

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/062106

発行日 平成25年4月4日(2013.4.4)

(43) 国際公開日 平成23年5月26日(2011.5.26)

(51) Int.Cl. F I 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 37 頁)

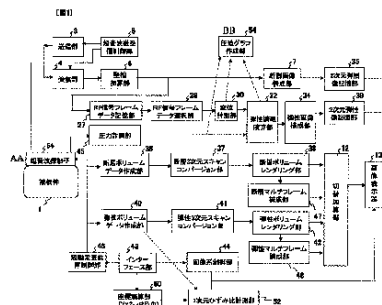
<p>出願番号 特願2011-541897 (P2011-541897)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2010/070078</p> <p>(22) 国際出願日 平成22年11月11日(2010.11.11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2009-262705 (P2009-262705)</p> <p>(32) 優先日 平成21年11月18日(2009.11.18)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(72) 発明者 脇 康治 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内</p> <p>(72) 発明者 飯村 隆志 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB03 DD19 JC05 JC06 JC26 JC37 KK02 KK22</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び3次元弾性比算出方法

(57) 【要約】

簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量化するために、本発明の超音波診断装置100は、超音波探触子2で計測された反射エコー信号に基づいて被検体の複数の断面のRF信号フレームデータを生成し、被検体の組織に対する圧迫状態が異なる一対のRF信号フレームデータに基づいて断面の複数計測点の組織の変位を計測し、この計測した変位に基づいて複数計測点の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算する。上記課題を解決するため、表示された弾性レンダリング像上に2つの3次元関心領域を設定する。3次元歪み比計測部52は、設定された第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との比を算出して、画像表示器13に表示する。



- 1 Subject
- 3 Transmission Unit
- 4 Reception Unit
- 5 Ultrasonic Transmission/Reception Control Unit
- 6 Frame Addition Unit
- 7 Tomographic Image Configuration Unit
- 12 Switch Addition Unit
- 13 Image Display Apparatus
- 14 RF Signal Frame Data Recording Unit
- 28 RF Signal Frame Data Selection Unit
- 30 Displacement Measurement Unit
- 32 Elastic Information Compression Unit
- 34 Elastic Image Configuration Unit
- 35 Two-Dimensional Elastic Image Recording Unit
- 36 Tomographic Volume Data Formation Unit
- 37 Tomographic Three-Dimensional Scan Conversion Unit
- 38 Tomographic Volume Rendering Unit
- 39 Two-Dimensional Elastic Image Recording Unit
- 40 Elastic Volume Data Formation Unit
- 41 Elastic Three-Dimensional Scan Conversion Unit
- 42 Elastic Volume Rendering Unit
- 43 Interface Unit
- 44 Imaging System Control Unit
- 45 Pressure Measurement Unit
- 46 Shear-Force Sensing Control Unit
- 47 Tomographic Multi-Frame Configuration Unit
- 48 Elastic Multi-Frame Configuration Unit
- 50 Coordinate Compression Unit (XYZ→Rθφ)
- 52 Three-Dimensional Deformation Ratio Measurement Unit
- AA Ultrasonic probe
- BB Pressure Graph Formation Unit

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して弾性フレームデータを生成する弾性情報演算部と、複数の前記弾性フレームデータに基づいて弾性ポリウムデータを作成する弾性ポリウムデータ作成部と、前記弾性ポリウムデータに基づいて作成された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を表示する表示部と、表示された前記弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を介して複数の3次元関心領域を設定する入力部と、設定された第1の3次元関心領域における前記弾性情報と第2の3次元関心領域における前記弾性情報との3次元弾性比を算出する3次元弾性比計測部とを備え、前記算出された3次元弾性比を前記表示部に表示することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記3次元弾性比計測部は、前記弾性レンダリング画像を構成する複数の前記弾性フレームデータにおける前記第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と前記第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との2次元弾性比をそれぞれ算出し、それぞれの前記弾性フレームデータにおける前記2次元弾性比に基づいて前記3次元弾性比を算出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3次元弾性比計測部は、それぞれの前記弾性フレームデータにおいて算出された前記2次元弾性比を加算平均して前記3次元弾性比を算出することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

20

【請求項4】

前記3次元弾性比計測部は、前記被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の前記弾性フレームデータにおいて、前記第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と前記第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との前記3次元弾性比を算出す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5】

前記3次元弾性比計測部は、前記被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて、前記被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出し、前記第1の3次元関心領域及び前記第2の3次元関心領域における、前記圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間のいずれか一方のみの前記弾性情報に基づいて前記3次元弾性比を算出することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

30

【請求項6】

前記弾性ポリウムデータをR座標系で生成した場合、
前記弾性ポリウムデータをR座標系からXYZ座標系に変換する弾性3次元スキャンコンバージョン部と、XYZ座標系に変換された弾性ポリウムデータの直交3断面のMPR画像を生成する弾性スライス画像生成部と、前記表示部に表示されたXYZ座標系のMPR画像上に設定された前記第1の3次元関心領域と前記第2の3次元関心領域を、XYZ座標系からR座標系に変換する座標変換部とを備え、

40

前記3次元弾性比計測部は、前記R座標系に変換された第1の3次元関心領域の弾性情報と第2の3次元関心領域の弾性情報とに基づいて前記3次元弾性比を算出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7】

前記弾性ポリウムデータをR座標系で生成した場合、
前記弾性ポリウムデータをR座標系からXYZ座標系に変換する弾性3次元スキャンコンバージョン部と、XYZ座標系に変換された弾性ポリウムデータに基づいて前記弾性レンダリング画像を生成する弾性ポリウムレンダリング部と、前記表示部に表示されたXYZ座標系の弾性レンダリング画像上に設定された前記第1の3次元関心領域と前記第2の3次元関心領域を、XYZ座標系からR座標系に変換する座標変換部とを備え、

50

前記3次元弾性比計測部は、前記R座標系に変換された第1の3次元関心領域の弾性情報と第2の3次元関心領域の弾性情報とに基づいて前記3次元弾性比を算出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8】

前記R座標系に変換された第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域をR座標系で前記表示部に表示し、該R座標系で表示された第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域の少なくとも一方の3次元関心領域を画像上で調整可能に構成されてな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9】

前記3次元弾性比計測部は、前記R座標系での前記被検体の組織に対する圧迫状態の経時的变化に基づいて、前記第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における圧迫状態が同等な区間を検出し、検出された圧迫状態が同等な区間の弾性情報に基づいて前記3次元弾性比を算出することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

10

【請求項10】

前記3次元弾性比計測部は、前記R座標系での前記被検体の組織に対する圧迫状態の経時的变化に基づいて、前記第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における弾性情報の積算値を求め、該求められた積算値に基づいて前記被検体の組織に対する圧迫開始位置からの距離を推定し、該推定した距離があらかじめ設定された距離閾値よりも大きい又は小さい区間の弾性情報に基づいて前記3次元弾性比を算出することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

20

【請求項11】

前記3次元弾性比計測部は、前記R座標系での前記被検体の組織に対する圧迫状態の経時的变化に基づいて、前記被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出し、前記第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における前記圧迫が加えられている区間又は圧迫が解除されている区間のピークの前記弾性情報に基づいて前記3次元弾性比を算出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12】

前記3次元弾性比計測部は、前記被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の断層面のそれぞれにおいて算出された2次元弾性比のうち、あらかじめ設定された弾性比閾値範囲から外れる2次元弾性比を除外して、残りの複数の断層面における2次元弾性比に基づいて前記3次元弾性比を算出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

30

【請求項13】

被検体との間で超音波を送受信するステップと、反射エコー信号に基づいて硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して弾性フレームデータを生成するステップと、複数の弾性フレームデータに基づいて弾性ボリュームデータを作成するステップと、前記弾性ボリュームデータに基づいて作成された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を表示するステップと、表示された前記弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を介して複数の3次元関心領域を設定するステップと、設定された第1の3次元関心領域における前記弾性情報と第2の3次元関心領域における前記弾性情報との3次元弾性比を算出するステップとを有することを特徴とする3次元弾性比算出方法。

40

【請求項14】

弾性レンダリング画像を構成する複数の前記弾性フレームデータにおける前記第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と前記第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との2次元弾性比をそれぞれ算出するステップと、それぞれの前記弾性フレームデータにおける前記2次元弾性比に基づいて前記3次元弾性比を算出するステップを有することを特徴とする請求項13記載の3次元弾性比算出方法。

【請求項15】

それぞれの前記弾性フレームデータにおいて算出された前記2次元弾性比を加算平均して前記3次元弾性比を算出するステップを有することを特徴とする請求項14記載の3次元弾

50

性比算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、及び3次元弾性比算出方法に係り、特に、被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報の3次元定量化技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備えた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反射エコー信号を受信し、反射エコー信号に基づいて例えばBモード画像等の断層画像を生成して診断用に表示するものである。

10

【0003】

近年、特許文献1に記載されているように、手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体を圧迫しながら超音波受信信号(RF信号)を計測し、断層面の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成することが行なわれている。つまり、組織に対する圧迫状態が異なる1対のRF信号のフレームデータに基づいて圧迫により組織各部に生じた変位を求め、求めた変位のフレームデータに基づいて歪み又は弾性率などの弾性情報のフレームデータを演算し、弾性フレームデータに基づいて弾性画像を生成して表示することが行なわれている。

20

【0004】

ところで、組織の変位は圧迫力の大きさによって変わるから、同一部位の組織であっても、強く圧迫すると歪みが大きくなる。そのため、歪みに基づいて生成された弾性画像は、その弾性画像上の各部位の歪みの相対表示を表すに過ぎず、硬さを定量的に評価することができない。

【0005】

この点、特許文献2に記載されているように、被検体のある断層面の弾性画像を表示し、表示された弾性画像上で2つの関心領域(ROI)を設定し、設定された2つの関心領域の弾性情報の2次元弾性比を算出して表示することが知られている。これによれば、2つの関心領域の弾性情報の2次元弾性比を算出して指標値化しているから、圧迫力に関係なく、検査者は診断部位の組織の硬さを定量的に評価することができるとされている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平5-317313号公報

【特許文献2】特許第3991282号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献2の技術は、ある断層面における2次元の弾性情報を定量化することに留まっており、弾性情報を3次元で定量化することについては考慮されていない。

40

【0008】

したがって、特許文献2の技術を用いて、診断部位の組織の硬さを3次元で評価したい場合には、複数の断層面について2つの2次元関心領域をそれぞれ設定する必要がある。しかし、これは操作性の面であまり好ましくはない。

【0009】

そこで本発明は、簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量化することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

50

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して弾性フレームデータを生成する弾性情報演算部と、複数の前記弾性フレームデータに基づいて弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部と、弾性ボリュームデータに基づいて作成された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を表示する表示部と、表示された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を介して複数の3次元関心領域を設定する入力部と、設定された第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との3次元弾性比を算出する3次元弾性比計測部とを備え、算出された3次元弾性比を表示部に表示する。

10

【0011】

これによれば、検者が入力手段を介して画像上に複数(例えば2つ)の3次元関心領域を設定すれば、第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との3次元弾性比が算出されて表示される。したがって、検者は簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量的に把握することができる。例えば、正常組織の部位又は硬さに個体差が少ない組織の部位に設定した3次元関心領域を基準として、腫瘍などの病変部と思われる部位に設定した3次元関心領域の硬さを定量的に表すことができる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量化することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図

【図2】第1実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図3】第1実施例の処理のフローチャート

【図4】第2実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図5】第3実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図6】第4実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

