

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5789599号
(P5789599)

(45) 発行日 平成27年10月7日 (2015. 10. 7)

(24) 登録日 平成27年8月7日 (2015. 8. 7)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/08 (2006. 01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006. 01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-510628 (P2012-510628)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成23年4月6日 (2011. 4. 6)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/058688		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02011/129237	(72) 発明者	松村 剛
(87) 国際公開日	平成23年10月20日 (2011. 10. 20)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成26年4月3日 (2014. 4. 3)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2011-48509 (P2011-48509)	審査官	富永 昌彦
(32) 優先日	平成23年3月7日 (2011. 3. 7)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(56) 参考文献	国際公開第2006/121031 (W O, A1)
(31) 優先権主張番号	特願2010-93781 (P2010-93781)		国際公開第2007/138881 (W O, A1)
(32) 優先日	平成22年4月15日 (2010. 4. 15)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

参照変形体と、超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体の断層部位における歪み又は弾性率の弾性情報に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成部と、前記弾性画像を表示する表示部と、を備えた超音波診断装置において、

前記被検体の生体組織の画像領域の注目部位に第2関心領域を設定するように当該第2関心領域の設定指示を行う操作部と、

前記第2関心領域を前記表示部に表示されている弾性画像に設定し、前記第2関心領域の左端、中央部、右端を含むスキャン方向の位置情報を算出し、該算出されたスキャン方向の位置情報が同じで、かつ前記参照変形体に含まれる深度に第1関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第1関心領域と前記第2関心領域の弾性情報に基づいて前記弾性情報の比を演算する演算部と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記関心領域設定部は、前記被検体の生体組織の音響特性に基づいて前記参照変形体に前記第1関心領域を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記関心領域設定部は、前記参照変形体の厚さ以下の深度、且つスキャン方向における中央部に前記第1関心領域を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記関心領域設定部は、前記第2関心領域のスキャン方向の位置情報に基づいて、前記第2関心領域よりも深度の浅い側に位置されるように前記第1関心領域を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記関心領域設定部は、前記第2関心領域のスキャン方向の幅と一致するように、前記第1関心領域を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記関心領域設定部は、前記第1関心領域の深度方向の長さが前記参照変形体の画像領域の深度方向の長さと同じになるように、前記第1関心領域を設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記演算部は、前記第1関心領域と前記第2関心領域の深度に応じて前記弾性情報の比を補正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】

前記表示部は、前記参照変形体又は前記被検体の生体組織の応力 - 深度の特性を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【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撮像対象部位について断層画像、生体組織の硬さまたは軟らかさを示す弾性画像を表示するための超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【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、例えば断層画像を構成して診断用に表示する。

【0003】

また、被検体の基準領域の歪みなどの硬さに相関する物理量を基準として、断層部位の複数の計測点における歪みなどの硬さに相関する物理量を正規化し、正規化した指標値に基づく指標化弾性画像を表示することが行なわれている(例えば、特許文献1)。特許文献1によれば、参照変形体の画像領域に基準領域を設定し、指標化弾性画像を生成して表示することができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開WO2006/121031号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1には、参照変形体の画像領域に基準領域を設定して、指標化弾性画像を生成して表示することを開示しているが、参照変形体の画像領域を基準領域として設定し、基準領域で得られる弾性情報と注目部位に設定される関心領域で得られる弾性情報に基づいて弾性情報の比を算出することは開示されていない。よって、参照変形体の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報と、注目部位の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報に基づいて弾性情報の比を算出することを達成することができなかった。

40

【0006】

そこで、本発明では、参照変形体の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報と、注目部位の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報に基づいて弾性情報の比を算出する際に、関心領域の設定の操作を簡略化することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 7 】

本発明の目的を達成するため、参照変形体と、超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体の断層部位における歪み又は弾性率の弾性情報に基づいて前記断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成部と、前記弾性画像を表示する表示部と、を備えた超音波診断装置において、前記被検体の生体組織の画像領域の注目部位に第2関心領域を設定する操作部と、前記第2関心領域の左端、中央、右端を含むスキャン方向の位置情報を算出し、算出されたスキャン方向の位置情報が同じで、かつ前記参照変形体に含まれる深度に第1関心領域を設定する関心領域設定部と、前記第1関心領域と前記第2関心領域の弾性情報に基づいて前記弾性情報の比を演算する演算部と、を備える。よって、注目部位の画像領域の関心領域（前記第2関心領域）が設定されれば、参照変形体の画像領域の関心領域（前記第1関心領域）が設定されるので、前記操作部による前記第1関心領域の設定が省略できるので、前記第2関心領域の設定をするだけに操作を簡略化することができる。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、参照変形体の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報と、注目部位の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報に基づいて弾性情報の比を算出する際に、関心領域の設定の操作を簡略化することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成を示すブロック図

