

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/104657

発行日 平成23年6月23日 (2011. 6. 23)

(43) 国際公開日 平成21年8月27日 (2009. 8. 27)

(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 19 頁)

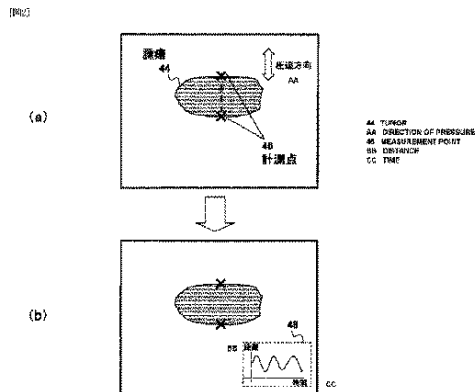
<p>出願番号 特願2009-554356 (P2009-554356)                  (21) 国際出願番号 PCT/JP2009/052829                  (22) 国際出願日 平成21年2月19日 (2009. 2. 19)                  (31) 優先権主張番号 特願2008-40688 (P2008-40688)                  (32) 優先日 平成20年2月21日 (2008. 2. 21)                  (33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498                  株式会社日立メディコ                  東京都千代田区外神田四丁目14番1号                  (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                  Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 JB50 JC06                  JC13 KK02 KK12 KK24 KK28                  KK31 KK33 LL38</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、本発明の超音波診断装置は、被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータを生成する整相加算部と、前記RF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定する計測対象設定部と、設定された計測対象の位置変化を追跡する計測対象位置追跡部と、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成する変位画像生成部と、前記生成されたグラフを表示する表示器と、を備える。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、  
該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位のRF信号  
フレームデータを生成する整相加算部と、

前記RF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の超音波画像を生成する超  
音波画像生成部と、

前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定する計測対象設定部と

、  
設定された計測対象の位置変化を追跡する計測対象位置追跡部と、

10

前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表  
すグラフを生成する変位画像生成部と、

前記生成されたグラフを表示する表示器と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置

## 【請求項 2】

前記超音波画像生成部は、前記超音波画像生成手段によって生成された超音波画像と前  
記変位画像生成手段によって生成されたグラフとを関連づけて前記表示器に表示する請求  
項1に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記超音波画像生成部は、前記被検体の断層部位の断層画像を生成する断層画像生成部  
と、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の組  
織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成する弾性画像構成部と、を含む請求項1に記  
載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の関心組織の前  
記圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点を設定し、

前記変位画像生成部は、設定された2点の計測点間の距離変化の推移のグラフを生成す  
る請求項1に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記変位画像生成部は、前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移のグラフの複数  
の極大点及び極小点に基づいてグラフの midpoint 位置を求め、該グラフの midpoint 位置から所定の  
振幅位置に振幅閾値のラインを重畳して前記表示器に表示するとともに、前記グラフ上に  
、あらかじめ設定された周期のラインを重畳して前記表示器に表示する請求項1に記載の  
超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

前記変位画像生成部は、前記グラフの前記周期のライン及び振幅閾値のラインの少なく  
とも一方を逸脱した箇所について前記表示器への表示態様を変更する請求項5の超音波診  
断装置。

## 【請求項 7】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の関心組織の前  
記圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点の対を、圧迫が加えられる方向に直交する  
方向の異なる位置に複数設定し、

40

前記変位画像生成部は、それぞれの2点の計測点の対ごとに、設定された2点の計測点間  
の距離変化の推移のグラフを生成する請求項1の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の前記圧迫に対  
する変位の基準となる参照体に計測点を設定し、

前記変位画像生成部は、前記参照体に設定された計測点の変化の推移のグラフを生成す  
る請求項1の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

50

超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する超音波画像処理方法であって、

前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、

設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、

前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、

生成されたグラフを表示するステップと、を含むことを特徴とする超音波画像処理方法

。 10

#### 【請求項10】

超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する機能をコンピュータに実施させる超音波画像処理プログラムであって、

前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、生成されたグラフを表示するステップと、を前記コンピュータに実施させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。 20

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、具体的には、被検体の断層部位の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を撮像して表示する超音波診断装置、超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラムに関する。

#### 【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するとともに、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、例えば超音波断層像等の画像を構成して診断用に表示する。 30

#### 【0003】

近年、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弾性を表す弾性画像を生成することが開示されている(例えば、特許文献1)。

#### 【0004】

ところで、被検体への圧迫操作は簡便性の観点から超音波探触子を用いることが多い。つまり、超音波探触子を被検体の体表に押し当ててある程度の初期圧迫を加え、この初期圧迫状態から、微小な加圧と減圧を繰り返し与えながら弾性画像が生成される。ところが、この手法では、操作者の手加減によって加圧状態が大きく変動するので、必ずしも適正な弾性画像が得られない場合がある。 40

#### 【0005】

そこで、従来の超音波診断装置では、計測時刻の異なる2つの断層像データに基づいて各部の変位を計測し、変位データに基づいて断層像の歪み率分布を求めて、歪み率分布が適正範囲内か否かにより加圧の適否を判定することが開示されている(例えば、特許文献2)。

#### 【0006】

また、超音波探触子の被検体圧迫面に圧力センサを設けて、圧力センサの計測値の推移をグラフにして弾性画像とともに表示することも開示されている(例えば、特許文献3)。 50

