

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/056587

発行日 平成30年4月26日 (2018. 4. 26)

(43) 国際公開日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)

(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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

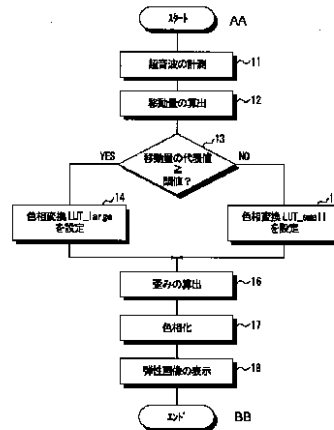
<p>出願番号 特願2017-542933 (P2017-542933)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/068332</p> <p>(22) 国際出願日 平成28年6月21日 (2016. 6. 21)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2015-190741 (P2015-190741)</p> <p>(32) 優先日 平成27年9月29日 (2015. 9. 29)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311                  富士フイルム株式会社                  東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 110001830                  東京 U I T 国際特許業務法人</p> <p>(72) 発明者 山本 拓明                  神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地                  富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE04 JB48 JC16                  KK02 KK12</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響波診断装置およびその制御方法

(57) 【要約】

生体組織から反射される超音波エコーから生成される超音波フレームデータを用いて生体組織の移動量およびその代表値が算出される(ステップ12)。組織移動量の代表値が閾値以上の場合には(ステップ13でYES)、色相変化の程度が大きい色相変換LUT\_Largeが用いられ、歪みをその大きさに応じた色相によって表す弾性画像が生成される(ステップ14, 16, 17, 18)。他方、生体組織の移動量の代表値があらかじめ定められる閾値未満の場合(ステップ13でNO)、色相変化の程度が小さい色相変換LUT\_Smallが用いられ、弾性画像が生成される(ステップ15, 16, 17, 18)。



- 11 Measure ultrasonic wave
- 12 Calculate amount of movement
- 13 Representative value of movement amount > threshold?
- 14 Set hue conversion LUT\_large
- 15 Set hue conversion LUT\_small
- 16 Calculate distortion
- 17 Make hue
- 18 Display elastic image
- AA Start
- BB End

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の生体組織から反射される音響波エコーを表わす音響波エコー信号を用いて生成された音響波フレームデータを用いて移動量フレームデータを生成し、かつ、該移動量フレームデータを用いて移動量の代表値を算出する移動量算出手段、

フレーム間の移動量フレームデータを用いて歪みを算出する歪み算出手段、および

上記算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも大きい場合には、第 1 の色相変換ルックアップテーブルを用いて上記算出された歪みを表す弾性画像を生成し、上記算出された移動量の代表値が上記あらかじめ定められる閾値よりも小さい場合には、上記第 1 の色相変換ルックアップテーブルよりも色相変化の程度が小さい第 2 の色相変換ルックアップテーブルを用いて上記算出された歪みを表す弾性画像を生成する弾性画像生成手段、

を備える音響波診断装置。

## 【請求項 2】

上記移動量算出手段は、上記音響波エコー信号から生成される取得時刻の異なる一対の音響波フレームデータの単位領域ごとの移動量の平均値を、移動量の代表値として算出するものである、

請求項 1 に記載の音響波診断装置。

## 【請求項 3】

上記音響波エコー信号から経時的に生成される音響波フレームデータのフレームレートに応じて上記閾値を変動させる閾値制御手段を備えている、

請求項 1 または 2 に記載の音響波診断装置。

## 【請求項 4】

移動量算出手段が、被検体の生体組織から反射される音響波エコーを表わす音響波エコー信号を用いて生成された音響波フレームデータを用いて移動量フレームデータを生成し、かつ、移動量フレームデータを用いて移動量の代表値を算出し、

歪み算出手段が、フレーム間の移動量フレームデータを用いて歪みを算出し、

弾性画像生成手段が、算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも大きい場合には、第 1 の色相変換ルックアップテーブルを用いて算出された歪みを表す弾性画像を生成し、算出された移動量の代表値が上記あらかじめ定められる閾値よりも小さい場合には、第 1 の色相変換ルックアップテーブルよりも色相変化の程度が小さい第 2 の色相変換ルックアップテーブルを用いて算出された歪みを表す弾性画像を生成する、

音響波診断装置の制御方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は、音響波たとえば超音波を利用した診断装置およびその制御方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

断層像や血流を観察するために超音波を利用した様々な診断装置が開発されている（特許文献 1～6）。近年では、生体組織の硬さまたは柔らかさに関する情報を、超音波を用いて計測し、これを医学的診断に利用するエラストグラフィも知られている。エラストグラフィでは、生体組織の硬さまたは柔らかさを表す歪み等の大きさに応じた色相（色）を有する弾性画像が診断に用いられる。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献 1】特開 2014 - 36778 号公報