20

【図2】本発明の弾性情報演算部32を示すブロック図

【図3】本発明の実施例1を示す図

【図4】本発明の実施例2を示す図

【図5】本発明の実施例3を示す図

【図6】本発明の実施例2を示す図

【図7】本発明の実施例2を示す図

【図8】本発明の実施例3を示す図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

本発明を適用してなる超音波診断装置について、図を用いて説明する。

30

【実施例1】

【 0 0 1 3 】

図1は本発明を適用した超音波診断装置1の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1には、被検体10に当接させて用いる超音波探触子12と、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送信部14と、被検体10から反射された超音波を反射エコー信号として受信する受信部16と、送信部14と受信部16を制御する超音波送受信制御部17と、受信部16で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部18とが備えられている。超音波探触子12の超音波送受信面には、参照変形体50が設けられている。すなわち、被検体10を撮影するとき、超音波探触子12と被検体10の間に参照変形体50が配置することになる。

40

【 0 0 1 4 】

また、整相加算部18からのRF信号フレームデータに基づいて被検体10の濃淡断層画像例えば白黒断層画像を構成する断層画像構成部20と、断層画像構成部20の出力信号を画像表示部26の表示に合うように変換する白黒スキャンコンバータ22とが備えられている。

【 0 0 1 5 】

また、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、少なくとも2枚の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、被検体10の生体組織の変位を計測する変位計測部30と、変位計測部30で計測された変位から歪み又は弾性率の弾性情報を求める弾性情報演算部32と、弾性情報演算部32で演算した歪み又は弾性率からカラーの弾性画像を構成する弾性画像構成部34と、弾性画像構成部34の出力信号を画像表示部26

50

の表示に合うように変換するカラーキャンコンバータ36とが備えられている。そして、断層画像と弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたり、切替を行う切替加算部24と、切替加算部24から出力された画像を表示する画像表示部26とが備えられている。

【0016】

また、画像表示部26に表示された画像に対して関心領域を設定し、設定した関心領域の位置情報を弾性情報演算部32と画像表示部26に伝達する関心領域設定部38と、関心領域設定部38に関心領域の設定指示を行う操作部40とが備えられている。

【0017】

ここで、超音波診断装置1について詳細に説明する。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、被検体10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。超音波探触子12の超音波送受信面に設けられた参照変形体50は、被検体10の生体組織の音響特性(音速、音響インピーダンス等)と比較的近い音響特性を有している。異なる音響特性は、例えば、参照変形体50の減衰率は被検体10の生体組織の減衰率よりも低い、また参照変形体50は所定材料によって均一に構成されているため、被検体10の生体組織(複雑な臓器等を含む)よりも均一性を有していることである。参照変形体50は、オイル系のゲル素材やアクリリアミドなどの水をベースとしたゲル素材、シリコンなどをベースとして生成されたものである。

【0018】

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のある深さに設定する機能を有している。また、受信部16は、超音波探触子12で受信した超音波に基づく反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成するものである。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RF信号フレームデータを生成するものである。

【0019】

断層画像構成部20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、断層画像データを得るものである。また、白黒キャンコンバータ22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。この白黒キャンコンバータ22は、フレームメモリに格納された被検体10内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断像フレームデータをテレビ同期で読み出すものである。

【0020】

RF信号フレームデータ選択部28は、整相加算部18からの複数の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1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部16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RF信号フレームデータ選択部28に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)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(N-1、N-2、N-3・・・N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、X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。

【0021】

そして、変位計測部30は、選択された1組のRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理などを行って、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N×N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う。

【0022】

10

20

30

40

50

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、例えば変位と、圧力計測部(図示しない。)から出力される圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪み又は弾性率を演算し、歪み又は弾性率に基づいて弾性画像用の画像信号すなわち弾性画像データを生成するものである。なお、圧力計測部は、被検体10を圧迫することによって変形した参照変形体50の変形度合いから圧力値を計測することもできる。

【0023】

このとき、歪みのデータは、生体組織の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計算される。例えば、変位計測部30により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部46により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $\Delta S(X)$ 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から、 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ という式によって算出される。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。

【0024】

弾性画像構成部34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、弾性情報演算部32から時系列に出力される弾性画像データをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータに対し画像処理を行うものである。

【0025】

カラスキャンコンバータ36は、弾性画像構成部34からの弾性画像データに色相情報を付与する機能を有したものである。つまり、弾性画像データに基づいて光の3原色すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

【0026】

そして、本発明に係る切替加算部24は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、白黒スキャンコンバータ22からの断層画像データとカラスキャンコンバータ36からの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部は、フレームメモリに確保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ものである。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。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画像表示部26に表示する画像を選択するものである。