30

【図7】第4実施例の処理のフローチャート

【図8】第5実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図9】第6実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図10】第7実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図11】第8実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図12】第9実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図

【図13】第10実施例のROI1, 2の自動設定の処理の概念を示す図

【図14】第11実施例のROIを設定する際のガイド表示の例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置、及び弾性情報の3次元定量化方法の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

40

【0015】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100には、被検体1に当接させて用いる超音波探触子2と、超音波探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部3と、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部4と、送信部3と受信部4の送信と受信を切り換える制御を行なう超音波送受信制御部5と、受信部4で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部6が備えられている。

50

【 0 0 1 6 】

超音波探触子2は、矩形又は扇形の複数の振動子を配設して形成されており、被検体1に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。この超音波探触子2は、複数の振動子の配列方向(長軸方向)と直交する方向(短軸方向)に振動子を機械的に振りながら超音波を送受信することができるよう、モータ制御可能に構成されている。また、超音波探触子2は、超音波の送受信と同時に振動子の傾きを計測する位置センサを有しており、振動子の傾きをフレームナンバーとして出力する。なお、超音波探触子2は、複数の振動子が2次元配列され、超音波送受信方向を電子的に制御することができるものでもよい。

【 0 0 1 7 】

送信部3は、超音波探触子2の振動子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。送信部3は、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信部4は、超音波探触子2で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信号すなわち受信信号を生成するものである。超音波送受信制御部5は、送信部3や受信部4を制御する。

【 0 0 1 8 】

また、超音波診断装置100には、受信部4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RF信号フレームデータを生成する整相加算部6と、整相加算部6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ない、断層画像データを生成する断層画像構成部7と、断層画像構成部7から出力される断層画像データをフレームナンバーとともに記憶する2次元断層画像記憶部35とが備えられている。

【 0 0 1 9 】

ここで、本実施形態の超音波診断装置100は、短軸走査位置制御部46を介して短軸方向に機械的に振動子を振りながら超音波を送受信しており、短軸方向の一方の方向又は反対方向のスキャンを行いながら、2次元断層画像記憶部35には、nフレームの断層画像データが格納される。

【 0 0 2 0 】

フレームナンバーは、複数の振動子の位置(傾き)と断層画像データとを対応付けるものである。短軸方向の一方の方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“1”とし、最後のフレームナンバーを“n”とする(nは2以上の自然数)。フレームナンバー“1”の断層画像データが最初に2次元断層画像記憶部35に記憶され、次にフレームナンバー“2”の断層画像データが2次元断層画像記憶部35に記憶される。そして、最後にフレームナンバー“n”の断層画像データが2次元断層画像記憶部35に記憶される。

また、短軸方向の反対方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“n”とし、最後のフレームナンバーを“1”とし、断層画像データが順次2次元断層画像記憶部35に記憶される。

【 0 0 2 1 】

超音波診断装置100は、2次元断層画像記憶部35に記憶されたnフレーム分の断層画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて白黒ボリュームデータを作成する断層ボリュームデータ作成部36を備えており、被検体内の断層画像データの集合であるレンダリング用の断層ボリュームデータが構成される。

【 0 0 2 2 】

また、超音波診断装置100には、断層ボリュームデータ作成部36から出力されたR座標系の断層画像データをXYZ座標系に変換する断層3次元スキャンコンバージョン部37と、断層3次元スキャンコンバージョン部37から出力されたXYZ座標系の断層画像データを、平面に投影して断層レンダリング画像を生成する断層ボリュームレンダリング部38とが備えられている。

【 0 0 2 3 】

具体的には、断層ボリュームレンダリング部38は、断層ボリュームデータの各点(座標)に対応する輝度値と不透明度から各点の画像情報を求める。そして、例えば下記数式によ

10

20

30

40

50

る、視線方向の断層ボリュームデータの輝度値と不透明度を深さ方向に演算して濃淡を与えるボリュームレンダリング法を用いて断層レンダリング画像を構成する。

$$out_i = in_i + (1 - in_i) * \alpha_i$$

$$C_{out_i} = C_{in_i} + (1 - in_i) * \alpha_i * C_i$$

ここで、 out_i : i 番目の不透明度の出力、 in_i : i 番目の不透明度の入力、 α_i : i 番目の不透明度、 C_{out_i} : i 番目の輝度値の出力、 C_{in_i} : i 番目の輝度値の入力、 C_i : i 番目の輝度値である。

【0024】

なお、上記では、ボリュームレンダリング法を用いて断層レンダリング画像を構成したが、各点の画像が視点位置に該当する面に対してなす傾斜角に応じて濃淡を与えるサーフェスレンダリング法や、視点位置からみた対象物の奥行きに応じて濃淡を与えるボクセル法を用いてもよい。

10

【0025】

また、超音波診断装置100には、断層3次元スキャンコンバージョン部37でXYZ座標系に変換された断層ボリュームデータの直交3断面の断層MPR画像を生成する断層スライス画像生成部47が備えられている。断層スライス画像生成部47は、断層MPR画像の他、XYZ座標系に変換された断層ボリュームデータから複数平行に切り出された断層マルチスライス画像を生成する機能も有している。

【0026】

一方、超音波診断装置100には、断層レンダリング画像と後述する弾性レンダリング画像を合成したり、弾性MPR画像又はマルチスライス画像と後述する弾性MPR画像又は弾性マルチスライス画像を合成したり、これらの画像を並列に表示させたり、切替えを行なう切替合成部12と、合成画像等を表示する画像表示器(表示部)13とが備えられている。

20

【0027】

さらに、超音波診断装置100には、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部27と、RF信号フレームデータ記憶部27に記憶された少なくとも2つのRF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部28と、2つのRF信号フレームデータから被検体1の生体組織の変位を計測して変位フレームデータを生成する変位演算部30と、変位計測部30で計測された変位情報から歪み又は弾性率、粘性率などの弾性情報を求めて弾性フレームデータを生成する弾性情報演算部32と、弾性情報演算部32で演算した歪み又は弾性率などの弾性情報から2次元の弾性画像データを構成する弾性画像構成部34とを備えている。

30

【0028】

また、弾性画像構成部34から出力された2次元弾性画像データを記憶する2次元弾性画像記憶部39と、被検体の複数の断面で生成された複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを生成する弾性ボリュームデータ作成部40と、弾性ボリュームデータ作成部40から出力されたR座標系の弾性画像データをXYZ座標系に変換する弾性3次元スキャンコンバージョン部41と、弾性3次元スキャンコンバージョン部41から出力されたXYZ座標系の弾性画像データを、平面に投影して弾性レンダリング画像を生成する弾性ボリュームレンダリング部42を備えている。

40

【0029】

また、超音波診断装置100には、弾性3次元スキャンコンバージョン部41でXYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータの直交3断面のMPR画像を生成する弾性スライス画像生成部48が備えられている。弾性スライス画像生成部48は、弾性MPR画像の他、XYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータから複数平行に切り出された弾性マルチスライス画像を生成する機能も有している。

【0030】

また、超音波診断装置100には、各構成要素を制御する画像系制御部44と、画像系制御部44に各種入力を行なう入力インターフェース部(入力部)43を備えている。入力インターフェース部43は、キーボードやトラックボール等により構成される。

50

【 0 0 3 1 】

RF信号フレームデータ記憶部27は、整相加算部6から時系列に生成されるRF信号フレームデータを順次記憶する。そして、変位計測部30は、選択されたフレームナンバー“n”のRF信号フレームデータから1次元或いは2次元相関処理を行って、RF信号フレームデータの各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち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を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばM×M画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、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なうものである。

10

【 0 0 3 2 】

弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部45から出力される圧力値とから画像上の各点(座標)に対応する生体組織の歪みを演算し、弾性情報を生成するものである。このとき、歪みは、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、弾性情報演算部32において弾性率を演算するよう構成されていてもよい。この場合、超音波探触子2の圧力センサ(図示しない。)に接続された圧力計測部45によって取得された圧力情報を弾性情報演算部32に出力する。弾性率は、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。

【 0 0 3 3 】

例えば、圧力計測部45により圧力を計測する場合には、変位計測部30により計測された変位をL(X)、圧力計測部45により計測された圧力をP(X)とすると、歪み S(X)は、L(X)を空間微分することによって算出することができる。すなわち、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率のヤング率Ym(X)は、 $Ym = (P(X)) / S(X)$ という式によって算出される。このヤング率Ymから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次元弾性画像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。

20

【 0 0 3 4 】

弾性画像構成部34は、算出された弾性値(歪み、弾性率等)に対し、座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理等の様々な画像処理を行ない、2次元弾性画像データを構成する。

30

【 0 0 3 5 】

2次元弾性画像記憶部39は、一連のフレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを記憶する。2次元弾性画像記憶部39には、超音波探触子の短軸方向の一方の方向及び反対方向におけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが格納される。

【 0 0 3 6 】

弾性ボリュームデータ作成部40は、複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する。2次元弾性画像記憶部39に記憶されたnフレーム分の2次元弾性画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて弾性ボリュームデータを作成する。このように、被検体内の2次元弾性画像データの集合であるレンダリング用の弾性ボリュームデータが構成される。

40

【 0 0 3 7 】

弾性ボリュームレンダリング部42は、弾性ボリュームデータの各点に対応する弾性値(歪み、弾性率等のいずれか1つ)と不透明度から各点の画像情報を求め、3次元弾性画像を構成する。例えば下記数式による、視線方向の弾性ボリュームデータの弾性値を深さ方向に演算するボリュームレンダリング法を用いて3次元弾性画像を構成する。なお、この視線方向は、断層ボリュームレンダリング部38のボリュームレンダリング処理等における視線方向と同一方向である。

$$out_i = in_i + (1 - in_i) \times \alpha_i,$$

$$E_{out_i} = E_{in_i} + \alpha_i \times (1 - in_i) \times E_i$$

ここで、 out_i : i番目の不透明度の出力、 in_i : i番目の不透明度の入力、 α_i : i番

50

目の不透明度、 $E_{out i}$: i 番目の弾性値の出力、 $E_{in i}$: i 番目の弾性値の入力、 E_i : i 番目の弾性値である。

【0038】

また、弾性ボリュームレンダリング部42は、3次元弾性画像を構成する画像情報に光の3原色すなわち赤(R)値、緑(G)値、青(B)値を付与する。弾性ボリュームレンダリング部42は、例えば、歪みが周囲に比べて大きい箇所又は弾性率が小さい箇所に赤色コードを付与し、歪みが周囲に比べて小さい箇所又は弾性率が大きい箇所に青色コードを付与するなどの処理を行なう。

【0039】

例えば、上記 を0又は1とすることにより、断層レンダリング画像データ又は弾性レンダリング画像データのみを抽出することもできる。画像選択部は、ボリュームメモリ内の断層レンダリング画像データと弾性レンダリング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画像表示器13に表示する画像を選択するものである。

10

【0040】

切替合成部12は、例えば画像メモリに確保された断層レンダリング画像と弾性レンダリング画像とを合成割合を変更して合成するものである。切替合成部12は、同じ視点位置における断層レンダリング画像と弾性レンダリング画像を画像メモリから読み出す。そして、断層レンダリング画像と弾性レンダリング画像を合成するが、断層レンダリング画像と弾性レンダリング画像はボリュームレンダリング処理等後の画像データであるため、実質的にはそれぞれ2次的に加算されることとなる。

20

【0041】

具体的には、例えば下記数式に示すように、各点において、弾性レンダリング画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値と、断層レンダリング画像の赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とをそれぞれ加算する。なお、 は0以上1以下の係数であり、入力インターフェース部43を介して任意に設定することができる。

