

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/102401

発行日 平成25年6月17日 (2013.6.17)

(43) 国際公開日 平成23年8月25日 (2011.8.25)

(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)

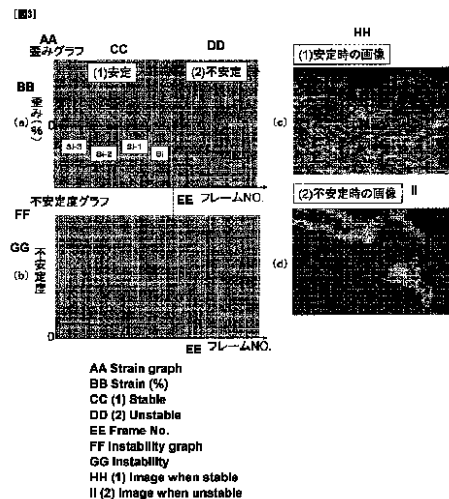
出願番号 特願2012-500634 (P2012-500634) (21) 国際出願番号 PCT/JP2011/053319 (22) 国際出願日 平成23年2月17日 (2011.2.17) (31) 優先権主張番号 特願2010-32991 (P2010-32991) (32) 優先日 平成22年2月17日 (2010.2.17) (33) 優先権主張国 日本国(JP)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 須田 昌弘 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE04 EE10 JB40 JB42 JB45 JB48 JC37
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性画像の画質評価方法及び超音波診断装置

(57) 【要約】

弾性画像の画質を適切に、かつ高い信頼性及び確実性で弾性画像の画質を評価するために、被検体との間で超音波を送受するプローブ12と、プローブ12で受信した超音波に基づいて弾性情報を演算する弾性情報演算部32と、弾性情報に基づいて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画像表示器(ディスプレイ)26とを備えてなる超音波診断装置であって、弾性情報の変動サイクルを検出し、変動サイクルの所定区間ごとの前記弾性情報の変動パターンを求め、前記変動パターンに基づいて弾性画像の安定度を評価する弾性画像評価部40を備える。



【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プローブと、該プローブで受信した超音波に基づいて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生成する弾性画像構成部と、前記弾性画像を表示するディスプレイとを備えてなる超音波診断装置であって、

前記弾性情報の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間ごとの前記弾性情報の変動パターンを求め、前記変動パターンに基づいて前記弾性画像の安定度を評価する弾性画像評価部を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記弾性画像評価部は、前記変動サイクルの前記安定度が高い所定区間において画質が高いと評価された前記弾性画像をディスプレイに表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記弾性画像評価部は、さらに、前記安定度が高い所定区間において前記弾性画像に含まれるノイズ領域の割合を求め、最もノイズ領域の割合が小さい前記弾性画像をディスプレイに表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記弾性画像評価部は、前記変動サイクルの所定区間ごとの前記弾性情報の変動パターンを求め、一の区間の特徴量と該一の区間よりも先に検出された他の一又は複数の区間の特徴量との差を求め、該特徴量の差に基づいて前記弾性画像の画質を評価することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記変動サイクルは、前記弾性画像に設定された関心領域における変位と歪みと弾性率のいずれか1つ平均値の変動であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記各区間における前記弾性情報の変動パターンは、各区間における前記弾性情報の変動の平均値と標準偏差のいずれか一方であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項4に記載の超音波診断装置において、
前記弾性画像評価部は、前記特徴量の差が予め設定された閾値よりも小さい一の区間を抽出し、該抽出された一の区間の前記弾性画像の画質が高いと評価することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波に基づいて演算された弾性情報の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間ごとの前記弾性情報の変動パターンを求め、前記変動パターンに基づいて前記弾性画像の安定度を評価することを特徴とする弾性画像の画質評価方法。

【請求項 9】

請求項8に記載の画質評価方法において、
前記変動サイクルの前記安定度が高い所定区間において画質が高いと評価された前記弾性画像をディスプレイに表示させることを特徴とする弾性画像の画質評価方法。

【請求項 10】

請求項8に記載の画質評価方法において、
前記安定度が高い所定区間において前記弾性画像に含まれるノイズ領域の割合を求め、最もノイズ領域の割合が小さい前記弾性画像をディスプレイに表示させることを特徴とす

10

20

30

40

50

る弾性画像の画質評価方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、弾性画像の画質評価方法及びその方法を実施する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断においては、診断対象である関心部位の腫瘍等を診断するにあたって、腫瘍等の生体組織の硬さ軟らかさを表す弾性情報(例えば、生体組織の歪み、弾性率等)が重要な情報になる。弾性画像を取得するには、まず、プローブにより被検体の体表から関心部位に加える圧迫を周期的に変化させながら、関心部位を含む断層面を超音波ビームで周期的にスキャンし、スキャン面の生体組織から反射される超音波を受信処理して複数のRF信号フレームデータを生成する。

【0003】

次いで、複数のRF信号フレームデータの中から圧迫力が異なる2つのRF信号フレームデータを選択し、それらの2つのRF信号フレームデータ間における生体組織の変位(変位ベクトル)を求める。そして、求めた変位の値に基づいて関心部位を含む断層面の各部の生体組織の硬さ軟らかさを表す弾性情報の分布を求め、弾性情報の分布を画像化した弾性画像をモニタ等のディスプレイに表示することが行われている。

【0004】

モニタ等に表示される弾性画像は、特許文献1に記載されているように、生体組織の歪みや弾性率に応じて、例えば、赤や青などの色相を付して、主に硬い部位を認識し易く表示される。これにより、癌などの悪性腫瘍の広がりや大きさを容易に診断できる。