【0027】

操作部40は、各種キーを有したキーボードと、トラックボール等からなる。操作部40のトラックボールを回転させることによって、関心領域設定部38は関心領域の位置と範囲を調整する。そして、操作部40のキーボードの確定キーを押すことによって、関心領域設定部38は調整された関心領域を確定する。そして、関心領域設定部38は、設定した関心領域の位置情報を弾性情報演算部32と画像表示部26に伝達する。

【0028】

ここで、弾性情報演算部32について、図2、3を用いて説明する。図2に示すように、弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される変位に基づいて弾性画像用に歪み又は弾性率等のいずれか1つを含む弾性情報を演算する弾性画像用弾性情報演算部320と、関心領域設定部38で設定された第1関心領域の弾性情報を演算する第1関心領域弾性情報演算部322と、関心領域設定部38で設定された第2関心領域の弾性情報を演算する第2関心領域弾性情報演算部324と、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から出力される複数の弾性情報を用いて、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報の比等を演算する統合演算部326とを有している。弾性画像用弾性情報演算部320は、変位計測部30から出力される変位と、圧力計測部46から出力される圧力値とから生体組織の歪み又は弾性率を演算し、歪みや弾性率に基づいて弾性画像データを生成するものである。

【 0 0 2 9 】

図3は、画像表示部26の一表示形態を示すものである。図3(a)は断層画像、弾性画像、又は断層画像と弾性画像の合成画像が表示された表示形態である。図3(b)は歪み比の時間推移を示すグラフが表示された表示形態である。本実施例では、スキャン方向をX方向、深度方向をY方向としている。

【 0 0 3 0 】

図3(a)に示すように、画像表示部26は、断層画像、弾性画像又は合成画像を表示している。超音波探触子10に接して配置される参照変形体50の画像領域60が上方(深度が浅い領域)に表示され、被検体10の生体組織の画像領域61が下方(深度が深い領域)に表示される。図3(a)の参照変形体50の画像領域60には、ハッチングを掛けている。被検体10の生体組織の画像領域61は、脂肪部位、乳腺部位、大胸筋部位から構成される。ここでは、乳腺部位に腫瘍があると仮定し、乳腺部位において生体組織の歪みが小さく(硬い)、腫瘍と思われる部位を注目部位62とする。

10

【 0 0 3 1 】

参照変形体50は均一性があるため、画像領域60が均一なエコーレベルで表示される。よって、画像領域60と画像領域61の境界が明確に表示される。そのため、操作者は、参照変形体50の画像領域60と被検体10の生体組織の画像領域61の領域を判別することができる。

【 0 0 3 2 】

図3(a)に示すように、断層画像、弾性画像又は合成画像が画像表示部26に表示されている状態で、操作部40のキーボードから指示情報を入力して、表示されている断層画像、弾性画像又は合成画像を任意のタイミングでフリーズさせる。そして、操作者は、フリーズで静止された断層画像、弾性画像又は合成画像に対比したい少なくとも2つの関心領域を操作部40と関心領域設定部38で設定する。

20

【 0 0 3 3 】

このとき、操作者は、操作部40を操作し、参照変形体50の画像領域60と被検体10の生体組織の画像領域61にそれぞれ関心領域を関心領域設定部38に設定する。具体的には、図3(a)に示すように、第1関心領域63(ROI1)が参照変形体50の画像領域60中に収まるように設定され、第2関心領域64(ROI2)が生体組織の画像領域61の生体組織の歪みが小さく(硬い)、腫瘍などの病変と思われる注目部位62に設定される。そして、関心領域設定部38は、設定された2つの関心領域の位置情報(X座標,Y座標)を画像表示部26に伝達する。

30

【 0 0 3 4 】

また、関心領域設定部38は、音響特性、位置情報等から第1関心領域63と第2関心領域64を自動的に設定してもよい。

【 0 0 3 5 】

関心領域設定部38は、例えば、参照変形体50は均一性があること、又は参照変形体50の減衰率は被検体10の生体組織より低いことを利用して、自動的に第1関心領域63と第2関心領域64を設定することもできる。具体的には、被検体10の生体組織の音響特性と参照変形体50の音響特性とを図示しない記憶部に予め記憶させておく。そして、関心領域設定部38は、得られた画像の各領域における音響特性を把握し、参照変形体50の音響特性又は被検体10の生体組織の音響特性を判定して、参照変形体50の画像領域60と被検体10の生体組織の画像領域61にそれぞれ第1関心領域63と第2関心領域64を設定する。このとき、関心領域設定部38は、生体組織の画像領域61における歪みが最も小さい領域に第2関心領域64を設定してもよい。

40

【 0 0 3 6 】

また、関心領域設定部38は、例えば、参照変形体50の厚さに応じて、自動的に関心領域を設定することもできる。参照変形体50は数ミリ程度の厚さを持っているため、参照変形体50の厚さ以下の深度、すなわち数ミリ以下の浅い深度の画像領域に第1関心領域63を設定すれば、参照変形体50の画像領域60に第1関心領域63が設定されたことになる。

