及び弾性画像上でY方向と直交する方向に相当する。この場合、表示パラメータ演算部38は、変位計測部30で求められた移動ベクトルの2次元変位分布に関するパラメータ(以下、変位パラメータという。)を演算する。変位パラメータは、移動ベクトルの2次元変位分布に基づいて、断層画像及び弾性画像の少なくとも一方の画像内の任意の領域(以下、パラメータ取得領域という。)における2次元方向(X方向及びY方向)の変位の統計値、例えば、平均値、分散値、最大値、最小値、中央値、頻度等として演算される。なお、かかる変位は、パラメータ取得領域が直近の時点から現時点に至るまでの変位パラメータの変化を示す。

40

【0033】

表示データ保存部39は、表示パラメータ演算部38により演算された変位パラメータを時系列に格納して保存する。

【0034】

2次元軌跡作成部40は、表示データ保存部39に格納されたパラメータ取得領域の変位パラメータに基づいて2次元方向に対する軌跡を構成し、該軌跡を切替加算部24を介して画像表示器26に表示させる。なお、2次元軌跡作成部40は、表示データ保存部39に格納された変位パラメータに加えてもしくは代えて、表示パラメータ演算部38で演算された変位パラメータに基づいて軌跡を構成しても構わない。これにより、例えば、最新の变位パラメ

50

ータに基づいて軌跡をリアルタイムで更新していくことも可能となる。本実施形態において、2次元軌跡作成部40は、2次元方向(X方向及びY方向)を座標軸として、パラメータ取得領域の2次元方向に対する変位、つまり変位パラメータを時系列にプロットして軌跡(2次元変位座標)を構成している。

【0035】

図3は、本実施形態における画像表示器26上の画像表示を例示する図であり、図2に示す弾性画像301、断層画像302及び軌跡303の具体的な表示例を示す図である。この場合、軌跡構成部50は、2次元方向に対するパラメータ取得領域の変位の軌跡(2次元変位座標)303を画像表示器26に表示させる。

【0036】

軌跡303は、断層画像302及び弾性画像301とともに画像表示器26に表示される。つまり、軌跡構成部50は、パラメータ取得領域の変位パラメータに基づいて2次元軌跡作成部40で構成した該パラメータ取得領域における2次元方向に対する変位の軌跡303を、断層画像302及び弾性画像301とともに画像表示器26に表示させる。図3は、腫瘍部位における断層画像302及び弾性画像301とともに軌跡303を表示させた一例である。

【0037】

また、軌跡構成部50により軌跡303を構成するパラメータ取得領域は、断層画像302及び弾性画像301の少なくとも一方の画像に対して設定されている。その際、パラメータ取得領域の設定は、例えば、ユーザがインターフェース部42の操作デバイスを用いることで、画像表示器26に表示された断層画像302や弾性画像301に所望の領域を指定して行うことが可能である。制御部44は、特に観察したい硬い部位である腫瘍304に所望の領域を設定することができる。例えば、制御部44は、硬い部位となる所定の閾値以下の歪みを持つ領域を所望の領域として領域を設定する。

【0038】

あるいは、制御部44は、硬い部位となる所定の閾値以上の弾性率を持つ領域を所望の領域として領域を設定する。よって、画像全体ではなく、硬い部位である腫瘍304に所望の領域を設定することができるため、硬い部位の軌跡303の時間的変遷を画像表示器26に表示させることができる。操作者は、硬い部位の軌跡303の時間的変遷から、特に観察したい硬い部位に関する弾性画像の信頼性を判定することができる。

【0039】

図3に示す軌跡303は、パラメータ取得領域における現在及び過去の変位パラメータを2次元方向の座標軸(XY座標軸)へプロットして構成されている。その際、変位パラメータのプロット数は特に限定されず、例えば、断層画像302や弾性画像301を構成するためのフレームレート等に合わせて任意に設定することが可能である。

【0040】

一例として、図3には、4つの時点のパラメータ取得領域における変位パラメータをプロットして構成した軌跡303を示す。軌跡303では、現時点を時点 t とし、該時点 t から過去に遡った3つの時点を順番に時点 $t-1$ 、時点 $t-2$ 、時点 $t-3$ としている。これらの時点間の時間間隔は、同一に設定すればよいが、異なっても構わない。

【0041】

また、軌跡303では、各時点のプロット点(変位パラメータ)を直近のプロット点と直線で結んでいる。なお、プロット点間は、例えば、軌跡303の時間的変遷が一目で分かるように、直線ではなく直近のプロット点から次のプロット点へ向かう矢印線などで結んでもよい。

【0042】

また、軌跡303では、現時点 t のプロット点を過去の時点 $t-1$ ~ $t-3$ よりも濃色で表示させるとともに、プロット点がどの時点のものかを示す表示も併せて行っている。なお、プロット点の表示態様はこれに限定されず、例えば、現時点 t と過去の時点 $t-1$ ~ $t-3$ のプロット点を異なる色相や異なる大きさ等で表示させても構わない。

【0043】

10

20

30

40

50

図3に示す直交するX座標軸とY座標軸で区切られる4つの座標領域のうち、現時点tの変位パラメータがプロットされている座標領域を第1の座標領域とし、該第1の座標領域から時計回りに各座標領域を第2の座標領域、第3の座標領域、第4の座標領域とすれば、3つの時点t-1, t-2, t-3の変位パラメータは、第2の座標領域、第3の座標領域、第4の座標領域にプロットされている。これによれば、パラメータ取得領域は、XY座標軸上を第4の座標領域、第3の座標領域、第2の座標領域の順に反時計回りに変位し、現時点tにおいて第1の座標領域に至っていることを把握することができる。すなわち、軌跡303を観察することにより、パラメータ取得領域がXY座標軸上をどの方向に動いているのかを明確に把握することができる。

【0044】

図3に示すように、軌跡303は、断層画像302及び弾性画像301とともに表示されており、弾性画像301は、基本的にY方向の変位に基づいて構成される。つまり、弾性画像301は、生体組織に対する超音波ビームの送信方向に相当するY方向に対する変位演算をし、該変位から求められる歪みや弾性率の演算結果に基づいて構成されている。

【0045】

したがって、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡303となっていれば、該軌跡303を構成する変位パラメータを演算する際の実データとなるパラメータ取得領域の歪みや弾性率等の信頼性が高いと判断できる。すなわち、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡303となっていれば、該軌跡303とともに表示されている弾性画像301が高精度に構成されていると判断できる。

【0046】

例えば、心拍動等の体動による組織の歪みを診断したい場合、軌跡303がY方向に偏った状態となるように、ユーザによる超音波の走査方向を調整してデータ取得を行うことで、より高精度の弾性画像を構成することができる。また、被検体の体内外から発生させた横波に基づいた弾性画像を構成する場合であっても、生体組織の横方向の動き(X方向の変位)を小さくすることは、安定した弾性情報(歪みや弾性率等)を得るためには重要であり、かかる軌跡303の観察がこれに寄与する。加えて、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡303となっていれば、該軌跡303とともに表示されている断層画像302が高精度に構成されたものであることも判断可能である。なぜなら、この場合には、断層画像302を構成する際のX方向への変位の時間的な蓄積による誤差も小さくなっていると算出できるからである。

【0047】

本発明の超音波診断装置は、2次元方向の変位分布に基づいて超音波画像の任意領域の変位に関する軌跡を構成する。超音波探触子12を介して被検体10の診断部位の超音波画像を構成する画像構成部52(断層画像構成部20及び弾性画像構成部32)と、超音波画像を表示する画像表示器26と、超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、軌跡を画像表示器26に表示させる軌跡構成部50(表示パラメータ演算部38、表示データ保存部39、2次元軌跡作成部40)とを備える。

【0048】

また、本発明の軌跡表示方法は、超音波探触子12を介して被検体10の診断部位の超音波画像を構成するステップと、超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成するステップと、超音波画像と軌跡を表示するステップとを含む。

【0049】

(第2の実施形態)

以下、第2の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0050】

本実施形態では、所定のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)を表示させて、パラメータ取得領域の適正な変位範囲をユーザに対して知らせる例を示す。図4から図6は、本実施形

