

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/024168

発行日 平成24年1月26日(2012.1.26)

(43) 国際公開日 平成22年3月4日(2010.3.4)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号 特願2010-526667 (P2010-526667)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2009/064538
(22) 国際出願日 平成21年8月20日(2009.8.20)
(31) 優先権主張番号 特願2008-222613 (P2008-222613)
(32) 優先日 平成20年8月29日(2008.8.29)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
(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
(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
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE11 JC20 JC37 KK01

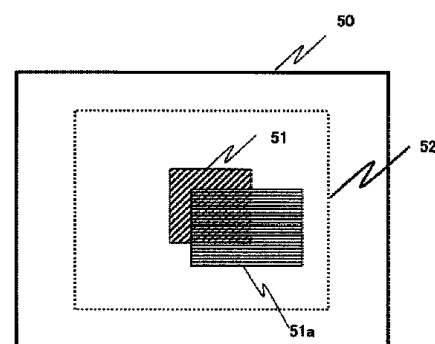
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

フリーズ画像上で関心領域(ROI)を変更しても、再計測することなく、変更後のROIの弾性画像を表示できるようにする。超音波診断装置1は、第1のROI設定部38と第2のROI設定部39とを有する制御部110を備えている。弾性情報演算部32は、制御部110の第1のROI設定部38によりROIが設定されると、ROIよりも大きい領域を演算領域とし、演算領域の断層画像上の各計測点に対応する組織の歪みや弾性率等を演算し、歪みや弾性率等に基づく弾性情報を生成し、弾性情報記憶部33に出力する。制御部110は、フリーズ画像表示状態において第2のROI設定部39によりROIの位置及び/又はサイズを変更する。弾性画像構成部34は、変更されたROIに対応する弾性情報を弾性情報記憶部33から読み出して、変更後のROIの弾性画像を形成して画像表示器26に表示する。

【図2】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子により受信された反射エコー信号に基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位における弾性情報を演算する弾性情報演算部と、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とからなる合成画像を生成する画像合成部と、前記合成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、

前記合成画像をフリーズさせるフリーズ制御部と、前記フリーズされた前記合成画像上に関心領域を設定する関心領域設定部とを設け、前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した関心領域の前記弾性情報に基づいて前記弾性画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記関心領域設定部により設定された前記関心領域の演算領域について前記弾性情報を演算して格納する前記弾性情報格納部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の前記合成画像を時系列的に格納する合成画像格納部を設けるとともに、前記弾性情報格納部は複数の前記合成画像に対応する前記弾性情報を時系列的に格納するものとされ、

20

前記フリーズ制御部は、前記合成画像格納部から読み出した合成画像を前記画像表示部に表示させると共に、該表示された合成画像をフリーズさせることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した複数の関心領域の前記弾性情報に基づいて、複数の関心領域の弾性画像を構成し、前記画像合成部に出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

30

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した前記複数の関心領域の前記弾性情報のうちの歪み情報に基づいて、前記複数の関心領域全体の前記歪み情報の平均値を求め、該求めた平均値を基準値として複数の前記関心領域の前記歪み情報を正規化する正規化演算部を備え、該正規化演算部により演算された前記歪み情報に基づいて前記複数の関心領域の弾性画像を構成して、前記画像合成部に出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

40

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

さらに、前記複数の関心領域上に計測領域をそれぞれ設定する計測領域設定部と、前記計測領域間の前記弾性情報の比を演算して前記画像表示部に表示する計測領域演算部とを備えてなることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域設定部は、前記関心領域の位置及び／又は大きさを設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記関心領域設定部は、新たな関心領域を追加設定して前記関心領域を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記合成画像は、前記断層画像と前記弾性画像を並べて表示する合成画像、又は前記断層画像と前記弾性画像を重ねて表示する合成画像であることを特徴とする請求項1に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、超音波診断装置に係り、被検体内の撮像対象部位の断層画像及び生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を表示する機能を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

10

【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、被検体内部から組織各部の音響インピーダンスに応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば超音波断層画像等の断層画像を構成して診断用に表示するものである。

【0003】

また、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て超音波受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの超音波受信信号のフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を生成して表示することが行われている(例えば、特許文献1)。

【0004】

20

また、操作者が設定した関心領域について弾性情報を演算し、その弾性情報に基づいて弾性画像を生成し、断層画像と弾性画像とを表示するようにしている(例えば、特許文献2)。

【0005】

特に詳細な診断を行う必要があるときは、例えば、断層画像と弾性画像とからな合成画像をフリーズさせ、そのフリーズされた合成画像により患部等の関心部位を観察することが行われている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

30

【特許文献1】特開2002-304399号公報

【特許文献2】特開2007-167291号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

ところで、例えばフリーズされた合成画像により病変部位等の観察を行う場合、設定した関心領域から外れた組織の部位の弾性情報と比較観察したい場合がある。この場合、フリーズされた合成画像上で関心領域を移動したり、大きさを変更して対比観察したい部位を含むように関心領域を変更することが考えられる。

【0008】

40

しかし、特許文献1等の従来技術によれば、弾性情報は変更前の関心領域についてしか求められていないから、関心領域を変更しただけでは、変更後の関心領域の弾性画像を構成できない。

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、フリーズされた合成画像上で関心領域を変更しても、再計測することなく、新たに設定された関心領域の弾性画像を表示できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】**【0010】**

本発明は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子により受信された反射エコー

50

信号に基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位における弾性情報を演算する弾性情報演算部と、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とからなる合成画像を生成する画像合成部と、前記合成画像を表示する画像表示部とを備えた超音波診断装置を前提構成とする。

【0011】

特に、上記課題を解決するため、前記合成画像をフリーズさせるフリーズ制御部と、前記フリーズされた前記合成画像上に関心領域を設定する関心領域設定部とを設け、前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した関心領域の前記弾性情報に基づいて前記弾性画像を構成することを特徴とする。

10

【0012】

このように、例えば、リアルタイム計測中に詳細観察したい合成画像が表示されたときにフリーズさせ、そのフリーズされた合成画像上の関心領域を変更すると、弾性画像構成手段により変更後の関心領域の弾性情報に基づいて、変更後の関心領域の弾性画像が構成されて、合成画像が構成表示される。