【 0 0 3 7 】

また、弾性画像を取得する際、超音波探触子12によって被検体10を圧迫しながら、超音

50

波を送受信することがある。スキャン方向(X方向)における中央部は、超音波探触子12の振動子面全体で押されるため、スキャン方向における中央部は、スキャン方向における左右端部よりも圧迫が安定して行われる。

【0038】

つまり、関心領域設定部38は参照変形体50の厚さ以下の深度、且つスキャン方向における中央部に関心領域を設定する。そして、関心領域設定部38は第1関心領域63と第2関心領域64の位置情報を画像表示部26に伝達することにより、図3(a)に示すように、参照変形体50の画像領域60に第1関心領域63を設定することができる。

【0039】

第1関心領域63と第2関心領域64を設定した後、関心領域設定部38は、設定された第1関心領域63と第2関心領域64の位置情報を第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324に伝達する。第1関心領域63と第2関心領域64の位置情報とは、画像表示部26の表示面(断面)における2次元座標である。例えば、第1関心領域63と第2関心領域64が矩形領域であれば4隅の位置情報であり、第1関心領域63と第2関心領域64が円形領域であれば円の中心の位置情報と半径の長さ情報である。

【0040】

そして、第1関心領域弾性情報演算部322は、第1関心領域63における弾性情報を演算する。例えば、第1関心領域弾性情報演算部322は、第1関心領域63における各点の歪みを加算し、加算した値を各点の点数で割ることにより、歪み平均値を算出する。同様にして、第2関心領域弾性情報演算部324は、第2関心領域64における弾性情報を演算する。

【0041】

画像表示部26は、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から弾性情報を取得し、第1関心領域63と第2関心領域64における弾性情報を表示することができる。弾性情報は歪みである仮定すると、例えば、画像表示部26は、第1関心領域63と第2関心領域64の周囲に、歪みの平均値をそれぞれ表示することができる。図3(a)に示すように、第1関心領域63における歪みの平均値は ε_1 として表示され、第2関心領域64における歪みの平均値は ε_2 として表示される。

【0042】

統合演算部326は、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から出力される複数の弾性情報を用いて歪み比、弾性率比、応力分布等を演算する。

【0043】

統合演算部326は、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から第1関心領域63における歪みの平均値と第2関心領域64における歪みの平均値を取得し、第1関心領域63と第2関心領域64の歪み比を演算する。例えば、統合演算部326は、第1関心領域63における歪みの平均値を分母とし、第2関心領域64における歪みの平均値を分子として、歪み比を演算する。統合演算部326は、第2関心領域64における歪みの平均値を分母とし、第1関心領域63における歪みの平均値を分子として、歪み比を演算してもよい。

【0044】

画像表示部26は統合演算部326から歪み比を取得し、第1関心領域63と第2関心領域64における歪み比を表示することができる。例えば、画像表示部26は、歪み比を取得時間毎にプロットすることにより、図3(b)に示すように、歪み比の時間推移を示すグラフを表示させることができる。なお、本実施例では、第1関心領域63と第2関心領域64による歪み比を算出したが、統合演算部326は、他の弾性情報の比を算出してもよい。例えば、統合演算部326は、第1関心領域63と第2関心領域64による弾性率に基づいて、弾性率比を算出してもよい。

【0045】

本実施例によれば、参照変形体50の画像領域に設定される関心領域で得られる歪み又は弾性率からなる弾性情報と、注目部位62の画像領域に設定される関心領域で得られる弾性情報に基づいて弾性情報の比を算出することができる。よって、参照変形体50と注目部位62の歪みを比べることにより、病変部などの硬さを定量的に診断することができる。

【実施例2】

【0046】

(ROI1追従設定)

ここで実施例2について図1～7を用いて説明する。実施例1と異なる点は、関心領域設定部38は第2関心領域64の位置に対応して第1関心領域63を設定する点である。第1関心領域63(ROI1)は参照変形体50の画像領域60に設定される領域であり、第2関心領域64(ROI2)は被検体10の生体組織に設定される領域である。

【0047】

まず、実施例1で説明したように、関心領域設定部38は、図4に示すように、画像領域61の生体組織の歪みが小さく(硬い)、腫瘍などの病変と思われる注目部位62に第2関心領域64を設定する。

【0048】

そして、関心領域設定部38は、被検体10の生体組織に設定される第2関心領域64のスキャン方向の位置情報(X座標)を把握する。第2関心領域64のスキャン方向の位置情報は、具体的には、図4に示すように、破線70で示される第2関心領域64の左端に対応する位置情報(X座標)と、破線71で示される第2関心領域64の右端に対応する位置情報(X座標)と、一点鎖線72で示される第2関心領域64の中央に対応する位置情報(X座標)とがある。関心領域設定部38は、第2関心領域64の左端、右端、中央の位置情報(X座標)を把握する。