10

20

30

40

50

態における軌跡(2次元変位座標)401~403を例示する図である。本実施形態において、軌跡構成部50(図1)は、パラメータ取得領域の2次元方向に対する変位(変位パラメータ)の軌跡401~403を構成して画像表示器26に表示させており、軌跡401~403は、パラメータ取得領域の適正な変位範囲を示すガイド404~406を含んでいる。なお、ガイド404~406は、パラメータ取得領域における2次元方向の適正な変位範囲を示す文字、図形、記号を少なくとも1つ含む視認可能な情報である。

【0051】

これにより、ユーザは、ガイド404~406で示された範囲内に軌跡401~403のプロット点が収まっていれば、パラメータ取得領域の変位を適正に捉えていること、つまり適切なデータ取得が行えていることを把握できる。この結果、軌跡401~403とともに表示されている断層画像や弾性画像(例えば、図3に示す断層画像302及び弾性画像301)が高精度に構成されていることを確認できる。

10

【0052】

一方、ガイド404~406で示された範囲内に軌跡401~403のプロット点が収まっていなければ、パラメータ取得領域の変位が必ずしも適正に捉えられていないこと、つまり適切なデータ取得が行えていない虞があることを把握できる。この結果、軌跡401~403とともに表示されている断層画像や弾性画像の画像精度が低い可能性があることが判断できる。この場合、ユーザは、軌跡401~403のプロット点がガイド404~406で示された範囲内に収まるようにデータの再取得等を行うことが可能である。つまり、ガイド404~406は、断層画像や弾性画像の画像精度を高めることに寄与するものである。

20

【0053】

図4に示すように、軌跡401はガイド404を含んでいる。この場合、ガイド404は、X方向に対してY方向に長い長方形となっており、Y方向には比較的大きな変位を適正とするのに対し、X方向には比較的小さな変位のみ適正とすることを示している。なお、ガイド404は、形状を示す文字情報(一例として、“moving guide: rectangular”)を含んでいても構わない。

【0054】

したがって、かかるガイド404は、例えば、弾性画像301(図3)の画像精度を把握し、該画像精度を高めるための情報として適している。図4に示す軌跡401では、4つの時点($t, t-1 \sim t-3$)のプロット点はいずれもガイド404が示すY方向の適正変位範囲内に収まっているが、時点 $t-1$ 及び時点 $t-3$ のプロット点はガイド404が示すX方向の適正変位範囲内に収まっていない。これによれば、パラメータ取得領域は、時点 $t-1$ 及び時点 $t-3$ においてX方向へ適正範囲を超えて変位してしまっていることが把握できる。

30

【0055】

また、図5に示すように、軌跡402はガイド405を含んでいる。この場合、ガイド405は、XY座標軸の交点(原点)を中心とする円形となっており、円内に収まる変位を適正とすることを示している。なお、ガイド405は、形状を示す文字情報(一例として、“moving guide: large circle”)を含んでいても構わない。

【0056】

したがって、ガイド405は、例えば、断層画像302(図3)、特に造影剤を用いた濃淡画像の画像精度を把握し、該画像精度を高めるための情報として適している。図5に示す軌跡402では、4つの時点($t, t-1 \sim t-3$)のプロット点のうち、現時点 t 及び時点 $t-2$ のプロット点はガイド405が示す円内の適正変位範囲に収まっているが、時点 $t-1$ 及び時点 $t-3$ のプロット点はガイド405が示す円外にあって適正変位範囲には収まっていない。これによれば、パラメータ取得領域は、時点 $t-1$ 及び時点 $t-3$ において適正範囲を超えて変位してしまっていることが把握できる。

40

【0057】

そして、図6に示すように、軌跡403はガイド406を含んでいる。この場合、ガイド406は、XY座標軸の交点(原点)を中心とし、ガイド405よりも小さな半径の円形となっている。このため、ガイド406は、ガイド405よりも小さな円内に収まる変位を適正とすることを示

50

しており、適正範囲をガイド405よりも狭めたガイドとなっている。なお、ガイド406は、形状を示す文字情報(一例として、“moving guide: small circle”)を含んでいても構わない。

【0058】

したがって、ガイド406は、例えば、断層画像302(図3)、特に造影剤を用いた濃淡画像の画像精度をガイド405よりも厳密に把握し、該画像精度を高めるためのガイドとして適している。図6に示す軌跡403では、4つの時点($t, t-1 \sim t-3$)のプロット点はいずれもガイド406が示す円内の適正変位範囲に収まっていない。これによれば、パラメータ取得領域は、4つの時点($t, t-1 \sim t-3$)でいずれも適正範囲を超えて変位してしまっていることが把握できる。

10

【0059】

ここで、ガイド404~406は、例えば、画像表示器26に表示させる画像のモード(弾性画像、断層画像等)や診断対象となる生体組織(腫瘍部位、肝臓部位、乳腺部位、前立腺部位等)などに応じて、軌跡401~403と併せて表示させればよい。その際、ガイド404~406は、軌跡構成部50の表示データ保存部39に予め格納しておき、適宜、2次元軌跡作成部40で軌跡401~403に含めて構成すればよい。

【0060】

なお、軌跡構成部50は、ガイド404~406で示された適正な変位範囲に収まっているプロット点と収まっていないプロット点で表示態様を異ならせて、軌跡401~403を構成することも可能である。例えば、軌跡構成部50では、ガイド404~406で示された範囲内に収まっているプロット点を濃色や赤色等で強調表示する構成としてもよいし、逆にガイド404~406で示された範囲内に収まっていないプロット点を濃色や赤色等で強調表示する構成としても構わない。

20

【0061】

また、軌跡構成部50は、ガイド404~406で示された適正な変位範囲に収まっていないプロット点(変位パラメータ)を含む軌跡を除外し、ガイド404~406で示された適正な変位範囲に収まっているプロット点(変位パラメータ)のみで構成される軌跡を選択して切替加算部24(図1)に出力してもよい。これにより、除外された軌跡と同期する弾性画像や断層画像等の画像データを除外してシネメモリに格納することが可能となる。この結果、ガイド404~406で示された範囲内に収まっているプロット点(変位パラメータ)のみで構成される軌跡、及び該軌跡と同期する弾性画像や断層画像等の画像データのみをフリーズ等のタイミングで自動的に、もしくはユーザが手動で画像表示器26に表示させることが可能となる。これにより、超音波診断装置における診断効率の向上を図ることができる。

30

【0062】

(第3の実施形態)

以下、第3の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0063】

本実施形態では、上述した第2の実施形態において、所定のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)に加えて、変位の大きさと頻度の関係を示すグラフ(以下、変位ヒストグラムという。)を軌跡として画像表示器26(図1)に表示させる例を示す。図7は、本実施形態における軌跡である変位ヒストグラム502を例示する図である。本実施形態において、軌跡構成部50(図1)は、パラメータ取得領域における2次元方向の変位(変位パラメータ)の軌跡(一例として、図5に示す2次元変位座標402)を構成して画像表示器26に表示させるとともに、パラメータ取得領域の適正な変位範囲を示すガイド(一例として、図5に示すガイド405)を併せて画像表示器26に表示させる。この場合、ガイド405は、XY座標軸の交点(原点)を中心とする円形となっており、円内に収まる変位を適正とすることを示している。

40

【0064】

本実施形態において、軌跡構成部50は、図7に示すように、パラメータ取得領域における2次元方向の変位(変位パラメータ)の大きさと頻度の関係を示す軌跡(変位ヒストグラム

50

)502を構成して画像表示器26に表示させる。

【0065】

具体的には、表示パラメータ演算部38が変位計測部30(図1)で求められた移動ベクトルの2次元分布に基づいて、パラメータ取得領域における2次元方向の変位の大きさと頻度の関係を示すパラメータ(以下、変位頻度パラメータという。)を演算する。表示データ保存部39は、かかる変位頻度パラメータを時系列に格納して保存する。そして、2次元軌跡作成部40は、変位の大きさを示す軸(変位軸)とその変位が計測された頻度を示す軸(頻度軸)を座標軸として、現在及び過去の変位頻度パラメータに基づいてパラメータ取得領域における2次元方向の変位と頻度の関係を示す軌跡(変位ヒストグラム)502を構成し、切替加算部24を介して画像表示器26に表示させている。

10

【0066】

軌跡502は、変位パラメータの原点からの変位を示す変位軸(横軸)とかかる変位となる変位パラメータの頻度を示す頻度軸(縦軸)を含んでいる。また、軌跡502は、パラメータ取得領域の適正な変位範囲を示すガイド504を含んでいる。