【0005】

ところで、検査者の手技によりプローブにより被検体を圧迫する場合、プローブにより被検体の体表から関心部位に一定の初期圧迫(ゼロを含む)を加えた初期状態から、プローブを関心部位に押し付ける方向に移動させる操作と、関心部位から引き離す方向に移動させる操作を繰り返す。つまり、関心部位に圧迫力を加えた初期状態を基準にして、圧迫力の増減を繰り返す。この圧迫力の増減操作の過程でRF信号フレームデータを連続的に取得し、取得時間が異なる、つまり圧迫力が異なる2つのRF信号フレームデータ間における生体組織の各部の変位を求めている。

【0006】

しかし、手技による圧迫力の増減操作においては、プローブの押し引き操作のストロークの大きさ、押し引きの速度、押し引きの方向などの圧迫操作が変動するのを避けることができない。そのため、連続的に取得される複数枚の弾性画像の中には、適切でない圧迫操作で取得された画像が混在することになる。

【0007】

そこで、弾性画像を観察して診断を行う場合、取得された弾性画像をシネメモリや外部記憶媒体などのメモリに一旦記憶した後、弾性画像を再生して診断することが一般に行われている。つまり、取得した複数枚の弾性画像をメモリに記憶し、メモリの中の弾性画像を再生してモニタに一覧表示し、あるいはスクロール表示して、検査者が再生画像を観察しながら診断に適した弾性画像を選択している。

【0008】

しかし、診断に適した弾性画像の選択は、検査者の主観が入ることから、必ずしも客観的に診断に適した画質の弾性画像が選択される保証はない。また、診断に適した弾性画像の選択に迷って、再生画像の巻き戻し操作を繰り返し行う場合があり、診断用の弾性画像の選択に時間がかかってしまう問題がある。

【0009】

このような問題に対応するため、特許文献2、3には、弾性情報を取得する過程で得られる種々のデータに基づいて、弾性画像に含まれるノイズの度合い求めて、表示する画像を

10

20

30

40

50

選択することが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2000-60853号公報

【特許文献2】特開2005-118152号公報

【特許文献3】米国特許第6558324号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

10

しかし、特許文献2、3に記載された弾性画像の画質評価法によれば、弾性画像の画質を評価することができるが、弾性画像の画質評価の信頼性及び確実性を向上させる余地がある。

【0012】

本発明が解決しようとする課題は、弾性画像の画質を適切に、かつ高い信頼性及び確実性で弾性画像の画質を評価することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記の課題を解決するため、本発明の弾性画像の画質評価方法は、プローブから複数のRF信号フレームデータを取り込み、該複数のRF信号フレームデータに基づいて変位の分布を表す複数の変位フレームデータを演算し、該複数の変位フレームデータに基づいて弾性情報の分布を表す複数の弾性フレームデータを演算し、各弾性フレームデータに基づいて生成される前記スキャン面における複数の弾性画像の画質を評価するにあたり、前記複数の変位フレームデータの変位又は前記複数の弾性フレームデータの弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間ごとの前記変位又は前記弾性情報の変動パターンの特徴量を求め、前記特徴量の変化に基づいて各区間に対応する前記弾性フレームデータから生成される前記弾性画像の画質を評価することを特徴とする。

20

【0014】

すなわち、プローブにより加えられた圧迫力を手技により周期的に変化させる操作において、被検体の関心部位に加えられる圧迫力は、プローブの押し引き操作のストロークの大きさ、押し引きの速度、押し引きの方向などの圧迫操作の変動を避けることができない。そのため、連続的に取得される複数枚の弾性画像の中には、適切でない圧迫操作で取得されたノイズの多い弾性画像が混在してしまう。機械的に圧迫力を加える場合においても、その操作が適切でない場合、同様の問題がある。

30

【0015】

本発明の発明者らの知見によれば、安定して同じような圧迫操作が繰り返し行われている過程で得られる弾性画像は、ノイズが少ない安定した画質を有する傾向にあることがわかった。

【0016】

そこで、本発明では、複数の変位フレームデータの変位又は複数の弾性フレームデータの弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出する。この変動サイクルは、圧迫操作に対応したものと解することができる。したがって、検出した複数の変動サイクルのパターンが同等で、かつ連続している場合は、繰り返される圧迫操作が安定していることになる。

40

【0017】

特に、圧迫操作の結果により得られた弾性フレームデータは、直接的に弾性画像の画質に影響するから、変位フレームデータの変位又は弾性フレームデータの弾性情報の変動パターンに基づいて、圧迫操作の安定性を評価するようにしたことを特徴とする。さらに、圧迫操作の安定性に加えて、特開2005-118152号公報(特許文献2)に記載のような画質評価を行って、弾性画像の画質を評価するようにしている。これにより、弾性画像の画質を安

50

定的に評価することができ、高い信頼性及び確実性で診断に適した弾性画像を選択することができる。

【0018】

具体的には、前記複数の変位フレームデータの変位又は前記複数の弾性フレームデータの弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間(例えば、半サイクル)ごとの前記変位又は前記弾性情報の変動パターンの特徴量を求め、一の区間の特徴量と該一の区間よりも先に検出された他の一又は複数の区間の特徴量との差を求め、該特徴量の差に基づいて弾性画像の画質に影響する圧迫操作の安定性を評価する。つまり、前記一の区間に対応する前記弾性フレームデータから生成される前記弾性画像の画質を評価する。さらに、特開2005-118152号公報(特許文献2)に記載のような画質評価を行って、弾性画像の画質を評価するようにしている。ここで、半サイクルは、変動サイクルの変極点から変極点までの間、あるいは、歪みの変動サイクルの場合は、歪みが0レベルになってから次の0レベルまでの間をいう。