【0049】

そして、関心領域設定部38は、第2関心領域64のスキャン方向の位置情報(X座標)に基づいて、第2関心領域64の上側(浅い深度)に位置されるように参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63を自動的に設定する。具体的には、関心領域設定部38は、第2関心領域64の左端に対応する位置情報(X座標)と第2関心領域64の右端に対応する位置情報(X座標)を算出する。そして、関心領域設定部38は、第2関心領域64の左端と右端に一致させるとともに、参照変形体50の厚さ以下(数ミリ以下)の深度に第1関心領域63を設定する。

【0050】

また、関心領域設定部38は、第2関心領域64の中央に対応する位置情報(X座標)を読み出し、第2関心領域64の中心に一致するとともに、参照変形体50の厚さ以下(数ミリ以下)の深度に第1関心領域63を設定してもよい。このとき、関心領域設定部38によって、参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63の横幅が被検体10の生体組織に設定される第2関心領域64の横幅と一致するように、第1関心領域63を設定することができる。なお、横幅とは、スキャン方向(X方向)の幅である。

【0051】

なお、関心領域設定部38は、被検体10の生体組織に設定される第2関心領域64の位置又は範囲を変更しても、変更した第2関心領域64の位置又は範囲の変更に従って、参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63を自動に設定することができる。具体的には、図5に示すように、関心領域設定部38は、操作部40の操作によって第2関心領域64の関心領域の位置又は範囲を変更する。関心領域設定部38は、変更された第2関心領域64の左端に対応する位置情報(X座標)と第2関心領域64の右端に対応する位置情報(X座標)を算出する。そして、関心領域設定部38は、第2関心領域64の左端と右端に一致させるとともに、参照変形体50の画像領域60に第1関心領域63を設定する。このとき、関心領域設定部38は、深度方向(Y方向)における第1関心領域63の縦幅は変更しない。

【0052】

このように、被検体10の生体組織に設定される第2関心領域を変更しても、関心領域設定部38によって、参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63の横幅が変更された第2関心領域64の横幅と一致するように、第1関心領域63を設定することができる。

【0053】

また、関心領域設定部38は、第2関心領域64の形状が矩形状以外の形状、例えば円形や楕円形であっても、第2関心領域64の位置又は範囲に従って、第1関心領域63を設定することができる。第2関心領域64を矩形状以外の形状に設定するのは、被検体10の生体組織

は様々な形状があり、その形状に合わせて第2関心領域64を設定する必要があるからである。一方、参照変形体50の画像領域60の形状が矩形状であるので、第1関心領域63は画像領域60の形状に合わせて矩形状に設定される。

【0054】

具体的には、図6に示すように、関心領域設定部38は、矩形以外の形状である第2関心領域64の左端に対応する位置情報(X座標)と第2関心領域64の右端に対応する位置情報(X座標)を算出する。そして、関心領域設定部38は、第2関心領域64の左端と右端に一致させるとともに、参照変形体50の画像領域60に第1関心領域63を設定する。このとき、第1関心領域63の形状は参照変形体50の画像領域60の形状に合わせて設定される。

【0055】

このように、被検体10の生体組織に設定される第2関心領域がいかなる形状であっても、関心領域設定部38によって、参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63の横幅が第2関心領域64の横幅と一致するように、第1関心領域63を設定することができる。

【0056】

また、関心領域設定部38は、第1関心領域63を参照変形体50の画像領域60の縦幅に合わせて設定することができる。なお、縦幅とは、深度方向(Y方向)の幅である。具体的には、図7に示すように、関心領域設定部38は、参照変形体50の音響特性に基づいて、参照変形体50の画像領域60の深度方向(Y方向)の上端に対応する位置情報(Y座標)と参照変形体50の画像領域60の深度方向(Y方向)の下端に対応する位置情報(Y座標)を算出する。そして、関心領域設定部38は、参照変形体50の画像領域60の深度方向(Y方向)の上端と下端に一致させて第1関心領域63を設定する。

【0057】

このように、関心領域設定部38によって、参照変形体50の画像領域60に設定される第1関心領域63の縦幅が参照変形体50の画像領域60の縦幅と一致するように、第1関心領域63を設定することができる。

【0058】

そして、実施例1と同様に、統合演算部326は、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から第1関心領域63における弾性情報と第2関心領域64における弾性情報を取得し、第1関心領域63と第2関心領域64の弾性情報の比を演算する。

【0059】

本実施例によれば、第2関心領域64を設定すれば、第1関心領域63が自動的に設定されるため、操作を簡略化することができる。また、第2関心領域64の位置に合わせて第1関心領域63が関連して設定されるため、圧迫の掛かり具合が均一化され、弾性情報の比の再現性、客観性を高めることができる。

【実施例3】

【0060】

(応力補正)