【0067】

なお、ガイド504は、パラメータ取得領域における2次元方向の適正な変位範囲を示す文字、図形、記号を少なくとも1つ含む視認可能な情報である。この場合、変位軸には、軌跡402のガイド405(図5)に基づいたパラメータ取得領域の適正な変位点がガイド504として示されている。なお、ガイド504となる変位点は、ガイド405に基づいて任意に設定して示すことが可能である。

20

【0068】

一例として、図7に示す軌跡502では、かかる変位点を0.1mmとして示している。換言すれば、図5に示すガイド405は、XY座標軸の交点(原点)を中心とする半径0.1mmの円内の変位を適正とすることを示している。軌跡502を観察することにより、変位頻度パラメータのほぼ半数は、ガイド504が示す適正変位範囲に収まっていることが把握できる。その一方で、変位頻度パラメータの残りの半数は、ガイド504が示す適正変位範囲に収まっておらず、適正変位範囲を超えて変位してしまっていることが把握できる。

【0069】

すなわち、変位パラメータがどの程度の頻度でガイド504が示す変位許容範囲に収まっているのかを容易に判断することができる。なお、軌跡402のプロット点(変位パラメータ)の数と軌跡502の変位頻度パラメータのサンプル数は、同数であってもよいし、異なっても構わない。例えば、軌跡402は、軌跡502の変位頻度パラメータにおける直近の4つの時点の変位パラメータをプロット点として構成することが可能である。この場合、軌跡502としては、データ取得から現時点に至るまでの変位パラメータの変位と頻度の関係を示すことができる。

30

【0070】

(第4の実施形態)

以下、第4の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0071】

本実施形態では、複数のパラメータ取得領域の軌跡(2次元変位座標)を弾性画像及び断層画像とともに画像表示器26(図1)に表示させる例を示す。図8は、本実施形態における画像表示器26上の画像表示を例示する図である。この場合、軌跡構成部50(図1)は、複数のパラメータ取得領域における2次元方向の変位の軌跡(2次元変位座標)603を画像表示器26に表示させる。軌跡603は、断層画像602及び弾性画像601とともに画像表示器26に表示される。

40

【0072】

図8は、腫瘍部位における断層画像602及び弾性画像601とともに2つのパラメータ取得領域における軌跡603を表示させた一例である。軌跡603は、異なるパラメータ取得領域であるROI A604における軌跡606とROI B605における軌跡607を含んでいる。ROI A604の軌跡606は

50

、該ROI A604における現在及び過去の変位パラメータを2次元方向の座標軸(XY座標軸)へプロットして構成されている。ROI B605の軌跡607は、該ROI B605における現在及び過去の変位パラメータをROI A604と同一の2次元方向の座標軸(XY座標軸)へプロットして構成されている。

【0073】

図8では、ROI A604における軌跡606のプロット点を丸印、ROI B605における軌跡607のプロット点を三角印で示している。なお、ROI A604の軌跡606とROI B605の軌跡607は、同一の座標軸上ではなく、個別の座標軸上へ変位パラメータをプロットして構成し、表示させても構わない。

【0074】

また、パラメータ取得領域であるROI A604及びROI B605は、弾性画像601に対して設定されている。この場合、ROI A604は、腫瘍部位の近傍部位(例えば、脂肪部位)に対して設定されており、ROI B605は、腫瘍部位に対して設定されている。なお、ROI A604及びROI B605の設定は、例えば、ユーザがインターフェース部42の操作デバイスを用いることで、画像表示器26に表示された弾性画像601に所望の領域を指定して行うことが可能である。また、本実施形態では、ROI A604及びROI B605は、弾性画像601に対して設定しているが、断層画像602に対して設定してもよいし、弾性画像601及び断層画像602に設定しても構わない。

【0075】

本実施形態のように複数のパラメータ取得領域の軌跡603を表示させることで、該軌跡603とともに表示されている弾性画像601及び断層画像602が高精度に構成されているとより確実に判断できる。例えば、生体組織の構造により、生体組織内の変位方向が不均一になる場合があり、この場合、かかる生体組織内の移動ベクトルの2次元変位分布が不安定となる。このため、この場合には、生体組織の弾性画像の画像精度も低くなり、かかる生体組織内をパラメータ取得領域として構成した軌跡も適正とはならない。このような事態を回避すべく、本実施形態では、複数のパラメータ取得領域の軌跡603を観察可能としている。

【0076】

すなわち、ROI A604の軌跡606とROI B605の軌跡607がいずれも、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡となっていれば、互いに離れて設定されたROI A604及びROI B605の変位方向は均一となっており、軌跡603は適正に構成されていると判断できる。結果として、軌跡603とともに表示されている弾性画像601及び断層画像602が高精度に構成されていると判断することが可能となる。これに対し、ROI A604の軌跡606及びROI B605の軌跡607の少なくとも一方が、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡となっていなければ、互いに離れて設定されたROI A604及びROI B605の変位方向は均一でないと判断できる。この場合、ユーザは、これらの軌跡がY方向への変位に偏るようにデータの再取得等を行うことが可能である。これにより、例えば、複数の生体組織の歪み比等の計測を行う際、生体組織内の移動ベクトルの2次元変位分布が安定した信頼性の高い歪みに基づいて歪み比を演算することが可能となる。

【0077】

なお、本実施形態において、上述した第2の実施形態のガイド404~406と同様のガイドを含む軌跡(2次元変位座標)を表示させて、パラメータ取得領域(ROI A604及びROI B605)の適正な変位範囲をユーザに対して知らせる構成とすることも可能である。これにより、軌跡603とともに表示されている弾性画像601及び断層画像602が高精度に構成されているか否かを、より一層確実に判断することが可能となる。また、本実施形態において、上述した第3の実施形態のように、軌跡606及び軌跡607に対して変位の大きさと頻度の関係を示す軌跡(変位ヒストグラム)を構成し、軌跡606及び軌跡607とともに表示させてもよい。

【0078】

(第5の実施形態)

以下、第5の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に

10

20

30

40

50

言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0079】

本実施形態では、パラメータ取得領域の軌跡(2次元変位座標)を弾性画像及び断層画像に加えて2次元変位画像とともに画像表示器26(図1)に表示させる例を示す。図9は、本実施形態における画像表示器26上の画像表示を例示する図である。この場合、軌跡構成部50(図1)は、2次元方向に対するパラメータ取得領域の変位の軌跡(2次元変位座標)704を画像表示器26に表示させる。軌跡704は、断層画像702及び弾性画像701に加えて2次元変位画像703とともに画像表示器26に表示される。図9は、腫瘍部位における断層画像702、弾性画像701、及び2次元変位画像703とともに2つのパラメータ取得領域における軌跡704を表示させた一例である。すなわち、本実施形態は、上述した第4の実施形態(図8)に係る画像表示例に2次元変位画像703を加えた画像表示例となっている。

10

【0080】

この場合、軌跡704は、異なるパラメータ取得領域であるROI A705における軌跡707とROI B706における軌跡708を含んでいる。ROI A705及びROI B706は、2次元変位画像703に対して設定されている。この点、本実施形態は、弾性画像601に対してパラメータ取得領域(ROI A604及びROI B605)が設定されている第4の実施形態とは相違する。なお、ROI A705及びROI B706の設定は、例えば、ユーザがインターフェース部42の操作デバイスを用いることで、画像表示器26に表示された2次元変位画像703に所望の領域を指定して行うことが可能である。

【0081】

ここで、2次元変位画像について説明する。図10は、かかる2次元変位画像を構成するにあたっての変位計測部30(図1)における変位検出手法を示す模式図である。変位計測部30は、生体組織の弾性画像を構成するために必要なY方向の変位と、受信信号の横の動きを追跡するためのX方向の変位を、断層画像の各点(ピクセル)ごとに検出している。図10に示すように、変位計測部30は、所定のRF信号フレームデータ(前フレーム)と該RF信号フレームデータよりも時間的に過去のRF信号フレームデータ(後フレーム)において、前フレームの任意領域に対する後フレームでの移動領域をSAD(Sum of Absolute Difference)や自己相関等の演算を行うことで、X方向及びY方向の変位として検出することが可能である。