【0013】

ここで、合成画像は、断層画像と弾性画像を並べて表示する合成画像、両者を重ねて表示する合成画像などの合成画像を含む。これにより、フリーズされた合成画像上で関心領域を変更しても、再計測することなく、新たに設定された関心領域の弾性画像を表示できるから、使い勝手を向上することができる。

20

【0014】

また、前記関心領域設定部により設定された前記関心領域の演算領域について前記弾性情報を演算して格納する前記弾性情報格納部を備えてもよい。

【0015】

ここで、弾性情報演算手段は、関心領域よりも大きい演算領域について弾性情報を演算して弾性情報格納手段に格納することができる。また、関心領域よりも大きい演算領域は、最大で断層画像等の視野領域まで拡大設定することができるが、病変部位又は観察部位に応じて演算領域の大きさを設定することが好ましい。また、関心領域設定手段は、関心領域の位置及び/又は大きさを設定することができる。

【0016】

この場合において、複数の前記合成画像を時系列的に格納する断層画像格納手段を設けるとともに、前記弾性情報格納手段は複数の前記合成画像に対応する前記弾性情報を時系列的に格納するものとされ、前記フリーズ制御手段は、前記合成画像格納手段から読み出した断層画像を前記画像表示手段に表示させると共に、該表示された合成画像をフリーズさせる構成とすることができる。これによれば、一定の計測を行なって断層画像、合成画像及び弾性情報をシネメモリやフレームメモリ等に時系列的に記憶しておき、その計測後にシネメモリ等の断層画像あるいは合成画像を再生し、詳細観察したい合成画像をフリーズさせ、そのフリーズされた合成画像上で関心領域を設定することにより、再計測することなく、対比観察したい複数の部位の弾性画像が表示されるから、使い勝手を向上できる。

40

【0017】

また、前記関心領域設定手段は、フリーズされた合成画像上に複数の関心領域を設定することができるが、この場合は、弾性画像構成手段は、複数の関心領域の弾性情報を弾性情報格納手段から読み出して、複数の関心領域の弾性画像を構成して、画像合成手段に出力する構成とすることができる。

【0018】

さらに、フリーズされた合成画像上に複数の関心領域を設定した場合、前記弾性画像構成手段は、前記関心領域設定手段が設定した前記複数の関心領域の前記弾性情報のうちの歪み情報を前記弾性情報格納手段から読み出して、前記複数の関心領域全体の前記歪み情報の平均値を求め、該求めた平均値を基準値として複数の前記関心領域の前記歪み情報を

50

正規化する正規化演算手段を備え、該正規化演算手段により演算された前記歪み情報に基いて前記複数の関心領域の弾性画像を構成して、前記画像合成手段に出力する構成とすることができる。通常、歪み情報は関心領域ごとの相対的な情報であるから、異なる関心領域間の歪み情報はそのままでは対比できない。この点、複数の関心領域の歪み情報を平均値を基準値として正規化することにより、異なる関心領域間の歪み情報を相対的に把握できるから、対比することができる。

【0019】

また、フリーズされた合成画像上に複数の関心領域を設定した場合、前記複数の関心領域上に計測領域をそれぞれ設定する計測領域設定手段と、前記計測領域間の前記弾性情報の比を演算して前記画像表示手段に表示する計測領域演算手段とを備えて構成することができる。これによれば、離れて設定される複数の関心領域の弾性画像の色相や輝度等の違いにより注目部位の弾性情報を比較するのは難しいが、弾性情報の比が表示されれば比較が容易になる。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、フリーズされた合成画像上で関心領域を変更しても、再計測することなく、新たに設定された関心領域の弾性画像を表示ことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明を適用した第1の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】図1の弾性情報演算部にて演算する演算領域を説明する図

【図3】図1のシネメモリに記憶される断層画像のフレームデータと弾性情報記憶部記憶される弾性情報のフレームデータの関係を示す図

【図4】図1の超音波診断装置のフリーズ時の関心領域の変更処理の流れを示すフローチャート

【図5】図4の処理における関心領域の変更状態を説明するための図

【図6】図1の超音波診断装置のフリーズ時の関心領域の変更処理の流れの変形例を示すフローチャート

【図7】図6の処理における関心領域の変更状態を説明するための図

【図8】本発明を適用した第2の実施形態の超音波診断装置のフリーズ時の関心領域の変更処理の流れを示すフローチャート

【図9】図8の処理における関心領域の変更状態を説明するための図

【図10】本発明を適用した第3の実施形態の超音波診断装置のROI設定部における一例を説明する図

【図11】第3の実施形態のROI設定部における他の例を説明する図

【図12】第3の実施形態のROI設定部におけるさらに他の実施例を説明する図

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置を実施形態に基いて説明する。

【0023】

(第1の実施形態)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施形態について、図1乃至図9を用いて説明する。図1は本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は本実施形態の弾性情報演算部にて演算する演算領域を説明する図、図3は本実施形態のシネメモリに記憶される断層画像のフレームデータと弾性情報記憶部記憶される弾性情報のフレームデータの関係を示す図、図4は本実施形態における合成画像をフリーズして行う関心領域の変更処理の流れを示すフローチャート、図5は図4の処理における関心領域の変更状態を説明するための図、図6は本実施形態のフリーズ時の関心領域の変更処理の流れの変形例1を示すフローチャート、図7は図6の処理における関心領域の変更状態を説明するための図、図8は図1の本実施形態のフリーズ時の関心領域の変更処理の流れの変形例2を示すフロー

チャート、図9は図8の処理における関心領域の変更状態を説明するための図である。

【0024】

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から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部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。

【0025】

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。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。受信部16は、超音波探触子12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受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。

【0026】

また、超音波診断装置1には、整相加算部18にて整相加算されたRF信号をフレームデータとしたRF信号フレームデータに基づいて、被検体の濃淡断層画像、例えば(白黒)断層画像を構成する断層画像構成手段としての断層画像構成部20と、断層画像構成部20の出力信号を画像表示手段としての画像表示器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、断層画像と弾性画像(後述)とを合成割合を変更して合成画像を生成する画像合成手段としての切替合成部24が設けられている。

【0027】

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。白黒スキャンコンバータ22から出力される白黒の断層画像は、切替合成部24に入力される。