【特許文献 2】特開 2013 - 5876 号公報

【特許文献 3】特開 2015 - 23913 号公報

10

20

30

40

50

- 【特許文献4】特開2015-16062号公報  
【特許文献5】特開2014-42823号公報  
【特許文献6】特開2013-121483号公報  
【発明の概要】  
【発明が解決しようとする課題】

【0004】

エラストグラフィでは、圧迫、拍動などに起因して生じる生体組織の移動量（変位）を微分することで生体組織の歪みを算出し、生体組織の硬さを推定する。ここで、生体組織が変位を起こせない程度に圧迫、拍動が小さい場合には生体組織の歪みを正しく算出することは難しい。この場合に求められる歪みは、生体組織の歪みではなく、信号のノイズのちらつきなどを歪みとして誤認識した結果である、すなわちノイズに起因するものであることがある。ノイズが歪みとして誤認識されてしまうと、生体組織の硬さに起因しないノイズがあたかも生体組織の硬さを表しているかのように弾性画像に現れてしまう。

10

【0005】

上記特許文献のうち、たとえば特許文献1には、心臓壁の移動量に応じて色変換テーブルを変えることで、心拍による生体組織の圧迫と弛緩の度合にかかわらず、同じ弾性を有する部分を弾性画像において大きく異なることがない色で表示させるものが記載されている。しかしながら、特許文献1では、生体組織の圧迫と弛緩の度合が歪みを正しく求めることができない程度に小さい場合について考慮されていないため、生体組織の圧迫と弛緩の度合が小さいためにノイズが歪みとして誤認識されたときにそのノイズがあたかも正常に歪みとして計測できているものとして弾性画像に表示されてしまう。また、たとえば、特許文献2には、低S/N領域を信頼性の高い領域と区別して画像表示し、信頼性の高い領域を解析の対象とするものが開示されている。しかしながら、特許文献2では超音波を送信せずに受信処理のみを実行することで得られるBモード画像から低S/N領域を決定しており、生体組織の移動量が小さい場合に歪みとして誤認識されるノイズの除去については何ら考慮されていない。

20

【0006】

この発明は、生体組織の移動量が小さい場合にノイズが弾性画像において目立たないようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

この発明による音響波診断装置は、被検体の生体組織から反射される音響波エコーを表わす音響波エコー信号を用いて生成された音響波フレームデータを用いて移動量フレームデータを生成し、かつ、移動量フレームデータを用いて移動量の代表値を算出する移動量算出手段、フレーム間の移動量フレームデータを用いて歪みを算出する歪み算出手段、算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも大きい場合には、第1の色相変換ルックアップテーブルを用いて算出された歪みを表す弾性画像を生成し、算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも小さい場合には、第1の色相変換ルックアップテーブルよりも色相変化の程度が小さい第2の色相変換ルックアップテーブルを用いて算出された歪みを表す弾性画像を生成する弾性画像生成手段を備えている。

40

【0008】

この発明は、音響波診断装置に適した制御方法も提供している。すなわち、この方法は、移動量算出手段が、被検体の生体組織から反射される音響波エコーを表わす音響波エコー信号を用いて生成された音響波フレームデータを用いて移動量フレームデータを生成し、かつ、移動量フレームデータを用いて移動量の代表値を算出し、歪み算出手段が、フレーム間の移動量フレームデータを用いて歪みを算出し、弾性画像生成手段が、算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも大きい場合には、第1の色相変換ルックアップテーブルを用いて算出された歪みを表す弾性画像を生成し、算出された移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも小さい場合には、第1の色相変換ルックアップテーブルよりも色相変化の程度が小さい第2の色相変換ルックアップテーブルを用いて算

50

出された歪みを表す弾性画像を生成する。

【0009】

算出された移動量の代表値が閾値に一致する場合は、第1または第2の色相変換ルックアップテーブルのいずれかを、弾性画像の生成に用いることができる。

【0010】

好ましい実施態様では、移動量算出手段は、音響波エコー信号から生成される取得時刻の異なる一对の音響波フレームデータの単位領域ごとの移動量の平均値を、移動量の代表値として算出するものである。

