

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/061370

発行日 平成28年9月5日 (2016.9.5)

(43) 国際公開日 平成26年4月24日 (2014.4.24)

(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
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号 特願2014-541993 (P2014-541993)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/074271
(22) 国際出願日 平成25年9月9日 (2013.9.9)
(31) 優先権主張番号 特願2012-230488 (P2012-230488)
(32) 優先日 平成24年10月18日 (2012.10.18)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 100145735
弁理士 田村 尚隆
(72) 発明者 脇 康治
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
日立アロカメディカ
ル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 DD19 DD23 EE10 EE11
JC21 KK24 KK31

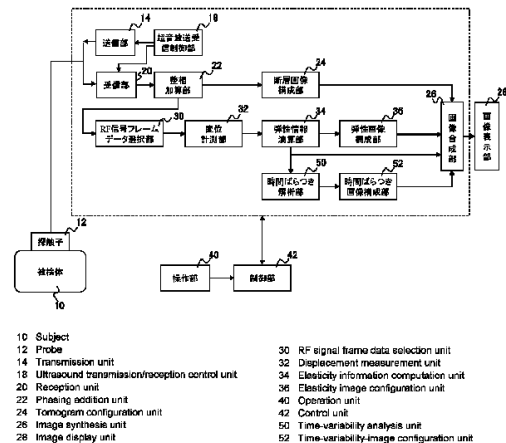
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像表示方法

(57) 【要約】

操作者に依存せず、安定した計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うことができる超音波診断装置及び超音波計測方法を提供する。

超音波探触子12を介して被検体の診断部位の断層画像を構成する断層画像構成部24と、硬さを示す弾性情報を演算する弾性情報演算部34と、弾性情報演算部34において演算された弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部36と、断層画像と弾性画像を表示する画像表示部28とを備えた超音波診断装置において、弾性情報演算部34で演算された弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解析する時間ばらつき解析部50と、時間ばらつき解析部で解析された時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成する時間ばらつき画像構成部52とを備え、画像表示部28は時間ばらつき画像を表示する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子を介して被検体の診断部位の断層画像を構成する断層画像構成部と、硬さを示す弾性情報を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部において演算された前記弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記断層画像と前記弾性画像を表示する画像表示部とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性情報演算部で演算された前記弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解析する時間ばらつき解析部と、前記時間ばらつき解析部で解析された時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成する時間ばらつき画像構成部とを備え、前記画像表示部は前記時間ばらつき画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記時間ばらつき画像構成部は、前記時間ばらつきが閾値より大きい計測点については前記時間ばらつき画像を構成し、前記時間ばらつきが閾値より小さい計測点については前記時間ばらつき画像を構成しない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】

前記時間ばらつき解析部は、複数の弾性情報のフレームを記憶する弾性情報フレーム記憶部と、複数の弾性情報のフレームから時間ばらつきを算出する時間ばらつき算出部を有してい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】

前記時間ばらつき算出部は、弾性情報の比、差、標準偏差、分散、変動係数のいずれか 1 つを用いて前記時間ばらつきを算出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記時間ばらつき算出部は、前記複数の弾性情報のフレームにおいて、前記断層画像と前記弾性画像の合成画像に設定された関心領域と各計測点における弾性情報の指標値を演算し、各計測点における弾性情報の指標値のばらつきを算出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記時間ばらつき算出部は、前記複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報の比の上限値と下限値の差を算出し、前記弾性情報の比の上限値と下限値の差が予め定められた閾値より大きい場合、時間ばらつきが大きいと算出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記時間ばらつき画像構成部は、前記弾性情報の比の上限値と下限値の差が予め定められた閾値より大きい場合、前記時間ばらつき画像を構成して前記画像表示部に表示させることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記時間ばらつき算出部は、前記弾性情報の変位が予め定められた閾値より大きい場合、時間ばらつきが大きいと算出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像表示部は、前記断層画像と前記時間ばらつき画像の合成画像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。

40

【請求項 10】

前記時間ばらつき画像が所定領域以上である場合、撮影し直すアラームを前記画像表示部に表示させる制御部を備え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】

前記時間ばらつき画像が表示された領域を認識し、前記時間ばらつき画像が表示された領域以外に関心領域を設定する制御部を備え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 12】

50

第1の関心領域と第2の関心領域を予め設定しておき、前記時間ばらつき画像構成部によって構成された前記時間ばらつき画像が前記第1の関心領域と前記第2の関心領域に重なる場合、前記弾性情報演算部によって前記第1の関心領域と前記第2の関心領域における弾性情報の指標値を演算しない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13】

前記弾性情報演算部における前記弾性情報の指標値の演算を行う演算時間を設定する演算時間設定部を備え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14】

断層画像と弾性画像を表示する画像表示方法において、
硬さを示す弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解析し、
時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成し、
前記時間ばらつき画像を表示することを特徴とする画像表示方法。

【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断層画像を表示する超音波診断装置及び画像表示方法に関する。

【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、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、被検体内の断層画像を構成して表示する。

【0003】

また、被検体の断層部位における組織の歪みを求め、その歪みに基づいて断層部位における弾性画像を生成して表示装置に表示し、表示装置に表示された断層画像若しくは弾性画像に複数の関心領域を設定し、各関心領域における弾性情報を指標値化し、該指標値を表示装置に表示することが行われている(特許文献1参照)。

【0004】

特許文献1によれば、診断部位の生体組織の硬さを定量的に評価することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】国際公開第W006/013916号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、操作者が複数の関心領域を断層画像若しくは弾性画像に手動で設定していたため、算出された弾性情報の指標値は操作者の設定に依存してしまうことになる。また、操作者は安定した計測位置に関心領域を設定して、計測を行っているかどうか確認することができなかった。