20

【0082】

例えば、図10に示すX方向に9ピクセル、Y方向に10ピクセルで構成される領域(9×10のピクセル領域)801において、破線で囲んだ前フレームでの領域803が後フレームでは実線で囲んだ領域804へ移動したとする。この場合、前フレームでの領域803の中心点(破線内の濃色で示す点)は、後フレームにおいてX方向に x 、Y方向に y だけ移動し、領域804の中心点(実線内の濃色で示す点)となっている。そして、かかるピクセル領域801を構成するピクセルの前フレームから後フレームに至る変位、換言すれば、現在の変位の方向と大きさを移動ベクトルとしてピクセルごとに示した画像を構成する。

30

【0083】

これにより、2次元変位画像802は構成される。一例として、2次元変位画像802において、ピクセル領域801を構成するピクセルの前フレームから後フレームに至る変位は、いずれのピクセルも右斜め下方向へほぼ同一の大きさの移動ベクトルで示される変位状態となっている。かかる2次元変位画像802により、例えば、領域805の変位状態を移動ベクトルの状態(方向、大きさ、ばらつき等)として把握することができる。

40

【0084】

なお、2次元変位画像802は、変位計測部30で計測された移動ベクトルに基づいて弾性画像構成部32(図1)において弾性画像の1つとして構成される。そして、構成された2次元変位画像802は、弾性画像構成部32により、カラーDSC部36及び切替加算部24を介して画像表示器26に表示される。

【0085】

本実施形態において、変位計測部30(図1)は、断層画像702の各点(ピクセル)におけるY方向の変位とX方向の変位を検出し、移動ベクトルを計測する。そして、弾性画像構成部3

50

2(図1)は、変位計測部30で計測された移動ベクトルに基づいて2次元変位画像703を構成し、カラーDSC部36及び切替加算部24を介して画像表示器26に表示させる。これにより、軌跡704(ROI A705における軌跡707とROI B706における軌跡708)を弾性画像701及び断層画像702に加えて2次元変位画像703とともに画像表示器26(図1)に表示させることができる。

【0086】

上述したように、本実施形態では、2次元変位画像703を表示させ、該2次元変位画像703に対してROI A705及びROI B706を設定している。このため、2次元変位画像703に示された変位分布を確認しながらパラメータ取得領域であるROI A705及びROI B706を設定することができる。したがって、ROI A705及びROI B706の2次元方向に対する変位(変位パラメータ)を示す軌跡704の精度を高めることができる。すなわち、ROI A705及びROI B706の変位を的確に捉えることが可能となる。

10

【0087】

(第6の実施形態)

以下、第6の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0088】

本実施形態では、パラメータ取得領域の軌跡(2次元変位座標)から該パラメータ取得領域の変位方向を算出し、算出した変位方向に基づいて超音波探触子12(図1)から送信される超音波の送信方向(以下、超音波走査方向という。)を変更させる例を示す。図11から図15は、本実施形態における変位方向の算出と超音波走査方向の変更を説明するための模式図である。

20

【0089】

一例として、パラメータ取得領域を超音波画像上の肝臓組織等の臓器に設定し、かかる臓器の軌跡を構成するとともに、超音波画像(弾性画像及び断層画像)とともに画像表示器26(図1)に表示させて観察を行う場合を想定して説明する。図11に示す状態901では、臓器の変位を検出している。

【0090】

この場合、超音波探触子12の超音波走査方向907は、プローブ面12a(別の捉え方をすれば、被検体10の体表面10a)に対して垂直方向をなすように設定されている。これにより、超音波探触子12は、観察対象である被検体10の臓器906に対し、かかる超音波走査方向907へ複数の振動子を介して超音波を送信させている。

30

【0091】

一方、観察対象である臓器906は、超音波走査方向907に対して所定の角度(例えば、図14に示す角度)で傾いた方向908へ拍動により変位(収縮及び拡張)している。このように、拍動を用いて臓器906の変位を検出する際、その変位方向908は、必ずしも超音波走査方向907とは一致しない。なぜなら、超音波探触子12の体表面10aに対する接触状態や臓器906の構造に影響を受けるからである。そこで、本実施形態においては、超音波走査方向を臓器906の変位方向908と一致させる。

【0092】

本実施形態において、軌跡構成部50(図1)は、臓器906に対して設定したパラメータ取得領域における変位パラメータの軌跡(2次元変位座標)902を構成し、画像表示器26に表示させる(図12)。その際、軌跡構成部50は、かかる軌跡902により、例えば、任意の設定時間内(一例として、時点t-3から現時点tに至るまでの経過時間)における軌跡902のプロット点がY座標軸となす角度をそれぞれ演算するとともに、演算したプロット点についての角度の平均値を演算する。そして、軌跡構成部50は、演算した角度の平均値を臓器906の超音波走査方向907に対する傾斜角度(以下、変位方向角度という。)として算出する。

40

【0093】

例えば、軌跡902における変位方向角度は、図13に示す2次元変位座標903におけるように算出することができる。変位方向角度を算出することにより、臓器906の変位方向は、超音波走査方向907に対して変位方向角度だけ傾斜した方向と算出できる。

50

【0094】

これにより、軌跡構成部50で算出した変位方向角度に基づいて、超音波探触子12から送信される超音波の送信角度(超音波走査方向907)を自動的に変更させることができる。具体的には、超音波送受信制御部17(図1)にて送信部14に対して遅延制御を行うことで、図14に示す状態904のように、送信部14から超音波走査方向907に対して変位方向角度だけ傾斜した方向へ超音波探触子12を介して超音波を送信することができる。この場合、超音波探触子12は、観察対象である被検体10の臓器906に対し、超音波走査方向909へ複数の振動子を介して超音波を送信させている。したがって、超音波走査方向909と臓器906の拍動による変位方向908を一致させることができる。

【0095】

このように超音波走査方向909と変位方向908を一致させた状態で、軌跡構成部50は、臓器906に対して設定したパラメータ取得領域における変位パラメータの軌跡(2次元変位座標)905を構成し、画像表示器26に表示させる(図15)。この場合、軌跡905は、X方向への変位が小さく、Y方向への変位が大きい軌跡となる。つまり、軌跡905は、Y方向に偏った状態となっており、画像精度の高い弾性画像や断層画像を軌跡905とともに表示させることが可能となる。別の捉え方をすれば、超音波探触子12から送信される超音波の送信角度を自動的に変更させることで、軌跡905をY方向に沿うように偏った状態で構成することができるため、ユーザはより直感的に弾性画像や断層画像の画像精度を判断することが可能となる。

【0096】

(第7の実施形態)

以下、第7の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0097】

本実施形態では、パラメータ取得領域の軌跡(2次元変位座標)から該パラメータ取得領域の変位方向を算出し、該変位方向に関するガイドやメッセージを画像表示器26(図1)に表示させる例を示す。なお、ガイドやメッセージは、パラメータ取得領域の変位方向に関する文字、図形、記号を少なくとも1つ含む視認可能な情報である。本実施形態は、上述した第6の実施形態の変形例であり、第6の実施形態と同様に変位方向(別の捉え方をすれば、図13の2次元変位座標903に示す変位方向角度)を算出する。図16は、本実施形態におけるガイドを例示する図であり、図17は、本実施形態におけるメッセージを例示する図である。この場合、軌跡構成部50は、算出した変位方向角度に基づいて、ガイド1001やメッセージ1002等を構成し、切替加算部24を介して画像表示器26に表示させる。

【0098】

例えば、ガイド1001は、超音波探触子12(図1)を示すマークと、変位方向角度の傾斜方向、つまり超音波走査方向を示す矢印と、変位方向角度の値(一例として、 30°)を示す表示とを組み合わせて構成されている。また、メッセージ1002は、超音波探触子12から送信される超音波の送信角度の変更を促す文字で構成されている。なお、ガイド1001及びメッセージ1002は、文字、図形、記号等を含む視認可能な情報を表示するものであれば特に限定されない。例えば、ガイド及びメッセージは、文字、図形、記号の任意の組み合わせ、文字のみ、図形のみ、記号のみ等として構成することが可能である。

【0099】

ここで、本実施形態においては、上述した第6の実施形態のように、超音波探触子12から送信される超音波の送信角度(超音波走査方向)を自動的に変更させることは想定していない。このため、ガイド1001及びメッセージ1002の内容は、ユーザに対して超音波探触子12から送信される超音波の送信角度(超音波走査方向)の変更を促す内容となっている。このようなガイド1001やメッセージ1002を確認することで、ユーザは、超音波走査に対する手技の改善の必要性を直ちに把握し、対処することができる。