10

【0019】

また、変動サイクルは、複数の変位フレームデータに設定された同一の設定領域又は関心領域における生体組織の変位の平均値の変動、又は前記複数の弾性フレームデータに設定された同一の設定領域又は関心領域における生体組織の歪みと弾性率のいずれか1つ平均値の変動サイクルを適用できる。また、各区間における変位の変動又は弾性情報の変動パターンの特徴量は、各区間における変位の変動又は弾性情報の変動の平均値、標準偏差、分散、面積(例えば、積算歪み)のいずれかを用いることができる。

20

【0020】

弾性フレームデータの弾性情報として関心領域における生体組織の歪みの平均値を用いた場合、歪みの平均値の変動サイクルは、歪み0%を基準として正負に変動する半サイクルが連続したものになる。したがって、各区間の歪みの変動の特徴量の差は、特徴量の絶対値の差とするか、あるいは、特徴量として正負に関わらない統計学的な値を用いる。また、本発明は、弾性値として歪みの平均値に限られるものではなく、関心領域における生体組織の弾性率(例えば、ヤング率など)の平均値を用いることができる。なお、これらの統計学的な物理量に代えて、半サイクルの変動パターンが安定していることを表す統計学的な物理量を用いることができる。

【0021】

さらに、変動パターン特徴量の差が予め設定された閾値よりも小さい一の区間を抽出し、該抽出された一の区間の前記弾性フレームデータに基づいて生成される弾性画像の画質が高いと評価することができる。この場合、抽出された一の区間の複数の弾性フレームデータに基づいて弾性画像に含まれるノイズ領域の割合を求め、該一の区間における最もノイズ領域の割合が小さい前記弾性フレームデータを選択し、該選択した弾性フレームデータに対応する弾性画像を評価の根拠となるものとともにディスプレイに表示させることができる。ここで、評価の根拠となるものには、例えば、歪みグラフと、圧迫操作の不安定度グラフ及び評価結果を含めることができる。これにより、安定した圧迫力の弾性画像を選択することができる。

30

【0022】

さらに、特徴量の差が予め設定された閾値よりも小さい一の区間を抽出し、該抽出された一の区間の弾性フレームデータに基づいて生成される弾性画像の画質が高いと評価することが好ましい。これにより、圧迫操作が適切な状態における弾性画像が画質の高い画像として評価される。

40

【0023】

本発明の弾性画像の画質評価方法を実施する超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受するプローブと、該プローブを駆動して取得された複数のRF信号フレームデータに基づいて生体組織の変位の分布を表す複数の変位フレームデータを演算する変位計測部と、前記変位フレームデータに基づいて弾性情報の分布を表す複数の弾性フレームデータを演算する弾性情報演算部と、前記弾性フレームデータに基づいて前記スキャン面における

50

弾性画像を生成する弾性画像構成部と、該弾性画像を表示するディスプレイとを備えてなる超音波診断装置を対象とする。

【0024】

特に、前記複数の変位フレームデータの変位又は前記複数の弾性フレームデータの弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間ごとの前記変位又は前記弾性情報の変動パターンの特徴量を求め、前記特徴量の変化に基づいて前記弾性画像の画質を評価する弾性画像評価部を備えることを特徴とする。

【0025】

又は、これに代えて、前記複数の変位フレームデータの変位又は前記複数の弾性フレームデータの弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出し、該変動サイクルの所定区間ごとの前記変位又は前記弾性情報の変動パターンの特徴量を求め、一の区間の特徴量と該一の区間よりも先に検出された他の一又は複数の区間の特徴量との差を求め、該特徴量の差に基づいて前記弾性画像の画質を評価する弾性画像評価部を備えることができる。

【0026】

これにより、本発明の超音波診断装置によれば、圧迫操作が安定していることを評価し、弾性画像の画質を安定して評価することができ、高い信頼性及び確実性で診断に適した弾性画像を選択することができる。また、上述した本発明の弾性画像の画質評価方法に係る特徴を、全て適用することができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、弾性画像の画質を適切に、かつ高い信頼性及び確実性で弾性画像の画質を評価することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の一実施例の超音波診断装置のブロック構成図

【図2】本発明の実施例1を説明するための圧迫操作の一例及びその圧迫操作に対応する歪みの変動サイクルの一例を示すグラフ

【図3】本発明の一実施例の弾性画像の画質評価方法を説明する図

【図4】本発明の一実施例の弾性画像の画質評価方法の手順を示すフローチャート

【図5】本発明の一実施例の変動パターンの特徴量の一例である標準偏差の求め方を説明する図

【図6】本発明の一実施例の弾性画像の画質評価方法を適用して得られる弾性画像の例と、弾性画像の画質評価に関する情報の表示例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0029】

本発明の弾性画像の画質評価方法を実施する超音波診断装置の一実施の形態は、図1のブロック図に示すように構成されている。

【0030】

図示のように、超音波診断装置は、被検体10に当接させて用いられる超音波探触子であるプローブ12を備えている。プローブ12は、複数の振動子を配列して形成されており、被検体10との間で超音波を送受するものである。プローブ12は、送信部14から周期的に出力される超音波により駆動される。

【0031】

送信部14は、プローブ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。これにより、プローブ12から被検体10のスキャン面に周期的に超音波ビームをスキャンするようになっている。被検体10のスキャン面の生体組織から反射してプローブ12で受信されるRF信号は、受信部16により所定のゲインで増幅して処理され、整相加算部18において整相加算されてRF信号フレームデータが生成される。整相加算部18から出力されるRF信号フレームデータは、断層画像構成部20とRF信号フレームデータ選択部28に入力される。