【0042】

(合成画像データR) = $\alpha \times$ (弾性レンダリング画像データR) + (1 - α) \times (断層レンダリング画像データR)、

(合成画像データG) = $\alpha \times$ (弾性レンダリング画像データG) + (1 - α) \times (断層レンダリング画像データG)、

30

(合成画像データB) = $\alpha \times$ (弾性レンダリング画像データB) + (1 - α) \times (断層レンダリング画像データB)

ところで、本実施形態のように被検体の組織の変位を求めて弾性画像を生成する超音波診断装置100においては、組織の変位は例えば超音波探触子による圧迫力の大きさによって変わる。したがって、同一部位の組織であっても、強く圧迫すると歪みが大きくなる。

【0043】

そして、被検体のある断層面の弾性画像上で設定された2つの関心領域(ROI)を設定し、設定された2つの関心領域の弾性情報の比を算出することにより、診断部位の弾性情報を指標値化して硬さを定量的に評価する。

【0044】

40

この手法について簡単に説明を行なう。上述のように組織の変位は例えば超音波探触子による圧迫力の大きさによって変わるから、歪み量に基づいて生成された弾性画像は、その弾性画像上の各部位の歪みの相対表示を表すに過ぎず、硬さを定量的に評価することができない。これに対して例えば弾性率(E)は、組織に加わる応力()を歪み()で除したものであり、組織の硬さ又は軟らかさを示す絶対的な値であるから、定量的に評価することができる。

【0045】

上述の手法は、例えば癌組織と思われる箇所と脂肪組織と思われる箇所にそれぞれ関心領域を設定し、2つの関心領域における歪み比を求めるものである。つまり、2つの関心領域が設定された組織のそれぞれの弾性率を E_1 、 E_2 とした場合、 $E_1 = \sigma_1 / \epsilon_1$ 、 $E_2 = \sigma_2 / \epsilon_2$

50

ν_2 で表される。ここで、同一フレームの組織にはほぼ同等な圧力が印加されていると推定できる、つまり $\nu_1 = \nu_2$ と推定できる。上述の手法はこの点を利用して、2つの関心領域における弾性率の比 E_1/E_2 を歪み比 ϵ_1/ϵ_2 を求めることにより推定するものである。

【0046】

本実施形態の超音波診断装置100は、図1に示すように、座標変換部50と、3次元歪み比計測部52などを特徴構成として備えている。3次元歪み比計測部52は、画像表示器13に表示された弾性レンダリング画像等上に入力インターフェース部43を介して第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域が設定されたら、設定された第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との3次元弾性比を算出する3次元弾性比計測部である。つまり、3次元歪み比計測部52を3次元弾性比計測部と置き換えることができる。

10

【0047】

3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、弾性レンダリング画像を構成する複数の弾性フレームデータにおいて、第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との2次元弾性比をそれぞれ算出する。そして、3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、それぞれの弾性フレームデータにおける2次元弾性比に基づいて3次元弾性比を算出する。具体的には、3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、それぞれの弾性フレームデータにおいて算出された2次元弾性比を加算平均して3次元弾性比を算出する。

【0048】

20

また、座標変換部50は、画像表示器13に表示されたXYZ座標系の例えば弾性レンダリング画像上に入力インターフェース部43を介して第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域が設定されたら、各3次元関心領域をXYZ座標系からR座標系に変換する座標変換手段である。以下、本実施形態の特徴構成について実施例ごとに詳細に説明する。

(第1の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の弾性情報の3次元弾性比(3次元歪み比)を求める第1の実施例について図2, 3を用いて説明する。図2は、第1実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。図3は、第1実施例の処理のフローチャートである。本実施例は、弾性3次元スキャンコンバージョン部41によってXYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータに基づいて生成された弾性レンダリング画像を表示して、この弾性レンダリング画像上に2つの関心領域を設定する場合の実施例である。

30

【0049】

まず、図2(a)に示すように、画像表示器13には、弾性レンダリング画像201が表示される。検者は、図3(a), 図2(b)に示すように、入力インターフェース部43を介して弾性レンダリング画像201上に2つの3次元関心領域202, 203を透過もしくは上書きするかして設定する(図3の301)。以下、適宜2つの3次元関心領域202, 203のことを、ROI1, ROI2と言う。

【0050】

続いて、図2(c)に示すように、3次元関心領域202, 203は、XYZデータのマスク情報204, 205としてデータ化される。そしてマスク情報204, 205は、図2(d)に示すように、座標変換部50によってXYZの直交座標系をR座標系に座標変換されて、R座標系のROIマスクデータ206, 207が作成される(図3の302)。

40

【0051】

3次元歪み比計測部52は、図2(e)に示すように、ROIマスクデータ206, 207のオンオフ制御により、R座標系における弾性情報ボリュームデータからのXYZ座標系にて設定された3次元関心領域の弾性情報(歪み)を参照可能となる。これにより、R座標系に変換されたROIマスクデータ206の弾性情報とROIマスクデータ207の弾性情報とに基づいて3次元弾性比を算出する。

【0052】

より具体的には、3次元歪み比計測部52は、数1, 2式のように、各弾性フレームデータのROI1, ROI2のそれぞれにおいて歪み(平均値)を算出する。そして、数3式のように、ROI

50

1, 2間の歪みの比を算出する(図3の303)。これにより、弾性フレームデータ毎に歪み比を算出することができる。最終的には、数4式のように、弾性フレームデータ毎に算出された2次元の歪み比を加算平均することで3次元の歪み比が算出される(図3の304)。算出された3次元の歪み比は、画像表示器13に表示される(図3の305)。

【 0 0 5 3 】

【 数 1 】

$$\varepsilon_{roi1}(\phi) = \frac{\sum_{i=rstart}^{rend} \sum_{j=tstart}^{tend} \varepsilon_{ij}(\phi)}{i \times j} : (ROI1)$$

10

【 0 0 5 4 】

【 数 2 】

$$\varepsilon_{roi2}(\phi) = \frac{\sum_{i=rstart}^{rend} \sum_{j=tstart}^{tend} \varepsilon_{ij}(\phi)}{i \times j} : (ROI2)$$

【 0 0 5 5 】

【 数 3 】

$$SR(\phi) = \frac{\varepsilon_{roi1}(\phi)}{\varepsilon_{roi2}(\phi)}$$

20

【 0 0 5 6 】

【 数 4 】

$$SR^{3d} = \frac{\sum_{\phi=start\phi}^{end\phi} SR(\phi)}{N_{\phi}}$$

30

ここで、 $\varepsilon_{ij}(\phi)$: R座標(i, j,)におけるpixel歪み、 $\varepsilon_{roi1}(\phi)$: フレームにおけるROI1内の歪み平均、 $\varepsilon_{roi2}(\phi)$: フレームにおけるROI2内の歪み平均、 $SR(\phi)$: 各フレームの歪み比、 SR^{3d} : 3次元における歪み比平均、 N_{ϕ} : 加算平均の弾性フレームデータのフレーム数である。

【 0 0 5 7 】

一方、上記説明は図3(a)の際の説明であるが、図3(b)に示すような処理手順を行ってもよい。まず、3次元画像上にROI1, 2を設定し(図3の306)、計測ROIマスクをXYZ座標からR座標に変換する(図3の307)。

【 0 0 5 8 】

続いて、R座標系の弾性情報ボリュームデータから各弾性フレームデータの歪み平均値を算出し(図3の308)、各弾性フレームデータのROI1、ROI2から各弾性フレームデータの歪み平均値を加算平均する(図3の309)。最終的に、ROI1、ROI2の歪み平均値の比から歪み比を算出して表示する(図3の310)。この処理手順の場合は、数5, 6式により、ROI1, 2内の3次元歪み平均値を算出し、数7式により、3次元におけるROI1, 2の歪み比平均値を算出する。

40

【 0 0 5 9 】

【数5】

$$\varepsilon_{roi1}^{3d} = \frac{\sum_{k=\phi_{start}}^{\phi_{end}} \sum_{i=r_{start}}^{r_{end}} \sum_{j=i_{start}}^{t_{end}} \varepsilon_{ijk}}{i \times j \times k} : (ROI1)$$

【0060】

【数6】

$$\varepsilon_{roi2}^{3d} = \frac{\sum_{k=\phi_{start}}^{\phi_{end}} \sum_{i=r_{start}}^{r_{end}} \sum_{j=i_{start}}^{t_{end}} \varepsilon_{ijk}}{i \times j \times k} : (ROI2)$$

10

【0061】

【数7】

$$SR^{3d} = \frac{\varepsilon_{roi1}^{3d}}{\varepsilon_{roi2}^{3d}}$$

ここで、 ε_{roi1}^{3d} : ROI1内の3次元歪み平均、 ε_{roi2}^{3d} : ROI2内の3次元歪み平均、 ε_{ijk} : R座標(i, j, k)におけるpixel歪みである。 20

【0062】

ところで、XYZ座標系で表示された弾性レンダリング等上で3次元関心領域が設定された場合、XYZ座標系での例えばXY断面、YZ断面、XZ断面等における弾性情報は必ずしも同様の圧迫状態において生成されたものとはならない。したがって、例えばXY断面、YZ断面、XZ断面等において弾性情報の比を求めると、適正な定量化が図れなくなる。この点、本実施例のように、XYZ座標系の弾性レンダリング画像等上で設定された第1及び第2の3次元関心領域を、XYZ座標系からR座標系に変換して、R座標系に変換された第1及び第2の3次元関心領域の弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出することにより、適正に3次元の弾性情報の定量化を図ることができる。 30

【0063】

また本実施例は、弾性レンダリング像を位置情報として計測用のROI1, 2を設定する場合の例を説明したが、断層レンダリング像上、もしくは断層像と弾性像を重ね合わせた合成レンダリング像上に計測用のROI1, 2を設定するようにしてもよい。

【0064】

ここで、座標変換部50によるXYZの直交座標系からR座標系への座標変換について説明しておく。数8式により画面上の座標X、YとMPR用のマトリクスから x_i, y_i, z_i を算出し、それぞれの画素から画面2D座標からXYZ座標に変換する。

【0065】

【数8】

40

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} & M_{03} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{30} & M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

また、数9式からXYZ座標系の短軸面をアフィンマトリクスにより、変換中間座標時変換し、数10式、数11式から極座標に変換し、数12式～数15式の座標のオフセットとスケール 50

から r と r の中間座標を算出する。

【 0 0 6 6 】

【 数 9 】

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ v_1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_1 & B_1 & C_1 \\ A_1 & B_1 & C_1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$

【 0 0 6 7 】

【 数 1 0 】

$$vv_1 = \text{atan}(v_1/u_1)$$

【 0 0 6 8 】

【 数 1 1 】

$$uu_1 = \sqrt{v_1^2 + u_1^2}$$

【 0 0 6 9 】

【 数 1 2 】

$$\phi' = vv_1 + \phi_{\text{offset}}$$

【 0 0 7 0 】

【 数 1 3 】

$$\phi_i = \phi' * \phi_{\text{scale}}$$

【 0 0 7 1 】

【 数 1 4 】

$$r_{\text{tmp}}' = uu_1 + r_{\text{offset3d}}$$

【 0 0 7 2 】

【 数 1 5 】

$$r_{\text{tmp}} = r_{\text{tmp}}' * r_{\text{scale3d}}$$

次に、数16式をからXYZ座標の x_i と上記算出した r_{tmp} とアフィンマトリクス係数から長軸方向の直交座標に変換し、数17式と数18式により極座標変換を行う。