ここで実施例3について図1、2、8を用いて説明する。実施例1、2と異なる点は、統合演算部326が第1関心領域63と第2関心領域64の深度に応じて弾性情報の比を補正する点である。

【0061】

図8(a)は断層画像、弾性画像又は断層画像と弾性画像の合成画像が表示された表示形態である。図8(b)は、応力 - 深度の特性の関係を示している。

【0062】

被検体12の生体組織に与える応力は深度が深くなればなるほど減衰するため、弾性情報の比が実際の硬さの値と整合しない場合がある。例えば、第2関心領域64は第1関心領域63よりも深い深度に設定されているため、第2関心領域64で掛かる応力は第1関心領域63で掛かる応力よりも小さい。本実施例では、統合演算部326は、第1関心領域63と第2関心領域64の深度に応じた応力の減衰の影響がなくなるように弾性情報の比を補正する。

【0063】

具体的には、まず、有限要素法(FEM)などのシミュレーションを用いて、予め参照変形体50と被検体12の生体組織(例えば、脂肪部位、乳腺部位等)の応力 - 深度の特性を求めて図示しない記憶部に記憶しておく。なお、画像表示部26は、参照変形体50又は被検体12の生体組織(例えば、脂肪部位、乳腺部位等)の応力 - 深度の特性を表示してもよい。操作者は、参照変形体50又は被検体12の生体組織(例えば、脂肪部位、乳腺部位等)の応力 - 深度の特性から弾性情報の比の整合状況を確認することができる。

【 0 0 6 4 】

図8(b)に示すように、第1関心領域63における応力は $\sigma 1$ であり、歪みの平均値は $\varepsilon 1$ である。また、第2関心領域64における応力は $\sigma 2$ であり、歪みの平均値は $\varepsilon 2$ である。第1関心領域63と第2関心領域64における応力の差は $\sigma 1 - \sigma 2$ となっており、第2関心領域64で掛かる応力は第1関心領域63で掛かる応力よりも小さいことが分かる。

10

【 0 0 6 5 】

統合演算部326は、第1関心領域弾性情報演算部322と第2関心領域弾性情報演算部324から第1関心領域63における弾性情報と第2関心領域64における弾性情報とを取得し、第1関心領域63と第2関心領域64の弾性情報の比を演算する際、統合演算部326は、弾性情報の比に応力の減衰に応じた補正係数を掛けて演算する。

【 0 0 6 6 】

例えば、統合演算部326は、下記数式に示すように、歪み比に応力の減衰に応じた補正係数を掛けて演算する。

【 0 0 6 7 】

20

{ 数1 }

$$\text{歪み比} \times \text{補正係数} = (\varepsilon 1 / \varepsilon 2) \times (\sigma 2 / \sigma 1)$$

このように、統合演算部326は、第1関心領域63と第2関心領域64の距離Dのときの応力の減衰の割合である補正係数($\sigma 2 / \sigma 1$)を求め、補正係数を歪み比に乘じることにより、深度に応じた応力の減衰の影響がなくなるように弾性情報の比を演算することができる。

【 0 0 6 8 】

なお、上記では、統合演算部326は、第2関心領域64における歪みの平均値を分母とし、第1関心領域63における歪みの平均値を分子とした歪み比($\varepsilon 1 / \varepsilon 2$)に補正係数($\sigma 2 / \sigma 1$)を掛けて演算したが、統合演算部326は、下記数式に示すように、演算することもできる。

30

【 0 0 6 9 】

{ 数2 }

$$\text{歪み比} \times \text{補正係数} = (\varepsilon 2 / \varepsilon 1) \times (\sigma 1 / \sigma 2)$$

このように、統合演算部326は、第1関心領域63における歪みの平均値を分母とし、第2関心領域64における歪みの平均値を分子とした歪み比($\varepsilon 2 / \varepsilon 1$)に補正係数($\sigma 1 / \sigma 2$)を掛けて演算することもできる。