【0011】

一実施態様では、音響波エコー信号から経時的に生成される音響波フレームデータのフレームレートに応じて閾値を変動させる閾値制御手段を備えている。

10

【発明の効果】

【0012】

弾性画像において色相によって表される歪み（生体組織の硬さを表す指標）は、生体組織の移動量（変位）から算出される。移動量が小さい場合、移動量から算出される歪みはノイズの影響を受けやすくなる。この発明によると、移動量の代表値があらかじめ定められる閾値よりも小さい場合に、移動量の代表値が閾値よりも大きい場合に用いられる第1の色相変換ルックアップテーブルに比べて、色相変化の程度が小さい第2の色相変換ルックアップテーブルが用いられて弾性画像が生成される。したがって、移動量が小さいときに、ノイズが色相によって弾性画像中に顕著に現れてしまうことを防止するまたは低減することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】弾性画像の作成処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】色相変換ルックアップテーブルを示す。

【図4】病変組織が存在する生体内部を模式的に示す。

【図5】圧迫前の周辺組織および病変組織の位置と、組織移動量が大いときの圧迫後の周辺組織および病変組織の位置と、組織移動量が小さいときの圧迫後の周辺組織および病変組織の位置とを、それぞれ示す。

30

【図6】圧迫前後の周辺組織および病変組織の変位量を示すグラフである。

【図7】周辺組織および病変組織の歪みを示すグラフである。

【図8】組織移動量が大いときおよび小さいときのそれぞれについて、従来技術における弾性画像と本願の超音波診断装置における弾性画像を、それぞれ示す。

【図9】色相変換ルックアップテーブルの他の例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に説明する実施例では、音響波として超音波を用いる例を説明する。超音波に限定されることはなく、被験対象、測定条件などに応じて適切な周波数が選択されれば、可聴周波数の音響波を用いるようにしてもよい。

40

【0015】

図1は、超音波診断装置1の全体構成を示すブロック図を示している。超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理装置4、画像制御装置5、表示装置6、操作装置7、制御装置8および記憶装置9を備えている。

【0016】

制御装置8によって超音波診断装置1の動作が全体的に統括される。制御装置8に接続される記憶装置9に、超音波診断装置1を構成する以下に詳述する各種装置を制御する制御プログラム、後述する色相変換ルックアップテーブル、フレームデータなどが記憶される。操作者の指示、設定ないし調整される値などが、操作装置7から入力される。

【0017】

50

超音波プローブ2が被検体(患者)の体表面に押し当てられる。超音波プローブ2は、被検体に向けて超音波ビームを送信し、かつ被検体内の生体組織から反射される超音波エコーを受信し、超音波エコーを表す超音波エコー信号を出力する。コンベックス型、セクタ型、リニア型など、任意の形状の超音波プローブ2を用いることができる。

【0018】

送受信ビームフォーマ3は、超音波プローブ2を所定の走査条件で駆動して超音波ビームを走査する。セクタ走査、オフセット・セクタ走査、リニア走査など任意の走査方式を採用することができる。また送受信ビームフォーマ3は、超音波プローブ2からの超音波エコー信号に対し整相加算処理等の所定の信号処理を行ない、生体組織の一走査面(一断層)に対応する超音波フレームデータ(断層エコーデータ)を生成する。生成された超音波フレームデータは順次記憶装置9に記憶される。超音波フレームデータは所定のフレームレート(超音波フレームデータの単位時間あたりの生成数)によって経時的に生成される。超音波プローブ2によって送信される超音波ビームの送信タイミングを変更することで、超音波フレームデータのフレームレートを変更することができる。

10

【0019】

超音波フレームデータは、次にエコーデータ処理装置4に入力する。エコーデータ処理装置4は、Bモードデータ作成部4A、移動量計測部4Bおよび歪み演算部4Cを備える。

【0020】

Bモードデータ作成部4Aは、超音波フレームデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を行い、Bモードデータを作成する。

20

【0021】

移動量計測部4B(移動量算出手段)は、超音波フレームデータを用いて以下の移動量を算出する。すなわち、順次記憶装置9に記憶される取得時刻の異なる複数の超音波フレームデータのうちの所定時間間隔の一对のフレームデータに基づいて単位領域ごと(ピクセルごと)の生体組織の移動量を算出し、移動量フレームデータを作成する。移動量の大きさはピクセル(pixel)を単位とすることができる。その後、移動量フレームデータにおける単位領域ごとの移動量の平均値を算出することで組織移動量の代表値を算出する。算出される組織移動量の代表値は、後述するように、色相変換ルックアップテーブルの設定(選択、切り換え)に用いられる。フレーム全体ではなくフレーム中心の単位領域を用いて組織移動量の代表値を算出してもよく、また平均値に代えて、最大値、最小値、分散などを組織移動量の代表値として用いてもよい。さらに、超音波画像の一部を関心領域(Region Of Interest, ROI)として指定した場合には、ROI中の単位領域を用いて組織移動量の代表値を算出してもよい。