【 0 0 7 3 】

【 数 1 6 】

$$\begin{pmatrix} u_2 \\ v_2 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_1 & B_1 & C_1 \\ A_1 & B_1 & C_1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i \\ r_{\text{tmp}i} \\ 1 \end{pmatrix}$$

【 0 0 7 4 】

10

20

30

40

50

【数 17】

$$vv_2 = \text{atan}(v_2/u_2)$$

【0075】

【数 18】

$$uu_2 = \sqrt{v_2^2 + u_2^2}$$

また、数19式～数22式のように、座標のオフセットとスケールから r と θ の中間座標を算出する。これにより、MPR平面に対応した極座標ボクセルを参照可能である。

10

【0076】

【数 19】

$$\theta' = vv_1 + \theta_{offset}$$

【0077】

【数 20】

$$\theta_i = \theta' * \theta_{scale}$$

20

【0078】

【数 21】

$$r'_i = uu_2 + r_{offset2d}$$

【0079】

【数 22】

$$r_i = r'_i * r_{scale2d}$$

30

以上、本実施例では、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子2と、超音波探触子1で計測された反射エコー信号に基づいて硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して弾性フレームデータを生成する弾性情報演算部32と、複数の弾性フレームデータに基づいて弾性ポリウムデータを作成する弾性ポリウムデータ作成部40と、弾性ポリウムデータに基づいて作成された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を表示する表示部13と、表示された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を介して複数の3次元関心領域を設定する入力部43と、設定された第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との3次元弾性比を算出する3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)とを備え、算出された3次元弾性比を表示部13に表示する。したがって、検者は簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量的に把握することができる。

40

【0080】

特に、被検体のスライス位置が異なる複数の断層面の弾性フレームデータを生成するためには、例えば探触子の短軸方向に超音波走査面をモータ制御可能な超音波探触子等を用いて、超音波走査面を短軸方向にスライドしながら超音波送受信を行なう必要がある。一方、上述のように、弾性画像は手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体を圧迫しながら生成される。したがって、被検体の複数の断層面で生成される弾性フレームデータは、それぞれ異なる圧迫状態において生成されることになる。ここで、同一の弾性フレームデータには同様の圧迫力が加わっているから2つの2次元関心領域の弾性情報の比を求

50

めることにより圧迫力の影響を排除でき、その結果弾性情報の定量化が実現できるが、異なる断層面の異なる圧迫状態で生成された2つの弾性フレームデータ相互間で弾性情報の比を求めても適正な定量化は図れない。

【0081】

この点、3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、弾性レンダリング画像を構成する複数の前記弾性フレームデータにおける第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との2次元弾性比をそれぞれ算出し、それぞれの弾性フレームデータにおける2次元弾性比に基づいて3次元弾性比を算出する。3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、それぞれの弾性フレームデータにおいて算出された2次元弾性比を加算平均して3次元弾性比を算出する。

10

【0082】

これによれば、弾性フレームデータが生成された複数の断層面のそれぞれにおいて弾性情報の比を求めているから、複数の弾性フレームデータがそれぞれ異なる圧迫状態で生成されていたとしても、適正に3次元の弾性情報の定量化を実現することができる。

【0083】

本発明の超音波診断装置は、より具体的には、弾性ボリュームデータをR座標系で生成した場合、弾性ボリュームデータをR座標系からXYZ座標系に変換する弾性3次元スキャンコンバージョン部41と、XYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータに基づいて弾性レンダリング画像を生成する弾性ボリュームレンダリング部42と、画像表示器13(表示部)に表示されたXYZ座標系の弾性レンダリング画像上に設定された第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域を、XYZ座標系からR座標系に変換する座標変換部50とを備えて超音波診断装置を構成し、3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、R座標系に変換された第1の3次元関心領域の弾性情報と第2の3次元関心領域の弾性情報とに基づいて3次元弾性比を算出するよう構成することができる。

20

【0084】

また、R座標系で生成された弾性ボリュームデータに基づいて画像表示器13(表示部)に弾性レンダリング画像等の各種画像を表示するためには、R座標系の弾性ボリュームデータをXYZ座標系に変換して、XYZ座標系の弾性ボリュームデータに基づいて弾性レンダリング画像等を生成して表示するのが一般的である。ここで、XYZ座標系で表示された弾性レンダリング等上で3次元関心領域が設定された場合、XYZ座標系での例えばXY断面、YZ断面、XZ断面等における弾性情報は必ずしも同様の圧迫状態において生成されたものとはならない。したがって、例えばXY断面、YZ断面、XZ断面等において弾性情報の比を求めると、適正な定量化が図れなくなる。この点、本発明では、XYZ座標系の弾性レンダリング画像等上で設定された第1及び第2の3次元関心領域を、XYZ座標系からR座標系に変換して、R座標系に変換された第1及び第2の3次元関心領域の弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出しているから、適正に3次元の弾性情報の定量化を図ることができる。

30

【0085】

より具体的には、3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、R座標系の被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の断層面のそれぞれにおいて、R座標系に変換された第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との比を算出し、この算出された複数の断層面における2次元弾性比に基づいて3次元弾性比を算出するよう構成することができる。

40

【0086】

(第2の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第2の実施例について説明する。本実施例は、弾性スライス画像生成部48が、XYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータの直交3断面のMPR画像を生成し、表示されたXYZ座標系のMPR画像上に第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域を設定する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【0087】

50

図4は、第2実施例の弾性情報の3次元弾性比(3次元歪み比)を求めるための処理の概念を示す図である。まず、図4(a)に示すように、画像表示器13には、MPR画像401と、弾性レンダリング画像201が表示される。具体的には、画面の4分割された左上、左下、右上の領域に、MPR画像401として、XYZ座標系のXY面、YZ面、XZ面の弾性画像が表示され、画面の右下の領域に、弾性レンダリング画像201が表示される。ただし、弾性レンダリング画像201は表示しなくてもよい。

【0088】

検者は、図4(b)に示すように、入力インターフェース部43を介してMPR画像401上に2つの3次元関心領域402, 403を設定する。以下、適宜2つの3次元関心領域402, 403のことを、ROI1, ROI2と言う。このようにMPR画像上でROI1, 2を設定することで、それぞれの断面でのROIの設定状態を確認することができ、例えば、Z方向に細長くなる腫瘍の場合に、ROIを容易に調整することができる。

10

【0089】

続いて、図4(c)に示すように、3次元関心領域402, 403は、XYZデータのマスク情報404, 405としてデータ化される。すなわち、図4(b)に示すように、MPR画像上で設定されたROI情報は視覚上において2次元の情報であるが、XYZ座標として管理されるべく情報であり、図4(c)の様なXYZデータのマスク情報として容易にデータ化することができる。続いて、マスク情報404, 405は、図4(d)に示すように、座標変換部50によってXYZの直交座標系をR座標系の極座標系に座標変換されて、R座標系のROIマスクデータ406, 407が作成される。

20

【0090】

3次元歪み比計測部52は、図4(e)に示すように、ROIマスクデータ406, 407のオンオフ制御により、R座標系における弾性情報ボリュームデータからのXYZ座標系にて設定された3次元関心領域の弾性情報(歪み)を参照可能となる。これにより、R座標系に変換されたROIマスクデータ406の弾性情報とROIマスクデータ407の弾性情報とに基づいて3次元弾性比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

【0091】

本実施例は、弾性MPR像を位置情報として計測用のROI1, 2を設定することを例として説明したが、これに限らず、断層MPR像上、もしくは断層像と弾性像を重ね合わせた合成MPR像上で計測用のROI1, 2を設定するようにしてもよい。

30

【0092】

(第3の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第3の実施例について説明する。本実施例は、弾性スライス画像生成部48が、XYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータから複数平行に切り出されたマルチスライス画像(弾性マルチスライス画像)を生成し、表示されたXYZ座標系のマルチスライス画像上に第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域を設定する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【0093】

図5は、第3実施例の弾性情報の3次元弾性比(3次元歪み比)を求めるための処理の概念を示す図である。まず、図5(a)に示すように、画像表示器13には、弾性マルチスライス画像501が表示される。弾性マルチスライス画像は、3次元に観察する手法の一つであり、XYZ座標系において任意の切断角度における異断面を同時に複数分割画面にて表示できることがメリットである。

40

【0094】

検者は、図5(b)に示すように、入力インターフェース部43を介して弾性マルチスライス画像501上に2つの3次元関心領域502, 503を設定する。以下、適宜2つの3次元関心領域502, 503のことを、ROI1, ROI2と言う。このように弾性マルチスライス画像501のそれぞれに対してROI1, 2を設定することで、例えば、Y方向に直径の変化が大きい腫瘍の場合には、ROIを調整することで、そのスライス面に応じた大きさが容易に設定可能となる。

50

続いて、図5(c)に示すように、3次元関心領域502, 503は、XYZデータのマスク情報504, 505としてデータ化される。すなわち、図5(b)に示すように、弾性マルチスライス画像501上で設定されたROI情報は視覚上において2次元の情報であるが、XYZ座標として管理されるべく情報であり、図5(c)の様なXYZデータのマスク情報として容易にデータ化することができる。続いて、マスク情報504, 505は、図5(d)に示すように、座標変換部50によってXYZの直交座標系をR座標系の極座標系に座標変換されて、R座標系のROIマスクデータ506, 507が作成される。

【0095】

3次元歪み比計測部52は、図5(e)に示すように、ROIマスクデータ506, 507のオンオフ制御により、R座標系における弾性情報ボリュームデータからのXYZ座標系にて設定された3次元関心領域の弾性情報(歪み)を参照可能となる。これにより、R座標系に変換されたROIマスクデータ506の弾性情報とROIマスクデータ507の弾性情報とに基づいて3次元弾性比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

【0096】

本実施例は、弾性マルチスライス像を位置情報として計測用のROI1, 2を設定する例を説明したが、これに限らず、例えば断層マルチスライス像上、もしくは断層像と弾性像を重ね合わせた合成マルチスライス像上で計測用のROI1, 2を設定するようにしてもよい。

【0097】

(第4の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第4の実施例について説明する。本実施例は、座標変換部50によってR座標系に変換された第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域をR座標系で画像表示器13に表示し、R座標系で表示された第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域の少なくとも一方の3次元関心領域を画像上で調整可能に構成されている点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【0098】

図6は、第4実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。図7は、第4実施例の処理のフローチャートである。まず、図6(a)に示すように、画像表示器13には、弾性レンダリング画像601が表示される。検者は、図7, 図6(b)に示すように、入力インターフェース部43を介して弾性レンダリング画像601上に2つの3次元関心領域602, 603を透過もしくは上書きするかして設定する(図7の701)。以下、適宜2つの3次元関心領域602, 603のことを、ROI1, ROI2と言う。

【0099】

続いて、図6(c)に示すように、3次元関心領域602, 603は、XYZデータのマスク情報604, 605としてデータ化される。そしてマスク情報604, 605は、図6(d)に示すように、座標変換部50によってXYZの直交座標系をR座標系の極座標系に座標変換されて、R座標系のROIマスクデータ606, 607が作成される(図7の702)。

【0100】

検者は、図6(e)に示すように、画像表示器13を参照しながら、R座標系に変換されたROIマスクデータ606, 607をR座標系の極座標系の画像上で調整する(図7の703)。3次元歪み比計測部52は、図6(e)に示すように、調整されたROIマスクデータ606, 607のオンオフ制御により、R座標系における弾性情報ボリュームデータからのXYZ座標系にて設定された3次元関心領域の弾性情報(歪み)を参照可能となる。これにより、R座標系に変換されて調整されたROIマスクデータ606の弾性情報とROIマスクデータ607の弾性情報とに基づいて3次元弾性比を算出する。

