

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/129237

発行日 平成25年7月18日(2013.7.18)

(43) 国際公開日 平成23年10月20日(2011.10.20)

(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 23 頁)

出願番号	特願2012-510628 (P2012-510628)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/058688		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成23年4月6日(2011.4.6)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2011-48509 (P2011-48509)	(72) 発明者	松村 剛
(32) 優先日	平成23年3月7日(2011.3.7)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2010-93781 (P2010-93781)	Fターム(参考)	4C601 DD19 GC04 JB35 JC06 JC37
(32) 優先日	平成22年4月15日(2010.4.15)		KK02 KK24 KK25 LL19
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

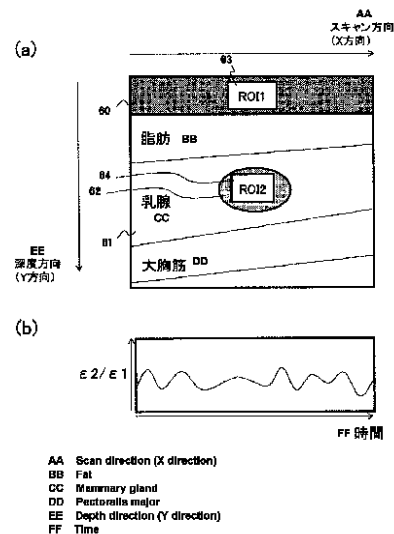
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

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超音波診断装置を提供するために、超音波探触子12と、超音波探触子12を介して被検体10の断層部位のRF信号フレームデータに基づいて断層部位における歪み又は弾性率に基づいて断層部位における弾性画像を生成する弾性画像構成部34と、弾性画像を表示する表示部26とを備えた超音波診断装置において、超音波探触子12の超音波送受信面に設置された参照変形体50の画像領域に第1関心領域を設定するとともに、被検体10の生体組織の画像領域に第2関心領域を設定する関心領域設定部38と、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報に基づいて、弾性情報の比を演算する演算部32とを備える。

【図3】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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、

前記超音波探触子の超音波送受信面に設置された参照変形体の画像領域に第1関心領域を設定するとともに、前記被検体の生体組織の画像領域に第2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、前記参照変形体の音響特性と前記被検体の生体組織の音響特性に基づいて前記第1関心領域と前記第2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、前記被検体の生体組織の画像領域における歪みが最も小さい領域に前記第2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】

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 5】

前記関心領域設定部は、前記第2関心領域の位置に合わせて前記第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関心領域の上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 7】

前記関心領域設定部は、前記第1関心領域の横幅が前記第2関心領域の横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 8】

前記関心領域設定部は、前記第1関心領域の縦幅が前記参照変形体の画像領域の縦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 9】

前記関心領域設定部は、前記第1関心領域を矩形状に設定し、前記第2関心領域を矩形状以外の形状に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 10】

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 11】

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【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ができなかつた。

20

【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ことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的を達成するため、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体の断層部位のRF信号フレームデータに基づいて断層部位における歪み又は弾性率に基づいて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、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、超音波探触子の超音波送受信面に設置された参照変形体の画像領域に第1関心領域を設定するとともに、被検体の生体組織の画像領域に第2関心領域を設定する関心領域設定部と、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報に基づいて、弾性情報の比を演算する演算部とを備える。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ができる。

30

【0008】

関心領域設定部は、参照変形体の音響特性と被検体の生体組織の音響特性に基づいて第1関心領域と第2関心領域を設定したり、被検体の生体組織の画像領域における歪みが最も小さい領域に第2関心領域を設定したり、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第1関心領域を設定したり、第2関心領域の位置に合わせて第1関心領域を設定したりすることができる。

40

【0009】

また、演算部は、第1関心領域と第2関心領域の深度に応じて弾性情報の比を補正することができる。

【発明の効果】

【0010】

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ことができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成を示すブロック図

【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

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

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。

【実施例1】

【0013】

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。

20

【0014】

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。

【0015】

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の表示に合うように変換するカラースキャンコンバータ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。