【0007】

そこで、本発明は、弾性情報の時間ばらつきに基づく時間ばらつき画像を表示することができる超音波診断装置及び画像表示方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の課題を解決するため、超音波探触子を介して被検体の診断部位の断層画像を構成する断層画像構成部と、硬さを示す弾性情報を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部において演算された前記弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記断層画像と前記弾性画像を表示する画像表示部とを備えた超音波診断装置において、前記弾性情報演算部で演算された前記弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解

10

20

30

40

50

析する時間ばらつき解析部と、前記時間ばらつき解析部で解析された時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成する時間ばらつき画像構成部とを備え、前記画像表示部は前記時間ばらつき画像を表示する。

【0009】

また、断層画像と弾性画像を表示する画像表示方法において、硬さを示す弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解析するステップと、時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成するステップと、前記時間ばらつき画像を表示するステップとを有する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、弾性情報の時間ばらつきに基づく時間ばらつき画像を表示することができる。

【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例示するブロック図。

【図2】本発明の時間ばらつき解析部の構成を例示するブロック図。

【図3】本発明の画像表示部の表示形態を例示する図。

【図4】本発明の画像表示部の表示形態を例示する図。

【図5】本発明の動作を示すフローチャート。

【図6】本発明の超音波診断装置の構成を例示するブロック図。

【図7】本発明の画像表示部の表示形態を例示する図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の超音波診断装置について、図面を参照して説明する。

【0013】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態の超音波診断装置を例示するブロック図である。

図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、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に時間間隔において超音波を繰り返し送信する送信部14と、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部20と、送信部14と受信部20を制御する超音波送受信制御部18と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号フレームデータを時系列に生成する整相加算部22と、整相加算部22で生成されたRF信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する断層画像構成部24と、断層画像と他の画像、数値情報などを合成する画像合成部26と、画像合成部26から出力される画像を表示する画像表示部28と、少なくとも2枚の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30と、選択されたRF信号フレームデータを用いて被検体10の生体組織の変位を計測する変位計測部32と、変位計測部32で計測された変位から弾性情報を求める弾性情報演算部34と、弾性情報演算部34で演算した弾性情報から弾性画像を構成する弾性画像構成部36と、操作者が操作するための操作部40と、操作部40の操作に応じて各構成要素を制御する制御部42と、弾性情報演算部34で演算した弾性情報から時間ばらつきを解析する時間ばらつき解析部50と、時間ばらつき解析部50で解析された時間ばらつきに基づいて時間ばらつき画像を構成する時間ばらつき画像構成部52とを備えている。図1で示す破線は、超音波診断装置の本体を示すものである。

【0014】

超音波探触子12は、複数の振動子を配設して形成されており、接触させた被検体10に振動子を介して超音波を送受信する。送信部14は、超音波探触子12を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定し、超音波探触子12を介して被検体10に時間間隔において超音波を繰り返し送信する。受信部20は、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を超音波探触子12を介して受信し、受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号(受波信号)を生成

10

20

30

40

50

する機能を有している。超音波送受信制御部18は、送信部14及び受信部20を制御し、超音波探触子12を介して被検体10に対して超音波を送受信させる。整相加算部22は、受信部20で受信された反射エコー信号を整相加算する。その際、整相加算部22は、受信部20で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して超音波断層データであるRF信号フレームデータを時系列に生成する。

【0015】

断層画像構成部24は、被検体10の断層部位のデータ、具体的には整相加算部22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(例えば、被検体10の白黒の濃淡断層画像)を構成する。また、断層画像構成部24は、図示はしないが、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。フレームメモリに記憶された被検体10内の断層画像データが1画像として取得され、取得された断層画像データがテレビ同期で読み出される。

10

【0016】

RF信号フレームデータ選択部30は、整相加算部22から出力されるRF信号フレームデータを記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ群から少なくとも2枚(一組)のRF信号フレームデータを選択する。例えば、RF信号フレームデータ選択部30は、整相加算部22から時系列、すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータを順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(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、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。

20

【0017】

変位計測部32は、被検体10の生体組織の変位を計測する。具体的に説明すると、変位計測部32は、RF信号フレームデータ選択部30により選択された1組のデータ、すなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元あるいは2次元相関処理を行って、断層画像の各計測点に対応する生体組織における変位を示すベクトル、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、ベクトルの検出にはブロックマッチング法もしくは位相勾配法を用いる。ブロックマッチング法においては、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、所定領域(例えば、後述するパラメータ取得領域)内のブロックに着目し、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化、すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。これにより、断層画像の各計測点の変位を求め、ベクトルの検出を行う。位相勾配法においては、受信信号の波の位相情報からその波の移動量を算出して断層画像の各計測点の変位を求め、ベクトルの検出を行う。

30

【0018】

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

40

【0019】

弾性情報演算部34は、被検体10の断層部位の超音波断層データに基づいて、断層部位における組織の歪み又は弾性率を求める。本実施形態において、弾性情報演算部34は、RF信号フレームデータ選択部30により選択されたRF信号フレームデータを用いて変位計測部32で計測された生体組織の変位情報、例えば移動ベクトルに基づいて断層画像上の各計測点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算する。なお、生体組織の弾性率を演算する際、弾性情報演算部34は、圧力計測部から出力される圧力値も加味している。

【0020】

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって

50

算出される。例えば、変位計測部32により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部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。

【0021】

また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = \Delta P(X) / \Delta S(X)$ という式によって求められる。このヤング率 Y_m から断層画像の各計測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。