【0101】

具体的には、ROI1, ROI2のそれぞれにおいて各フレーム内の歪み平均を算出して、ROI1, 2間の歪みの比を算出する(図7の704)。これにより、フレームごとの歪み比を算出することができる。最終的には、フレームごとに算出された値を加算平均して3次元の歪み比を算出し(図7の705)、算出された3次元の歪み比は、画像表示器13に表示される(図7の706)

)。

【0102】

(第5の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第5の実施例について説明する。本実施例は、3次元歪み比計測部52が、R座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて、第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における圧迫状態が同等な区間を検出し、検出された圧迫状態が同等な区間の弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の弾性フレームデータにおいて、第1の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報と第2の3次元関心領域に対応する領域の弾性情報との3次元弾性比を算出する。

10

【0103】

上述の第1～第4の実施例で示した方法においては、応力面に沿って歪み比を算出するために、R座標系における同じ位置に2つのROIが設定される必要があった。これは、圧迫により応力が異なることから、発生する組織歪みが大きく異なることが原因である。本実施例は、R座標系における同じ位置に2つのROIが設定されない場合に、3次元弾性比を算出する実施例である。

【0104】

図8は、第5実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。図8(a)は、XYZ座標系におけるYZ面(短軸方向)の断面画像801を示したものである。また、図1に示す圧迫グラフ作成部54は、変位計測部30、弾性情報演算部32、又は圧力計測部45からの出力データを受け取って、図8(b)に示す圧迫グラフ802を作成する。

20

【0105】

圧迫グラフ802を生成することにより、3次元歪み比計測部52は、方向に沿った変位、歪み又は応力の経時変化を把握することができる。3次元歪み比計測部52は、ROI1とROI2の圧迫グラフ同士の相関演算を行なうことにより、ROI1とROI2における圧迫状態が同等な区間(類似区間803)を検出する。そして、検出された2つの類似区間803を選定してそれぞれの歪み平均を算出し、それらの比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

【0106】

これにより、同等な圧迫レベルでの歪み比を比較することが可能となる。また、例えば、短軸方向に参照体(脂肪等個体差の少ない軟らかいもの)と腫瘍(良悪性の腫瘍像形成性病変)の位置が異なる場合、同じフレーム同士で比較するのが困難となる。この点、本実施例によれば、R座標系における同じ位置に2つのROIが設定されない場合であっても、圧迫状態が同等な区間における歪み比を求めるので、診断部位の硬さ又は軟らかさを的確に定量化することができる。

30

(第6の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第6の実施例について説明する。本実施例は、3次元歪み比計測部52が、R座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出し、第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における、圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間のいずれか一方のみの弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)は、被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出し、第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における、圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間のいずれか一方のみの弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出する。

40

【0107】

図9は、第6実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である

50

。図9(a)は、XYZ座標系におけるYZ面(短軸方向)の断面画像901を示したものである。また、図1に示す圧迫グラフ作成部54は、変位計測部30、弾性情報演算部32、又は圧力計測部45からの出力データを受け取って、図9(b)に示す圧迫グラフ902を作成する。

【0108】

圧迫グラフ902を生成することにより、3次元歪み比計測部52は、方向に沿った変位、歪み又は応力の経時変化を把握することができる。3次元歪み比計測部52は、圧迫グラフ902で示されるR011とR012における圧迫状態の経時変化(方向変化)に基づいて、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出する。ここでは、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間を圧迫区間903として検出したとする。3次元歪み比計測部52は、図9(c)に示すように、R011とR012の圧迫区間903における歪み平均を算出し、その比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

10

【0109】

本実施例によれば、圧迫の方向を同様なものとすることにより、組織変位による画像のズレによる計測値の劣化を低減することが可能である。したがって、高精度に3次元の歪み比を算出することができる。なお、本実施例は、圧迫が加えられている区間における歪み平均を算出する例を示したが、これに限らず圧迫が解除されている区間における歪み平均を算出するよう構成することもできる。

【0110】

(第7の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第7の実施例について説明する。本実施例は、3次元歪み比計測部52が、R座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて、第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における弾性情報の積算値を求め、求められた積算値に基づいて被検体の組織に対する圧迫開始位置からの距離を推定し、推定した距離があらかじめ設定された距離閾値よりも大きい又は小さい区間の弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

20

【0111】

図10は、第7実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。まず、図1に示す圧迫グラフ作成部54は、変位計測部30、弾性情報演算部32、又は圧力計測部45からの出力データを受け取って、図10(a)の上段に示すようにR011における圧迫グラフ1001を作成する。また、図10(a)の下段に示すように、R011における圧迫グラフ1001の圧迫情報を積算して積算グラフ1002を生成する。

30

【0112】

一方、圧迫グラフ作成部54は、R012についても同様に、図10(b)に示すように、R012における圧迫グラフ1003、及びR012における圧迫グラフ1003の圧迫情報を積算して積算グラフ1004を生成する。

【0113】

3次元歪み比計測部52は、積算グラフ1002、1004を参照することにより、超音波探触子の初期圧迫位置からの移動距離を推定することができる。3次元歪み比計測部52は、図10(c)に示すように、積算グラフ1002の積算値が、距離閾値1005よりも小さい区間すなわち初期圧迫位置からの探触子の移動量が小さい区間におけるR011とR012の歪み平均を算出し、その比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

40

【0114】

本実施例によれば、R011、2について圧迫位置が同じレベルのもの同士で比を算出することができるので、計測値の劣化を低減することが可能となる。その結果、高精度に歪み比を検出することができる。なお、本実施例は、積算グラフの積算値が距離閾値よりも小さい区間における歪み平均を算出する例を示したが、これに限らず積算グラフの積算値が距離閾値よりも小さい区間すなわち初期圧迫位置からの探触子の移動量が大きい区間における歪み平均を算出するよう構成することもできる。

50

【 0 1 1 5 】

(第8の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第8の実施例について説明する。本実施例は、3次元歪み比計測部52が、R座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時変化に基づいて、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間を検出し、第1の3次元関心領域及び第2の3次元関心領域における圧迫が加えられている区間又は圧迫が解除されている区間のピークの弾性情報に基づいて3次元弾性比を算出する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【 0 1 1 6 】

図11は、第8実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。図11(a)は、XYZ座標系におけるYZ面(短軸方向)の断面画像1101を示したものである。また、図1に示す圧迫グラフ作成部54は、変位計測部30、弾性情報演算部32、又は圧力計測部45からの出力データを受け取って、図9(b)に示す圧迫グラフ1102を作成する。

【 0 1 1 7 】

圧迫グラフ1102を生成することにより、3次元歪み比計測部52は、方向に沿った変位、歪み又は応力の経時変化を把握することができる。3次元歪み比計測部52は、圧迫グラフ1102で示されるROI1とROI2における圧迫状態の経時変化(方向変化)に基づいて、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間と圧迫が解除されている区間のピーク1103を検出する。ここでは、被検体の組織に対して圧迫が加えられている区間において圧迫状態がピークになる時相を選択したとする。3次元歪み比計測部52は、図11(c)に示すように、ROI1とROI2それぞれのピーク1103における歪み平均を算出し、その比を算出する。3次元弾性比の算出の方法は第1実施例と同様である。

【 0 1 1 8 】

本実施例によれば、弾性情報(歪み)を参照する計測点の数が少なくなるというデメリットはあるが、例えば上述の第6の実施例よりも高精度に3次元の歪み比を計測することができる。なお、本実施例は、圧迫が加えられている区間における圧迫状態のピーク時の歪み平均を算出する例を示したが、これに限らず圧迫が解除されている区間における圧迫状態のピーク時の歪み平均を算出するよう構成することもできる。また、圧迫状態のピークに限らず、入力インターフェース部43を介して例えば圧迫状態が0の位置など任意に歪み平均を算出する位置を選択できるようにしてもよい。

【 0 1 1 9 】

(第9の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第9の実施例について説明する。本実施例は、3次元歪み比計測部52が、被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の断層面(弾性フレームデータ)のそれぞれにおいて算出された2次元弾性比のうち、あらかじめ設定された弾性比閾値範囲から外れる2次元弾性比を除外して、残りの複数の断層面における2次元弾性比に基づいて3次元弾性比を算出する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【 0 1 2 0 】

図12は、第9実施例の弾性情報の3次元歪み比を求めるための処理の概念を示す図である。図12(a)は、横軸に方向の推移、縦軸に歪み比(SR)をとった2次元歪み比グラフの一例である。図12(a)の2次元歪み比グラフ1201に示すように、3次元の歪み比を算出する際に、方向にノイズ等による異常数値が発生して定量性が低下する場合がある。そこで、3次元歪み比計測部52は、方向に沿って算出された2次元弾性比のうち、あらかじめ設定された弾性比閾値範囲から外れる2次元弾性比を除外する。

【 0 1 2 1 】

具体的には、弾性比閾値範囲を定めるために、下記の数23式、数24式により、歪み平均(SRave)と、歪み平均に対する偏差()を算出する。図12(b)に示すように、SRave±の範囲で示される弾性比閾値範囲1202が決定される。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 2 】

【 数 2 3 】

$$SRave = \frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} SR(\phi)}{N_\phi}$$

【 0 1 2 3 】

【 数 2 4 】

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} (SR(\phi) - SRave)^2}{N}}$$

10

そして、3次元歪み比計測部52は、下記の数25式で示すように、方向におけるSRave ± の範囲内の2次元歪み比のみを選択し、これら選択された2次元歪み比を加算平均することにより、3次元の歪み比を算出する。言い換えれば、図12(c)に示すように、SRave + よりも大きい値をとる2次元歪み比1203はノイズとして3次元歪み比を算出するための計算から除外される。本実施例によれば、弾性比閾値範囲内の値のみを採用して3次元歪み比を演算するので、ノイズの影響を除去した適性な3次元歪み比を算出することができる。

20

【 0 1 2 4 】

【 数 2 5 】

$$SR_{final} = \frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} SR(\phi)}{N} (SRave - \sigma < SR(\phi) < SRave + \sigma)$$

(第10の実施例)

30

本実施形態の超音波診断装置の第10の実施例について説明する。本実施例は、弾性スライス画像生成部48が、XYZ座標系に変換された弾性ボリュームデータから切り出された1のスライス画像を生成して画像表示器13に表示し、表示されたXYZ座標の1のスライス画像上に入力インターフェース部43を介して複数の関心領域を設定すると、設定された複数の関心領域のそれぞれについて、1のスライス画像に直交する方向の複数のスライス画像上で対応する領域を検出して、設定された関心領域及び検出された複数の領域に基づいて第1の3次元関心領域と第2の3次元関心領域を自動生成する点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【 0 1 2 5 】

図13は、第10実施例のROI1, 2の自動設定の処理の概念を示す図である。まず、図13(a)に示すように、画像表示器13には、MPR画像1301と、弾性レンダリング画像1302が表示される。具体的には、画面の4分割された左上、左下、右上の領域に、MPR画像1301として、XYZ座標系のXY面、YZ面、XZ面の弾性画像が表示され、画面の右下の領域に、弾性レンダリング画像1302が表示される。ただし、弾性レンダリング画像1302は表示しなくてもよい。