30

【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。

40

【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ル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。

50

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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、白黒スキャンコンバータ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。この白黒スキャンコンバータ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、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出すものである。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【0029】

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。

【0030】

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。

40

【0031】

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。

50

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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追従して、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。

20

【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の位置又は範囲に追従して、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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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)

20

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。

30

【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。

【0064】

40

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。

【0065】

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。

【0066】

50

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。

【0067】

{数1}

$$\text{歪み比} \times \text{補正係数} = (\varepsilon_1 / \varepsilon_2) * (\sigma_2 / \sigma_1)$$

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(σ_2 / σ_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。

【0068】

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(σ_2 / σ_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。

10

【0069】

{数2}

$$\text{歪み比} \times \text{補正係数} = (\varepsilon_2 / \varepsilon_1) * (\sigma_1 / \sigma_2)$$

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(σ_1 / σ_2)を掛けて演算することもできる。

【0070】

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。

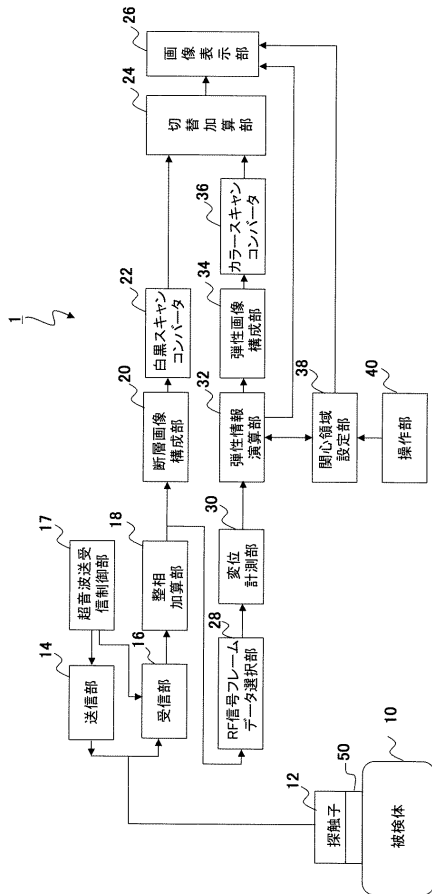
20

【符号の説明】

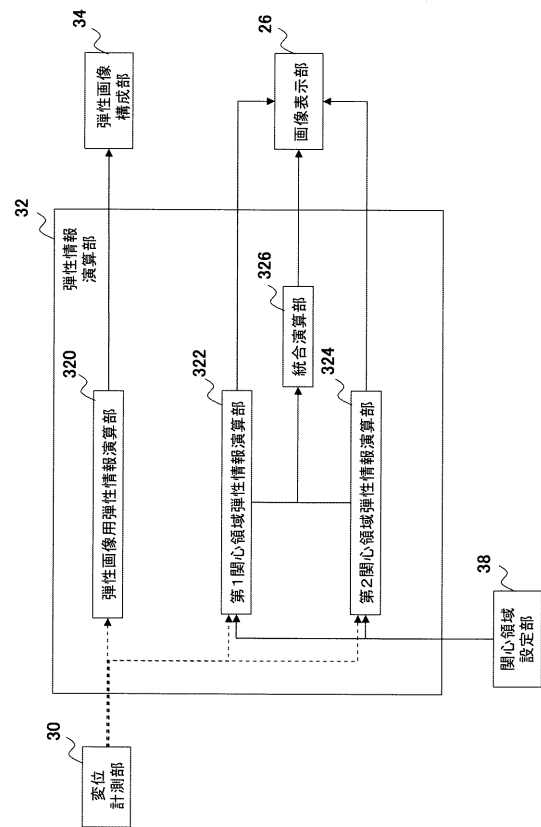
【0071】

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

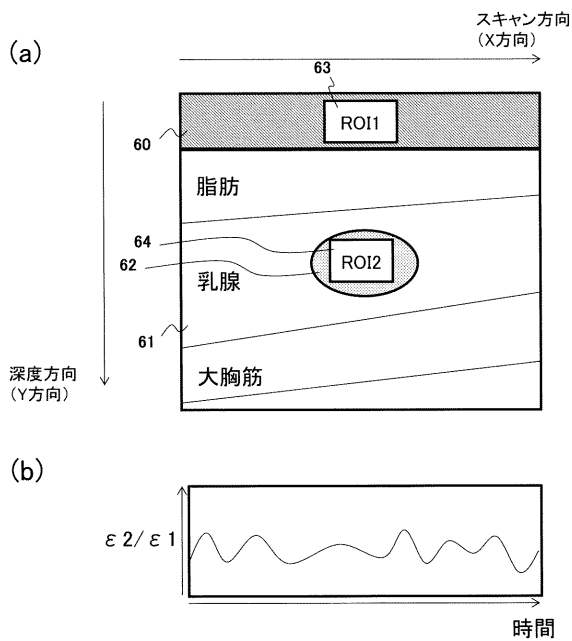
【図 1】



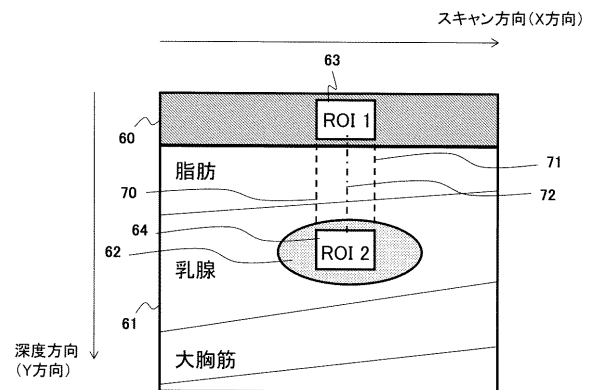
【図 2】



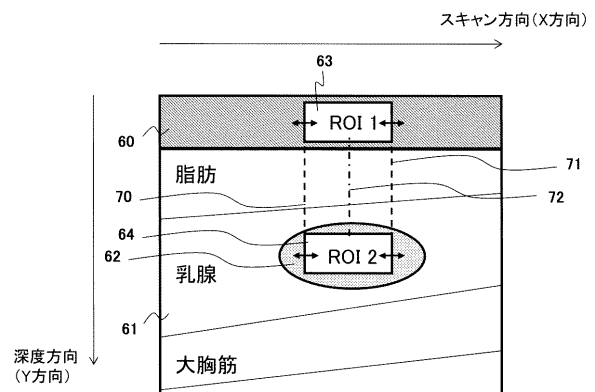
【図 3】



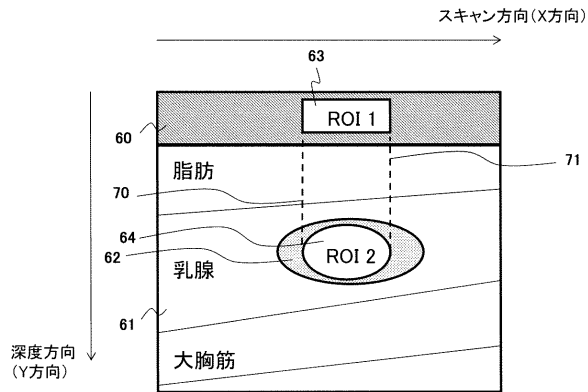
【図 4】



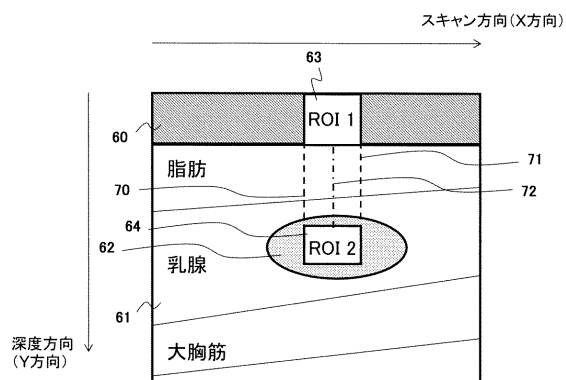
【図 5】



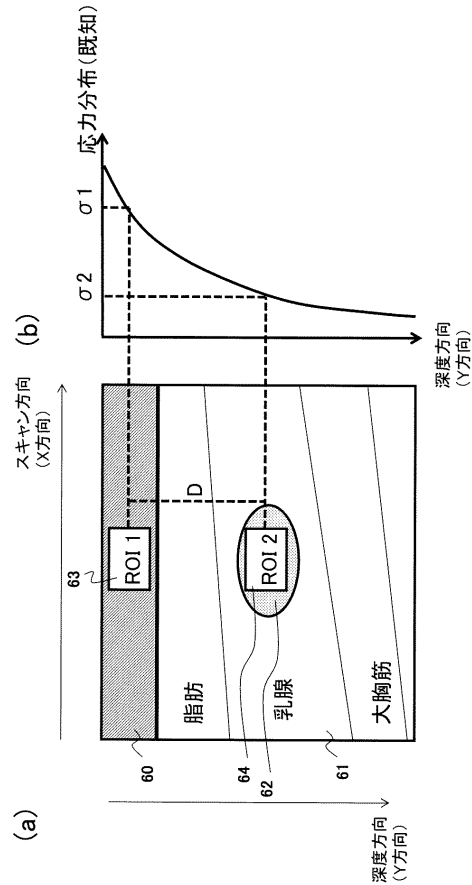
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/058688
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 1996-2011 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	WO 2006/121031 A1 (Hitachi Medical Corp.), 16 November 2006 (16.11.2006), entire text; all drawings & US 2009/0216123 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A	1-4, 8, 9
Y	WO 2006/013916 A1 (Hitachi Medical Corp.), 09 February 2006 (09.02.2006), paragraphs [0037] to [0040] & JP 3991282 B & US 2008/0071174 A1 & EP 1800603 A1 & CN 101065067 A	1-4, 8, 9
Y	JP 2009-39472 A (Hitachi Medical Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0042] to [0049]; fig. 3 (Family: none)	1-4, 8, 9
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 26 July, 2011 (26.07.11)		Date of mailing of the international search report 09 August, 2011 (09.08.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/058688

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 2004-321582 A (Toshiba Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraph [0087] (Family: none)	9
Y	JP 2004-121835 A (Hitachi Medical Corp.), 22 April 2004 (22.04.2004), paragraph [0027] & US 2006/0173292 A1 & EP 1543773 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	9