【0028】

また、超音波診断装置1には、整相加算部18から出力されるRF信号フレームデータを記憶し、計測時間が異なる2枚のフレームデータを選択するRFフレームデータ選択部28と、被検体10の組織の変位を計測する変位計測部30と、変位計測部30で計測された変位情報から歪み又は弾性率、粘性等の弾性情報である弾性フレームデータを求める弾性情報演算手段としての弾性情報演算部32と、弾性情報演算部32で演算した弾性情報を格納する弾性情報格納手段としての弾性情報記憶部33と、弾性情報記憶部33からカラーの弾性画像(以下、単に弾性画像と記す)を構成する弾性画像構成手段としての弾性画像構成部34と、弾性画像構成部34の出力信号を画像表示器26の表示形態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。

【0029】

なお、弾性情報演算部32が弾性率を求める場合は、各計測点における応力データが必要である。そこで、弾性率を求めるために、超音波診断装置1には、圧力計測部101が設けられ、圧力計測部101が検出する探触子12の超音波送受面の周囲に設けられた圧力センサ(図示せず)の検出信号に基づいて、弾性情報演算部32は被検体10内部の計測点における応力を演算するようになっている。

【0030】

また、超音波診断装置1は、切替合成部24及び画像表示器26により白黒の断層画像とカラーの弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたりすることができる。また、シネメモリ100は、画像格納手段を構成するものであり、切替合成部24で合成された断層画像及び/又は弾性画像が画像フレームデータとして記憶されるようになっている。なお、シネメモリ100は、選択された画像データをMOなどの記録メディア(図示せず)へ転送することが可能に構成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

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格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から1組すなわち計測時間が異なる2つの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28は、整相加算部18から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータをRF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 3 2 】

10

変位計測部30は、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次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する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、例えばブロックマッチング法や相関法などの周知の手法を用いる。例えば、ブロックマッチング法は、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 3 3 】

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に基づいて、設定された関心領域よりも大きい演算領域の各計測点の歪みを求め、歪みフレームデータを生成して弾性情報記憶部33に記憶させるようになっている。また、弾性情報演算部32は、歪みと、圧力計測部101から出力される各計測点の圧力(応力)に基づいて、演算領域の各計測点の組織の弾性率を演算し、弾性率フレームデータを生成して弾性情報記憶部33に記憶させるようになっている。

20

【 0 0 3 4 】

このとき、歪みは、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101により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み値 $S(X)$ 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、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率の一例としてのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (P(X)) / S(X)$ 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組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性情報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ひずみに対する比である。

30

【 0 0 3 5 】

弾性情報記憶部33は、弾性情報演算部32によって演算された歪みや弾性率などの弾性フレームデータを記憶するものである。なお、弾性情報は、組織の硬さ又は軟らかさを示す情報であって、例えば、変位量、歪み量、弾性率等の物理量や、これら物理量と相関のある係数等である。

40

【 0 0 3 6 】

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情報をフレームメモリに確保し、確保された弾性情報に対し画像処理を行うものである。

【 0 0 3 7 】

カラーキャンコンバータ36は、弾性画像構成部34からの弾性情報に色相情報を付与する機能を有したものである。つまり、弾性情報に基づいて、例えば光の3原色すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換するものである。

【 0 0 3 8 】

例えば、関心領域全体の歪みの平均値を基準値として各計測点での歪みを正規化して、

50

歪みが大きい計測点の色相を赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい計測点の色相を青色コードに変換して歪みの分布を表す。なお、カラスキャンコンバータ36に代えて、白黒スキャンコンバータを用いることができる。この場合は、歪みが大きく計測された領域は輝度を明るく、逆に歪みが小さく計測された領域は輝度を暗くすることにより、歪みの分布を表すことができる。

【0039】

切替合成部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、例えば合成割合を変更して合成するものである。合成画像は、断層画像と弾性画像を並べて表示する合成画像、断層画像と弾性画像を重ねて表示する合成画像などの合成画像を含む。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器26に表示する画像を選択するものである。

10

【0040】

超音波診断装置1は、装置内部の各部を制御する制御部110を備えている。制御部110は、弾性画像を生成する領域である関心領域(以下、ROI)を設定する関心領域設定手段としての第1のROI設定部38を備えて構成されている。また、制御部110は、入力される指令に

20

【0041】

次に、本実施形態の特徴部の構成について説明する。本発明の第1の特徴部は、合成画像をフリーズさせるフリーズ制御部と、フリーズされた合成画像上に関心領域を設定する関心領域設定部(第2のROI設定部39)とを設け、弾性画像構成部34は、関心領域設定部(第2のROI設定部39)が設定した関心領域の弾性情報に基づいて弾性画像を構成する。

【0042】

また、本発明の第2の特徴部は、第1の特徴に加えて、制御部110に設けられた計測領域設定部40と、計測演算部42を備えたことにある。第2の特徴については、後述の第2の実施形態において説明する。

30

【0043】

第1の特徴に係る弾性情報演算部32及び弾性情報記憶部33は、上述したとおりの構成を有している。また、第2のROI設定部39は、画像表示器26に表示されたフリーズされた合成画像に表示された第1のROI設定部38で設定されたROIを変更する関心領域変更手段である。弾性画像構成部34は、第2のROI設定部39により変更されたROIの座標データを取り込み、その座標データに対応する領域の弾性情報を弾性情報記憶部33から読み出して、変更後のROIの弾性画像を生成するようになっている。これにより、カラスキャンコンバータ36と切替合成部24を介して、変更後のROIの弾性画像の合成画像が画像表示器26に表示されるようになっている。

40

【0044】

一方、弾性情報演算部32は、図2に示すように、白黒スキャンコンバータ22からの断層画像50上にて、制御部110の第1のROI設定部38によりROI51が設定されると、ROI51よりも予め設定された大きい領域を演算領域52とし、この演算領域52の断層画像上の各計測点に対応する組織の歪みや弾性率等を演算し、その歪みや弾性率等に基づく弾性情報、すなわち弾性フレームデータを生成し、弾性情報記憶部33に出力する。

【0045】

弾性画像構成部34は、弾性情報記憶部33に格納された弾性情報に基づき、設定されたROI51の弾性画像を構成(生成)し、生成した弾性画像を切替合成部24に出力するようになっている。