30

【0022】

歪み演算部4C(歪み算出手段)は、上述した移動量計測部4Bによって作成された移動量フレームデータに基づいて単位領域ごと(ピクセルごと)の歪みを求め、歪みフレームデータを作成する。歪みフレームデータは、移動量フレームデータを微分することによって作成(演算)される。

【0023】

エコーデータ処理装置4のBモードデータ作成部4Aから出力されるBモードデータおよび歪み演算部4Cから出力される歪みフレームデータは画像制御装置5に入力する。画像制御装置5は、Bモード画像データ作成部5A、弾性画像データ作成部5Bおよび画像表示制御部5Cを備えている。

40

【0024】

Bモード画像データ作成部5AはBモードデータに対してスキャンコンバータによる走査変換を行い、表示装置6における表示に適する2次元の断層像データ(Bモード画像データ)を作成する。Bモード画像データでは信号強度が輝度によって表される。Bモード画像データはたとえばピクセルごとに256階調の輝度を表す情報を持つ。

【0025】

50

弾性画像データ作成部 5 B は、歪みフレームデータにおける単位領域ごとの歪みを、その大きさに応じた色相（色の違い）によって表すカラーの弾性画像データを作成する、すなわち歪みを色相化する処理を実行する。弾性画像データによって表される弾性画像では、歪みの大きさが色相の違いによって表される。歪みの大きさと色相との対応関係は、記憶装置 9 にあらかじめ記憶される色相変換ルックアップテーブルに基づく。色相変換ルックアップテーブルの詳細は後述する。

【 0 0 2 6 】

画像表示制御部 5 C は、B モード画像データと弾性画像データとを合成し、合成画像データを作成する。合成画像データが表示装置 6 に与えられることで、B モード画像と弾性画像とが合成された合成超音波画像が表示装置 6 の表示画面に表示される。もちろん、B

10

【 0 0 2 7 】

図 2 は超音波診断装置 1 における弾性画像の作成処理を示すフローチャートである。

【 0 0 2 8 】

被検体に超音波プローブ 2 を軽く押し付ける、または心臓の拍動等を利用することで、生体組織を物理的に変位させつつ、断層（一走査面）に対応する超音波フレームデータを連続的に取得する（超音波の計測）（ステップ 11）。超音波フレームデータは所定のフレームレートで取得されて記憶装置 9 に順次記録される。

【 0 0 2 9 】

記憶装置 9 に順次記録される超音波フレームデータのうちの一对の超音波フレームデータを用いて、エコーデータ処理装置 4 において超音波フレームデータの単位領域ごとの組織の移動量が計測されて移動量フレームデータが作成される。さらに上述した組織移動量の代表値が算出される（ステップ 12）。

20

【 0 0 3 0 】

次に、算出された組織移動量の代表値の大きさに応じて、色相変換ルックアップテーブル（以下、色相変換 L U T という）が設定される（ステップ 13, 14, 15）。

【 0 0 3 1 】

図 3 は記憶装置 9 に記憶される色相変換 L U T を、横軸を歪み、縦軸を色情報度数 N とするグラフによって示している。色情報度数 N はたとえば 0 ~ 2 5 5 の間の値をとる。

【 0 0 3 2 】

色相変換 L U T は、歪みを、その大きさに応じた色相に変換するために用いられる。歪みが大きい生体組織（柔らかい生体組織）には一般に赤色に対応付けられる。逆に歪みが小さい生体組織（硬い生体組織）には一般に青色に対応付けられる。中間の大きさの歪みには緑色に対応付けられる。これにより生体組織の硬さが色相によって分かりやすく可視化されることになる。

30

【 0 0 3 3 】

記憶装置 9 には、色相変換 L U T\_large と、色相変換 L U T\_small の 2 つの色相変換 L U T が記憶されている。図 3 を参照して、色相変換 L U T\_large のグラフ（実線）の勾配（歪みの変化量に対する色相変化の程度の割合、グラフの傾き）は大きく、他方、色相変換 L U T\_small のグラフ（一点鎖線）の勾配は非常に小さい。勾配の大きい色相変換 L U T\_large は歪みの変化量に対する色相変化の程度が大きく、色表現範囲が広いことを意味する。他方、勾配の小さい色相変換 L U T\_small は歪みの変化量に対する色相変化の程度が小さく、色表現範囲が狭いことを意味する。色相変換 L U T\_large のグラフと色相変換 L U T\_small のグラフは N / 2（緑色）において交差している。