【0007】

【特許文献1】特開2000-060853号公報

【特許文献2】特開2004-351062号公報

【特許文献3】国際公開WO2005-120358号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献2、3に記載された技術は、被検体の断層部位の関心組織に加えられている圧迫状態をより精度よく操作者に提示することに関して考慮されていない。

【0009】

10

すなわち、特許文献2に記載の技術は、断層部位の領域内の組織の歪みの分布に基づいて圧迫の評価を行うものであり、関心組織以外の周辺組織の歪みデータも含まれるため、関心組織に加えられている圧迫状態を精度よく求めることができない場合がある。

【0010】

また、特許文献3に記載されているように超音波探触子の圧迫面の圧力センサ値を用いる場合は、センサ表面の圧迫強度が計測されるため、被検体内の関心組織に加えられている圧迫状態を直接的に反映することができない場合がある。

【0011】

そこで、本発明は、被検体の断層部位の関心組織に加えられている圧迫状態を精度よく操作者に提示して適切な圧迫操作をサポートすることを課題とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータを生成する整相加算部と、前記RF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定する計測対象設定部と、設定された計測対象の位置変化を追跡する計測対象位置追跡部と、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成する変位画像生成部と、前記生成されたグラフを表示する表示器と、を備えたことを特徴とする。

30

【0013】

また、本発明の超音波画像処理方法は、超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する超音波画像処理方法であって、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、生成されたグラフを表示するステップと、を含むことを特徴とする。

40

【0014】

また、本発明の超音波画像処理プログラムは、超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する機能をコンピュータに実施させる超音波画像処理プログラムであって、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、生成されたグラフを表示するステップと、を前記コンピュータに実施させることを特徴とする。

50

## 【0015】

すなわち、本発明では、被検体の断層部位に計測対象を設定し、その計測対象の位置変化の追跡結果に基づいて、例えば計測対象の位置変化の推移グラフなど圧迫状態の推移を表すグラフを生成して表示しているのので、このグラフには、被検体の断層部位の計測対象に加えられている圧迫状態の推移が直接的に精度よく反映される。その結果、操作者は、自らが行っている操作により計測対象に加えられている圧迫状態を視覚的に的確に把握することができるので、これに基づいて圧迫操作が適切か否かを判断することができる。

## 【発明の効果】

## 【0016】

以上説明したように、本発明の超音波診断装置、超音波弾性情報処理方法及び超音波弾性情報処理プログラムによれば、被検体の断層部位の関心組織に加えられている圧迫状態を精度よく操作者に提示して適切な圧迫操作をサポートすることが可能になる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0017】

【図1】 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】 超音波診断装置の特徴部の第1実施例を説明する図。

【図3】 第1実施例の処理のフローチャート。

【図4】 超音波診断装置の特徴部の第2実施例を説明する図。

【図5】 第2実施例の処理のフローチャート。

【図6】 超音波診断装置の特徴部の第3実施例を説明する図。

【図7】 第3実施例の処理のフローチャート。

【図8】 超音波診断装置の特徴部の第4実施例を説明する図。

【図9】 第4実施例の処理のフローチャート。

【図10】 初期圧迫が適切か否かを説明するための模式図。

## 【符号の説明】

## 【0018】

1 超音波診断装置、10 被検体、12 超音波探触子、18 整相加算部、20 断層画像構成部、26 画像表示器、30 変位計測部、32 弾性情報演算部、34 弾性画像構成部、38 変位演算部、40 変位画像構成部、42 操作部、44 腫瘍、46 計測点、48, 53, 55 グラフ、50 振幅閾値ライン、52 周期ライン、54 参照体、60 閾値

## 【発明を実施するための形態】

## 【0019】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

## 【0020】

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。

## 【0021】

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とが備えられている。

## 【0022】

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で計測された変位情報から歪み又は弾性率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器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。

#### 【0023】

また、白黒断層画像とカラー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、合成された合成画像を表示する画像表示器26とが備えられている。なお、断層画像構成部20と弾性画像構成部34などにより、RF信号フレームデータに基づいて被検体の断層部位の超音波画像を生成する超音波画像生成手段が構成される。

#### 【0024】

ここで、超音波診断装置1の各構成部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。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。

10

#### 【0025】

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。

20

#### 【0026】

RF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取得時刻の異なる一対すなわち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。

30

#### 【0027】

そして、変位計測部30は、選択された一対のデータすなわち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。

40

#### 【0028】

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、例えば変位や移動ベクトルから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。

#### 【0029】

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、超音波探触子の圧迫面に設けた図示していない圧力センサから出力される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

50

ば、変位計測部30により計測された変位を $L(X)$ 、圧力センサ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。

【0030】

また、弾性率データのヤング率 $Ym(X)$ は、 $Ym = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 $Ym$ 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ひずみに対する比である。

【0031】

10

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フレーム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。

【0032】

カラスキャンコンバータ36は、弾性画像構成部34からの弾性フレーム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、弾性フレーム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。

【0033】

20

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、カラスキャンコンバータ36からの弾性画像データ、及び後述する変位画像構成部40からのグラフなどの画像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、弾性画像データ、及び関心組織に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフデータの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器26に表示する画像を選択するものである。

【0034】

30

以下、本実施形態の超音波診断装置の特徴部分について説明する。本実施形態の超音波診断装置1は、図1に示すように、変位演算部38と、変位画像構成部40と、操作部42とを備えて構成されている。