50

【 0 0 4 6 】

また、シネメモリ100は、図3に示すように、白黒スキャンコンバータ22から出力される断層画像データを順次、フレーム単位の断層画像フレームデータ($Px-(n-1)$ 、 $Px-(n-2)$ 、 $Px-(n-3)$ 、 \dots 、 Pi 、 \dots 、 Px)を記憶する(なお、ここで n 、 i 、 x は自然数)。一方、弾性情報記憶部33は、このシネメモリ100が記憶する断層画像フレームデータに対して時刻データにより関連付けられた弾性情報からなる、弾性情報フレームデータ($Dx-(n-1)$ 、 $Dx-(n-2)$ 、 $Dx-(n-3)$ 、 \dots 、 Di 、 \dots 、 Dx)を記憶する。

【 0 0 4 7 】

なお、弾性情報フレームデータ($Dx-(n-1)$ 、 $Dx-(n-2)$ 、 $Dx-(n-3)$ 、 \dots 、 Di 、 \dots 、 Dx)は、時系列的に断層画像フレームデータ($Px-(n-1)$ 、 $Px-(n-2)$ 、 $Px-(n-3)$ 、 \dots 、 Pi 、 \dots 、 Px)に対応しているが、弾性情報が隣接フレーム間ではなく何フレームか毎に演算される場合は、時間的に直近の過去の弾性情報フレームデータを断層画像フレームデータに対応するものとして扱う。すなわち、弾性情報は、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群の中から、計測時間が異なる2つのRF信号フレームデータを選択して演算されるので、演算に用いる1組のRF信号フレームデータが隣接した1組のRF信号フレームデータとは限らないからである。

【 0 0 4 8 】

制御部110から、図示しない入力部を介して合成画像をフリーズさせるフリーズ指示が入力されると、リアルタイム計測時には、切替合成部24のフレームメモリから画像表示器26に出力されている最新の断層画像 Px と弾性画像 Dx が静止画像としてフリーズ表示される。また、リアルタイム計測時に限らず、制御部110から入力される指令に応じて、シネメモリ100に記憶されている画像フレームデータを再生して画像表示器26に表示することができるようになっている。

【 0 0 4 9 】

弾性情報 Dx は、図2にて説明したように、ROI51よりも大きい領域である演算領域52について演算されたものである。本実施形態では、弾性画像構成部34は、例えばリアルタイム計測時の合成画像がフリーズされる。そして、フリーズされた合成画像上に、第2のROI設定部39からROI51の変更(位置又は/及びサイズ)の指示に基づき、フリーズ表示されている合成画像に対応する変更したROI51aが表示される。一方、弾性画像構成部34は、第2のROI設定部39から入力されるROI51aの座標データに基いて、弾性情報記憶部33に記憶されている演算領域52内の弾性情報 Dx を用いて弾性画像を構成してカラスキャンコンバータ36に出力する。これにより、画像表示器26には、変更されたROI51aの弾性画像が表示される。

【 0 0 5 0 】

なお、リアルタイム計測時ではなく、シネメモリ100に記憶された画像フレームデータを再生表示してフリーズさせる場合も、そのフリーズされた合成画像のROI51aに対応する領域の弾性情報が弾性記憶部33から読み出されて、画像表示器26の弾性画像が変更される。

【 0 0 5 1 】

次に、フリーズされた合成画像の表示状態において、第2のROI設定部39にてROI51aの位置、サイズを変更する処理の流れを、図4を参照して説明する。なお、この具体例では、制御部110は、フリーズされた合成画像の表示状態において第2のROI設定部39によりROI51aの位置、サイズを変更する。具体的には、制御部110は、図示しない入力部からフリーズ指示があったかどうか判断する(ステップS1)。フリーズ指示があると、制御部110は、シネメモリ100に記憶されている合成画像を画像表示器26に再生表示している場合は、フリーズ指示入力時の合成画像をフリーズする(ステップS2)。次いで、第2のROI設定部39から画像表示器26に入力される指令に基いて、フリーズ合成画像上のROI51aの位置、サイズを変更して表示される(ステップS3)。

【 0 0 5 2 】

一方、弾性画像構成部34は、第2のROI設定部39から入力される変更後のROI51aの座標デ

10

20

30

40

50

ータに基いて、弾性情報記憶部33より演算領域52内のROI51aの変更後の位置及び／又はサイズにおける弾性情報を読み出し(ステップS4)、読み出した弾性情報に基づいて、変更後のROI51aにおける弾性画像を構成する(ステップS5)。

【0053】

図5に、フリーズされた合成画像の表示状態において、第2のROI設定部39にてROI51の位置、及びサイズを変更した際の、断層画像50上での変更前のROI51から変更後のROI51aへの表示状態の変化を示す。弾性画像構成部34は、弾性情報記憶部33に格納されている演算領域52内の弾性情報を用いてROI51aに対応した弾性画像を構成する。弾性画像構成部34により構成された弾性画像は切替合成部24により加算合成され、画面表示器26で画面表示される。

10

【0054】

このように本実施形態では、リアルタイム計測中の合成画像、あるいは非リアルタイムでシネメモリ100の画像の再生時の合成画像をフリーズ表示させた状態で、ROI51aの位置及び／又はサイズの変更情報により所望の領域をあらたな関心領域として設定することができる。これにより、変更したROI51a内の弾性画像を構成することができ、変更した関心領域の組織の硬さ又は軟らかさの詳細な情報を得ることが可能となる。

【0055】

したがって、本実施形態によれば、設定されたROI51よりも大きい演算領域52について弾性情報を演算して弾性情報記憶部33に格納するようにしているから、例えば、リアルタイム計測中に詳細観察したい合成画像が表示されたときにフリーズさせ、そのフリーズさせた合成画像上のROI51aの位置やサイズを変更すると、弾性画像構成部34により変更後のROI51aの弾性情報が弾性情報記憶部33から読み出されて、変更後のROI51aの弾性画像が構成されて、合成画像が構成表示される。これにより、フリーズ画像上でROI51aを変更しても、再計測することなく、変更後の関心領域の弾性画像を表示できるから、対比観察したい部位を静止画像上で詳細に対比できるから、使い勝手を向上することができる。