【0032】

断層画像構成部20は、入力されるRF信号フレームデータにゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行って、スキャン面の濃淡断層画像例えば白黒断層画像を構成して白黒スキャンコンバータ22に出力する。白黒スキャンコンバータ22は、入力される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。

【0033】

また、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断層画像のフレームデータを1画像として取得し、取得された断層画像のフレームデータをテレビ同期で読み出し、ディスプレイである画像表示器26の表示方式に合うように変換する。

10

【0034】

RF信号フレームデータ選択部28は、整相加算部18から連続的に出力される複数のRF信号フレームデータを順次記憶し、図示していない超音波診断装置の制御部から入力される指令に従って、取得時間が異なる、つまり圧迫力が異なる2つのRF信号フレームデータを選択して変位計測部30に出力する。具体的には、RF信号フレームデータ選択部28は、記憶したRF信号フレームデータ群から第1のデータとしてRF信号フレームデータ(N)を選択すると同時に、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。

20

【0035】

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、被検体10の生体組織の各部の圧迫力の違いによ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。そして、各部の変位の分布を表す変位フレームデータを生成して弾性情報演算部32に出力する。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ものである。

30

【0036】

弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される変位フレームデータに基づいて、スキャン面の生体組織の各部の硬さ軟らかさを表す弾性情報(歪み又は弾性率)の分布を表す複数の弾性フレームデータを演算により生成し、弾性画像構成部34に出力する。

【0037】

つまり、弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される変位フレームデータに基づいて、例えば移動ベクトルに基づいて断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みを演算し、求めた歪みの分布を表す弾性フレームデータを生成する。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。

【0038】

また、弾性情報演算部32は、歪みのデータに基づいて弾性率の分布を表す弾性フレームデータを生成することができるようになっている。この場合は、図1に示す圧力計測部46が必要になる。圧力計測部46は、例えば、プローブ12と被検体10との間に介在させた圧力センサにより検出される圧力検出値を用いて、スキャン面の各部の圧力を計測するようになっている。そして、弾性情報演算部32は、圧力計測部46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。

40

【0039】

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。つまり、 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データの

50

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対応する生体組織の弾性率が求められる。

【0040】

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。このようにして、弾性情報演算部32は、弾性情報である歪み又は弾性率の2次元分布である弾性フレームデータを連続的に得ることができる。

【0041】

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、確保された弾性フレームデータに対し画像処理を行って、スキャン面における弾性画像データを生成してカラースキャンコンバータ36に出力する。カラースキャンコンバータ36は、入力される弾性画像データの弾性情報の値に応じた色相を付したカラー弾性画像を構成する。

10

【0042】

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)に変換するとともに、カラー弾性画像を画像表示器26の表示方式に合うように変換する。例えば、歪みが大きい弾性情報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。

【0043】

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。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ースキャンコンバータ36からのカラー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、図示されていない超音波診断装置の制御部からの指令に応じて、フレームメモリに確保された断層画像データとカラー弾性画像データに基づいて、それらの画像を重ね合わせた合成画像、あるいは並列に表示させる合成画像、または重ね合わせた合成画像の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、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。

20

【0044】

また、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して、合成画像を画像表示器26に表示させるようになっている。

30

【0045】

ここで、本実施の形態の超音波診断装置の特徴部に係る構成について説明する。本実施の形態の特徴は、弾性画像評価部40と、インターフェイス部42と、弾性画像制御部44を備えていることにある。弾性画像評価部40は、変位計測部30から出力される変位フレームデータ又は弾性情報演算部32から出力される弾性フレームデータに基づいて、弾性画像の画質を評価するようになっている。弾性画像制御部44は、インターフェイス部42から入力される指令に基づいて、弾性画像評価部40と弾性画像構成部34とカラースキャンコンバータ36を制御するようになっている。

【0046】

弾性画像評価部40は、変位計測部30から出力される変位フレームデータ又は弾性情報演算部32から出力される弾性フレームデータのいずれか一方を連続して取り込み、変位又は弾性情報の変動サイクルを検出する。そして、変動サイクルの各半サイクルを区間として、各区間における変位又は弾性情報の変動パターンの特徴量を求める。次いで、一の区間の特徴量と該一の区間よりも先に検出された他の一又は複数の区間の特徴量との差を求め、その特徴量の差と、特開2005-118152号公報の画質評価とに基づいて一の区間の弾性フレームデータから生成される弾性画像の画質が高いか否かを評価するようになっている。要するに、弾性画像評価部40は、変位又は弾性情報のいずれか一方の変動サイクルを検出し、変動サイクルの半サイクルの区間ごとの変位又は弾性情報の変動パターンの特徴量を求め、複数の区間の特徴量の変化に基づいて、つまり特徴量の変化の安定度に基づいて、

40

50

各区間に対応する弾性フレームデータから生成される前記弾性画像の画質が高いか否かを評価するようになっている。

【0047】

すなわち、弾性画像を取得する場合、プローブ12により被検体10の体表から関心部位に一定の初期圧迫(ゼロを含む)を加えた初期状態から、プローブ12を関心部位に押し付ける方向に移動させる操作と、関心部位から引き離す方向に移動させる操作が繰り返えられる。つまり、関心部位に圧迫力を加えた初期状態を基準にして、圧迫力の増加と圧迫力の減少が繰り返えられる。プローブ12により被検体10の関心部位に圧迫力を加える操作は、プローブ12の押し引き操作のストロークの大きさ、押し引きの速度、押し引きの方向などに依存して変動する。したがって、連続的に取得される複数枚の弾性画像の中には、適切な10

【0048】

本実施の形態は、弾性画像評価部40において、圧迫操作の安定性、すなわち所定区間における弾性画像の安定度を評価するとともに、弾性画像の画質を適切に、かつ高い信頼性及び確実性で診断に適した弾性画像を評価するようにしている。以下、弾性画像評価部40における弾性画像の画質評価方法について、実施例に分けて説明する。