【0035】

変位演算部38は、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の設定された計測点の位置変化を追跡して変位を演算するものである。計測点の設定は、画像表示器26に表示された断層画像上の例えば腫瘍などの関心組織に操作者がキーボード、マウス、タッチセンサなどの入力インターフェースを介して設定することもできるし、超音波診断装置により自動で腫瘍などの関心組織を検出して、その関心組織に設定することもできる。つまり、操作者による入力設定、或いは超音波診断装置による自動設定などにより、RF

40

信号フレームデータ又は超音波画像の関心組織に計測点を設定する手段が構成される。

【0036】

例えば画像表示器26上で計測点が設定されたら、計測点の位置を示すデータが操作部42を介して変位演算部38に入力され、変位演算部38は入力されたデータに基づいて断層画像データの計測点の位置変化を追跡する。変位演算部38は、設定された計測点の位置変化を追跡する手段として機能する。計測点の追跡は、例えばトラッキングなどの手法を用いることができる。また、自動で腫瘍などの関心組織を検出するのは、例えば腫瘍における反射エコーの強度は小さいことから、RFフレーム信号を強度により2値化して、ローエコー部分を腫瘍とみなすなどの手法を採用することができる。

【0037】

50

変位画像構成部40は、変位演算部38から出力される計測点の位置変化に基づいて腫瘍などの関心組織に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するものである。

【0038】

なお、超音波診断装置に、上述のような入力インターフェース、画像表示器26のような出力インターフェース、ソフトウェアプログラムを格納するメモリ、及びソフトウェアプログラムを読み出して実行可能な演算手段を設けることにより、RF信号フレームデータ又は超音波画像の関心組織に計測点を設定する手段、変位演算部38、変位画像構成部40などによる機能を、ソフトウェアプログラムにより構成して実行させることができる。

【0039】

以下、計測点の設定態様、生成されるグラフの態様、及び操作者の適切な圧迫操作をサポートするための画像の生成態様などについて、具体的な実施例を用いて説明する。

【実施例1】

【0040】

図2は、本実施形態の超音波診断装置の特徴部の第1実施例を説明する図であり、計測点の設定例、及びこの場合に生成されるグラフを模擬的に示している。図3は、第1実施例の処理のフローチャートである。

【0041】

図2(a)に示すように、計測点46は、腫瘍44の境界部の圧迫が加えられる方向に沿って2点設定されている。変位演算部38は、この2つの計測点をトラッキングなどによりフレームごとに追跡するとともに、2点の計測点間の距離を全フレームメモリのデータに対して演算し、その結果を逐次変位画像構成部40に出力する。変位画像構成部40は、2点の計測点間の距離変化の推移をグラフ48として生成する。

【0042】

変位画像構成部40から出力されたグラフ48は、切替加算部24により加算合成され、図2(b)に示すように、断層画像と弾性画像が重畳された画像とともに、画像表示器26に表示される。

【0043】

次に、図3のフローチャートを用いて、第1実施例の動作を説明する。まず、関心組織である腫瘍の境界に、白黒スキャンコンバータ22から得られたデータに対して2値化処理を行うことにより自動的に、もしくは操作部42を介して手動で、2点の計測点46を圧迫方向に沿って設定する(S11)。続いて、変位演算部38にて設定された計測点間の距離Aを検出する(S12)。さらに、圧迫により変化する計測点の位置をトラッキングにより検出し、全てのフレームメモリにおける計測点間の距離(A)<sub>i</sub>を検出する(S13)。続いて、変位画像構成部40にて(A)<sub>i</sub>から組織の変位を表すグラフ48を生成し、切替加算部24を介して画像表示器26に表示する(S14)。

【0044】

本実施例によれば、被検体の断層部位の関心組織の圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点を設定し、その計測点間の距離変化の推移のグラフ、言い換えれば圧迫状態の推移を表すグラフを生成して表示しているため、このグラフには、被検体の断層部位の関心組織に加えられている圧迫状態の推移が直接的に精度よく反映される。その結果、操作者は、自らが行っている操作により関心組織に加えられている圧迫状態を視覚的に的確に把握することができるので、これに基づいて圧迫操作が適切か否かを判断することができる。

【0045】

計測点を1点のみ設定して、この計測点を追跡した位置変化をグラフ化することも可能であるが、本実施例のように、2点の計測点間の距離の推移のグラフ化することにより、関心組織に加えられている圧迫状態の推移をより精度よく操作者に対して提示することができる。

【実施例2】

【0046】

図4は、本実施形態の超音波診断装置の特徴部の第2実施例を説明する図であり、操作者の適切な圧迫操作をサポートするために生成される画像を示している。図5は、第2実施例の処理のフローチャートである。

【0047】

本実施例は、グラフ48に現れる複数の極大点及び極小点に基づいてグラフの midpoint 位置を求め、グラフ48の midpoint 位置から所定の振幅位置に振幅閾値のラインを重畳して表示するとともに、グラフ48上に、あらかじめ設定された周期のラインを重畳して表示するものである。

【0048】

さらに、グラフ48の周期のライン及び振幅閾値のラインの少なくとも一方を逸脱した箇所 10の表示態様を変更して操作者に適切な圧迫操作を促すようにしてものである。

【0049】

具体的には、図4(a)に示すように、例えば第1実施例のようにして生成されたグラフ48上に、あらかじめ設定された周期ライン52を重畳して表示して、操作者に視覚的に適切な周期を提示することができる。