A	JP 2005-66041 A (Hitachi Medical Corp.), 17 March 2005 (17.03.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-4, 8, 9
A	WO 2007/138881 A1 (Hitachi Medical Corp.), 06 December 2007 (06.12.2007), entire text; all drawings & US 2009/0177084 A1 & EP 2030572 A1 & CN 101553172 A	1-4, 8, 9
A	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	1-4, 8, 9
A	JP 2009-261493 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 12 November 2009 (12.11.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-4, 8, 9
A	JP 7-55775 A (Kiyoshi NAKAYAMA), 03 March 1995 (03.03.1995), entire text; all drawings & US 5495771 A	1-4, 8, 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/058688

Box No. II	Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: 1. ☐ Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: 2. ☐ Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically: 3. ☐ Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box No. III	Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows: See extra sheet 1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims. 2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees. 3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: 4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: Claims 1-4, 8, 9 Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation. ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/058688

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

(Box No.III)

Document 1: WO 2006/121031 A1 (Hitachi Medical Corp.), 16 November 2006 (16.11.2006), entire text, all drawings

Document 2: WO 2006/013916 A1 (Hitachi Medical Corp.), 09 February 2006 (09.02.2006), paragraphs [0037] to [0040]

Document 3: JP 2009-39472 A (Hitachi Medical Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0042] to [0049]; fig. 3 (Family: none)

Document 4: JP 2004-321582 A (Toshiba Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraph [0087]