20

【0056】

また、シネメモリ100に記憶された合成画像を画像表示器26に繰り返し動画像として表示させながら、詳細に観察したい合成画像のときに適切なタイミングにてフリーズ指示を行うことにより、適確な診断を行うことができる。

【0057】

30

(変形例)

次に、本実施形態の変形例について、図6、図7を参照して説明する。本変形例は、フリーズされた合成画像上でROI51を変更して、新たなROI5aとROI51bを設定し、2つのROI5aとROI51bの歪み情報を正規化して相対比較可能にしたものである。

【0058】

すなわち、第2のROI設定部39は、フリーズされた合成画像上に複数のROI5aとROI51b等を追加すると共に、この複数のROI5aとROI51bの位置及び／又はサイズを変更／設定する。なお、処理の流れは、図4とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明する。

【0059】

この変形例では、図6に示すように、制御部110は、第2のROI設定部39によって設定されるROIの位置及び／又はサイズの情報を弾性画像構成部34に出力することで、ROI51の変更を指示する(ステップS3a)。

40

【0060】

また、ステップS7の処理の後、制御部110は、さらに追加するROIがあるかどうか判断する(ステップS8)。制御部110は、追加するROIがある場合はステップS3aに戻り、追加するROIがない場合は、処理を終了する。これにより、図7に示すように、制御部110は、複数のROI51a, 51bを設定(変更)する。その他の処理は図4と同じである。

【0061】

この処理により、弾性画像構成部34にて個々の領域に対応した弾性画像を構成する。構成された弾性画像は切替合成部24により加算合成され、画面表示器26で画面表示される。

50

【 0 0 6 2 】

本変形例1では、弾性画像構成部34に正規化演算部を設け、正規化演算部は第2のROI設定部39が設定したROI51a, 51bの弾性情報のうちの歪み情報を弾性情報記憶部33から読み出す。そして、2つのROI51a, 51bの歪み情報の平均値を求め、求めた平均値を基準値として2つのROI51a, 51bの歪み情報を正規化する。この正規化演算部により演算された2つのROI51a, 51bの歪み情報に基いて、それぞれのROI51a, 51bの弾性画像を構成して、前記画像合成手段に出力するようにしている。

【 0 0 6 3 】

これによれば、歪み画像は1つのROI内における各計測点の相対的な弾性を表すものであるから絶対的な弾性を認識できないが、2つの部位の歪みを正規化した歪み画像を対比することにより、病変部位の弾性を相対的に認識できる。例えば、脂肪などは個人差が少ない一定の歪情報になるから、一方のROIを脂肪層に設定し、他方のROIを病変部位に設定することにより、病変部位の歪みをかなりの確度で評価することができる。また、一方のROIを病変部位に設定し、他方のROIを病変部位の異なる部位に設定することにより、同一の病変部位内での弾性の違いを客観的に評価することができる。

【 0 0 6 4 】

さらに、上記の説明では、変更後のROI51aを元のROI51よりも大きくすることを中心に説明したが、本発明はこれに限らず、フリーズされた合成画像上で変更後のROI51aを元のROI51よりも縮小して設定することもできる。これによれば、ROI内での歪み分布画像が得られるから、組織の硬さをより詳細に観察して診断することができる。

【 0 0 6 5 】

(第2の実施形態)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第2の実施形態について、図8及び図9を用いて説明する。本実施形態は、前述したように本発明の第2の特徴部に対応するもので、第1の実施形態に加えて、制御部110に設けられた計測領域設定部40と、計測領域演算部42を備えたことを特徴とする。

計測領域設定部40は、フリーズされた合成画像上に表示された複数のROIの中にそれぞれ計測領域を設定するとともに、それらの計測領域の座標データを計測演算部42に出力するようになっている。計測演算部42は、設定された複数の計測領域に対応する領域の弾性情報を弾性情報記憶部33から読み出し、計測領域の弾性情報に基いて、計測領域相互間の弾性情報の比を演算し、その演算結果を画像表示器26に出力して数値表示させるようになっている。

【 0 0 6 6 】

すなわち、図8に示すように、図4のステップS7の処理の後、制御部110は、複数のROI51a, 51b上に、図9に示すような計測領域55A、55Bを設定する(ステップS10)。計測演算部44は、それぞれの計測領域55A、55B内の歪みの平均値「A」、「B」及び比「A/B」を算出し(ステップS11)、算出結果を画像表示器26の算出表示エリア56に数値表示する(ステップS12)。

【 0 0 6 7 】

すなわち、隣接していない組織との硬さの比を定量的に評価することは従来手法でも可能ではあったが、組織を特定するためにROIを大きく設定することが必要とされ、不要なデータが比の定量的な評価に影響を与える可能性があった。本実施形態では、第1の実施形態の効果に加え、再計測することなく、隣接していない複数のROI上に、特に注目すべき計測領域をそれぞれピンポイント的に設定することで、この計測領域において高い精度で弾性情報、例えば歪みを求め、さらにそれらの比を求めることにより、適確な診断を可能にする。

【 0 0 6 8 】

例えばROI51bを脂肪組織上に設定し、ROI51aを注目組織上に設定すると、脂肪組織では歪みに組織個体差がほとんどないために脂肪組織での歪み値は略一定である。そこで、ROI51b(脂肪組織)上の計測領域での歪み「B」を基準にして、ROI51a(注目組織)の計測領域

での歪み値「A」との比「A/B」を演算し、算出表示エリア56に数値表示することにより、注目組織の硬さ又は軟らかさの情報を数値的(定量的)に得ることができる。

【0069】

本実施形態によれば、第1の実施形態の効果に加えて、複数のROI上にそれぞれ設定された複数の計測領域間で弾性情報の比を演算し、画像表示器26に該比を表示することにより、複数の組織の計測領域間での硬さを高い精度で求めることができ、それらの弾性情報、例えば歪みの比を合成画像上に表示できるから、注目部位の弾性を定量的に評価することができる。

【0070】

(第3の実施形態)

ここで、第1及び第2の実施形態を適用して、具体的な超音波診断に用いた例について図10乃至図12を用いて説明する。本実施形態は、頸動脈の血管壁にできるプラークに係る診断に適用した例である。