【0050】

一方、グラフ48に対して、計測点間の距離の各極大点を検出して各極大点間の周期Cを検出し、以下の式を用いて全体の周期(C)aveを算出することもできる。

$$(C)ave = (\sum(\text{各極大点間の周期}C)) / (\text{極大点の数} - 1)$$

このように、操作者の操作による(C)aveを演算で求めることにより、あらかじめ設定された推奨される周期との相違の程度を数値として検出することができ、これを操作者に提示 20することができる。

【0051】

また、グラフ48において、計測点間の距離の各極大点、及び各極小点を検出して計測点間の距離の各 midpoint 位置を算出するとともに、以下の式を用いて圧迫全体の計測点間の距離の中間値(D)aveを算出することにより、振幅の閾値を表示することができる。

$$(D)ave = (\sum(\text{各 midpoint 位置})) / (\text{極大点の数})$$

つまり、このようにして(D)aveが求められたら、この(D)aveを基準に、グラフ48の振幅上下方向に、あらかじめ定められた幅の振幅閾値ライン50を重畳表示することができ、操作者に視覚的に適切な振幅を提示することができる。なお、推奨される周期、及び振幅は 30、対象組織に応じて適宜変更して保存しておき、対象部位を選択可能にしておいてもよいし、操作者の任意に入力するように構成してもよい。

【0052】

また、図4(b)に示すように、グラフ48に重畳された周期ライン52と振幅閾値ライン50を用いて、圧迫の適切性の判定を行い、操作者に提示することができる。つまり、振幅閾値ライン50から外れた圧迫、もしくは周期ライン52から外れた圧迫を不適切な圧迫と判断し、グラフ48の該当する箇所の色を変更して表示する。これにより、操作者は、圧迫の適切性を視覚的に容易に判断することが可能となる。

【0053】

次に、第2実施例の動作について図5を用いて説明する。まず、グラフ48にあらかじめ定められた推奨される周期ライン52を重畳する(S21)。続いて、圧迫全体の計測点間の距離の中間値(D)aveを算出し、中間値から上下方向に、あらかじめ定められた幅の振幅閾値ライン50を重畳する(S22)。そして、振幅閾値ライン50から外れた圧迫、もしくは周期ライン52から外れた圧迫を不適切な圧迫と判断し、組織変位グラフの該当する箇所の色を変更する(S23)。 40

【実施例3】

【0054】

図6は、本実施形態の超音波診断装置の特徴部の第3実施例を説明する図であり、計測点の設定例、及びこの場合に生成されるグラフを模擬的に示している。図7は、第3実施例の処理のフローチャートである。 50

## 【0055】

図6(a)に示すように、腫瘍44の境界部の圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点46の対が、圧迫が加えられる方向に直交する方向の異なる位置に複数設定されている。また、変位演算部38は、各計測点をトラッキングなどによりフレームごとに追跡するとともに、2点の計測点の対ごとに、対となる計測点間の距離を全フレームメモリのデータに対して演算し、その結果を逐次変位画像構成部40に出力する。変位画像構成部40は、それぞれの2点の計測点の対ごとに、計測点間の距離変化の推移をグラフ53として生成する。

## 【0056】

変位画像構成部40から出力されたグラフ53は、切替加算部24により加算合成され、図6(b)に示すように、断層画像と弾性画像が重畳された画像とともに、画像表示器26に表示される。つまり、計測点46の対を図面左側から順に対1、対2、対3とすると、対1~対3のそれぞれに対する計測点間の距離変化の推移が縦に並べて表示される。

10

## 【0057】

次に、図7のフローチャートを用いて、第1実施例の動作を説明する。まず、関心組織である腫瘍の境界に、白黒スキャンコンバータ22から得られたデータに対して2値化処理を行うことにより自動的に、もしくは操作部42を介して手動で、2点の計測点46の対を複数(例えば対1~対3)圧迫方向に沿って設定する(S31)。続いて、対1~対3のそれぞれに対して、変位演算部38にて設定された計測点間の距離Aを検出する(S32)。さらに、圧迫により変化する計測点の位置をトラッキングにより検出し、対1~対3のそれぞれに対して、全てのフレームメモリにおける計測点間の距離(A)<sub>i</sub>を検出する(S33)。続いて、対1~対3のそれぞれに対して、変位画像構成部40にて(A)<sub>i</sub>から組織の変位を表すグラフ53を生成し、切替加算部24を介して画像表示器26に表示する(S34)。

20

## 【0058】

本実施例によれば、操作者は、これら各グラフを参照することにより、圧迫が加えられる方向に直交する水平方向について、関心組織である腫瘍全体が均一の力で圧迫されているか否か、言い換えれば圧迫の偏りがないかどうかを判断することができる。

## 【0059】

つまり、作成したグラフにおいて、腫瘍全体が均一の力で圧迫されている場合は、全ての計測点ペア間の距離が略同一の周期及び振幅で変化するため、圧迫の偏りがないことが判る。一方、例えば図6(b)のように、対1~対3の振幅にバラツキがあれば、振幅の大きい対3の方に偏って圧迫が加えられており、圧迫方向の見直しが必要である、などの判断をすることが可能である。

30

## 【0060】

なお、各計測点の対に対応するグラフ表示は、図6(b)のように計測点の対とグラフとの対応関係がわかるように名前をつけて表示をしてもよいし、対応関係を色分け、その他の方法により表示してもよい。