40

【 0 1 2 6 】

検者は、例えば、MPR画像1301のうちのXY断面の任意のスライス面を選択し、図13(b)に示すように、腫瘍等の関心領域の境界部分を選択点1303により数点選択する(この実施例では4点)。すると、選択点1303を互いに結ぶ選択径に従った内接円が関心領域1304として設定される。続いて、関心領域1304で設定された境界が組織トラッキング法に代表される

50

ような信号追跡手法により、Z方向のスライドした各断面において検出領域1305として検出される。関心領域1304及び複数の検出領域1305をZ軸方向に結ぶことにより、自動的に3次元のROIが生成される。

【0127】

本実施例によれば、検者が1つの断面において関心領域を設定するだけで、自動的に3次元関心領域が設定されるので、装置の使い勝手がよく、診断の効率を向上させることができる。なお、この実施例では説明の便宜のため、1つのROIを設定する例を示したが、実際には、3次元歪み比を算出するために複数(例えば2つ)のROIが設定される。

3次元ROIが設定された後の処理は第1実施例と同様である。

【0128】

(第11の実施例)

本実施形態の超音波診断装置の第11の実施例について説明する。本実施例は、弾性MPR画像上で2つの関心領域を設定するにあたって、最初に設定された関心領域の位置及び大きさに基づいて、次に関心領域を設定する際に適切な位置に関心領域が設定されるようにガイド表示を行なう点が、第1の実施例と異なる。したがって、第1の実施例と重複する部分については説明を省略する。

【0129】

図14は、第11実施例のROIを設定する際のガイド表示の例を示す図である。まず、図14(a)に示すように、画像表示器13には、MPR画像1401と、弾性レンダリング画像1402が表示される。具体的には、画面の4分割された左上、左下、右上の領域に、MPR画像1401として、XYZ座標系のXY面、YZ面、XZ面の弾性画像が表示され、画面の右下の領域に、弾性レンダリング画像1402が表示される。ただし、弾性レンダリング画像1402は表示しなくてもよい。

【0130】

ところで、3次元の歪み比を算出するためには、同フレーム上で2つのROIの設定を行うことが望ましく、3次元計測する際に設定されるROIは、Z座標(時間方向)に対になって設定されることが望ましい。そこで、図14(b)に示すように、MPR画像1401のYZ面上で関心領域を設定する際には、最初に設定された或いは指定されたROI(第1のROI1403)の左右方向の両端の接線をスキャンフレームラインに沿うように延長させて2本のガイドライン1404を表示する。

【0131】

検者は、2本のガイドライン1404を参照することにより、これらガイドライン1404に挟まれて、かつガイドライン1404に接するように次のROI(第2のROI1405)を設定すれば良いことを把握することができる。したがって、本実施例によれば、検者は、簡便に、2つの関心領域がZ座標(時間方向)に対に設定することができるので、3次元弾性情報の比を適切に算出できるとともに、装置の使い勝手がよい。

【0132】

またこのガイドライン1404の角度を基準に第2のROI1405を自動で設定することもできる。また、設定されたROIの修正は、第1又は第2のいずれかのROIの修正に連動して、他方のROIの大きさを自動変更することもできる。また図14(b)に示すように、YZ面(時間方向)に腫瘍の輪郭に沿ってガイドライン1404を設定する様にすることで、検者の労力を低減することが可能である。

【符号の説明】

【0133】

1 被検体、2 超音波探触子、6 整相加算部、30 変位計測部、32 弾性情報演算部、34 弾性画像構成部、39 2次元弾性画像記憶部、40 弾性ボリュームデータ作成部、41 弾性3次元スキャンコンバージョン部、42 弾性ボリュームレンダリング部、48 弾性スライス画像生成部、44 画像系制御部、43 入力インターフェース部、50 座標変換部、52 3次元歪み比計測部、100 超音波診断装置、201, 601, 1302, 1402 弾性レンダリング画像、202, 203, 402, 403, 502, 503, 602, 603 3次元関心領域、401, 1301, 1401

10

20

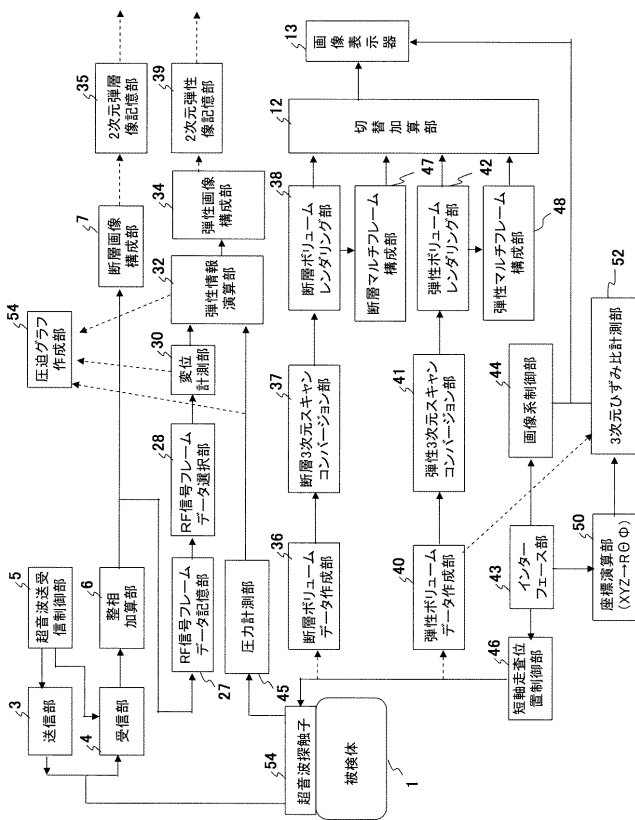
30

40

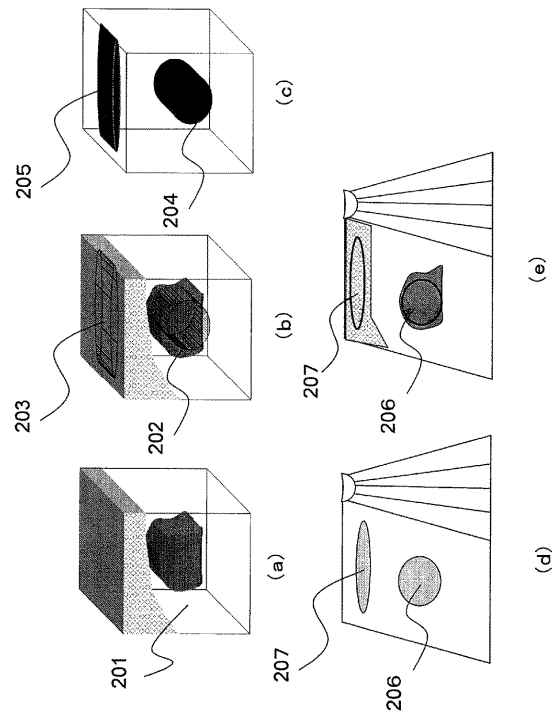
50

MPR画像、501 弾性マルチスライス画像、802, 902, 1001, 1003, 1102 圧迫グラフ、
 803 類似区間、903 圧迫区間、1002, 1004 積算グラフ、1005 距離閾値、1103 ピーク、
 1201 2次元歪み比グラフ、1202 弾性比閾値範囲、1303 選択点、1304 関心領域、
 1305 検出領域、