【0022】

弾性画像構成部36は、弾性情報演算部34で求めた弾性情報に基づいて断層部位における弾性画像を構成する。弾性画像構成部36は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性フレームデータをフレームメモリに記憶し、記憶されたフレームデータに対し画像処理を行うようになっている。

10

【0023】

また、弾性画像構成部36は、弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有しており、弾性フレームデータに基づいて光の3原色である赤(R)、緑(G)、青(B)を付した画像データに変換する。例えば、弾性画像構成部36は、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換し、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

【0024】

時間ばらつき解析部50は、弾性情報演算部34で演算した弾性情報から各計測点(各画素)における時間ばらつきを解析する。時間ばらつき解析部50は、複数の弾性情報のフレームから各計測点における時間ばらつきを解析し、時間ばらつきが閾値より大きい計測点を算出する。時間ばらつきが大きい計測点とは、複数の弾性情報のフレーム間における弾性情報の指標値が安定しない(ばらついてしまう)計測点であり、弾性情報の指標値による計測を行うことができない計測点である。弾性情報の指標値とは、弾性情報の比、弾性情報の差などで指標化された値である。

20

【0025】

時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつき解析部50で解析された時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき度合いを示す時間ばらつき画像を構成する。時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつきが閾値より大きい計測点については時間ばらつき画像を構成し、時間ばらつきが閾値より小さい計測点については時間ばらつき画像を構成しない。

30

【0026】

画像合成部26は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部を備えて構成されており、 α ブレンディングに代表されるような手法にて断層画像と弾性画像の合成画像、断層画像と時間ばらつき画像の合成画像を作成する。フレームメモリは、断層画像構成部24からの断層画像データと弾性画像構成部36からの弾性画像データと時間ばらつき画像構成部52からの時間ばらつき画像データを記憶する。

【0027】

また、画像処理部は、フレームメモリに記憶された断層画像データと弾性画像データとを合成割合を変更して合成し、フレームメモリに記憶された断層画像データと時間ばらつき画像データとを合成割合を変更して合成する。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、それぞれ合成される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、弾性画像データ、時間ばらつき画像データ、及び画像処理部の合成画像データのうちから表示する画像を選択し、画像表示部28に表示させる。

40

【0028】

なお、画像合成部26は、操作部40を介して設定された画像表示条件等に基づいて制御部42によって制御されている。操作部40は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチペン、ジョイスティック等の操作デバイスを備えており、画像表示条件等の設定を行うことができる。

50

【 0 0 2 9 】

画像表示部28は、画像合成部26の画像選択部により選択された断層画像及び弾性画像、時間ばらつき画像等の画像を表示する。

【 0 0 3 0 】

ここで、図2を用いて時間ばらつき解析部50を説明する。時間ばらつき解析部50は、複数の弾性情報のフレームを記憶する弾性情報フレーム記憶部60と、複数の弾性情報のフレームから時間ばらつきを算出する時間ばらつき算出部62を有している。

【 0 0 3 1 】

弾性情報演算部34は、被検体10の断層部位の超音波断層データに基づいて、断層部位の各計測点における組織の歪み又は弾性率の弾性情報をフレーム毎に求めている。弾性情報フレーム記憶部60は、弾性情報演算部34から出力される複数の弾性情報のフレーム、例えば10フレームの弾性情報を記憶する。弾性情報フレーム記憶部60に記憶するフレーム数は、操作部40を介して任意に設定することができる。

10

【 0 0 3 2 】

超音波探触子12の圧迫周期に合わせて弾性情報フレーム記憶部60に記憶するフレーム数を設定することもできる。超音波探触子12の圧迫周期に合わせるのであれば、弾性情報フレーム記憶部60は圧迫1周期分の弾性情報のフレームを記憶する。

【 0 0 3 3 】

また、超音波の放射圧を用いて組織を変形させ、変位から弾性情報を計測する手法がある。超音波の放射圧の照射時間に合わせて弾性情報フレーム記憶部60に記憶するフレーム数を設定することもできる。超音波の放射圧の照射時間に合わせるのであれば、弾性情報フレーム記憶部60は超音波の放射圧の照射中の弾性情報のフレームを記憶する。

20

【 0 0 3 4 】

図3を用いて、時間ばらつき算出部62の算出手法について説明する。図3の左側に示すように、画像表示部28は、断層画像と弾性画像の合成画像を表示する。なお、画像表示部28は断層画像のみ表示していてもよい。

【 0 0 3 5 】

断層画像と弾性画像の合成画像では、断層画像における形態情報である正常組織70と腫瘍組織72に加えて、弾性画像における硬さ情報である硬化組織74が、断層画像における腫瘍組織72に重ね合わせて表示されている。腫瘍組織72が黒色で表示され、硬化組織74が青色で表示されたとすると、腫瘍組織72と硬化組織74が重なる部位に関しては、深い青色で表示されることになる。操作者は、深い青色で表示される部分が悪性腫瘍である可能性があるとして、観察することができる。

30

【 0 0 3 6 】

操作者は、操作部40を用いて、腫瘍組織72を含む領域に関心領域80を設定する。断層画像と弾性画像の合成画像における各計測点($X_1 \sim X_n, Y_1 \sim Y_n$)には計測点82がそれぞれ設定される。 n は自然数である。関心領域80は操作者が注目する領域であり、弾性情報の比の比較対象となる領域である。

【 0 0 3 7 】

操作部40で設定された関心領域80を、弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームに対応させることができる。すなわち、操作部40で設定された関心領域80の座標を、弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームの座標に対応させることができる。よって、複数の弾性情報のフレームの同じ位置に関心領域が設定されることになる。