## 【実施例4】

## 【0061】

図8は、本実施形態の超音波診断装置の特徴部の第4実施例を説明する図であり、計測点の設定例、及びこの場合に生成されるグラフを模擬的に示している。図9は、第4実施例の処理のフローチャートである。

40

## 【0062】

図8(a)に示すように、計測点46が、腫瘍44の境界部の圧迫が加えられる方向に沿って2点設定されている点では第1実施例と同様であり、本実施例では、さらに、圧迫に対する変位の基準となる参照体54の圧迫が加えられる方向に沿って2点の計測点46が設定されている。

## 【0063】

なお、参照体54は、例えば被検体の脂肪層、或いは探触子の圧迫面にあらかじめ設けられた圧迫板などを対象とすることができる。つまり、脂肪層は被検体間の個体差が比較的小さく、また圧迫に対する平均的な変位量があらかじめ既知となっており、圧迫板も圧迫

50

に対する変位量があらかじめ既知となっているので、これを、圧迫に対する変位の基準となる参照体54として適用することができる。

#### 【0064】

変位演算部38は、各計測点をトラッキングなどによりフレームごとに追跡するとともに、腫瘍44の2点の計測点の対と、参照体54の2点の計測点の対のごとに、計測点間の距離を全フレームメモリのデータに対して演算し、その結果を逐次変位画像構成部40に出力する。変位画像構成部40は、2点の計測点の対ごとに、計測点間の距離変化の推移をグラフ55として生成する。

#### 【0065】

変位画像構成部40から出力されたグラフ55は、切替加算部24により加算合成され、図8(10 b)に示すように、断層画像と弾性画像が重畳された画像とともに画像表示器26に表示される。つまり、腫瘍44の計測点対を対4、参照体54の計測点対を対5とすると、対4、5のそれぞれに対する計測点間の距離変化の推移が縦に並べて表示される。

#### 【0066】

次に、図9のフローチャートを用いて、第4実施例の動作を説明する。まず、関心組織である腫瘍の境界に、白黒スキャンコンバータ22から得られたデータに対して2値化処理を行うことにより自動的に、もしくは操作部42を介して手動で、2点の計測点46を圧迫方向に沿って設定し、さらに同一圧迫方向の参照体54にも計測点46を設定する(S41)。

#### 【0067】

続いて、変位演算部38にて、腫瘍に設定された計測点46間の距離Aを検出するとともに20、参照体に設定された計測点46間の距離Bを検出する(S42)。さらに、圧迫により変化する計測点の位置をトラッキングにより検出し、腫瘍及び参照体のそれぞれに対して、全てのフレームメモリにおける計測点間の距離(A)<sub>i</sub>、(B)<sub>i</sub>を検出する(S43)。続いて、腫瘍及び参照体のそれぞれに対して、変位画像構成部40にて(A)<sub>i</sub>、(B)<sub>i</sub>から組織の変位を表すグラフ55を生成し、切替加算部24を介して画像表示器26に表示する(S44)。

#### 【0068】

また、圧迫による参照体と腫瘍の歪みの比から、参照体を基準とした腫瘍の硬さを検出することが可能となる。つまり、それぞれのフレームメモリにおける腫瘍と参照体の計測点間の距離の比(A)<sub>i</sub>/(B)<sub>i</sub>を歪み比として算出し、画像表示器26に結果を表示してもよい30。これにより、圧迫に対する変位量があらかじめ既知となっている参照体と比較することができるので、腫瘍の良悪性の判断をより簡便に行うことが可能となる。

#### 【0069】

本実施例のように参照体54を設ける場合、初期圧迫が適正か否かを判断する上で特に有効である。すなわち、超音波探触子による圧迫操作は、超音波探触子を被検体の体表に押し当ててある程度の初期圧迫を加え、この初期圧迫状態から、微小な加圧と減圧を繰り返し行われるのが一般的であるが、適切に弾性画像を生成するためには、初期圧迫の程度も重要な要素となる。

#### 【0070】

図10は、初期圧迫が適切か否かを説明するための模式的な図である。図10(a)は初期圧迫が強すぎた場合の例を示している。初期圧迫で強く圧迫を加えた状態でエラストグラフィの計測を行うと、柔らかい組織が既に潰された状態で微弱な圧迫が行われることとなり、組織の硬さを正確に表示できないことがある。40

#### 【0071】

これに対して、図10(b)のように、圧迫を開始する前に参照体に例えば計測点を2点設定して、圧迫による計測点間の距離の推移をグラフ表示するとともに、適切な初期圧迫の範囲の閾値60を設定して表示しておけば、操作者はこれを参照して適切に初期圧迫を行うことができる。なお、計測点を1点のみ設定して計測点の変位の推移をグラフ表示してもよい。この場合は、これに対応した適切な閾値が別に設定される。また、図10では、参照体に設定された計測点に基づくグラフのみを表示しているが、図8に示すように、腫瘍に設定された計測点に基づくグラフと併せて表示することもできる。50

【0072】

このように、圧迫に対する変位があらかじめある程度定められている参照体に計測点を設定して、この計測点の変位に基づくグラフを表示することにより、このグラフを判断基準として初期圧迫量が適切になるように操作を行うことができる。