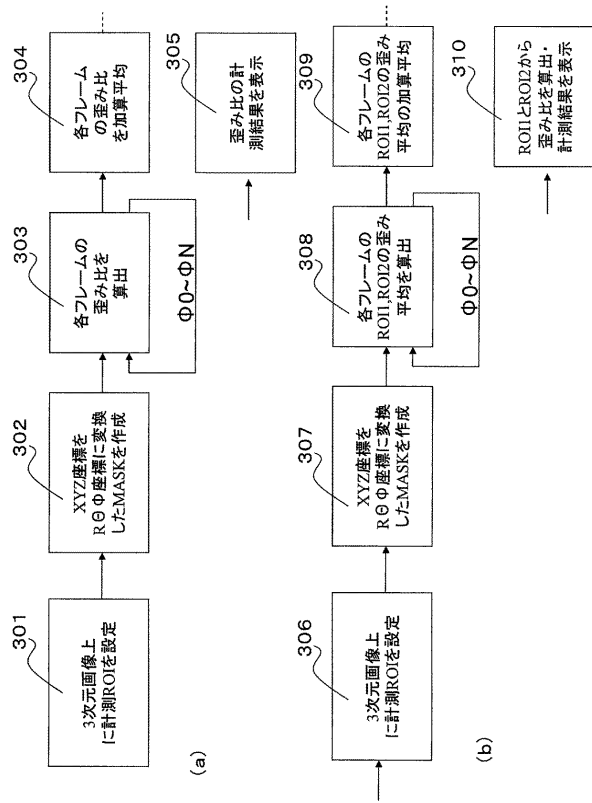
【 図 1 】



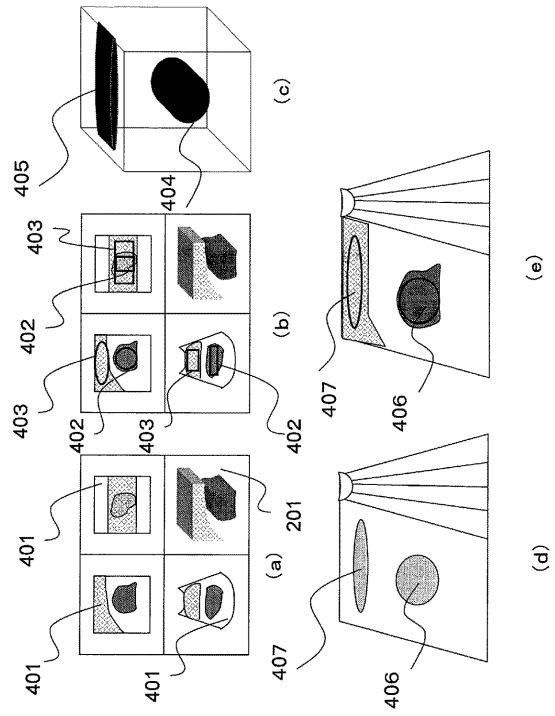
【 図 2 】



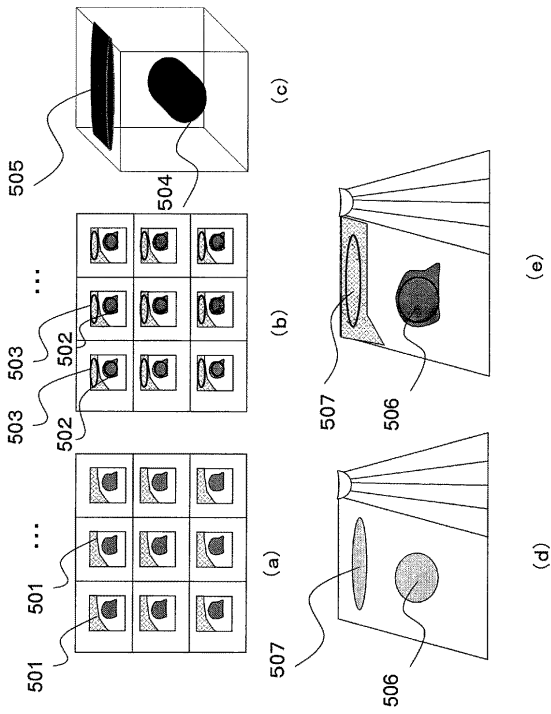
【 図 3 】



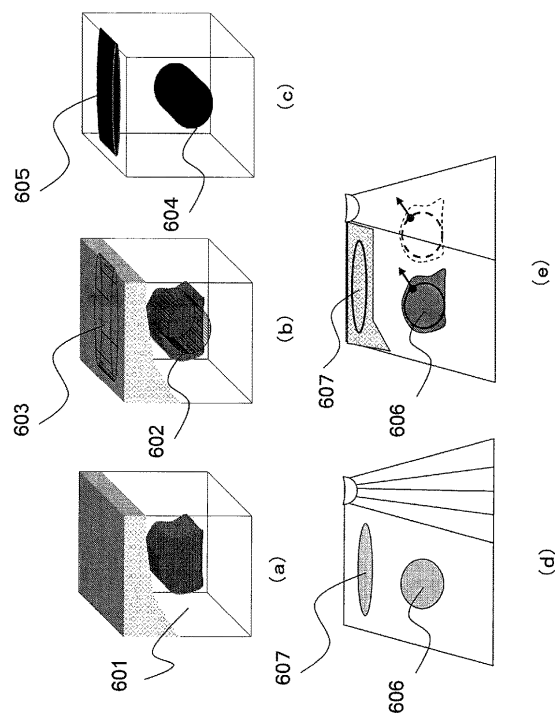
【 図 4 】



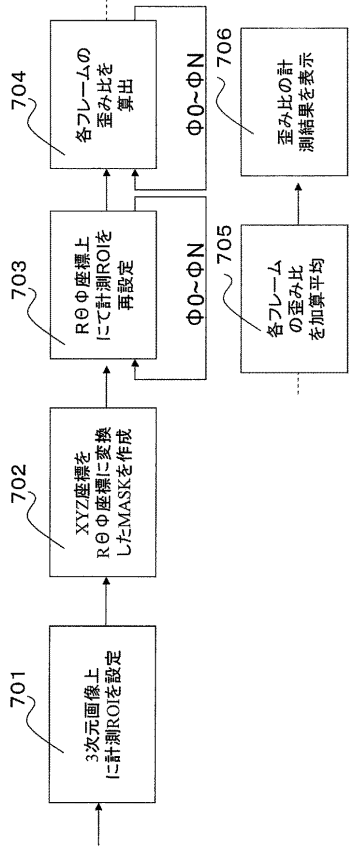
【 図 5 】



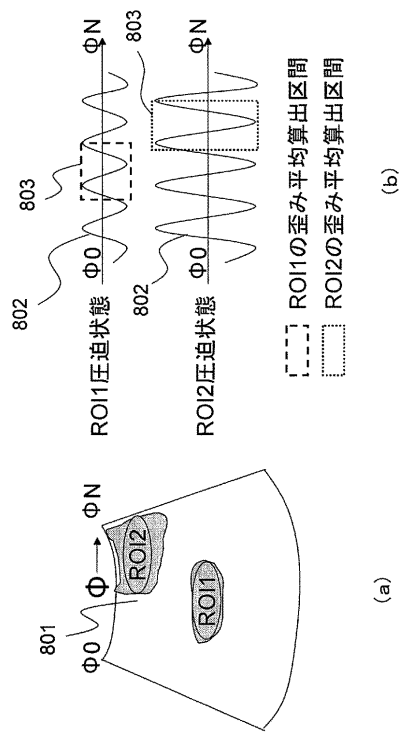
【 図 6 】



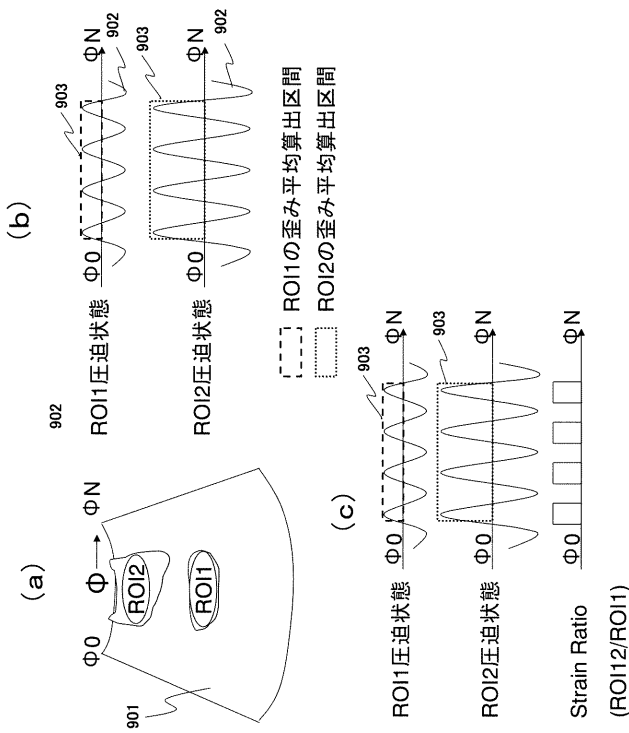
【 図 7 】



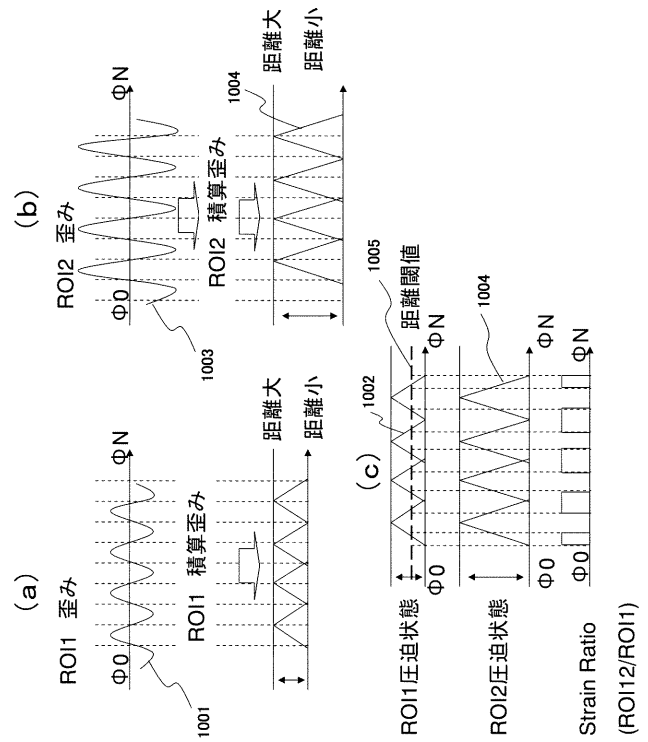
【 図 8 】



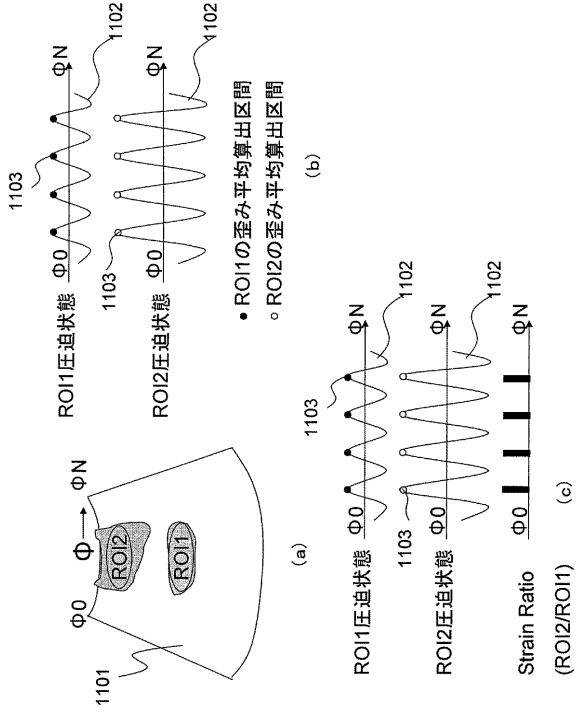
【 図 9 】



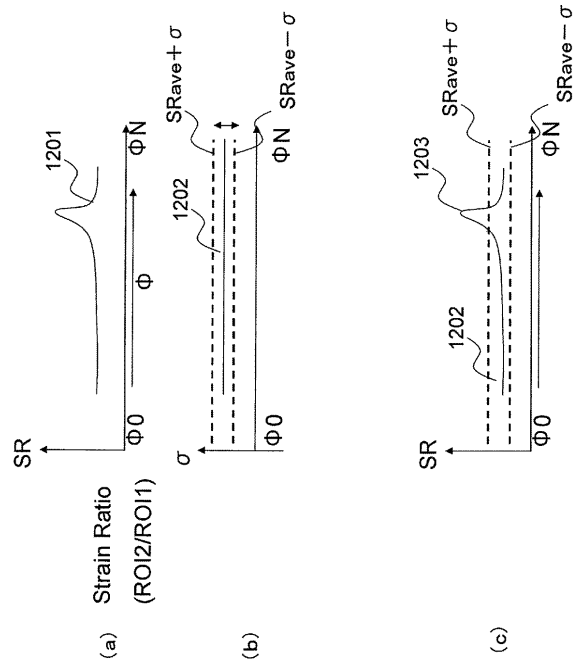
【 図 10 】



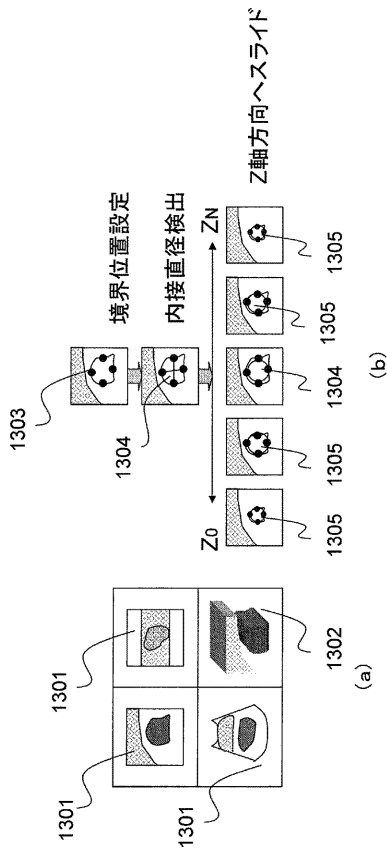
【図 1 1】



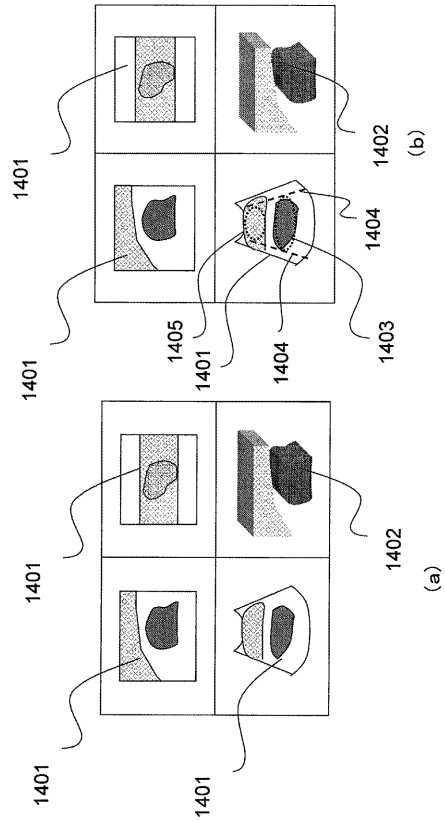
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【手続補正書】

【提出日】平成24年10月30日(2012.10.30)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0065

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0065】

【数8】

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} & M_{03} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{30} & M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