Document 5: JP 2004-121835 A (Hitachi Medical Corp.), 22 April 2004 (22.04.2004), paragraph [0027]

Document 1 discloses "an ultrasonic diagnostic device in which a reference region is set in the image region of reference plasmodium, and the ratio of elasticity information of the reference region to the biological tissue region of a subject is computed." In addition, it is a known technique to perform the computation concerning the elasticity information exclusively to an interest region (refer to documents 2, 3). Therefore, the inventions of claims 1, 4, 8 are merely the addition of the known technique to the invention disclosed in document 1, and do not provide any new effect, thus not having a special technical feature. Consequently, the claims involve four inventions (group) having the following special technical features.

Note that the inventions of claims 1, 4, 8 not having the special technical feature are classified into Invention 1.

(Invention 1) The inventions of claims 1-4, 8, 9

An ultrasonic diagnostic device in which a first interest region is set in the image region of reference plasmodium, a second interest region is set in the image region of the biological tissue of a subject, and when the ratio of elasticity information of the first interest region to the second interest region is computed, the second interest region is set on the basis of acoustic characteristics.

Note that the invention of claim 9 is merely the conversion of known techniques (refer to documents 4, 5) to the invention of claim 1, and does not provide any new effect, thus being classified into Invention 1.

(Invention 2) The inventions of claims 5-7

The ultrasonic diagnostic device in which the first interest region is set in the image region of the reference plasmodium, the second interest region is set in the image region of the biological tissue of the subject, and when the ratio of the elasticity information of the first interest region to the second interest region is computed, the first interest region is set in accordance with the second interest region.

(Invention 3) The invention of claim 10

The ultrasonic diagnostic device in which the first interest region is set in the image region of the reference plasmodium, the second interest region is set in the image region of the biological tissue of the subject, and when the ratio of the elasticity information of the first interest region to the second interest region is computed, the ratio of the

(continued to next extra sheet)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/058688

elasticity information is corrected according to the depth of the interest regions.

(Invention 4) The invention of claim 11

The ultrasonic diagnostic device in which the first interest region is set in the image region of the reference plasmodium, the second interest region is set in the image region of the biological tissue of the subject, the ratio of the elasticity information of the first interest region to the second interest region is computed, and stress-depth characteristics are displayed.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/058688	
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 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	WO 2006/121031 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.11.16, 全文、全図 & US 2009/0216123 A1 & EP 1880679 A1 & CN 101160099 A	1-4, 8, 9	
Y	WO 2006/013916 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.02.09, 段落番号 [0037] - [0040] & JP 3991282 B & US 2008/0071174 A1 & EP 1800603 A1 & CN 101065067 A	1-4, 8, 9	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 26.07.2011		国際調査報告の発送日 09.08.2011	
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) 五関 統一郎	2Q 2904
		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 1 / 0 5 8 6 8 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 2009-39472 A (株式会社日立メディコ) 2009.02.26, 段落番号【0042】～【0049】、【図3】 (ファミリーなし)	1-4, 8, 9
Y	JP 2004-321582 A (株式会社東芝) 2004.11.18, 段落番号【0087】 (ファミリーなし)	9
Y	JP 2004-121835 A (株式会社日立メディコ) 2004.04.22, 段落番号【0027】 & US 2006/0173292 A1 & EP 1543773 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	9
A	JP 2005-66041 A (株式会社日立メディコ) 2005.03.17, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4, 8, 9
A	WO 2007/138881 A1 (株式会社日立メディコ) 2007.12.06, 全文、全図 & US 2009/0177084 A1 & EP 2030572 A1 & CN 101553172 A	1-4, 8, 9
A	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	1-4, 8, 9
A	JP 2009-261493 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2009.11.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4, 8, 9
A	JP 7-55775 A (中山 淑) 1995.03.03, 全文、全図 & US 5495771 A	1-4, 8, 9