【 0 0 7 0 】

本実施例によれば、統合演算部326は、第1関心領域63と第2関心領域64の深度に応じた応力の減衰の影響がなくなるように弾性情報の比を補正することができる。

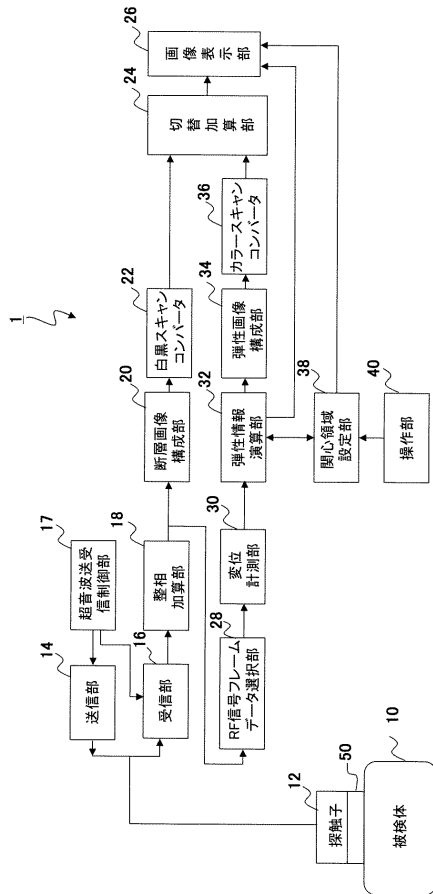
【 符号の説明 】

40

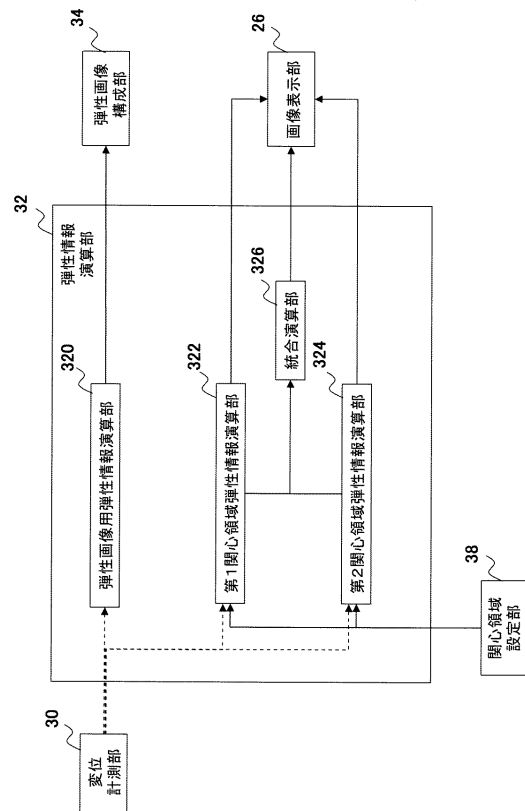
【 0 0 7 1 】

1 超音波診断装置、10 被検体、12 超音波探触子、14 送信部、16 受信部、17 送受信制御部、18 整相加算部、20 断層画像構成部、22 白黒スキャンコンバータ、24 切替加算部、26 画像表示器、28 RF信号フレームデータ選択部、30 変位計測部、32 弾性情報演算部、34 弾性画像構成部、36 カラースキャンコンバータ、38 関心領域設定部、40 操作部、50 参照変形体