【0100】

なお、本実施形態において、上述した第6の実施形態と同様に、超音波探触子12から送

10

20

30

40

50

信される超音波の送信角度(超音波走査方向)を自動的に変更させる場合には、かかる送信角度(超音波走査方向)の変更が自動的に行われたことを内容とするガイドやメッセージを画像表示器26に表示させればよい。

【 0 1 0 1 】

(第8の実施形態)

以下、第8の実施形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。特に言及しない場合、他の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【 0 1 0 2 】

本実施形態では、パラメータ取得領域の軌跡として変位 - 歪み座標を弾性画像及び断層画像とともに画像表示器26(図1)に表示させる例を示す。図18は、本実施形態における画像表示器26上の画像表示を例示する図である。この場合、軌跡構成部50は、パラメータ取得領域における2次元方向の変位と歪みの関係を示す軌跡(変位 - 歪み座標)1103,1104を構成して画像表示器26に表示させる。軌跡1103,1104は、断層画像1102及び弾性画像1101とともに画像表示器26に表示される。図18は、腫瘍部位における断層画像1102及び弾性画像1101とともにパラメータ取得領域における軌跡1103,1104を表示させた一例である。

10

【 0 1 0 3 】

図19は、本実施形態の軌跡構成部50の構成を例示するブロック図である。第1の実施形態のブロック図(図2)との相違点は、軌跡構成部50が変位計測部30から移動ベクトルの2次元変位分布を取り込むことに加えて、弾性画像構成部32からパラメータ取得領域の歪みのデータを取り込むことである。本実施形態において、軌跡構成部50の表示パラメータ演算部38は、変位計測部30で求められた移動ベクトルの2次元変位分布(X方向及びY方向に対する変位分布)及び弾性画像構成部32で演算された歪みに関連したパラメータを演算する。

20

【 0 1 0 4 】

なお、かかる移動ベクトルの2次元変位分布及び歪みは、いずれも断層画像1102の各点に対応する生体組織における変位(方向と大きさ)及び歪みである。この場合、表示パラメータ演算部38は、移動ベクトルの2次元変位分布及び歪みに関して、パラメータ取得領域のX方向に対する移動ベクトルの変位と歪みの関係を示すパラメータ(以下、X方向パラメータという。)と、前記パラメータ取得領域のY方向に対する移動ベクトルの変位と歪みの関係を示すパラメータ(以下、Y方向パラメータという。)を演算している。

30

【 0 1 0 5 】

表示データ保存部39は、表示パラメータ演算部38が演算したX方向パラメータ及びY方向パラメータを時系列に格納して保存する。

【 0 1 0 6 】

2次元軌跡作成部40は、表示データ保存部39に格納されたX方向パラメータに基づいて2次元の軌跡を構成するとともに、Y方向パラメータに基づいて2次元の軌跡を構成し、これらの軌跡を切替加算部24を介して画像表示器26に表示させる。なお、2次元軌跡作成部40は、表示データ保存部39に格納されたX方向パラメータ及びY方向パラメータに加えてもしくは代えて、表示パラメータ演算部38で演算されたこれらのパラメータに基づいて軌跡を構成しても構わない。これにより、例えば、最新のX方向パラメータ及びY方向パラメータに基づいて軌跡をリアルタイムで更新していくことも可能となる。

40

【 0 1 0 7 】

本実施形態において、2次元軌跡作成部40は、X方向に対する変位と歪みを2つの座標軸(変位軸及び歪み軸)として、X方向パラメータを時系列にプロットして軌跡(X方向変位 - 歪み座標)1103を構成している。また、2次元軌跡作成部40は、Y方向に対する変位と歪みを2つの座標軸(変位軸及び歪み軸)として、Y方向パラメータを時系列にプロットして軌跡(Y方向変位 - 歪み座標)1104を構成している。なお、軌跡1103,1104は、同一のパラメータ取得領域であるROI1105に対して構成されている。この場合、ROI1105は、弾性画像1101の腫瘍部位に対して設定されている。

【 0 1 0 8 】

ただし、腫瘍部位の近傍部位(例えば、脂肪部位)に対して設定することも可能である。

50

ROI1105の設定は、例えば、ユーザがインターフェース部42の操作デバイスを用いることで、画像表示器26に表示された弾性画像1101に所望の領域を指定して行うことが可能である。

【0109】

また、本実施形態では、ROI1105は、弾性画像1101に対して設定しているが、断層画像1102に対して設定してもよいし、弾性画像1101及び断層画像1102に設定しても構わない。すなわち、パラメータ取得領域(ROI)は、複数設定することが可能である。

【0110】

図18に示す軌跡1103は、パラメータ取得領域における現在及び過去のX方向パラメータを二次元座標軸(変位軸及び歪み軸)へプロットして構成されている。また、図18に示す軌跡1104は、パラメータ取得領域における現在及び過去のY方向パラメータを二次元座標軸(変位軸及び歪み軸)へプロットして構成されている。

10

【0111】

その際、パラメータのプロット数は特に限定されず、例えば、断層画像1102や弾性画像1101を構成するためのフレームレート等に合わせて任意に設定することが可能である。

【0112】

一例として、図18には、4つの時点のパラメータ取得領域におけるX方向パラメータ及びY方向パラメータをプロットして構成した軌跡1103,1104を示す。軌跡1103,1104では、現時点を時点tとし、該時点tから過去に遡った3つの時点順番に時点t-1、時点t-2、時点t-3としている。これらの時点間の時間間隔は、同一に設定すればよいが、異なっても構わない。

20

【0113】

また、軌跡1103,1104では、各時点のプロット点(パラメータ)を直近のプロット点と直線で結んでいる。なお、プロット点間は、例えば、軌跡1103,1104の時間的変遷が分かるように、直線ではなく直近のプロット点から次のプロット点へ向かう矢印線などで結んでもよい。また、軌跡1103,1104では、現時点tのプロット点を過去の時点t-1~t-3よりも濃色で表示させるとともに、プロット点がどの時点のものかを示す表示も併せて行っている。なお、プロット点の表示態様はこれに限定されず、例えば、現時点tと過去の時点t-1~t-3のプロット点を異なる色相や異なる大きさ等で表示させても構わない。

30

【0114】

本実施形態においては、軌跡1103,1104を観察することで、パラメータ取得領域における変位と歪みの関係を時系列に把握することができる。生体組織においては、基本的に変位と歪みは比例した関係となる。しかしながら、例えば、腹水中の肝臓組織における観察では、変位と歪みが比例関係とはならない場合が生じ得る。正常な肝臓組織であれば、変位は大きく、拍動により歪みも大きいことが想定できる。

【0115】

すなわち、正常な肝臓組織は、歪みつつ変位する(圧縮による変位)。これに対し、肝硬変組織であれば、変位は大きいが歪みは小さいことが想定できる。すなわち、肝硬変組織は、歪むことなく変位する(平行移動による変位)。

【0116】

したがって、肝臓組織をパラメータ取得領域として変位と歪みの関係を時系列に示す軌跡を構成すれば、かかる肝臓組織が圧縮による変位であるのか、平行移動による変位であるのかを判断することができる。これにより、肝臓組織が正常であるか異常であるかを判断することが可能となる。換言すれば、かかる軌跡とともに断層画像及び弾性画像を表示させた場合、これらの画像が観察価値のあるものか否かを判断することが可能となる。つまり、かかる軌跡は、断層画像及び弾性画像の観察価値を判断するための有用な情報となる。

40

【0117】

以上説明したように、本発明の第1の実施形態から第8の実施形態によれば、被検体10の任意領域(パラメータ取得領域)における二次元方向の変位に関する軌跡(二次元変位座標、

50

変位ヒストグラム、変位 - 歪み座標)を構成することができ、超音波診断装置における超音波画像(弾性画像や断層画像等)を用いた診断の効率化を図ることができる。

【0118】

なお、本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

【0119】

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体の診断部位の超音波画像を構成する画像構成部と、前記超音波画像を表示する画像表示器と、前記超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関する軌跡を構成し、前記軌跡を前記画像表示器に表示させる軌跡構成部を備える。

10

【0120】

この構成によれば、超音波画像の任意の領域における2次元方向の変位の軌跡を構成して表示することができる。このため、かかる軌跡を観察することで、診断に供する超音波画像における変位を広範囲で捉えることができる。また、かかる軌跡を観察することで、超音波画像の画像精度を判断することができ、かかる画像精度の向上を図ることが可能となる。