【0073】

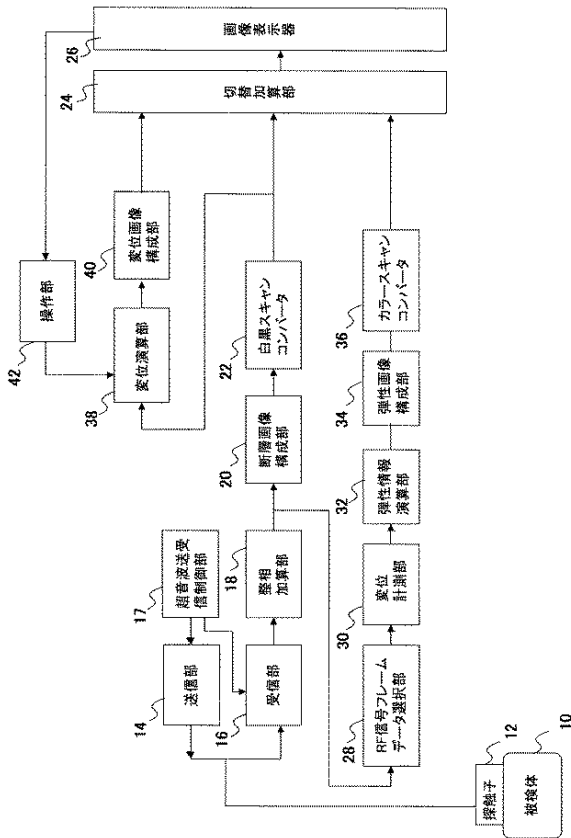
以上、本実施形態の超音波診断装置について説明したが、これには限定されない。例えば、計測点が設定されたら、白黒スキャンコンバータ22出力されるデータを用いて計測点を追跡して関心組織に加えられている圧迫状態の推移をグラフ化しているが、RF信号フレームデータを用いて追跡及びグラフ化を行うことも可能である。また、変位計測部30を、弾性画像の生成のためと、計測点の位置変化を検出するために共通して用いて、変位計測部30の出力に基づいて関心組織に加えられている圧迫状態の推移をグラフ化することも可能である。

10

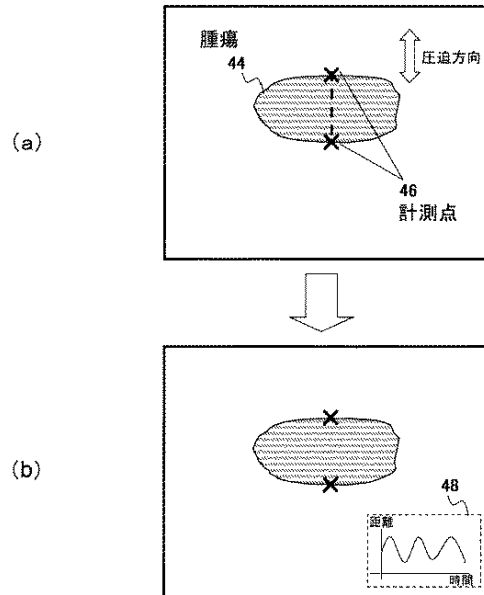
【0074】

また、計測点の代わりに、計測線、面などを計測対象として設定してもよい。また、超音波画像とグラフを表示器に並置して表示する例を説明したが、これに限らず、少なくともグラフを表示するように構成されていればよい。例えば、グラフのみを表示して、圧迫の統計解析を行い、熟練者と未熟練者の違いを明示して未熟練者の教育用として使用してもよい。