40

【 0 0 3 4 】

図 2 に戻って、エコーデータ処理装置 4 において算出される組織移動量の代表値の大きさに応じて、色相変換 L U T\_large と色相変換 L U T\_small のいずれかが選択される。制御装置 8 において組織移動量の代表値と所定の閾値とが比較される（ステップ 13）。代表値が所定の閾値以上の場合には色相変換 L U T\_large が設定される（ステップ 13 で YES , ステップ 14）。すなわち、色相変換 L U T\_large が記憶装置 9 から読み出されて画像制御

50

装置 5 に与えられる。他方，代表値が所定の閾値未満の場合には，色相変換 L U T\_small が設定される（ステップ13でNO，ステップ15）。もちろん，代表値が所定の閾値を超える場合に色相変換 L U T\_large を設定し，かつ代表値が所定の閾値以下の場合に色相変換 L U T\_small を設定してもよい。

#### 【 0 0 3 5 】

組織移動量の代表値が閾値以上である場合，その組織移動量は生体組織の硬さに起因していると考えられ，信頼性は高い。この場合には，従来通りの勾配を持つ色相変換 L U T\_large を用いることで，従来と変わらない弾性画像（エラストグラフィ画像）を表現することができる。他方，組織移動量の代表値が閾値よりも小さい場合，その組織移動量は生体組織の硬さに起因するのではなく，ノイズによって支配されている可能性がある。この場合に勾配の小さい色相変換 L U T\_small を用いることで，ノイズが目立たない弾性画像とすることができる（詳細は後述する）。

10

#### 【 0 0 3 6 】

エコーデータ処理装置 4 において移動量フレームデータを微分することによって単位領域ごとの歪みが算出され，歪みフレームデータが作成される（ステップ16）。次に，上述した色相変換 L U T\_large または色相変換 L U T\_small を用いて歪みフレームデータを色相変換して，色相化（カラー化）することで弾性画像データが作成される（ステップ17）。歪みをその大きさに応じた色相によって表わす弾性画像が，画像制御装置 5 の制御の下，表示装置 6 に表示される（ステップ18）。

#### 【 0 0 3 7 】

図 4 から図 8 を参照して，組織移動量に応じて色相変換 L U T\_large または色相変換 L U T\_small のいずれかを選択する効果を説明する。図 4 は柔らかい周辺組織（正常な生体組織）に囲まれるようにして硬い病変組織が存在する生体内部を模式的に示している。図 5 は，図 4 の V - V 線に沿う，すなわち病変組織を通る断面位置における周辺組織および病変組織を模式的に示すもので，符号21は圧迫前（弛緩時）の周辺組織および病変組織を，符号22および23はいずれも圧迫後（圧縮時）の周辺組織および病変組織を示している。ここで符号22は組織移動量が大いときを，符号23は組織移動量小さいときを，それぞれ模式的に示している。分かりやすくするために，図 5 の符号21～23の周辺組織および病変組織の模式図において，周辺組織の左端は固定されている（変位がない）ものとして示されている。

20

30

#### 【 0 0 3 8 】

図 6 は，図 5 の符号21と符号22，符号21と符号23のそれぞれに示す圧迫前後の周辺組織および病変組織の変位量をグラフによって示している。図 7 は図 6 に示す変位を微分したものである。図 6 および図 7 において，組織移動量が大い（代表値が閾値以上）ときのグラフ（図 5 の符号21と符号22の関係）が太実線によって示され，組織移動量小さい（代表値が閾値未満）ときのグラフ（図 5 の符号21と符号23の関係）が細実線によって示されている。

#### 【 0 0 3 9 】

図 8 は，組織移動量が大いときおよび組織移動量小さいときのそれぞれについて，色相変換 L U T\_large のみが用いられる従来の弾性画像と，組織移動量が大いときに色相変換 L U T\_large が，組織移動量小さいときに色相変換 L U T\_small がそれぞれ設定される，本願の超音波診断装置 1 において表示される弾性画像とを並べて示している。図 8 に示す弾性画像において，青色で表示される組織範囲を「B」により，赤色で表示される組織範囲を「R」により，緑色で表示される組織範囲を「G」により，それぞれ模式的に示す。

40

#### 【 0 0 4 0 】

まず，組織移動量が大い場合，すなわち組織移動量の代表値が閾値以上である場合を説明する。図 5 の符号21と符号22の関係，および図 6 の太実線のグラフを参照して，組織移動量が大い場合には，柔らかい周辺組織の変位量と硬い病変組織の変位量に大きな相違が生じる（グラフの傾きが全く異なる）。図 7 の太実線を参照して，組織移動量が大い