40

【 0 0 3 8 】

時間ばらつき算出部62は、断層画像と弾性画像の合成画像に設定された関心領域80を弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームに対応させる。そして、時間ばらつき算出部62は、複数の弾性情報のフレームにおいて、断層画像と弾性画像の合成画像に設定された関心領域80と各計測点82における弾性情報の指標値をそれぞれ演算する。ここでは、弾性情報の指標値として弾性情報の比を例にあげて説明する。時間ばらつ

50

き算出部62は、弾性情報の比に基づいて各計測点において時間ばらつきを算出する。

【0039】

画像表示部28は、図3の下側に示すように、各計測点において弾性情報の比の時間変化をグラフで表示することもできる。ここでは、弾性情報である歪みを例にあげて説明する。関心領域80の歪みは ε_1 であり、計測点82の歪みは ε_2 である。関心領域80の歪み ε_1 と計測点82の歪み ε_2 は、それぞれの領域における歪みの平均値である。時間ばらつき算出部62は、歪みの比 $\varepsilon_2/\varepsilon_1$ (ε_{ratio})を演算する。画像表示部28には、時間ばらつき算出部62で演算された歪みの比 $\varepsilon_2/\varepsilon_1$ が時間とともに表示される。なお、弾性情報の歪みを例にあげて説明したが、変位、弾性率、粘性などのパラメータであってもよい。

【0040】

ここで、時間ばらつき算出部62は、複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報の指標値(弾性情報の比)のばらつきを算出する。時間ばらつき算出部62は、複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報の比の上限値と下限値の差D1を算出する。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より大きい場合、時間ばらつきが大きいと算出する。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さい場合、時間ばらつきが小さいと算出する。

【0041】

具体的には、計測点(X1,Y1)の場合、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さく、弾性情報の比のばらつきが小さい。時間ばらつき算出部62は、計測点(X1,Y1)を時間ばらつきが小さい計測点であると算出する。計測点(X2,Y2)の場合、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より大きく、弾性情報の比のばらつきが大きい。時間ばらつき算出部62は、計測点(X2,Y2)を時間ばらつきが大きい計測点であると算出する。このように、時間ばらつき算出部62は、断層画像と弾性画像の合成画像の各計測点(X1~Xn,Y1~Yn)における弾性情報の比の上限値と下限値の差と予め定められた閾値Th1とを比較して、各計測点における弾性情報の比のばらつきを算出する。

【0042】

時間ばらつき算出部62は、各計測点における弾性情報の比の上限値と下限値の差を用いて時間ばらつきを算出したが、各計測点において時間方向に弾性情報の標準偏差を取った下記式によって求めることもできる。

【0043】

【数1】

$$\sigma_{xy} = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^T (\varepsilon_{ratioxy}(t) - \bar{\varepsilon}_{ratioxy})^2}{T}}$$

σ_{xy} :各計測点の時間標準偏差 $\varepsilon_{ratioxy}$:各計測点の弾性情報比

$\bar{\varepsilon}_{ratioxy}$:各計測点の弾性情報比 時間平均

T:時間もしくはフレーム

また、時間ばらつき算出部62は、上記の他に、分散、変動係数などの代用が可能である。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の分散の大きさに基づいて時間ばらつきを算出した、弾性情報の変動係数の大きさに基づいて時間ばらつきを算出する。

【0044】

10

20

30

40

50

図3の右側に示すように、時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつき解析部50で解析された時間ばらつきが閾値より大きい計測点について、時間ばらつきが閾値より大きいことを示す時間ばらつき画像86を構成する。具体的には、時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつきが閾値より大きい計測点について識別される時間ばらつき表示バー84に基づいて、時間ばらつき画像86を構成する。

【0045】

時間ばらつき表示バー84は、時間ばらつきが大きい計測点について時間ばらつき画像が表示されるように設定されている。例えば、時間ばらつき表示バー84は、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より大きい場合、時間ばらつき画像が表示されるように設定され、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さい場合、時間ばらつき画像が表示されないように設定されている。

10

【0046】

すなわち、時間ばらつき画像構成部52は、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より大きい場合、時間ばらつき画像を構成して画像表示部28に表示させる。弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さい場合、時間ばらつき画像を構成しない。

【0047】

図3の右側に示すように、画像表示部28は、断層画像と時間ばらつき画像の合成画像を表示する。操作者は、時間ばらつき画像が表示された領域は時間ばらつきがある領域であると認識することができる。

20

【0048】

図4を用いて、時間ばらつき算出部62の他の算出手法について説明する。図4の左側に示すように、画像表示部28は、断層画像と弾性画像の合成画像を表示する。

【0049】

操作者は、操作部40を用いて、関心領域90を設定する。関心領域90を設定すると、断層画像と弾性画像の合成画像では、断層画像における形態情報である正常組織70と腫瘍組織72に加えて、弾性画像における硬さ情報である硬化組織74が、断層画像における腫瘍組織72に重ね合わせて表示されている。

【0050】

断層画像と弾性画像の合成画像の関心領域90における各計測点($X_a \sim X_m, Y_a \sim Y_m$)には計測点82がそれぞれ設定される。 a, m は自然数であり、 $a < m$ である。

30

【0051】

時間ばらつき算出部62は、弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームにおいて、設定された関心領域90と計測点82における弾性情報を算出する。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の変位に基づいて各計測点において時間ばらつきを算出する。

【0052】

画像表示部28は、図4の下側に示すように、各計測点において弾性情報の変位をグラフで表示することもできる。ここでは、弾性情報である歪みを例にあげて説明する。計測点82の歪みは ε_3 である。画像表示部28には、時間ばらつき算出部62で演算された歪み ε_3 が時間とともに表示される。なお、弾性情報の歪みを例にあげて説明したが、変位、弾性率、粘性などのパラメータであってもよい。