【0071】

第1のROI設定部38は、図10に示すように、所定組織(例えば、頸動脈の血管壁にできるプラーク)200に合わせて手動又は自動でROI51を設定する。具体的には、プラーク200の特性を利用して、プラーク200の外枠を特定してもよい。ここでプラーク200の特性とは、例えば、頸動脈の壁の表面にあること、血流信号であるドブラ信号がない等という特性である。

【0072】

この場合、断層画像データの壁の厚み方向の輝度分布を取得する。そして、その輝度分布の最大輝度を有する極大点を外膜基準点と設定し、外膜基準点から内側(血流側)に現れる第2の極大点を内膜基準点と設定する。内膜基準点よりも内側(血流側)の輝度の高い組織を認識する。さらに認識した輝度の高い組織の内、ドブラ信号が無い領域をプラーク200として認識し、プラーク200の外枠を特定する。その外枠をROI51の境界とする。

【0073】

また、第1のROI設定部38は、図11に示すように、所定組織(例えば、頸動脈の血管壁にできるプラーク)200の内部に複数、例えば5つのROI-A、ROI-B、ROI-C、ROI-D、ROI-Eを設定することができる。一例として、ROI-Aは輝度1~30の範囲となり、ROI-Bは、輝度31~60の範囲となり、ROI-Cは、輝度61~90の範囲となり、ROI-Dは、輝度91~120の範囲となり、ROI-Eは、輝度121~150の範囲とする。このように、ROI-A~ROI-Eを断層画像データの輝度に基づいて自動設定することができ、プラーク200の内部での複数の弾性画像による詳細な診断が可能となる。なお、図11では、例えば「ROI-A」を「A」と記し、「ROI-」を省略している。

【0074】

さらに、第1のROI設定部38は、図12に示すように、プラーク200の表面に複数のROIを設定することができる。例えば、操作者は、第1のROI設定部38によって、断層画像のプラークの外枠を特定する。これにより、第1のROI設定部38は、特定されたプラーク200の外枠に沿って、複数の矩形のROI-A~ROI-Fを設定する。例えばドブラ信号を用いて、血流信号が無い箇所と血流信号が有る箇所の境界をプラーク200の表面として解析し、その境界にROI-A~ROI-Fを設定する。よって、血流信号が無いプラーク200と血流信号が無い壁の間にはROIが設定されない。つまり、プラーク200の表面のみROIが設定され、プラーク200の表面近傍での複数の弾性画像による詳細な診断が可能となる。なお、図12では、例えば「ROI-A」を「A」と記し、「ROI-」を省略している。

【符号の説明】

【0075】

1 超音波診断装置、10 被検体、12 超音波探触子、20 断層画像構成部、22 白黒スキャンコンバータ、24 切替合成部、26 画像表示器、28 RFフレームデータ選択部、30 変位計測部、32 弾性情報演算部、33 弾性情報記憶部、34 弾性画像構成部、36 カラースキャンコンバータ、38 第1のROI設定部、39 第2のROI設定部、40 計測領域設