【実施例1】

【0049】

図2に、実施例1を説明するための圧迫操作の一例及びその圧迫操作に対応する歪みの変動サイクルの一例のグラフを示す。同図(a)はプローブ12による圧迫操作時の位置の変化である動きの時間変化を示している。同図に示すように、プローブ12は、例えば手技により被検体10に対して押し付けと、引き離しの操作を繰り返し行われる。図示の同一のストロークで、比較的理想的な正弦波状の圧迫操作の例であり、上部の極大点がプローブ12を引ききった時相で、下部の極小点がプローブ12を押しきった時相である。20

【0050】

この例では、プローブ12を引ききった位置は、被検体10の体表位置を初期状態(圧迫力=0)としているが、本発明はこれに限らず、プローブ12により被検体10に一定の初期圧迫を加えた位置(例えば、2~10%歪ませた位置)を初期状態とすることができる。このようなプローブ12の動きに対応して、圧迫力が加えられる被検体10の関心部位の生体組織には、同図(b)に示すように歪み(%)が発生する。図からわかるように、プローブ12の動きに対して、歪みの位相は遅れるが、理想的な正弦波状の圧迫操作に対応して、歪みの変動サイクルは安定している。30

【0051】

図3に、プローブ12の動きに起因して、歪みの変動サイクルが安定している場合と、歪みの変動サイクルが不安定な場合を対比して示す。同図(a)の左側が歪みの変動サイクルが安定の場合であり、右側が歪みの変動サイクルが不安定の場合である。なお、図において、横軸は時間軸であるが、グラフ上の黒点は、弾性フレームデータのフレームNo.に対応している。つまり、図2のプローブ12の押し引きの各周期の間に、複数枚の弾性フレームデータを取得していることを示している。図3(b)は、歪みの変動サイクルの安定と不安定に対応させて、後述する不安定度の計算式に従って求めた不安定度グラフである。40

同図から、歪みの変動サイクルが正弦波状で安定して連続しているときの不安定度は低く、歪みの変動サイクルが正弦波状から大きく外れて不安定なパターンが連続しているときの不安定度は高いことがわかる。

【0052】

また、歪みの変動パターンが正弦波状で安定して連続しているときに得られる弾性画像は、図3(c)に示すように、ノイズの少ない良質の弾性画像が得られる。一方、歪みの変動パターンが不安定なときに得られる弾性画像は、図3(d)に示すように、ノイズの占める割合が大きい質の悪い弾性画像になる。同図(d)において、中央部に均一に表れている領域は、ノイズが多いために弾性情報演算部32の処理で弾性情報がカットされた領域である。

【0053】

10

20

30

40

50

本実施例1においては、被検体との間で超音波を送受するプローブ12と、プローブ12で受信した超音波に基づいて弾性情報を演算する弾性情報演算部32と、弾性情報に基づいて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画像表示器(ディスプレイ)26とを備えてなる超音波診断装置であって、弾性情報の変動サイクルを検出し、変動サイクルの所定区間ごとの前記弾性情報の変動パターンを求め、前記変動パターンに基づいて弾性画像の安定度を評価する弾性画像評価部40を備える。弾性画像評価部40は、変動サイクルの安定度が高い所定区間において画質が高いと評価された弾性画像を画像表示器(ディスプレイ)26に表示させる。弾性画像評価部40は、さらに、安定度が高い所定区間において弾性画像に含まれるノイズ領域の割合を求め、最もノイズ領域の割合が小さい前記弾性画像を画像表示器(ディスプレイ)26に表示させる。

10

【0054】

具体的には、図4のフローチャートに示すように、弾性画像評価部40は、上述の原理に従い、弾性情報演算部32から出力される歪みの弾性フレームデータの変動パターンに基づいて、弾性画像の画質に影響する圧迫操作の安定性を評価する第1段階と、さらに従来の特開2005-118152号公報等に記載された弾性画像の画質を評価する第2段階とを備えて構成されている。

【0055】

図4に示すように、第1段階は、ステップS1、S2を有してなる。第1段階では、連続的に入力される複数の弾性フレームデータの弾性情報である歪みの変動サイクルを検出し、連続する変動サイクルの変動パターンが安定しているか否かにより、弾性画像の画質が一定値以上か否かを評価するようになっている。

20

【0056】

(ステップS1)

ここでは、まず、歪みの変動サイクルの不安定度を求める。このとき、各弾性フレームデータに関心領域(ROI)を設定し、ROI内の歪みの平均値を、その弾性フレームデータの歪みの代表値とする。これにより、図3(a)のような歪みの変動サイクルのグラフが得られる。本実施例1では、連続する複数の半サイクルの歪みの変動パターンが安定的に変化しているか否かで、歪みの安定度もしくは不安定度を求めるようにしている。つまり、図3(a)の歪みグラフにおいて、歪み0(%)を基準に、変動サイクルの各半サイクルを区間Siとする。ここで、iは評価対象と考えている一の区間とし、この一の区間よりも先に検出された他の一又は複数の区間はS(i-m)と設定する。ここで、iは自然数、mは1, 2, ..., Nの自然数である。

30

【0057】

次に、半サイクルの歪みの変動又は変動パターンの特徴量として、本実施例では、図5に示す歪みの半サイクルの標準偏差を用いる。図5において、区間Siの弾性フレーム数がkであったとする。それぞれの弾性フレームデータの歪みが ε_j とすると、区間Siの歪みの平均値 $\varepsilon_{\text{mean}}$ は、次式(1)で表せるから、区間Si内の歪みの標準偏差 σ_i は、次式(2)で表せる。