40

【0053】

ここで、時間ばらつき算出部62は、複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報のばらつきを算出する。時間ばらつき算出部62は、複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報の変位D2を算出する。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の変位D2が予め定められた閾値Th2より大きい場合、時間ばらつきが大きいと算出する。時間ばらつき算出部62は、弾性情報の変位D2が予め定められた閾値Th2より小さい場合、時間ばらつきが小さいと算出する。

【0054】

50

具体的には、計測点(X3,Y3)の場合、弾性情報の変位D2が予め定められた閾値Th2より小さく、弾性情報のばらつきが小さい。時間ばらつき算出部62は、計測点(X3,Y3)を時間ばらつきが小さい計測点であると算出する。計測点(X4,Y4)の場合、弾性情報の変位D2が予め定められた閾値Th2より大きく、弾性情報のばらつきが大きい。時間ばらつき算出部62は、計測点(X4,Y4)を時間ばらつきが大きい計測点であると算出する。このように、時間ばらつき算出部62は、弾性画像の表示領域である関心領域90の各計測点(Xa~Xm,Ya~Ym)における弾性情報の変位と予め定められた閾値Th2とを比較して、各計測点における弾性情報のばらつきを算出する。

【0055】

図4の右側に示すように、時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつき解析部50で解析された時間ばらつきが大きい計測点について、時間ばらつきが大きいことを示す時間ばらつき画像96を構成する。時間ばらつき画像96を表示する表示領域92は、弾性画像の表示領域として表示された関心領域90と同じ領域である。

【0056】

具体的には、時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつきが大きい計測点について識別される時間ばらつき表示バー94に基づいて、時間ばらつき画像96を構成する。時間ばらつき表示バー94は、時間ばらつきが大きい計測点について時間ばらつき画像が表示されるように設定されている。

【0057】

図4の右側に示すように、画像表示部28は、断層画像と時間ばらつき画像の合成画像を表示する。操作者は、時間ばらつき画像が表示された領域は時間ばらつきがある領域であると認識することができる。

【0058】

よって、操作者は、時間ばらつき画像が表示された領域は時間ばらつきがある領域であると認識することができるため、弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームにおいて、弾性情報演算部34は時間ばらつき画像が表示された領域以外で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。よって、操作者は、時間ばらつき画像が表示された領域以外に弾性情報の指標値を演算するための関心領域を設定すれば、時間ばらつきの影響を受けることなく、弾性情報の指標値の演算を行うことができる。つまり、安定した計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。

【0059】

なお、時間ばらつき画像が所定領域以上(例えば、画面の半分以上)であり、弾性情報演算部34によって弾性情報の指標値を演算することが適切でない場合、制御部42は、撮影し直すアラームを画像表示部28に表示させる。撮影し直し、時間ばらつき画像が所定領域より小さい(例えば、画面の半分より小さい)場合、制御部42は弾性画像が安定したとみなし、弾性情報演算部34によって弾性情報の指標値を演算する。時間ばらつき画像構成部52は、撮影し直した際の時間ばらつき画像を構成し、画像表示部28に更新した時間ばらつき画像を表示させることもできる。

【0060】

次に本実施形態の動作について図5を用いて説明する。

(S100)画像表示部28は、断層画像構成部24によって構成された断層画像と、弾性画像構成部36によって構成されたた歪み又は弾性率に基づく弾性画像の合成画像を表示する。

【0061】

(S102)断層画像と弾性画像の合成画像上の所定の計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うかどうかを選択する。弾性情報の指標値の演算を行なう場合、S104に進む。弾性情報の指標値の演算を行わない場合、終了する。

【0062】

(S104)操作部40を用いて、関心領域80を設定する。弾性画像の表示領域として関心領域90を設定してもよい。

【0063】

10

20

30

40

50

(S106)時間ばらつき解析部50は、複数の弾性情報のフレームにおいて、設定された関心領域と計測点における弾性情報の指標値若しくは変位を算出する。そして、弾性情報の指標値若しくは変位と予め定められた閾値とを比較して、各計測点における弾性情報のばらつきを算出する。

【0064】

(S108)時間ばらつき画像構成部52は、時間ばらつき解析部50で解析された時間ばらつきが大きい計測点について、時間ばらつきが大きいことを示す時間ばらつき画像86、96を構成する。

【0065】

(S110)操作者は、時間ばらつき画像が表示された領域以外に弾性情報の指標値を演算するための関心領域を設定し、弾性情報演算部34は弾性情報の指標値の演算を行なう。

10

【0066】

なお、時間ばらつき画像が表示された領域以外に弾性情報の指標値を演算するための関心領域は、自動で設定することもできる。具体的には、制御部42において、時間ばらつき画像が表示された領域を認識し、時間ばらつき画像が表示された領域以外に関心領域を設定する。制御部42は、時間ばらつき画像が表示された領域以外の弾性画像における硬さ情報である硬化組織74に第1の関心領域を設定し、時間ばらつき画像が表示された領域以外であり硬化組織74以外に第2の関心領域を設定する。弾性情報演算部34は、弾性情報フレーム記憶部60に記憶された複数の弾性情報のフレームにおいて、制御部42によって設定された第1の関心領域と第2の関心領域における弾性情報の指標値(例えば、弾性情報の比)を算出する。弾性情報演算部34によって演算された弾性情報の指標値は、画像合成部26を介して、画像表示部28に表示される。