10

20

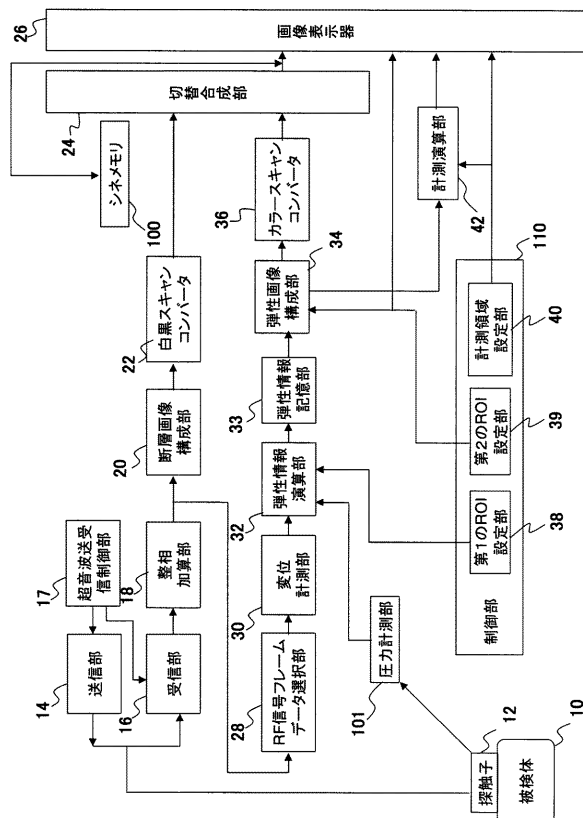
30

40

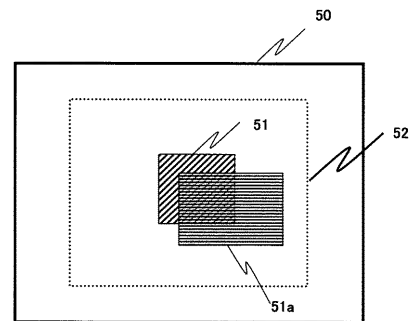
50

定部、42 計測演算部、100 シネメモリ、101 圧力計側部、110 制御部

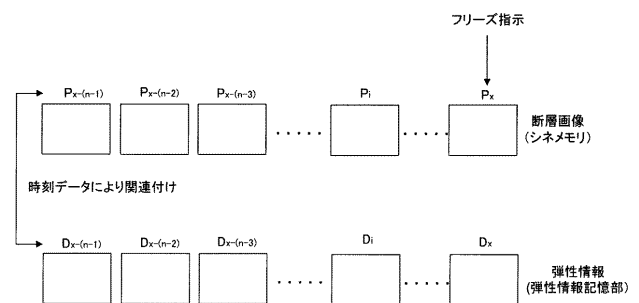
【図1】



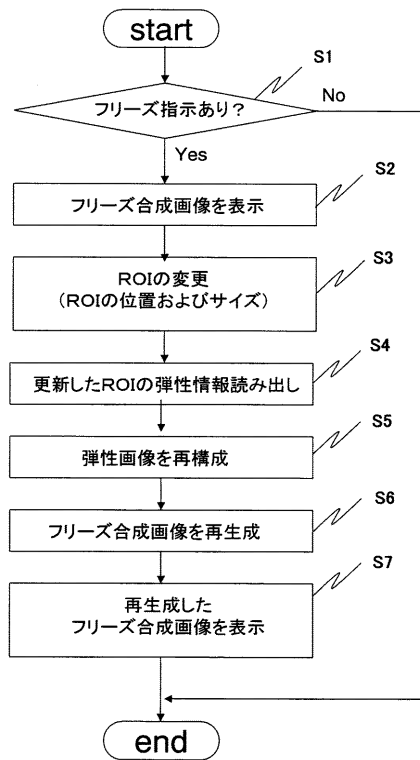
【図2】



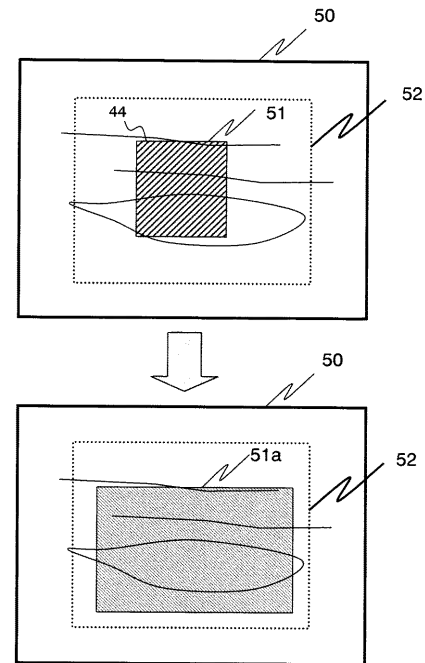
【図3】



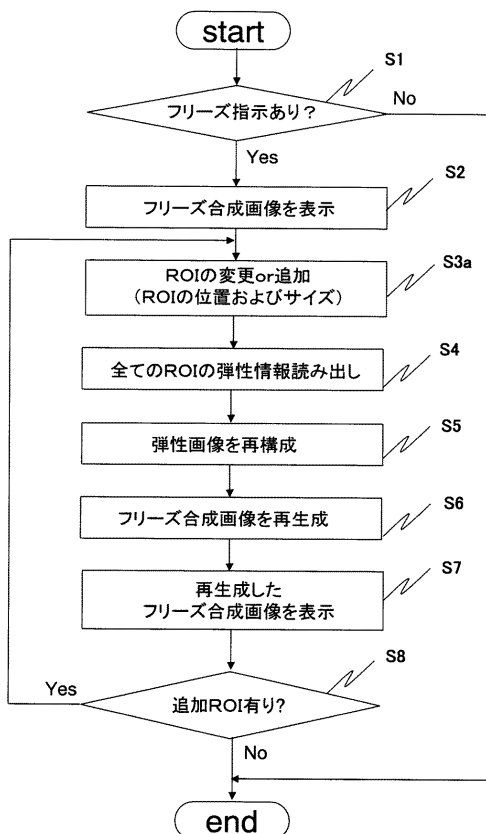
【図 4】



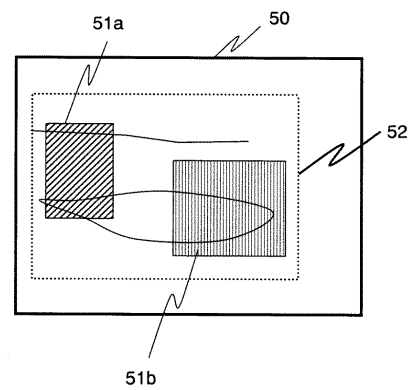
【図 5】



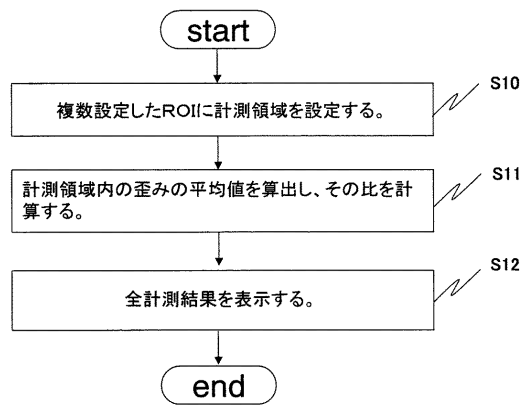
【図 6】



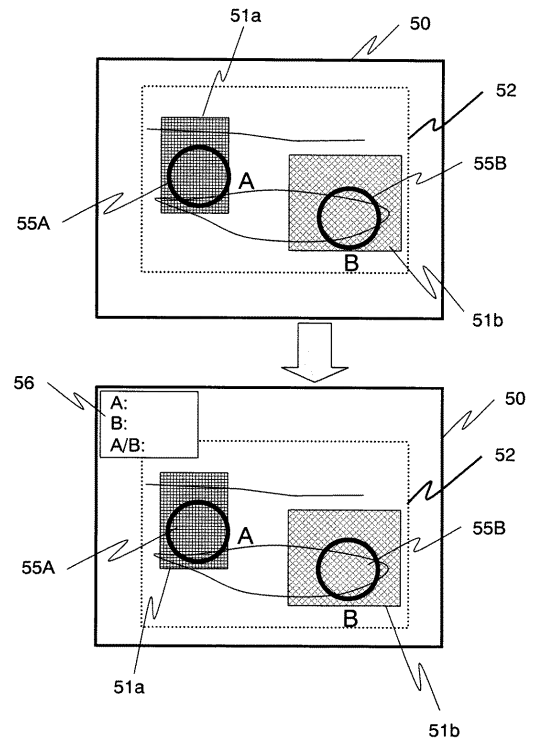
【図 7】



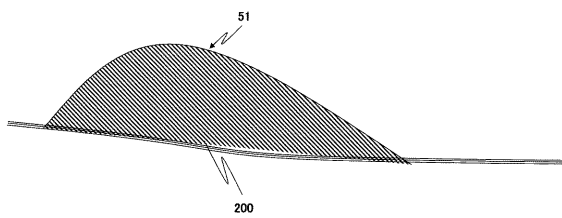
【図 8】



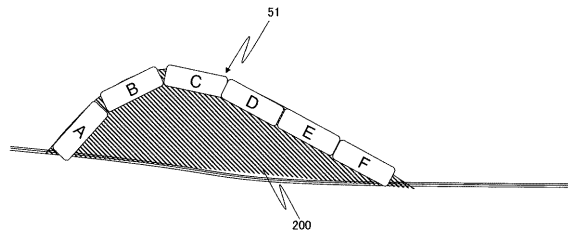
【図 9】



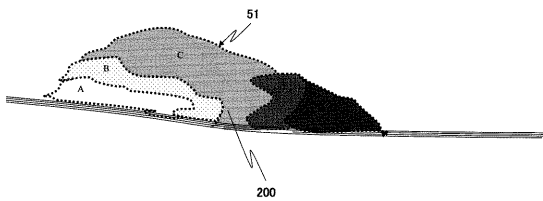
【図 10】



【図 12】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成23年3月15日(2011.3.15)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子により受信された反射エコー信号に基づいて断層画像を構成する断層画像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位における弾性情報を演算する弾性情報演算部と、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とからなる合成画像を生成する画像合成部と、前記合成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、

前記合成画像をフリーズさせるフリーズ制御部と、前記フリーズされた前記合成画像上に関心領域を設定する関心領域設定部とを設け、前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した関心領域の前記弾性情報に基づいて前記弾性画像を構成す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により設定された前記関心領域の演算領域について前記弾性情報を演算して格納する弾性情報格納部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の前記合成画像を時系列的に格納する合成画像格納部を設けるとともに、前記弾性情報格納部は複数の前記合成画像に対応する前記弾性情報を時系列的に格納するものとされ、

前記フリーズ制御部は、前記合成画像格納部から読み出した合成画像を前記画像表示部に表示させると共に、該表示された合成画像をフリーズさせることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した複数の関心領域の前記弾性情報に基づいて、複数の関心領域の弾性画像を構成し、前記画像合成部に出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

前記弾性画像構成部は、前記関心領域設定部が設定した前記複数の関心領域の前記弾性情報のうちの歪み情報に基づいて、前記複数の関心領域全体の前記歪み情報の平均値を求め、該求めた平均値を基準値として複数の前記関心領域の前記歪み情報を正規化する正規化演算部を備え、該正規化演算部により演算された前記歪み情報に基づいて前記複数の関心領域の弾性画像を構成して、前記画像合成部に出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記関心領域設定部は、前記フリーズされた前記合成画像上に複数の関心領域を設定可能に構成され、

さらに、前記複数の関心領域上に計測領域をそれぞれ設定する計測領域設定部と、前記計測領域間の前記弾性情報の比を演算して前記画像表示部に表示する計測領域演算部とを

備えてなることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記関心領域設定部は、前記関心領域の位置及び／又は大きさを設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記関心領域設定部は、新たな関心領域を追加設定して前記関心領域を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記合成画像は、前記断層画像と前記弾性画像を並べて表示する合成画像、又は前記断層画像と前記弾性画像を重ねて表示する合成画像であることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0057

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0057】

(変形例)

次に、本実施形態の変形例について、図6、図7を参照して説明する。本変形例は、フリーズされた合成画像上でROI51を変更して、新たなROI51aとROI51bを設定し、2つのROI51aとROI51bの歪み情報を正規化して相対比較可能にしたものである。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0058

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0058】

すなわち、第2のROI設定部39は、フリーズされた合成画像上に複数のROI51aとROI51b等を追加すると共に、この複数のROI51aとROI51bの位置及び／又はサイズを変更／設定する。なお、処理の流れは、図4とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/064538