【0058】

$$\varepsilon_{\text{mean}} = 1/k \cdot \sum \varepsilon_j \quad (1)$$

40

$$\sigma_i = \sqrt{1/k \cdot \sum (\varepsilon_j - \varepsilon_{\text{mean}})^2} \quad (2)$$

このようにして、区間Siよりも先に検出された他の一又は複数の区間S(i-m)の歪みの標準偏差 $\sigma(i-m)$ を求める。そして、区間Siの歪みの標準偏差 σ_i と、他の一又は複数の区間S(i-m)の歪みの標準偏差 $\sigma(i-m)$ との差を求める。さらに、区間Siを基準に遡って標準偏差 $\sigma(i-m)$ の差を求める区間数をNとしたとき、区間Siの圧迫の不安定度を、次式(3)で表す。

【0059】

$$\text{区間Siの不安定度} = 1/N \cdot \sum (\sigma_i - \sigma(i-m)) \quad (3)$$

式(3)において、遡る区間数Nを多くすると、評価対象の区間Siと他の区間S(i-m)との不安定度の差が小さくなるので好ましくない。そこで、Nは例えば3~5程度が好ましい。

50

【0060】

次に、求めた区間 S_i の不安定度と、予め定めた一定値とを比較して、一定値以下の場合は、同区間 S_i に対応する弾性フレームデータの歪みの分布により生成される弾性画像の画質は高いと評価する。そして、不安定度が一定値以下の区間を順次抽出する。

【0061】

(ステップS2)

ステップS2では、抽出された不安定度が一定値以下の複数の区間の中で、手技による圧迫操作の不安定度が最も低い区間を選択する。

【0062】

(ステップS3)

10

ステップS3は、第2段階の画質の評価である。つまり、手技による圧迫操作の不安定度が最も低い区間であっても、図3(a)に示したように、歪み ε が0%に近い場合等の弾性フレームデータでは、必ずしも画質の良い弾性画像とはならない。そこで、弾性画像評価部40は、弾性画像の画質が高いと評価された区間 S_i の弾性フレームデータに基づいて、特開2005-118152号公報に記載されている弾性画像の画質評価方法を適用して、区間 S_i の弾性フレームデータの中から、例えば画質の良いものを選択するようにしている。一例を説明すると、弾性フレームデータの全領域又は関心領域の画素データ $X_{i,j}$ ($i=1, 2, 3, \dots, N, j=1, 2, 3, \dots, M$)について次のように画質を評価する。評価対象の画素位置を中心にして、例えば 3×5 画素のサイズのカーネルを設定し、このカーネル内に分布する計15個の画素データ群を母集団とし、母集団の統計的特徴量として、弾性値の例えば平均又は標準偏差を画質評価値として求める。そして、弾性フレームデータの全領域又は関心領域の画素データ $X_{i,j}$ について、それぞれ画質評価値を求めて画質フレームデータを作成する。この画質フレームデータは、カーネルサイズの母集団に対する評価対象の画素の弾性値のバラツキを示したデータとなる。

20

【0063】

したがって、画質評価値がある閾値よりも小さい評価対象の画素があっても、全領域又は関心領域に占める割合が小さいときは、弾性画像の画質が良いと評価することができる。

【0064】

そこで、ステップS3では、例えば、弾性フレームデータの全領域又は関心領域(ROI)内の各計測点(画素)の歪みが、カーネル内の平均又は標準偏差の歪みと比較して第1の閾値よりも小さい画素を求める。そして、第1の閾値よりも小さい画素が全領域又はROIに占める割合を求める。この割合が大きいときは、弾性画像の画質が悪いと判断して、その弾性画像を選択から排除する。さらに、選択から排除されなかった弾性フレームデータであっても、全領域又はROIをみて、圧迫の方向と逆の方向に歪みを生じている領域がある場合は、その領域が全領域又はROIに占める割合が第2の閾値より大きいときは、弾性画像の画質が悪いと判断して、その弾性画像を選択から排除する。このようにして、圧迫操作の不安定度が高く、弾性画像の画質が高いと評価された区間 S_i の弾性フレームデータを、さらに他の画質評価基準に照らして評価し、その評価が最も高い弾性フレームデータに対応する弾性画像を選択するようにしている。そして、選択された弾性画像を画像表示器26に自動的に表示させることにより、検査者は診断に適した弾性画像を容易に、かつ速やかに得ることができる。

30

40

【0065】

本実施例1の弾性画像の画質評価方法により得られる弾性画像の表示例を図6に示す。

【0066】

図示のように、画質の良い弾性画像と、その評価が表示されるとともに、その評価の根拠である図3と同様の歪みの変動サイクルを示す歪みグラフと、これに対応する不安定度グラフが並べて表示される。特に、それらのグラフに表示される時相バーを時間軸方向に移動させることにより、その時相における弾性画像とその評価が表示されるようになっている。

50

【0067】

以上説明したように、本実施例1によれば、圧迫操作の結果により得られた弾性フレームデータの弾性情報の変動パターンの特徴量の変化に基づいて、圧迫操作の安定性を評価するようにしているから、診断に適した弾性画像の画質を安定して評価することができ、高い信頼性及び確実性で診断に適した弾性画像を選択することができる。なお、弾性画像評価部40をコンピュータにより構成し、コンピュータをプログラムにより作動させて、弾性画像の画質評価方法を実施させるようにすることができる。

【0068】

実施例1では、各区間における歪みの変動パターンの特徴量として、標準偏差を用いたが、本発明はこれに限らず、各区間における歪みの変動パターンの平均値、又は変動パターンの面積、又は分散を用いることができる。また、弾性フレームデータの弾性情報として歪みを用いる例を説明したが、これに代えて、弾性率を用いることができ、同一の効果を得ることができる。