20

【0067】

また、操作部40を介して第1の関心領域と第2の関心領域を予め設定しておき、時間ばらつき画像構成部52によって構成された時間ばらつき画像が第1の関心領域と第2の関心領域に重なる場合、弾性情報演算部34によって第1の関心領域と第2の関心領域における弾性情報の指標値を演算しない。制御部42は、撮影し直すアラームを画像表示部28に表示させる。時間ばらつき画像構成部52によって構成された時間ばらつき画像が第1の関心領域と第2の関心領域に重ならない場合、弾性情報演算部34によって第1の関心領域と第2の関心領域における弾性情報の指標値を演算する。弾性情報演算部34によって演算された弾性情報の指標値は、画像合成部26を介して、画像表示部28に表示される。

30

【0068】

以上、本実施形態によれば、超音波探触子12を介して被検体の診断部位の断層画像を構成する断層画像構成部24と、硬さを示す弾性情報を演算する弾性情報演算部34と、弾性情報演算部34において演算された弾性情報に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成部36と、断層画像と弾性画像を表示する画像表示部28とを備えた超音波診断装置において、弾性情報演算部34で演算された弾性情報から各計測点における時間ばらつきを解析する時間ばらつき解析部50と、時間ばらつき解析部で解析された時間ばらつきに基づいて、時間ばらつき画像を構成する時間ばらつき画像構成部52とを備え、画像表示部28は時間ばらつき画像を表示する。

40

【0069】

よって、弾性情報の時間ばらつきに基づく時間ばらつき画像を表示することができる。そして、時間ばらつき画像が表示された領域以外の安定した計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。つまり、操作者に依存せず、安定した計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。

【0070】

(第2の実施形態)

第2の実施形態について、図6、7を用いて説明する。第1の実施形態と異なる点は、図6に示すように、弾性情報演算部34における弾性情報の指標値の演算を行う演算時間を設定する演算時間設定部100を備える点である。

50

【 0 0 7 1 】

図7に示すように、時間ばらつき解析部50の時間ばらつき算出部62は、第1の実施形態で示すように、複数の弾性情報のフレームにおいて、各計測点における弾性情報の指標値(弾性情報の比)のばらつきを算出する。

【 0 0 7 2 】

図3に示すように、計測点(X2,Y2)の場合、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より大きく、弾性情報の比のばらつきが大きい。時間ばらつき算出部62は、計測点(X2,Y2)を時間ばらつきが大きい計測点であると算出したが、時間t1～時間t2の時間帯は安定している。安定している時間t1～時間t2の時間帯とは、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さくなる時間帯である。

10

【 0 0 7 3 】

図7に示すように、時間t1～時間t2の時間帯110は、弾性情報の比の上限値と下限値の差D1が予め定められた閾値Th1より小さくなる時間帯がある。つまり、時間t1～時間t2の時間帯110を安定している時間帯とみなすことができる。そこで、演算時間設定部100は、安定している時間t1～時間t2の時間帯を選択し、安定している時間t1～時間t2の時間帯110を演算時間設定部100の演算時間として設定する。画像表示部28は、安定している時間t1～時間t2の時間帯110を表示する。

【 0 0 7 4 】

弾性情報演算部34は、演算時間設定部100によって設定された時間t1～時間t2の時間帯110における弾性情報の指標値を演算する。時間t1～時間t2の時間帯から複数フレームを選択し、選択されたフレーム112における弾性情報の指標値を演算することもできる。画像表示部28は、選択されたフレーム112を表示する。

20

【 0 0 7 5 】

弾性情報演算部34は、時間t1～時間t2の時間帯で選択されるフレーム数を予め決めておけば、フレーム数に応じた弾性情報の指標値を演算することができる。例えば、フレーム数を10と設定しておけば、時間t1～時間t2の時間帯で10フレームを選択し、弾性情報演算部34は、選択された10フレームから弾性情報の指標値を演算することができる。

【 0 0 7 6 】

本実施形態によれば、時間ばらつき画像が表示された領域以外の安定した計測位置であり、かつ安定した時間帯で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。つまり、操作者に依存せず、安定した計測位置で弾性情報の指標値の演算を行うことができる。