【0121】

この結果、例えば、2次元方向に対して広範囲の変位を捉える必要のある乳腺や肝臓等の診断を的確に行うことができる。

【0122】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位に関するパラメータを時系列に演算し、演算したパラメータに基づいて前記軌跡を座標軸上に構成する。

20

【0123】

この構成によれば、前記領域の変位に関する任意の時点におけるパラメータを選択して軌跡を構成し、該軌跡を座標軸上で把握することができる。

【0124】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位に関するパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータを前記2次元方向の座標軸へプロットして前記軌跡を構成する。

30

【0125】

この構成によれば、かかる軌跡を観察することで、過去から現在に至る前記領域における2次元方向の変位の時間的な変遷を座標軸上で把握することができる。

【0126】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位の大きさと頻度の関係を示すパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータに基づいて前記変位の大きさと頻度の関係を前記軌跡として構成する。

【0127】

この構成によれば、かかる軌跡を観察することで、過去から現在に至る前記領域における2次元方向の変位の大きさと頻度の関係を把握することができる。

40

【0128】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域における前記2次元方向の変位と歪みの関係を示すパラメータを演算し、現在及び過去の前記パラメータを前記変位と歪みの座標軸へプロットして前記軌跡を構成する。

【0129】

この構成によれば、かかる軌跡を観察することで、過去から現在に至る前記領域の変位と歪みの関係を把握することができる。これにより、例えば、変位と歪みが比例関係とはならないような生体組織であっても、該生体組織が正常であるか異常であるかを判断する

50

ことが可能となる。

【0130】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記2次元方向の変位分布に基づいて前記領域の変位の平均値、分散値、最大値、最小値、中央値、頻度のうちの少なくとも1つを含む統計値として前記パラメータを演算する。

【0131】

この構成によれば、前記領域の変位の傾向を統計的に捉えることができ、パラメータの誤差を有効に排除することができる。かかるパラメータを用いることで、より適正な軌跡を構成することができる。

【0132】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記領域における前記2次元方向の適正な変位範囲を含めて前記軌跡を構成し、前記適正な変位範囲を含む軌跡を前記画像表示器に表示させる。

【0133】

この構成によれば、かかる軌跡を観察することで、前記領域の変位が適正に捉えられているか否かを容易に把握することができる。この結果、診断に供する超音波画像の画像精度を的確に判断することが可能となる。

【0134】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記適正な変位範囲に収まっていない前記軌跡を除外し、前記適正な変位範囲に収まっている前記軌跡のみを選択して前記画像表示器に表示させる。

【0135】

この構成によれば、適正な変位範囲に収まっている軌跡のみを表示させることができ、適正な変位範囲に収まっていない軌跡を観察せずに済む。したがって、診断に有用な軌跡や該軌跡と同期する超音波画像をユーザが選択する手間を省くことができる。

【0136】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記領域の変位に関する軌跡から前記領域の変位方向を算出し、前記変位方向に基づいて前記超音波探触子から前記被検体に送信される超音波の送信方向を変更させる。

【0137】

この構成によれば、超音波の送信方向を前記領域の変位方向と自動的に一致させることができる。この結果、変位方向が超音波の送信方向に沿って偏った軌跡を構成することができる。

【0138】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記領域の変位に関する軌跡から前記領域の変位方向を算出し、前記変位方向に関する文字、図形、記号を少なくとも1つ含む視認可能な情報を前記画像表示器に表示させる。

【0139】

この構成によれば、前記領域の変位方向に関する情報をユーザに知らせることができる。これにより、例えば、ユーザは、超音波走査に対する手技の改善の必要性等を把握し、対処することが可能となる。

【0140】

本発明の超音波診断装置では、前記画像構成部は、前記診断部位の超音波断層データに基づいて断層画像を前記超音波画像として構成し、前記断層画像を前記画像表示器に表示させる断層画像構成部と、前記超音波断層データに基づいて前記診断部位における組織の歪み又は弾性率を求めるとともに、求めた歪み又は弾性率に基づいて前記診断部位における弾性画像を前記超音波画像として構成し、前記弾性画像を前記画像表示器に表示させる弾性画像構成部を有し、前記軌跡構成部は、前記断層画像及び前記弾性画像の少なくとも一方とともに、前記軌跡を前記画像表示器に表示させる。

【0141】

10

20

30

40

50

この構成によれば、診断部位における断層画像や弾性画像とともに、これらの画像の任意の領域における2次元方向の変位の軌跡を構成して表示することができる。したがって、かかる軌跡を断層画像や弾性画像と併せて観察することで、断層画像や弾性画像の画像精度を判断することができ、これらの画像精度の向上を図ることが可能となる。

【0142】

本発明の超音波診断装置では、前記弾性画像構成部は、前記断層画像の各点の前記2次元方向の変位の向きと大きさを示すベクトルに基づいて、前記診断部位における変位画像を前記超音波画像として構成し、前記変位画像を前記画像表示器に表示させる。

【0143】

この構成によれば、変位画像におけるベクトル表示を確認しながら、前記領域における2次元方向の変位の軌跡を構成して表示することができる。この結果、軌跡の精度を高めることが可能となる。

10

【0144】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記超音波画像の少なくとも1つの画像上に設定された少なくとも1つの前記領域における2次元方向の変位分布に基づいて、前記2次元方向に対する前記領域の変位に関する軌跡を構成する。

【0145】

この構成によれば、診断部位における断層画像、弾性画像、変位画像のいずれに対しても前記領域を自由に設定でき、該領域の変位の軌跡を構成することができる。

【0146】

本発明の超音波診断装置では、前記軌跡構成部は、前記超音波画像の少なくとも1つの画像上に設定された複数の前記領域における2次元方向の変位分布に基づいて前記2次元方向に対する前記複数の領域の変位に関する軌跡を同一もしくは異なる座標軸上に構成する。

20

【0147】

この構成によれば、診断部位における断層画像、弾性画像、変位画像のいずれに対しても複数の前記領域を設定することができ、該複数の前記領域の変位の軌跡を構成することができる。したがって、これらの軌跡を同時に表示させることで、複数の軌跡を相互に比較しながら観察することができる。

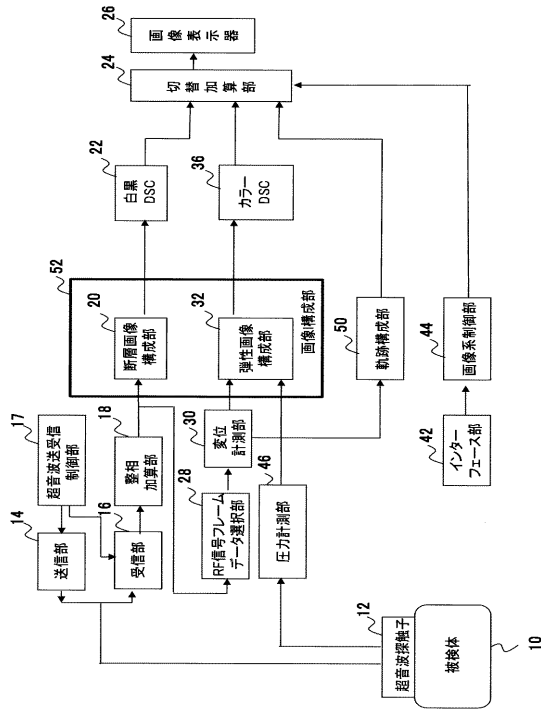
【符号の説明】

30

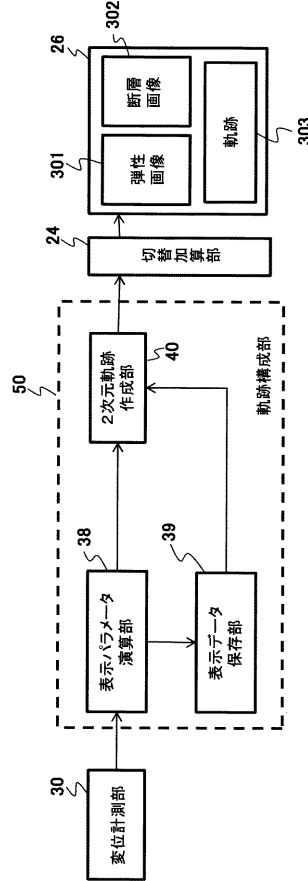
【0148】

10 被検体、 12 超音波探触子、 14 送信部、 16 受信部、 17 超音波送受信制御部、 18 整相加算部、 20 断層画像構成部、 22 白黒DSC、 24 切替加算部、 26 画像表示器、 28 RFフレームデータ選択部、 30 変位計測部、 32 弾性画像構成部、 36 カラーDSC、 38 表示パラメータ演算部、 39 表示データ保存部、 40 2次元軌跡作成部、 42 インターフェース部、 44 制御部、 46 圧力計測部、 50 軌跡構成部