【実施例2】

【0069】

実施例1では、弾性フレームデータの弾性情報の変動サイクルのパターンを用いて、圧迫操作が安定しているか否かにより、弾性画像の画質を評価する方法を説明した。実施例1では弾性画像の画質に直接関係する弾性情報の変動パターンにより評価しているから、評価の精度及び信頼性は高い。しかし、本発明はこれに代えて、圧迫操作の動きを変位計測部30で計測される変位フレームデータの変動パターンを用い手圧迫操作が安定しているか否かを評価することができる。

【実施例3】

【0070】

また、実施例1のステップS3では、弾性フレームデータ的全領域又は関心領域(ROI)内の各計測点(ピクセル)の歪み ε が第1の閾値よりも小さい領域が全領域又はROIに占める割合を求め、その割合に応じて弾性画像の画質を評価することを説明した。しかし、本発明はこれに代えて、各計測点(ピクセル)の弾性率を用いて同様の処理をして、弾性画像の画質を評価することができる。また、変位フレームデータ的全領域又は関心領域内の各計測点の変位が、ある閾値よりも小さい領域が全領域又はROIに占める割合を求め、その割合に応じて弾性画像の画質を評価することができる。さらに、弾性画像評価部40は、RF信号フレームデータ選択部28の出力である2つのRF信号フレームデータを取り込み、弾性画像の画質を評価できるようになっている。

【実施例4】

【0071】

上述した各実施例1~3で得られた評価の高い画質を有する弾性画像を、シネメモリなどのメモリに記憶させることができる。これにより、メモリ内に記憶された画質の高い弾性画像を再生して、適切な診断を行うことができる。

【符号の説明】

【0072】

10 被検体、12 超音波探触子、14 送信部、16 受信部、17 超音波送受信制御部、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、40 弾性画像評価部、42 インターフェイス、44 弾性画像制御部、46 圧力計測部