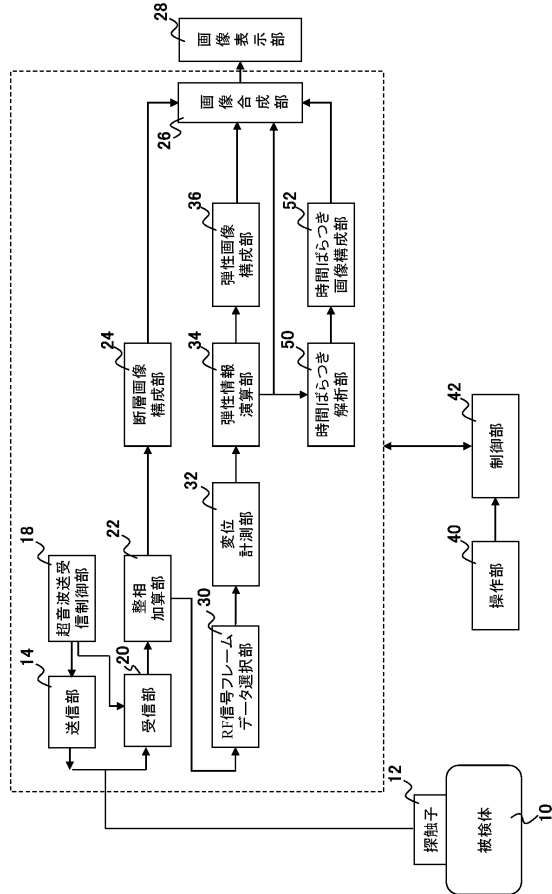
30

【 符号の説明 】

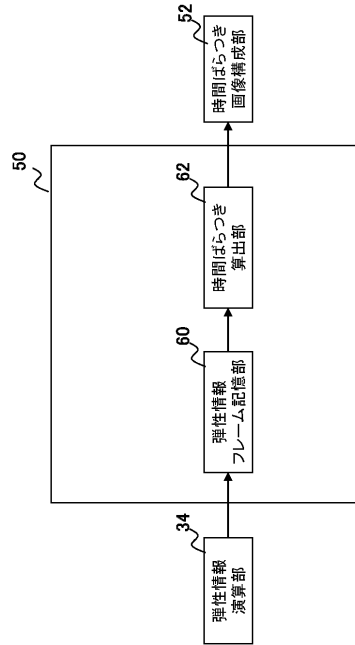
【 0 0 7 7 】

10 被検体、12 超音波探触子、14 送信部、18 超音波送受信制御部、20 受信部、22 整相加算部、24 断層画像構成部、26 画像合成部、28 画像表示部、30 RF信号フレームデータ選択部、32 変位計測部、34 弾性情報演算部、36 弾性画像構成部、40 操作部、42 制御部、50 時間ばらつき解析部、52 時間ばらつき画像構成部、60 弾性情報フレーム記憶部、62 時間ばらつき算出部