また、数9式からXYZ座標系の短軸面をアフィンマトリクスにより、数10式、数11式から極座標に変換し、数12式～数15式の座標のオフセットとスケールから r と r の中間座標を算出する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0079

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0079】

【数22】

$$r_i = r_i' * r_{scale2d}$$

以上、本実施例では、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子2と、超音波探触子2で計測された反射エコー信号に基づいて硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算して弾性フレームデータを生成する弾性情報演算部32と、複数の弾性フレームデータに基づいて弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部40と、弾性ボリュームデータに基づいて作成された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を表示する表示部13と、表示された弾性レンダリング画像及び複数断面の弾性スライス画像の少なくとも一方を介して複数の3次元関心領域を設定する入力部43と、設定された第1の3次元関心領域における弾性情報と第2の3次元関心領域における弾性情報との3次元弾性比を算出する3次元歪み比計測部52(3次元弾性比計測部)とを備え、算出された3次元弾性比を表示部13に表示する。したがって、検者は簡便な操作で被検体の組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性情報を3次元で定量的に把握することができる。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0112

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0112】

一方、圧迫グラフ作成部54は、ROI2についても同様に、図10(b)に示すように、ROI2における圧迫グラフ1003の圧迫情報を積算して積算グラフ1004を生成する。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 1 4

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 1 4】

本実施例によれば、RO11, 2について圧迫位置が同じレベルのもの同士で比を算出することができるので、計測値の劣化を低減することが可能となる。その結果、高精度に歪み比を検出することができる。なお、本実施例は、積算グラフの積算値が距離閾値よりも小さい区間における歪み平均を算出する例を示したが、これに限らず積算グラフの積算値が距離閾値よりも大きい区間すなわち初期圧迫位置からの探触子の移動量が大きい区間における歪み平均を算出するよう構成することもできる。

【手続補正5】

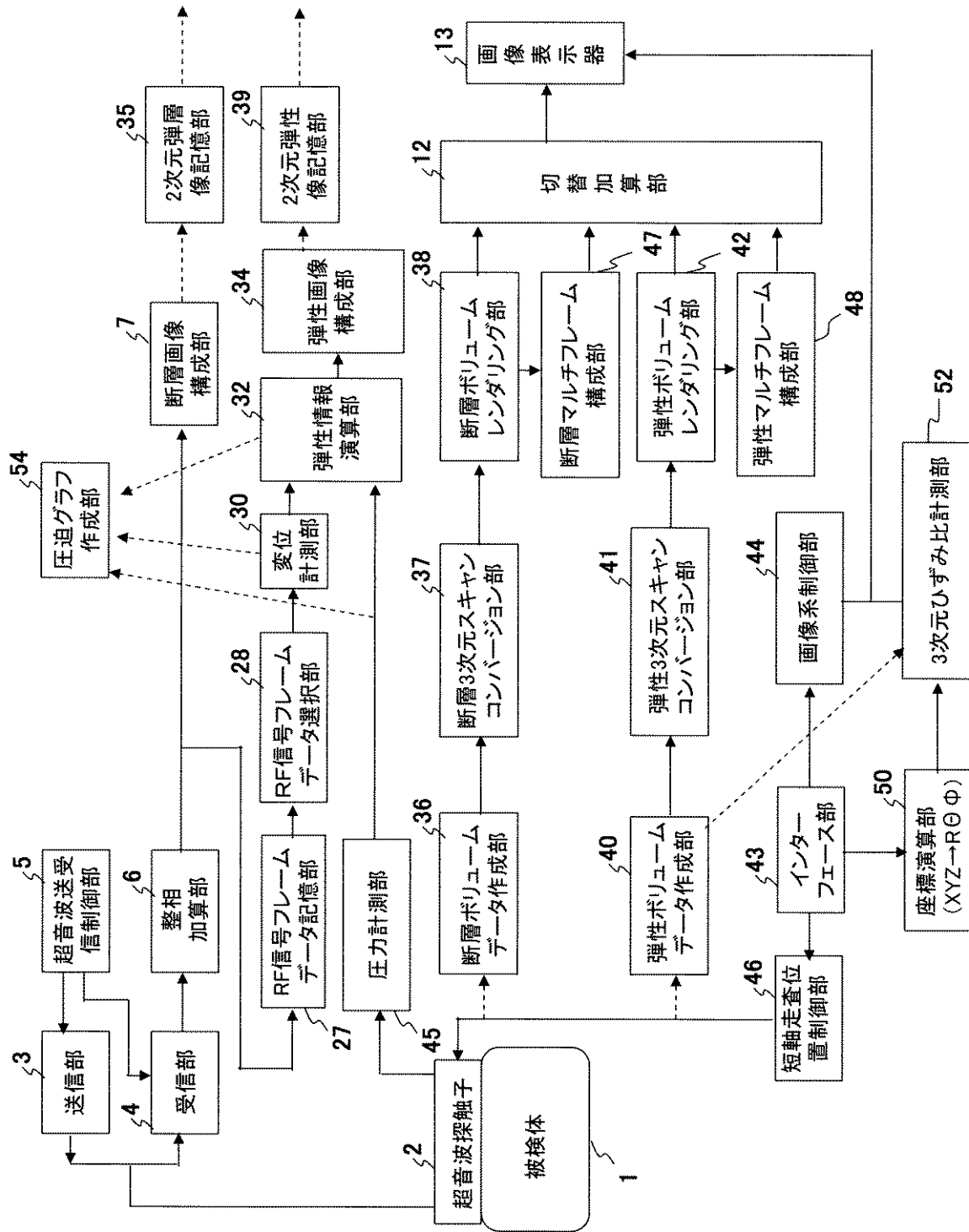
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 1 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成24年11月30日 (2012.11.30)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 1

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/070078
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) A61B8/00, G01N29/00 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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011 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.
Y A	JP 2008-259555 A (Hitachi Medical Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1, 6-13 2-5, 14-15
Y	WO 2006/121031 A1 (Hitachi Medical Corp.), 16 November 2006 (16.11.2006), entire text; all drawings (particularly, paragraphs [0024] to [0032], [0050]; fig. 15) & WO 2006/121031 A1 & US 2009/0216123 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A	1, 6-13
A	paragraphs [0052] to [0055]; fig. 16	2-5, 14-15
<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 12 January, 2011 (12.01.11)		Date of mailing of the international search report 25 January, 2011 (25.01.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/070078

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 3991282 B2 (Hitachi Medical Corp.), 03 August 2007 (03.08.2007), entire text; all drawings & WO 2006/013916 A1 & US 2008/0071174 A1 & EP 1800603 A1 & CN 101065067 A	1, 6-13
Y	JP 2007-105400 A (Toshiba Corp.), 26 April 2007 (26.04.2007), entire text; all drawings & US 2007/0100237 A1 & EP 1775602 A1 & CN 101044989 A	1, 6-13
Y	JP 2009-042251 A (Toshiba Corp.), 05 March 2009 (05.03.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1, 6-13
A	US 2002/0178833 A1 (Siemens Medical System, Inc.), 05 December 2002 (05.12.2002), entire text; all drawings & US 7050610 B2	1-15
P, X	WO 2010/026823 A1 (Hitachi Medical Corp.), 11 March 2010 (11.03.2010), paragraphs [0076] to [0085]; fig. 10 to 11 (Family: none)	1, 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/070078

a. While claims 9-11 describe that "on the basis of a chronological change in the pressed state of the tissue of a subject to be examined in an $R\theta\phi$ coordinate system," the relationship between the space distribution in the assuming $R\theta\phi$ coordinate system and the pressed state is unclear. It is unclear what "the chronological change in the pressed state of the tissue of the subject to be examined in the $R\theta\phi$ coordinate system" refers to, and it is also unclear what interval of the spatial interval of the $R\theta\phi$ coordinate system, an interval in a time axis, an interval in four-dimensional space including the time axis, or the like "an interval" refers to.

b. While claim 12 describes that "a two-dimensional elastic ratio calculated in each of a plurality of fault surfaces, the pressed state of the tissue of a subject to be examined of which is equal, or the like," it is unclear how "the two-dimensional elastic ratio" is associated with "a first three-dimensional interest region," "a second three-dimensional interest region," and "the fault surfaces." Consequently, claim 12 is not clear.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/070078									
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. A61B8/00, G01N29/00											
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>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011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	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011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									
Y A	JP 2008-259555 A (株式会社日立メディコ) 2008.10.30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 6-13 2-5, 14-15									
Y A	WO 2006/121031 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.11.16, 全文, 全図 (特に、段落[0024]-[0032], [0050], 第15図), & WO 2006/121031 A1 & US 2009/0216123 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A 段落[0052]-[0055], 第16図	1, 6-13 2-5, 14-15									
<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 12.01.2011		国際調査報告の発送日 25.01.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 東 治 企	2Q 9708								
		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 0 / 0 7 0 0 7 8
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	JP 3991282 B2 (株式会社日立メディコ) 2007. 08. 03, 全文, 全図 & WO 2006/013916 A1 & US 2008/0071174 A1 & EP 1800603 A1 & CN 101065067 A	1, 6-13
Y	JP 2007-105400 A (株式会社東芝) 2007. 04. 26, 全文, 全図 & US 2007/0100237 A1 & EP 1775602 A1 & CN 101044989 A	1, 6-13
Y	JP 2009-042251 A (株式会社東芝) 2009. 03. 05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 6-13
A	US 2002/0178833 A1 (Siemens Medical System, Inc) 2002. 12. 05, 全文, 全図 & US 7050610 B2	1-15
P, X	WO 2010/026823 A1 (株式会社日立メディコ) 2010. 03. 11, 段落 [0076]-[0085], 第 10-11 図 (ファミリーなし)	1, 13

- a. 請求項9-11に「R $\theta\phi$ 座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化に基づいて」とあるが、前提としているR $\theta\phi$ 座標系における空間分布と圧迫状態の経時的変化の関連性が不明であり、「R $\theta\phi$ 座標系での被検体の組織に対する圧迫状態の経時的変化」がいかなるものを指すのか明確でなく、また「区間」がR $\theta\phi$ 座標系の空間的な区間、時間軸における区間、時間軸を含めた4次元空間における区間等の如何なる区間を指すのかも明確でない。
- b. 請求項12に「前記被検体の組織に対する圧迫状態が同等な複数の断層面のそれぞれにおいて算出された2次元弾性比」等とあるが、「2次元弾性比」が、「第1の3次元関心領域」、「第2の3次元関心領域」、「断層面」といかに関連したものか不明である。よって、請求項12は明確でない。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2011062106A5	公开(公告)日	2013-12-19
申请号	JP2011541897	申请日	2010-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	脇康治 飯村隆志		
发明人	脇 康治 飯村 隆志		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/4254 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52087 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK22		
优先权	2009262705 2009-11-18 JP		
其他公开文献	JP5689073B2 JPWO2011062106A1		

摘要(译)

为了通过简单的操作在三维上量化表示被检体组织的硬度或柔软度的弹性信息，本发明的超声波诊断装置100是由超声波探头2测量的反射回波。基于该信号生成对象的多个断层摄影平面的RF信号帧数据，并基于其中对象的组织处于不同压缩状态的一对RF信号帧数据来测量断层摄影平面的多个测量点处的组织的位移。然后，基于测得的位移，计算表示在多个测量点处的组织的硬度或柔软度的弹性信息。为了解决上述问题，在显示的弹性渲染图像上设置两个感兴趣的3D区域。三维应变率测量单元52计算第一三维关注区域中的设置弹性信息与第二三维关注区域中的设置弹性信息之间的比率，并将其显示在图像显示器13上。