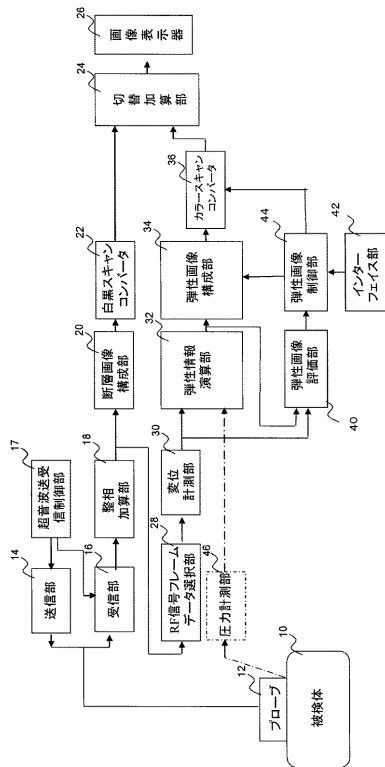
10

20

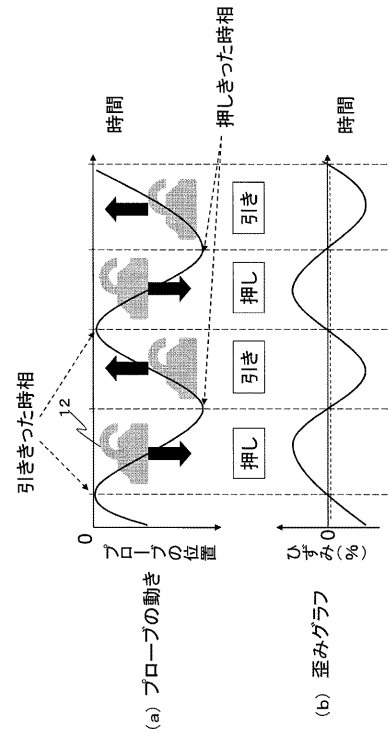
30

40

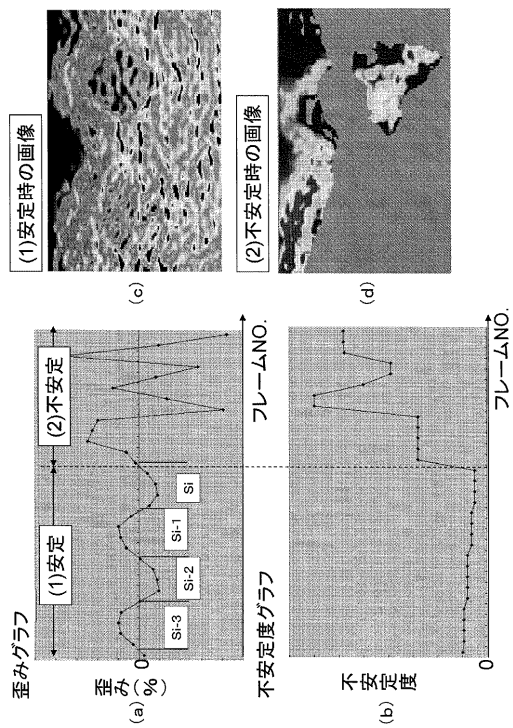
【 図 1 】



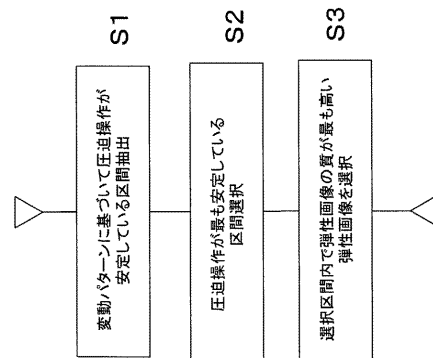
【図 2】



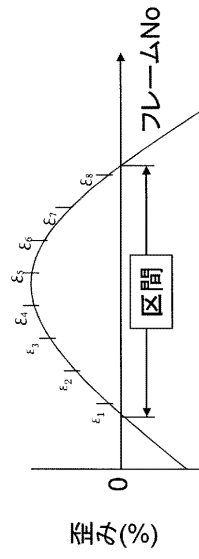
【図 3】



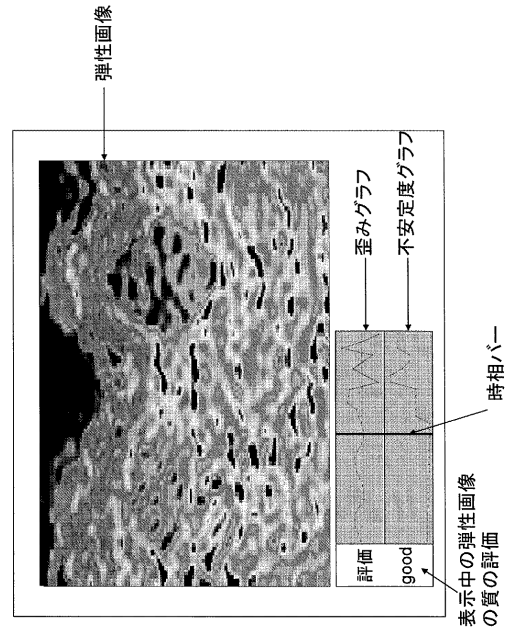
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/053319

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.
X Y	JP 2010-17585 A (Hitachi Medical Corp.), 28 January 2010 (28.01.2010), paragraph [0084] & US 2008/0269606 A1 & EP 1762180 A1 & WO 2005/120358 A1	1, 4-8 2, 3, 9, 10
Y	JP 2005-118152 A (Hitachi Medical Corp.), 12 May 2005 (12.05.2005), paragraphs [0042] to [0051], [0074] to [0084] & US 2007/0032726 A1 & US 2009/0018444 A1 & US 2009/0149752 A1 & EP 1629777 A1	2, 3, 9, 10

☒ 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
07 March, 2011 (07.03.11)Date of mailing of the international search report
22 March, 2011 (22.03.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/053319

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 2004-351062 A (Hitachi Medical Corp., Tsuyoshi SHIINA), 16 December 2004 (16.12.2004), entire text; all drawings & US 2007/0032726 A1 & US 2009/0018444 A1 & US 2009/0149752 A1 & EP 1629777 A1 & WO 2004/105615 A1	1-10
A	JP 2008-73144 A (Aloka Co., Ltd.), 03 April 2008 (03.04.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	WO 2006/040967 A1 (Hitachi Medical Corp.), 20 April 2006 (20.04.2006), entire text; all drawings & US 2007/0232916 A1 & EP 1800604 A1 & WO 2006/040967 A1	1-10
A	JP 2007-90003 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 12 April 2007 (12.04.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2008-126079 A (General Electric Co.), 05 June 2008 (05.06.2008), entire text; all drawings & US 2008/0119732 A1	1-10
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 & WO 2007/138881 A1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/053319	
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
X Y	JP 2010-17585 A（株式会社日立メディコ）2010.01.28, 段落[0084] & US 2008/0269606 A1 & EP 1762180 A1 & WO 2005/120358 A1		1, 4-8 2, 3, 9, 10
Y	JP 2005-118152 A（株式会社日立メディコ）2005.05.12, 段落[0042]-[0051], [0074]-[0084] & US 2007/0032726 A1 & US 2009/0018444 A1 & US 2009/0149752 A1 & EP 1629777 A1		2, 3, 9, 10
A	JP 2004-351062 A（株式会社日立メディコ、椎名毅）2004.12.16, 全文、全図 & US 2007/0032726 A1 & US 2009/0018444 A1		1-10
☒ 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 07.03.2011		国際調査報告の発送日 22.03.2011	
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） 川上 則明 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 3 3 1 9
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
	& US 2009/0149752 A1 & EP 1629777 A1 & WO 2004/105615 A1	
A	JP 2008-73144 A (アロカ株式会社) 2008.04.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	WO 2006/040967 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.04.20, 全文、全 図 & US 2007/0232916 A1 & EP 1800604 A1 & WO 2006/040967 A1	1-10
A	JP 2007-90003 A (松下電器産業株式会社) 2007.04.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2008-126079 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2008.06.05, 全文、全図 & US 2008/0119732 A1	1-10
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 & WO 2007/138881 A1	1-10

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)	弹性图像和超声诊断仪的图像质量评价方法		
公开(公告)号	JPWO2011102401A1	公开(公告)日	2013-06-17
申请号	JP2012500634	申请日	2011-02-17
[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	須田 昌弘		
发明人	須田 昌弘		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/5205 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52042 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC37		
优先权	2010032991 2010-02-17 JP		
其他公开文献	JP5789593B2 JPWO2011102401A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在用于以高可靠性和准确性适当地评估弹性图像的图像质量的超声诊断设备中，超声诊断设备包括：探头（12），该探头（12）向和从对象发射和接收超声波。弹性信息计算部（32）根据由探头（12）接收的超声波来计算弹性信息。弹性图像构建单元（34），其基于弹性信息生成弹性图像；显示弹性图像的图像显示装置（显示器）（26）；弹性图像评估单元（40），其检测弹性信息中的波动周期，在波动周期中的每个预定区间中找到弹性信息中的波动模式，并基于波动来评估弹性图像的稳定性模式。