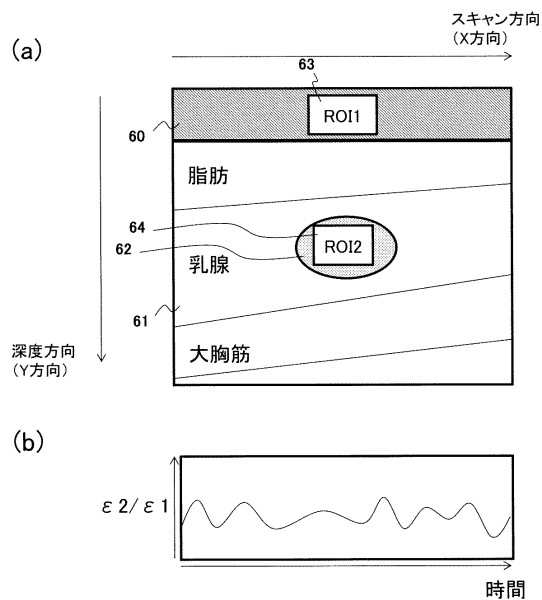
【 図 1 】



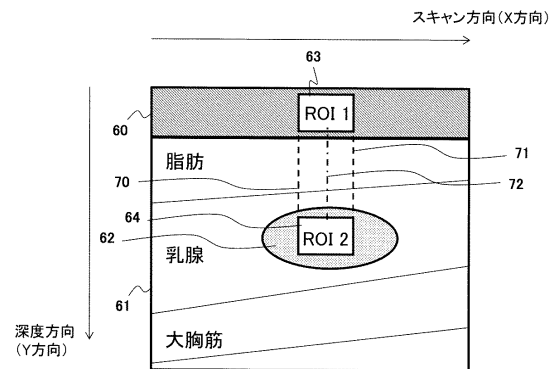
【 図 2 】



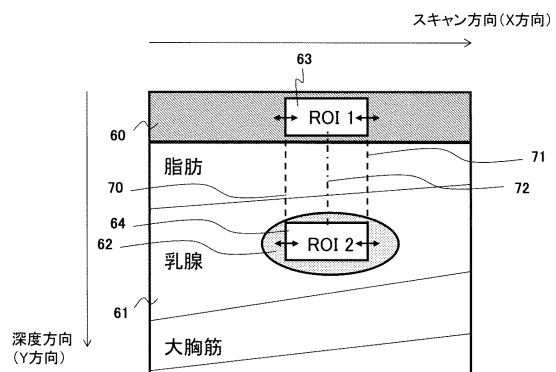
【 図 3 】



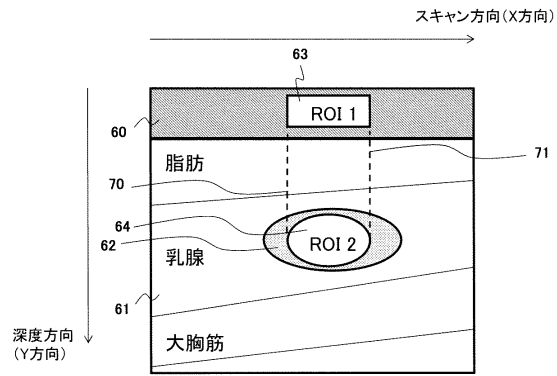
【 図 4 】



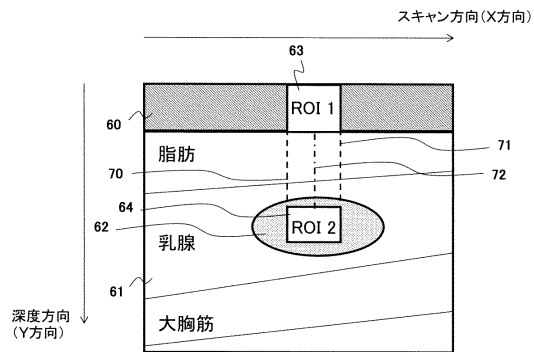
【 図 5 】



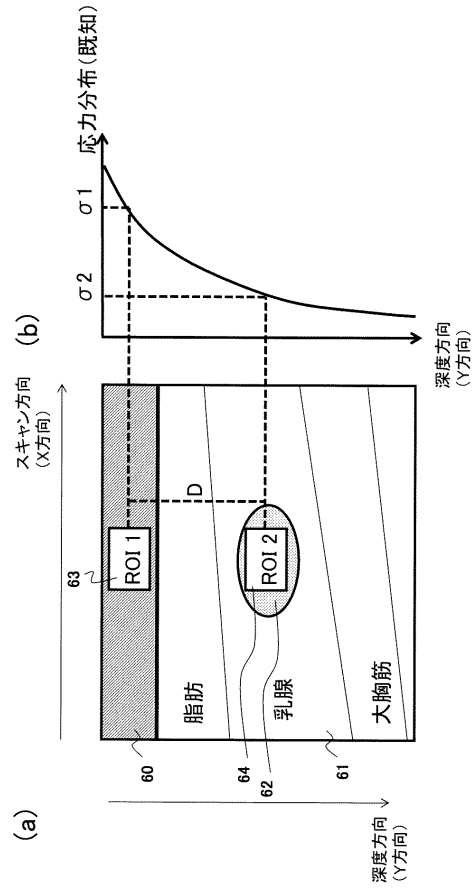
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5789599B2	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	JP2012510628	申请日	2011-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	松村剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/58		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
优先权	2011048509 2011-03-07 JP 2010093781 2010-04-15 JP		
其他公开文献	JPWO2011129237A1 JPWO2011129237A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在所述参考变形体中，为了在感兴趣的图像区域的区域通过设置的关注区域获得的弹性信息的基础上计算所述弹性信息的比率的超声波诊断装置的图像区域中设置的关注区域而得到的弹性信息弹性，以便提供基于基础上，通过超声波探头12向被检体10的断层部位的RF信号帧数据的断层部位的形变或弹性模量的超声波探头12，在断层部位生成图像一种超声诊断设备，包括弹性图像构建单元和用于显示弹性图像的显示单元，该超声诊断设备包括：超声换能器，包括第一可变形体，它设置的感兴趣区域，被检体10和关心区域设定部38的设定的在生物体组织的图像区域的第二感兴趣区域的区域中，基于所述第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的弹性信息，所述弹性信息以及用于计算比率的计算单元32。

(21) 出願番号	特願2012-510628 (P2012-510628)	(73) 特許権者	000153498
(36) (22) 出願日	平成23年4月6日 (2011.4.6)		株式会社日立メディコ
(36) 国際出願番号	PCT/JP2011/058688		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(37) 国際公開番号	WO2011/129237	(72) 発明者	松村 剛
(37) 国際公開日	平成23年10月20日 (2011.10.20)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成26年4月3日 (2014.4.3)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2011-48509 (P2011-48509)	審査官	富永 昌彦
(32) 優先日	平成23年3月7日 (2011.3.7)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2010-93781 (P2010-93781)	(56) 参考文献	国際公開第2006/121031 (W O, A1)
(32) 優先日	平成22年4月15日 (2010.4.15)		国際公開第2007/138881 (W O, A1)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		