50

い場合、変位を微分（深さ方向に微分）することで算出される歪みは、柔らかい周辺組織について大きな値が算出され、硬い病変組織について小さい値が算出される。図8を参照して、組織移動量が大きい場合には、従来例においても、本願においても、色相変換LUT\_largeが用いられる。弾性画像では、病変組織については硬い（歪みが小さい）ことを表す青色Bが示される。周辺組織については病変組織よりも柔らかいことを表す色（ここでは緑色G）によって表現される。硬い生体組織（病変組織）の存在を視覚的に認識することができる。

#### 【0041】

次に組織移動量が小さい、すなわち組織移動量の代表値が閾値未満である場合を説明する。超音波プローブによる圧迫によって生体組織を変位させる場合には、超音波プローブによる圧迫が非常に小さい場合や、被検体の計測箇所が深い（超音波プローブからの距離が遠い）場合に組織移動量は小さくなる。拍動によって生体組織を変位させる場合であれば、被検体の計測箇所が心臓や大動脈から離れており拍動が伝わりにくい場合に組織移動量が小さくなる。

10

#### 【0042】

図5の符号21と符号23の関係、および図6の細線を参照して、組織移動量が小さい場合、周辺組織の変位量と病変組織の変位量との間に変位の差が認められなくなり、さらにノイズ信号が現れることがある。これを微分すると、図7の細線のグラフを参照して、病変組織の硬さと周辺組織の硬さの違いに起因しない値（ノイズ）が大きな歪みとして算出されてしまう。

20

#### 【0043】

図8を参照して、組織移動量の大きさにかかわらず同じ色相変換LUT\_largeが用いられる従来技術では、組織移動量が小さいとき、ノイズに起因する、生体組織の硬さを表さない色相（ここでは赤色（R）：柔らかいことを示す色）が弾性画像に現れてしまう。他方、組織移動量の代表値が閾値よりも小さい場合に色相変換LUT\_smallを用いる本願においては、色相変換LUT\_smallの色表現範囲が狭いので（図3）、生体組織の硬さに起因しないノイズに基づく色相が弾性画像中に顕著に表示されることはない。このように、組織移動量が小さいときに、ノイズが目立つ弾性画像が表示されないようにすることができる。

#### 【0044】

上述した閾値はたとえば0.2~0.5ピクセルの間で設定するのが望ましい。この値は、ノイズのちらつきを変位量として計算したときの変動範囲である。ノイズのちらつきは、使用するシステム、プローブなどの性能によって変わるので、使用する条件ごとに、ノイズのちらつきがどの程度の変位量に相当するのかを調べて、適切な閾値を設定するのが望ましい。

30

#### 【0045】

図9は記憶装置9に記憶される色相変換LUTの他の例を示している。色相変換LUT\_largeおよび色相変換LUT\_smallに加えて、中間の色表現範囲を持つ色相変換LUT\_middleが記憶されている。

#### 【0046】

たとえば、算出される組織移動量の代表値が0.5ピクセル未満であれば、最もグラフの傾きの小さい色相変換LUT\_small（一点鎖線）が、0.5ピクセル以上1ピクセル未満であれば中間のグラフの傾きを持つ色相変換LUT\_middle（二点鎖線）が、1ピクセル以上であれば色相変換LUT\_large（実線）が、それぞれ設定される。

40

#### 【0047】

4つ以上の色表現範囲の異なる色相変換LUTを記憶装置9に記憶しておき、算出される組織移動量の代表値の大きさに応じて設定する色相変換LUTを細かく切り換えるようにしてもよい。もちろん、色相変換LUTを組織移動量の代表値の関数として規定して色相変換LUTをさらに細かく設定してもよい。また、色相はグレースケールによる色表示としてもよく、この場合には白から黒までの階調変化によって弾性画像が表示される。

50

【0048】

色相変換LUTを切り換えるための上述の閾値は、超音波診断装置1のフレームレートに応じて変更できるようにしてもよい。たとえばフレームレートが2倍になると、一対のフレームによって算出される組織移動量は半分になる。あるフレームレートにおける閾値をAとすると、フレームレートが2倍にされたときに閾値をA/2にすれば、フレームレートの変更が色相変換LUTの切り換えに影響を及ぼさないようにすることができる。たとえば、フレームレートが20fr/sec以上の場合に閾値を0.1~0.5ピクセルの間に設定し、フレームレートが20fr/sec未満の場合に閾値を0.2~1.0ピクセルの間に設定してもよい。フレームレートの変更は操作装置7から入力され、フレームレートに応じた閾値の変更は制御装置8によって実行することができる。