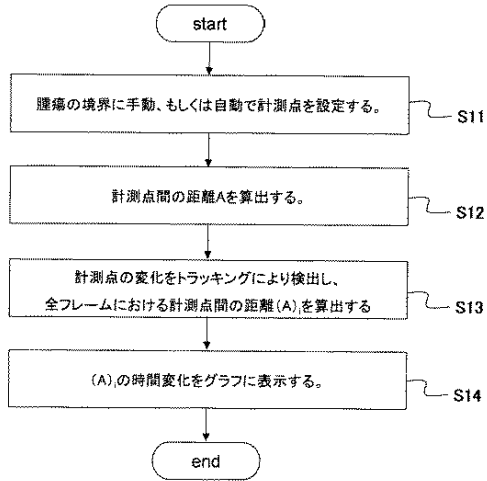
【図1】



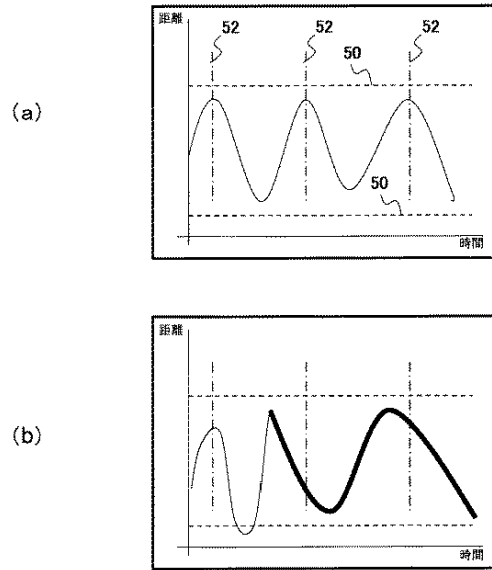
【図2】



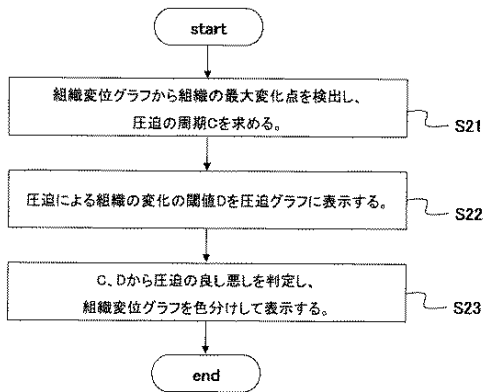
【図 3】



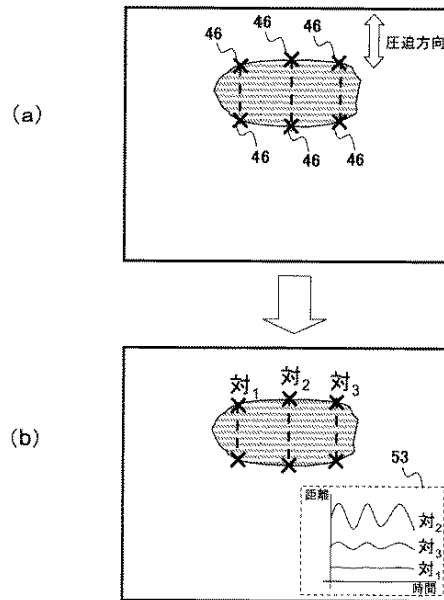
【図 4】



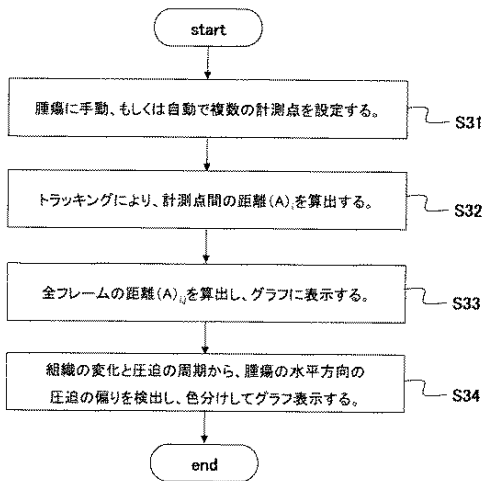
【図 5】



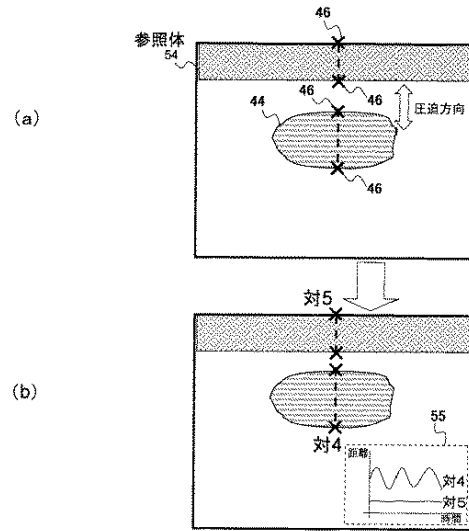
【図 6】



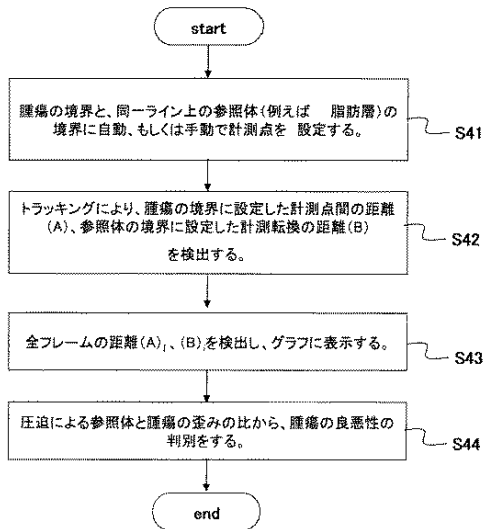
【図 7】



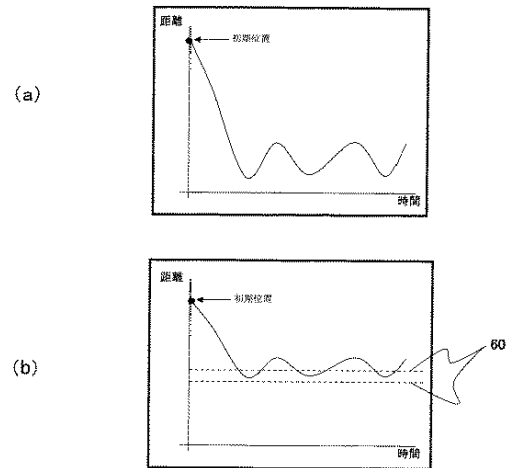
【図 8】



【図 9】



【図 10】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/052829
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/08(2006.01) i, A61B8/00(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08, A61B8/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	WO 2006/013916 A1 (Hitachi Medical Corp.), 09 February, 2006 (09.02.06), Par. Nos. [0042] to [0047]; Figs. 7, 8 & JP 3991282 B & EP 1800603 A1	1, 2, 3, 8, 9, 10 4, 7 5, 6
Y	JP 2007-90003 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 12 April, 2007 (12.04.07), Fig. 4 (Family: none)	4, 7
A	JP 2005-270341 A (Hitachi Medical Corp.), 06 October, 2005 (06.10.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-10
<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 March, 2009 (04.03.09)		Date of mailing of the international search report 17 March, 2009 (17.03.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/052829