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 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
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.
A	JP 2006-122295 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 18 May, 2006 (18.05.06), Par. Nos. [0037] to [0041] (Family: none)	1-9
A	WO 2006/054635 A1 (Hitachi Medical Corp.), 26 May, 2006 (26.05.06), Par. Nos. [0054] to [0062] & US 2009/0124903 A & EP 1815796 A1	1-9
A	WO 2007/034738 A1 (Panasonic Corp.), 29 March, 2007 (29.03.07), Full text; all drawings & US 2009/0143675 A & EP 1927317 A1	1-9
<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 04 September, 2009 (04.09.09)		Date of mailing of the international search report 15 September, 2009 (15.09.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/064538

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-027941 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 February, 2005 (03.02.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/064538	
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 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009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	
A	JP 2006-122295 A（松下電器産業株式会社） 2006.05.18, 第37-41段落（ファミリーなし）	1-9	
A	WO 2006/054635 A1（株式会社日立メディコ） 2006.05.26, 第54-62段落 & US 2009/0124903 A & EP 1815796 A1	1-9	
A	WO 2007/034738 A1（パナソニック株式会社） 2007.03.29, 全文、全図 & US 2009/0143675 A & EP 1927317 A1	1-9	
<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 「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 04.09.2009		国際調査報告の発送日 15.09.2009	
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） 後藤 順也	2Q 3101
		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 0 9 / 0 6 4 5 3 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
A	JP 2005-027941 A (松下電器産業株式会社) 2005.02.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, 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, 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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2010024168A1	公开(公告)日	2012-01-26
申请号	JP2010526667	申请日	2009-08-20
[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		
[标]发明人	飯村隆志 脇康治		
发明人	飯村 隆志 脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK01		
优先权	2008222613 2008-08-29 JP		
其他公开文献	JP5465671B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在冻结图像上改变了关注区域 (ROI) 时, 也可以显示更改后的ROI弹性图像, 而无需执行重新测量。 超声诊断设备1具有控制单元110, 该控制单元110具有第一ROI设置单元38和第二ROI设置单元39。当通过控制单元110的第一ROI设置单元38设置ROI时, 弹性信息计算单元32设置大于ROI的区域作为计算区域, 计算与该计算区域的断层图像上的每个测量点相对应的组织的变形, 弹性模量等, 并基于变形, 弹性模量等生成弹性信息, 并且 将弹性信息输出到弹性信息存储单元33。控制单元110在显示冻结图像的状态下通过第二ROI设置单元39改变ROI的位置/大小。 弹性图像构造单元34从弹性信息存储单元33读取与改变后的ROI相对应的弹性信息, 形成改变后的ROI的弹性图像, 并将其显示在图像显示单元26上。

【图2】