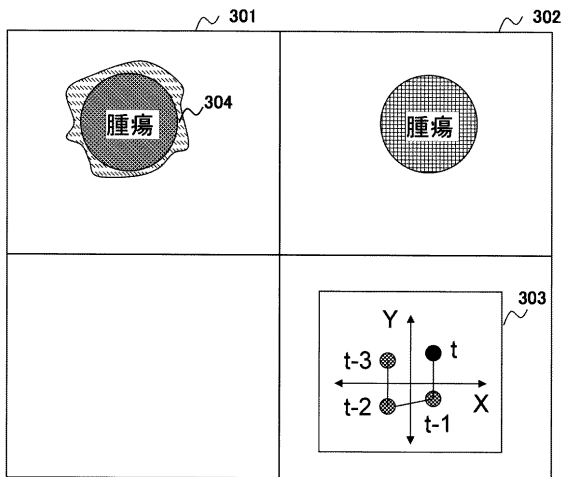
【 図 1 】



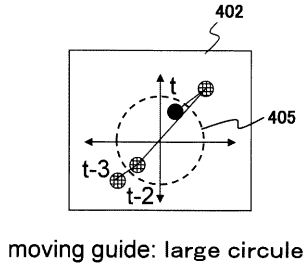
【 図 2 】



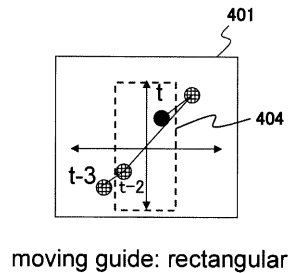
【 図 3 】



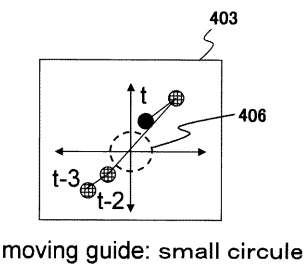
【 図 5 】



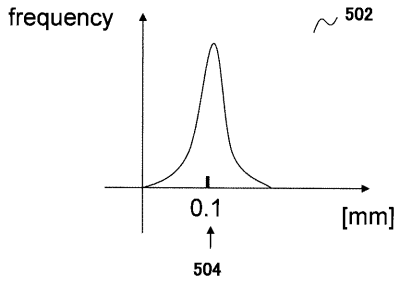
【 図 4 】



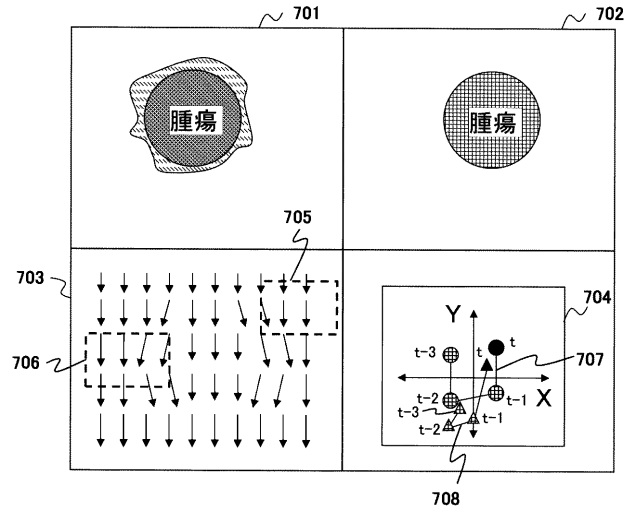
【 図 6 】



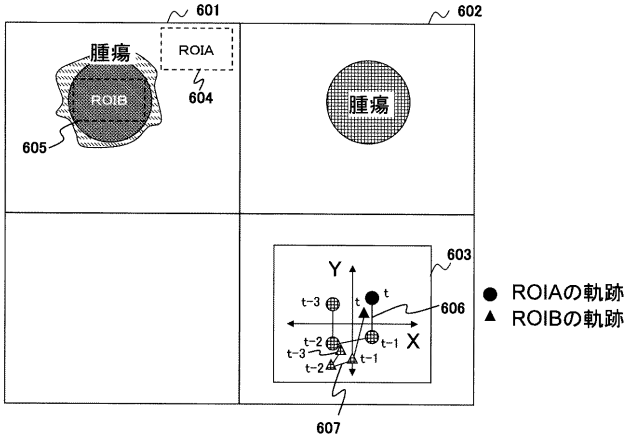
【 図 7 】



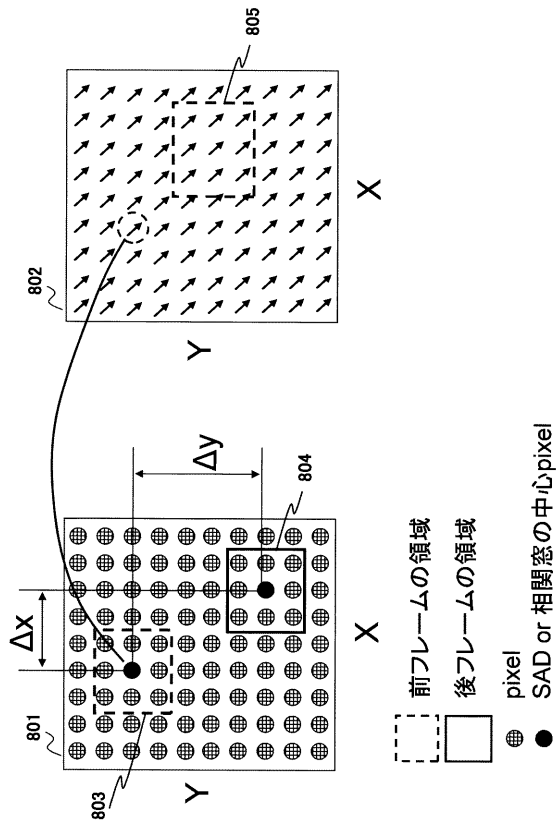
【 図 9 】



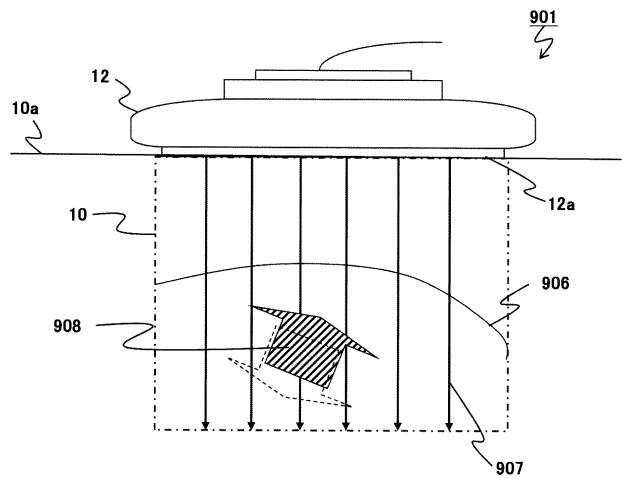
【 図 8 】



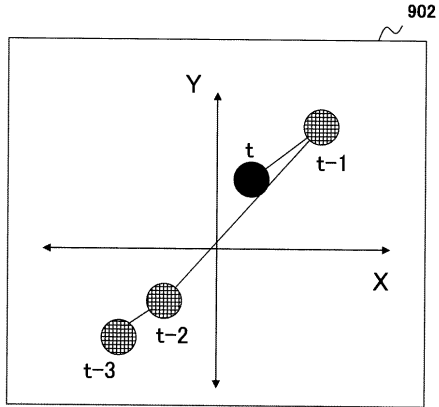
【 図 1 0 】



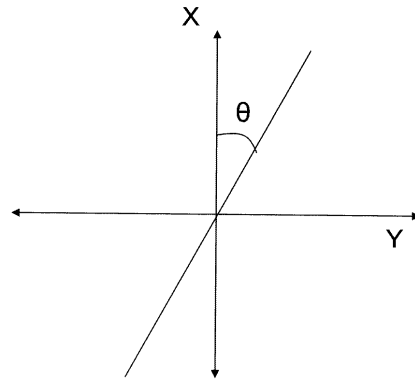
【 図 1 1 】



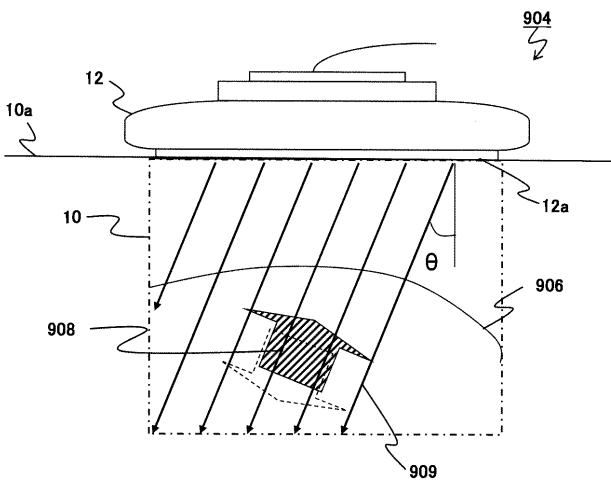
【 図 1 2 】



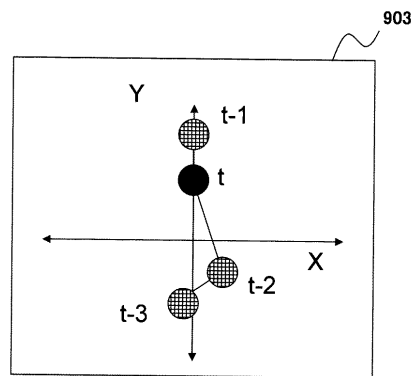
【 図 1 3 】



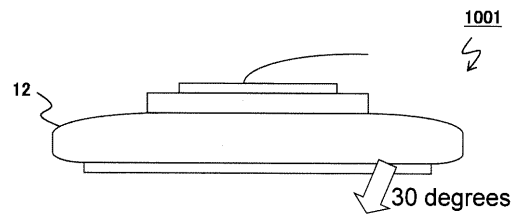
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



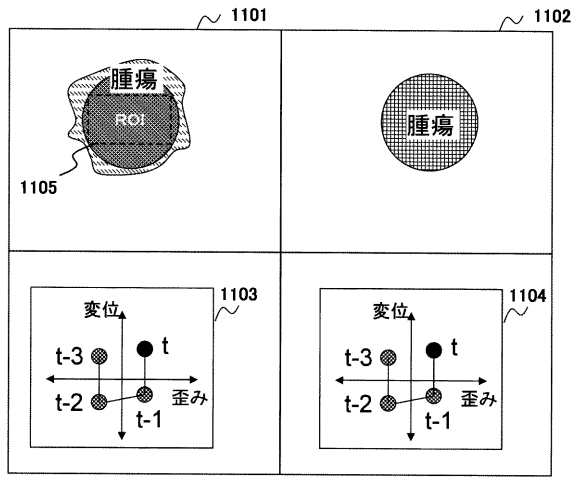
【 図 1 6 】



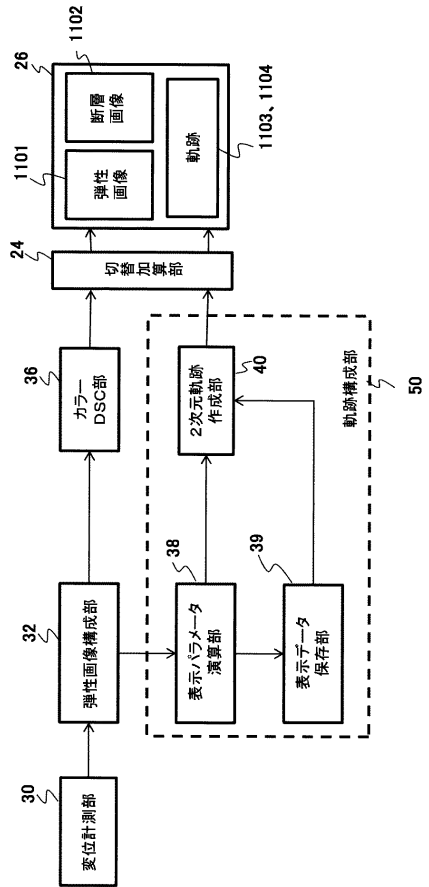
【 図 1 7 】

1002
Change the probe angle of 30 degrees.

【図 18】



【図 19】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/054306
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2004-121834 A (Hitachi Medical Corp.), 22 April 2004 (22.04.2004), paragraphs [0029] to [0037]; fig. 5 & US 2006/0173292 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	1-3, 6, 8, 15 7, 9-14
Y	WO 2005/020821 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 March 2005 (10.03.2005), description, page 15, line 24 to page 16, line 7; fig. 17 & US 2007/0032725 A1 & EP 1661519 A1 & CN 1845707 A	7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 May, 2013 (20.05.13)		Date of mailing of the international search report 04 June, 2013 (04.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/054306

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2006/073088 A1 (Hitachi Medical Corp.), 13 July 2006 (13.07.2006), paragraphs [0001], [0036] to [0046], [0069]; fig. 4, 5, 10 & US 2008/0081993 A1 & EP 1834588 A1 & CN 101094611 A	9-14