10

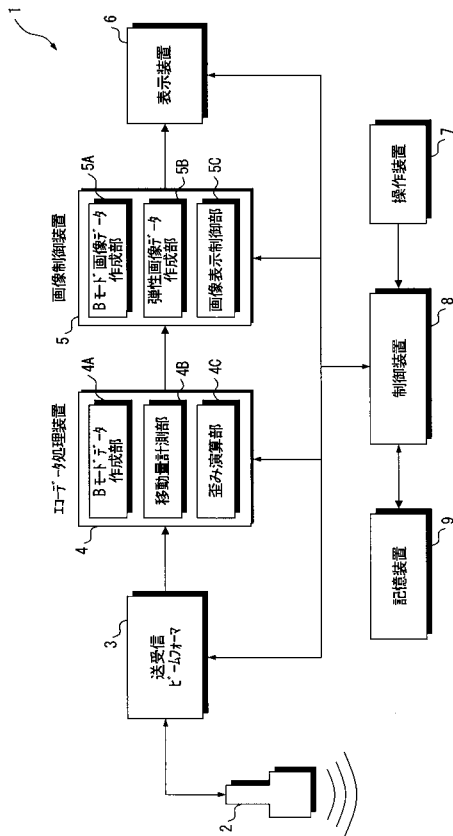
【符号の説明】

【0049】

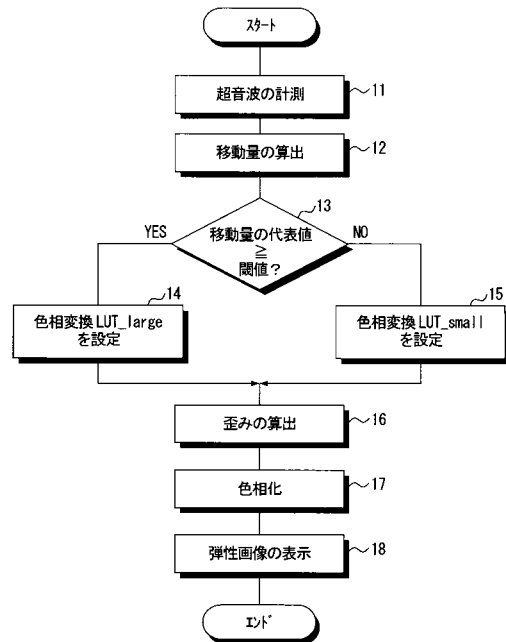
- 1 超音波診断装置（音響波診断装置）
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信ビームフォーマ
- 4 エコーデータ処理装置（移動量算出手段，歪み算出手段）
- 5 画像制御装置（弾性画像生成手段）
- 6 表示装置
- 7 操作装置
- 8 制御装置（閾値制御手段）
- 9 記憶装置