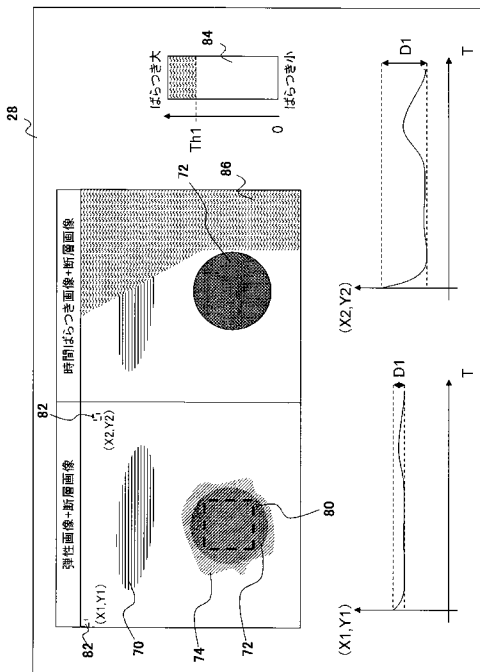
【 図 1 】



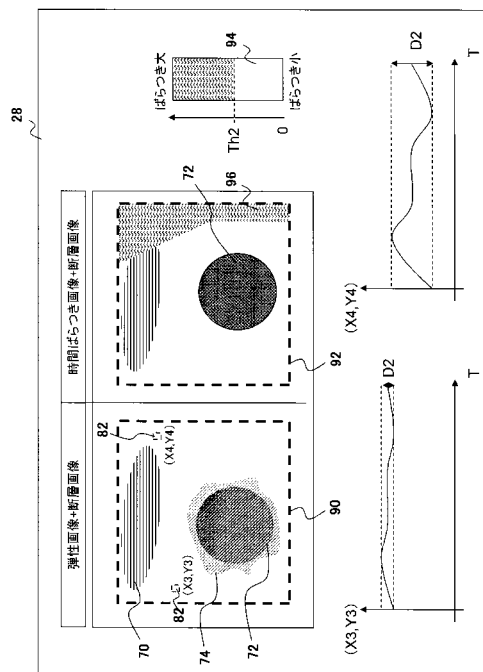
【 図 2 】



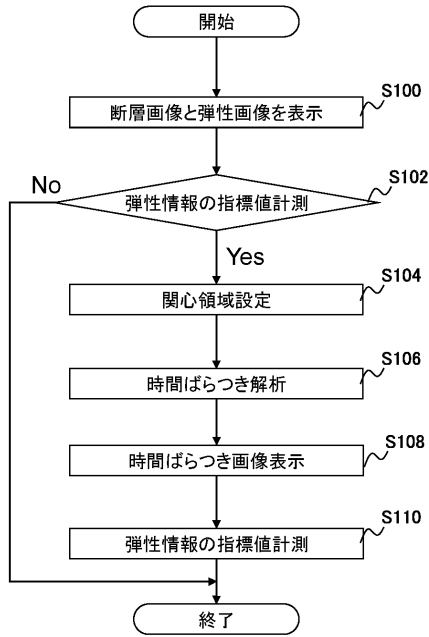
【 図 3 】



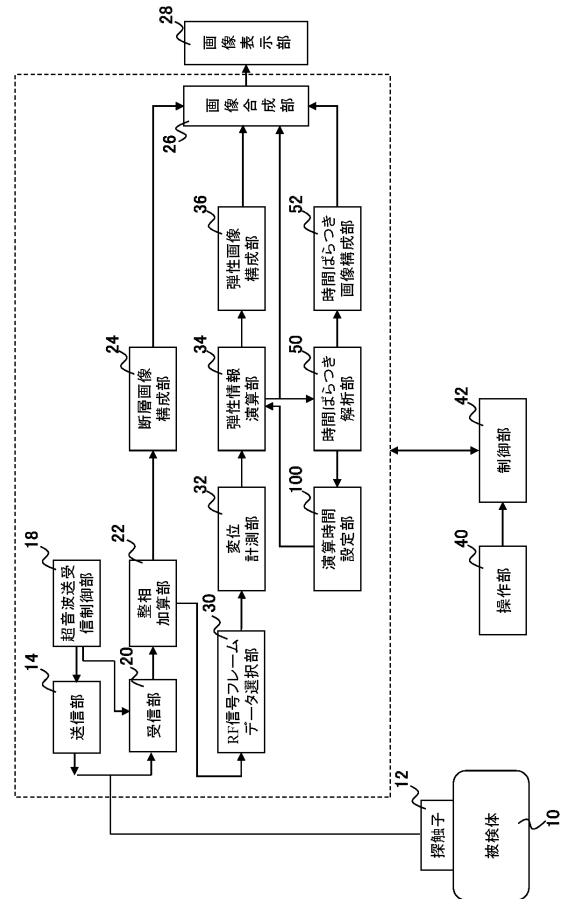
【 図 4 】



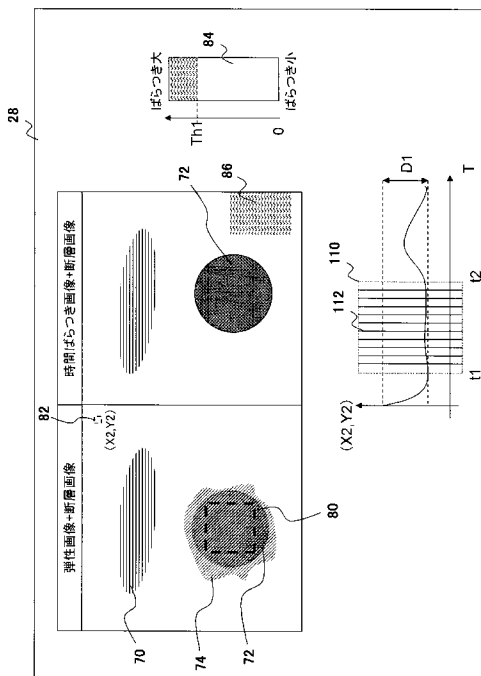
【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/074271
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) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2010-99292 A (GE Medical Systems Global Technology Company, L.L.C.), 06 May 2010 (06.05.2010), paragraphs [0017] to [0039]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1, 3-5, 9, 14 2, 6-8, 10-13
A	WO 2006/068079 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 June 2006 (29.06.2006), paragraphs [0098] to [0105]; fig. 2 & JP 4667394 B & US 2008/0103392 A1	1-14
A	JP 2007-312958 A (Hitachi Medical Corp.), 06 December 2007 (06.12.2007), abstract (Family: none)	1-14
☒ 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 25 September, 2013 (25.09.13)		Date of mailing of the international search report 08 October, 2013 (08.10.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074271

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/010626 A1 (Hitachi Medical Corp.), 27 January 2011 (27.01.2011), paragraphs [0013], [0014] & US 2012/0253195 A1	1-14
A	WO 2011/102401 A1 (Hitachi Medical Corp.), 25 August 2011 (25.08.2011), paragraph [0053] & US 2012/0321165 A1	1-14
A	WO 2004/105615 A1 (Hitachi Medical Corp.), 09 December 2004 (09.12.2004), page 46, lines 1 to 9 & JP 2004-351062 A & US 2007/0032726 A1 & EP 1629777 A1 & CN 1798524 A	1-14
A	WO 2009/072292 A1 (Panasonic Corp.), 11 June 2009 (11.06.2009), paragraph [0075] & JP 2011-36271 A	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 4 2 7 1	
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. A61B8/00-8/15			
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 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A	JP 2010-99292 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2010.05.06, 【0017】～【0039】、図1～5 (ファミリーなし)	1, 3-5, 9, 14 2, 6-8, 10-13	
A	W0 2006/068079 A1 (松下電器産業株式会社) 2006.06.29, [0098]-[0105]、図2 & JP 4667394 B & US 2008/0103392 A1	1-14	
A	JP 2007-312958 A (株式会社日立メディコ) 2007.12.06, 要約 (ファミリーなし)	1-14	
☒ 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 25.09.2013		国際調査報告の発送日 08.10.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 杉田 翠	2Q 3811
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 4 2 7 1
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
A	WO 2011/010626 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.01.27, [0013]、 [0014] & US 2012/0253195 A1	1-14
A	WO 2011/102401 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.08.25, [0053] & US 2012/0321165 A1	1-14
A	WO 2004/105615 A1 (株式会社日立メディコ) 2004.12.09, 第46頁 第1～9行 & JP 2004-351062 A & US 2007/0032726 A1 & EP 1629777 A1 & CN 1798524 A	1-14
A	WO 2009/072292 A1 (パナソニック株式会社) 2009.06.11, [0075] & JP 2011-36271 A	1-14

フロントページの続き

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

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

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像显示方法		
公开(公告)号	JPWO2014061370A1	公开(公告)日	2016-09-05
申请号	JP2014541993	申请日	2013-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 G06K9/46 G06K9/52 G06K2009/4666 G06T11/60 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	田村 尚隆		
优先权	2012230488 2012-10-18 JP		
其他公开文献	JP6358954B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声波诊断装置和超声波测量方法，其能够在不依赖操作者的情况下在稳定的测量位置处计算弹性信息的指标值。断层图像形成单元24，其通过超声探头12形成对象的诊断区域的断层图像；弹性信息计算单元34，其计算指示硬度的弹性信息；以及在弹性信息计算单元34中的计算。在包括基于弹性信息形成弹性图像的弹性图像形成单元36和显示断层图像和弹性图像的图像显示单元28的超声波诊断设备中，弹性信息计算单元34计算时间变化分析单元50从弹性信息分析每个测量点的时间变化，时间变化图像配置单元52基于时间变化分析单元分析的时间变化来配置时间变化图像。显示单元28显示时间变化图像。