A	JP 2008-73144 A (Aloka Co., Ltd.), 03 April 2008 (03.04.2008), paragraphs [0024] to [0037]; fig. 2, 3 (Family: none)	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 4 3 0 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006,01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y	JP 2004-121834 A (株式会社日立メディコ) 2004.04.22 段落[0029]-[0037]、図5 & US 2006/0173292 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	1-3, 6, 8, 15 7, 9-14									
Y	WO 2005/020821 A1 (松下電器産業株式会社) 2005.03.10 明細書 15頁 24行目-16頁 7行目、図17 & US 2007/0032725 A1 & EP 1661519 A1 & CN 1845707 A	7									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 20.05.2013		国際調査報告の発送日 04.06.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2Q 9808								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 4 3 0 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2006/073088 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.07.13 段落 1, 36-46, 69、図 4, 5, 10 & US 2008/0081993 A1 & EP 1834588 A1 & CN 101094611 A	9-14
A	JP 2008-73144 A (アロカ株式会社) 2008.04.03 段落[0024]-[0037]、図 2, 3 (ファミリーなし)	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置及び轨迹表示方法		
公开(公告)号	JPWO2013153857A1	公开(公告)日	2015-12-17
申请号	JP2014510067	申请日	2013-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/14 A61B8/42 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/15 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/KK20 4C601/KK31		
优先权	2012092259 2012-04-13 JP		
其他公开文献	JP6063454B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在超声诊断设备中，基于二维方向上的位移分布来构造关于超声图像的任意区域的位移的轨迹。经由超声波探头12形成被检体10的诊断区域的超声波图像的图像形成单元52（断层图像形成单元20和弹性图像形成单元32）以及显示超声波图像的图像显示器。参照图26，轨迹设定单元50（显示参数计算单元38）基于超声波图像的任意区域中的二维方向上的位移分布来配置与该区域的位移有关的轨迹，并在图像显示器上显示所配置的轨迹。超声诊断设备被配置为包括显示数据存储单元39和二维轨迹创建单元40。

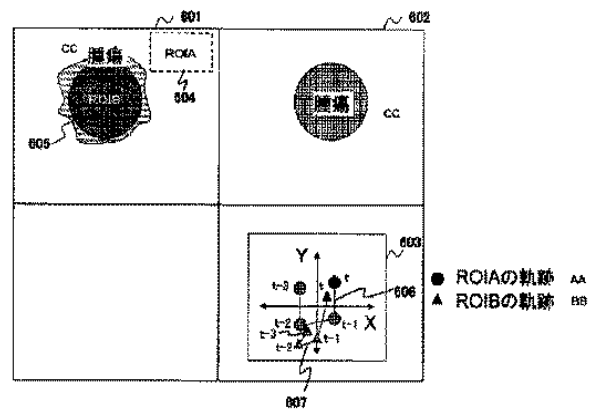


FIG. 2:
AA ROI A locus
BB ROI B locus
CC Tumor