20

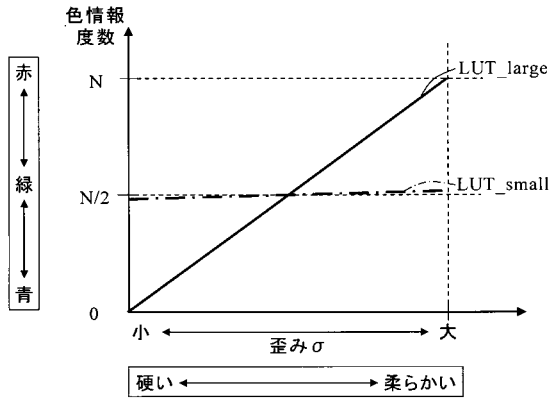
【図1】



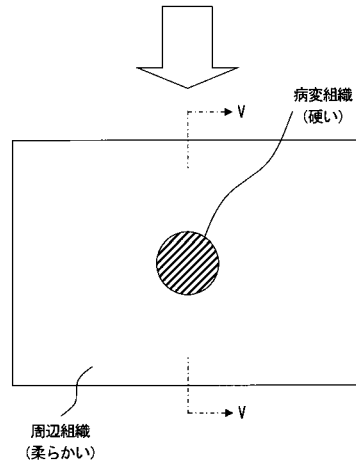
【図2】



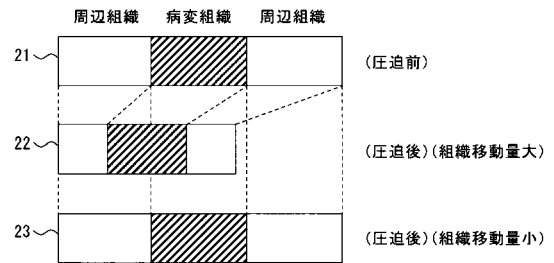
【 図 3 】



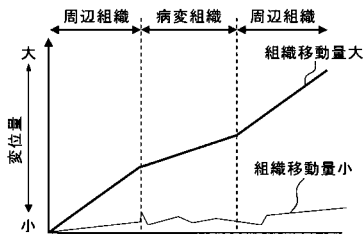
【 図 4 】



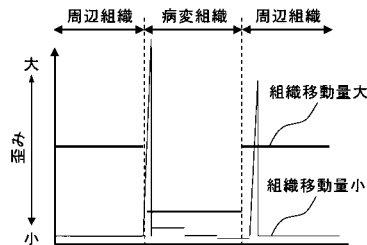
【 図 5 】



【 図 6 】



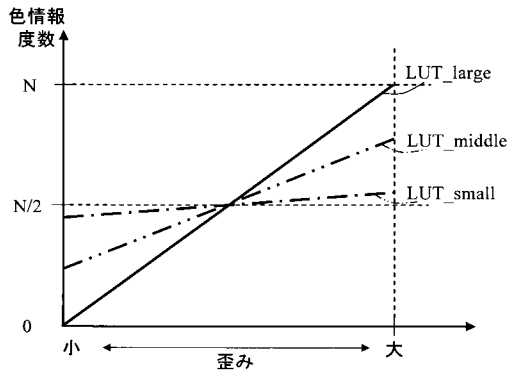
【 図 7 】



【 図 8 】

	従来例 (色相変換 LUT_large 適用)	本願 (組織移動量大: 色相変換 LUT_large 適用) (組織移動量小: 色相変換 LUT_small 適用)
組織移動量大		
組織移動量小		

【 図 9 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/068332
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/08(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  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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016  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.
A	JP 2014-36778 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 27 February 2014 (27.02.2014), entire text; all drawings & US 2014/0051998 A1	1-4
A	JP 2010-220801 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 07 October 2010 (07.10.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2010-17585 A (Hitachi Medical Corp.), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings & WO 2005/120358 A1	1-4
<input 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 06 September 2016 (06.09.16)		Date of mailing of the international search report 20 September 2016 (20.09.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 3 3 2									
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016年										
国際調査で使用了電子データベース (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 2014-36778 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) 2014.02.27, 全文全図 & US 2014/0051998 A1	1-4									
A	JP 2010-220801 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) 2010.10.07, 全文全図 (ファミリーなし)	1-4									
A	JP 2010-17585 A (株式会社日立メディコ) 2010.01.28, 全文全図 & WO 2005/120358 A1	1-4									
☐ 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		の日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 06.09.2016		国際調査報告の発送日 20.09.2016									
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) 森口 正治	2U 9403								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

## フロントページの続き

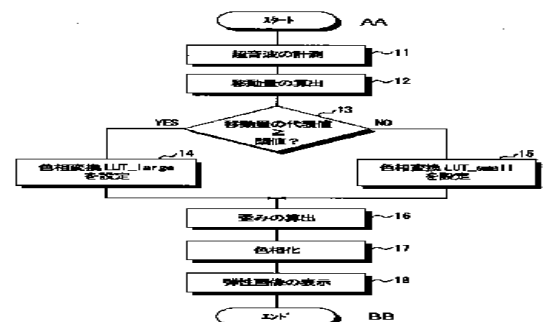
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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

(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)	声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2017056587A1</a>	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	JP2017542933	申请日	2016-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/145 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/JB48 4C601/JC16 4C601/KK02 4C601/KK12		
优先权	2015190741 2015-09-29 JP		
其他公开文献	JP6457105B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

使用从生物组织反射的超声回声生成的超声框架数据计算生物组织的运动量及其代表值 (步骤12)。如果组织运动量的代表值等于或大于阈值 (步骤13中为是), 则使用具有较大色相变化程度的色相转换 LUT\_Large来生成弹性图像, 其中以色相根据幅度表示失真。(步骤14、16、17、18)。另一方面, 如果生物组织的运动量的代表值小于预定阈值 (步骤13中为“否”), 则通过使用色相变化程度小的色相转换 LUT\_small来生成弹性图像 (步骤15、16, 17、18)。



- 11 Measure ultrasonic wave
- 12 Calculate amount of movement
- 13 Representative value of movement amount  $\geq$  threshold?
- 14 Set hue conversion LUT\_large
- 15 Set hue conversion LUT\_small
- 16 Calculate distortion
- 17 Make hueed
- 18 Display elastic image
- AA Start
- BB End