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 2007-518508 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 July, 2007 (12.07.07), Full text; all drawings & WO 2005/070298 A1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 5 2 8 2 9	
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, A61B8/00(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, A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 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 請求の範囲の番号	
X Y A	WO 2006/013916 A1 (株式会社 日立メディコ) 2006.02.09, 第42-47段落、第7,8図 & JP 3991282 B & EP 1800603 A1	1, 2, 3, 8, 9, 10 4, 7 5, 6	
Y	JP 2007-90003 A (松下電器産業株式会社) 2007.04.12, 第4図 (ファミリーなし)	4, 7	
A	JP 2005-270341 A (株式会社日立メディコ) 2005.10.06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10	
<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 04.03.2009		国際調査報告の発送日 17.03.2009	
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) 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/JP2009/052829
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 請求の範囲の番号
A	JP 2007-518508 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2007.07.12, 全文、全図 & WO 2005/070298 A1	1-10

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, 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, 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, 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（W I P O）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。

【公報種別】 特許法第17条の2の規定による補正の掲載  
 【部門区分】 第1部門第2区分  
 【発行日】 平成24年4月5日(2012.4.5)

【国際公開番号】 WO2009/104657  
 【年通号数】 公開・登録公報2011-025  
 【出願番号】 特願2009-554356(P2009-554356)  
 【国際特許分類】  
 A 6 1 B 8/08 (2006.01)  
 【F I】  
 A 6 1 B 8/08

【手続補正書】  
 【提出日】 平成24年2月16日(2012.2.16)

【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】

被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、  
 該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて前記被検体の断層部位のRF信号  
 フレームデータを生成する整相加算部と、  
 前記RF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の超音波画像を生成する超  
 音波画像生成部と、  
 前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定する計測対象設定部と  
 、  
 設定された計測対象の位置変化を追跡する計測対象位置追跡部と、  
 前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表  
 すグラフを生成する変位画像生成部と、  
 前記生成されたグラフを表示する表示器と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置  
 。

【請求項2】

前記超音波画像生成部によって生成された超音波画像と前記変位画像生成部によって生  
 成されたグラフは、関連づけられて前記表示器に表示される請求項1に記載の超音波診断  
 装置。

【請求項3】

前記超音波画像生成部は、前記被検体の断層部位の断層画像を生成する断層画像生成部  
 と、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づいて前記被検体の断層部位の組  
 織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成する弾性画像構成部と、を含む請求項1に記  
 載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の関心組織の前  
 記圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点を設定し、  
 前記変位画像生成部は、設定された2点の計測点間の距離変化の推移のグラフを生成す  
 る請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記変位画像生成部は、前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移のグラフの複数  
 の極大点及び極小点に基づいてグラフの midpoint 位置を求め、該グラフの midpoint 位置から所定の

振幅位置に振幅閾値のラインを重畳して前記表示器に表示するとともに、前記グラフ上に、あらかじめ設定された周期のラインを重畳して前記表示器に表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記変位画像生成部は、前記グラフの前記周期のライン及び振幅閾値のラインの少なくとも一方を逸脱した箇所について前記表示器への表示態様を変更する請求項5の超音波診断装置。

【請求項7】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の関心組織の前記圧迫が加えられる方向に沿った2点の計測点の対を、圧迫が加えられる方向に直交する方向の異なる位置に複数設定し、

前記変位画像生成部は、それぞれの2点の計測点の対ごとに、設定された2点の計測点間の距離変化の推移のグラフを生成する請求項1の超音波診断装置。

【請求項8】

前記計測対象設定部は、前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像の前記圧迫に対する変位の基準となる参照体に計測点を設定し、

前記変位画像生成部は、前記参照体に設定された計測点の変化の推移のグラフを生成する請求項1の超音波診断装置。

【請求項9】

超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する超音波画像処理方法であって、

前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、

設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、

前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、

生成されたグラフを表示するステップと、を含むことを特徴とする超音波画像処理方法

。

【請求項10】

超音波探触子により被検体に圧迫を加えながら被検体との間で超音波を送受信して計測された反射エコー信号に基づく前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータから超音波画像を生成するとともに、前記超音波探触子による被検体の圧迫を補助する画像を生成する機能をコンピュータに実施させる超音波画像処理プログラムであって、

前記RF信号フレームデータ又は前記超音波画像に計測対象を設定するステップと、設定された計測対象の位置変化を追跡するステップと、前記計測対象の位置変化に基づいて前記計測対象に加えられている圧迫状態の推移を表すグラフを生成するステップと、生成されたグラフを表示するステップと、を前記コンピュータに実施させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理方法和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009104657A1</a>	公开(公告)日	2011-06-23
申请号	JP2009554356	申请日	2009-02-19
[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	飯村隆志		
发明人	飯村 隆志		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/485 G01S7/52023 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/JB50 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL38		
优先权	2008040688 2008-02-21 JP		
其他公开文献	JP5437820B2 JPWO2009104657A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备具有：超声探头，用于在按压对象的同时向/从对象发送超声波/从对象接收超声波；定相和相加单元，用于生成对象的横截面部位的RF信号帧数据。基于由超声探头测量的反射回波信号的对象，用于基于RF信号帧数据生成对象的横截面的超声图像的超声图像生成单元，用于将测量目标设置为RF信号帧数据或超声图像；测量目标位置跟踪单元，用于跟踪设置的测量目标的位置变化；位移图像生成单元，用于生成表示施加到传感器的压力状态转变的曲线图 基于测量目标的位置变化的测量目标，以及用于显示所生成的g的显示单元 拉夫。

[Fig. 3]