国際調査報告	国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 8 6 8 8
第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）	
法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。	
1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。 つまり、	
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、	
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。	
第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）	
次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。	
特別ページ参照	
1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。	
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。	
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。	
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。 請求項 1-4, 8, 9	
追加調査手数料の異議の申立てに関する注意	
☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。	
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。	
☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。	

(第III欄)

文献1 : WO 2006/121031 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.11.16, 全文、全図
 文献2 : WO 2006/013916 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.02.09,
 段落番号【0037】～【0040】
 文献3 : JP 2009-39472 A (株式会社日立メディコ) 2009.02.26,
 段落番号【0042】～【0049】、【図3】 (ファミリーなし)
 文献4 : JP 2004-321582 A (株式会社東芝) 2004.11.18, 段落番号【0087】
 文献5 : JP 2004-121835 A (株式会社日立メディコ) 2004.04.22,
 段落番号【0027】

文献1には“参照変形体の画像領域に基準領域を設定し、当該基準領域と被検体の生体組織の領域との弾性情報の比を演算する、超音波診断装置”が記載されている。また、弾性情報に関する演算を、関心領域に限定して行うことは周知技術である(文献2, 3参照)。したがって、請求項1, 4, 8に係る発明は、文献1に記載された発明に対して、周知技術を付加したものにならず、新たな効果を奏するものではないため、特別な技術的特徴を有しない。したがって、請求の範囲には、以下の特別な技術的特徴を有する4の発明(群)が含まれる。

なお、特別な技術的特徴を有しない請求項1, 4, 8に係る発明は、発明1に区分する。

(発明1) 請求項1-4, 8, 9に係る発明

参照変形体の画像領域に第1の関心領域を設定し、被検体の生体組織の画像領域に第2の関心領域を設定し、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報の比を演算する場合に、音響特性に基づいて第2関心領域を設定する、超音波診断装置。

なお、請求項9に係る発明は、請求項1に係る発明に対して周知技術(文献4, 5参照)の転換を行うものにならず、新たな効果を奏するものではないため、発明1に区分する。

(発明2) 請求項5-7に係る発明

参照変形体の画像領域に第1の関心領域を設定し、被検体の生体組織の画像領域に第2の関心領域を設定し、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報の比を演算する場合に、第2の関心領域に合わせて第1の関心領域を設定する、超音波診断装置。

(発明3) 請求項10に係る発明

参照変形体の画像領域に第1の関心領域を設定し、被検体の生体組織の画像領域に第2の関心領域を設定し、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報の比を演算する場合に、関心領域の深度に応じて弾性情報の比を補正する、超音波診断装置。

(発明4) 請求項11に係る発明

参照変形体の画像領域に第1の関心領域を設定し、被検体の生体組織の画像領域に第2の関心領域を設定し、第1関心領域と第2関心領域の弾性情報の比を演算し、応力-深度の特性を表示する、超音波診断装置。

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	JPWO2011129237A5	公开(公告)日	2014-05-22
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)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	松村剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/58		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/GC04 4C601/JB35 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL19		
优先权	2011048509 2011-03-07 JP 2010093781 2010-04-15 JP		
其他公开文献	JPWO2011129237A1 JP5789599B2		

摘要(译)

公开了一种超声波诊断装置，其基于在基准变形体的图像区域中设定的关注区域中获得的弹性和在目标的图像区域中设定的关注区域中获得的弹性来计算弹性率。现场。超声波诊断装置具备：超声波探头（12）；以及超声波探头（12）。弹性图像形成单元（34），该弹性图像形成单元（34）基于来自超声波探头（12）的被测量物（10）的断层图像的RF信号帧数据，生成断层图像的弹性图像。断层摄影部位的变形或弹性模量；显示部（26），其显示弹性图像。超声波诊断装置还具备：感兴趣区域设定部（38），其将第一感兴趣区域设定在配置于超声波探头的超声波收发面的基准可变形体（50）的图像区域中。（12），以及在被测量物体的活组织的图像区域中的第二关注区域；计算单元（32），其基于第一关注区域和第二关注区域的弹性来计算弹性率。