

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5389814号
(P5389814)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013.10.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B	8/08
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00

2 9 O D

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-536666 (P2010-536666)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月29日 (2009.10.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2009/005750
 (87) 国際公開番号 WO2010/052868
 (87) 国際公開日 平成22年5月14日 (2010.5.14)
 審査請求日 平成23年3月29日 (2011.3.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-287290 (P2008-287290)
 (32) 優先日 平成20年11月10日 (2008.11.10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 110000350
 ポレール特許業務法人
 (72) 発明者 増井 裕也
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28
 ○番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内
 (72) 発明者 東 隆
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28
 ○番地 株式会社日立製作所 中央研究所
 内

審査官 杉田 翠

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験体に超音波を照射部により照射され、前記被験体からの超音波信号を検出部により検出した検出結果を記憶し、記憶された検出結果より検出タイミングの異なる少なくとも2フレーム画像データを作成する画像データ作成ステップと、

前記画像データを複数フレーム用い、所定の動きベクトル解析処理に基づき動きベクトル分布像を形成する動きベクトル分布像作成ステップと、

設定された複数の関心領域であるROIに基づいて、選択された方法にて前記動きベクトル分布像からスカラー分布像へ変換する変換ステップと、を有し、

前記変換ステップは、

前記動きベクトル分布内に着目する小領域ROIを設定し、ROI内のビーム方向成分と方位方向成分を実数成分と虚数成分に置換して複素行列に変換する第1処理ステップと、前記複素行列を固有値展開処理して固有値行列を求める第2処理ステップと、前記固有値行列から各固有値の絶対値の最大値か、あるいは各固有値の絶対値の総和を求めて1つのスカラー値を決定する第3処理ステップと、

前記動きベクトル分布内の複数のROIで前記第1処理ステップから第3処理ステップまでを実施してスカラー分布像を作成することを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項 2】

前記変換ステップの前記第1処理ステップは、

10

20

前記 R O I 内においてビーム軸に沿ったビーム方向とそれに直交する方位方向の各々に対して空間一次微分フィルタを施してビーム方向微分値と方位方向微分値を算出し、前記ビーム方向微分値と前記方位方向微分値に基づき、実数成分と虚数成分からなる前記複素行列を生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 3】

前記第 3 処理ステップは、

設定された前記 R O I においてビーム方向と方位方向とに空間一次微分フィルタを施して微分値情報を算出し、前記微分値情報に基づいて歪みテンソルを求める演算を実施してスカラー値を決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 4】

前記第 3 処理ステップは、

設定された前記 R O I においてビーム方向あるいは方位方向で隣接する 2 つのベクトル毎に内積計算を行ってスカラー値を決定し、

前記動きベクトル分布内の複数の R O I で決定したスカラー値からスカラー分布を作成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 5】

前記第 3 処理ステップは、

設定された前記 R O I においてビーム方向あるいは方位方向で隣接する 2 つのベクトル毎に外積計算を行ってテンソル値を求め、テンソル値あるいはその絶対値からスカラー値を決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 6】

前記第 3 処理ステップは、

設定された前記 R O I において、ベクトル分布をビーム方向成分スカラー分布と方位方向成分スカラー分布とに分解し、前記各方向のスカラー分布毎に類似度フィルタを適用して、適用結果の各スカラー分布から平滑化されたベクトル分布を構成し、前記平滑化されたベクトル分布に対して R O I 内のビーム方向成分と方位方向成分を実数成分と虚数成分に置換して複素行列に変換し、スカラー値を決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 7】

二次元アレイ状超音波探触子を使用してビーム方向及び方位方向と直交するスライス方向を追加した三次元画像情報を取得する場合には、

前記第 3 処理ステップは、

設定した前記 R O I において、ベクトル分布をビーム方向成分スカラー分布と方位方向成分スカラー分布とスライス方向成分スカラー分布とに分解し、前記各方向のスカラー分布毎に類似度フィルタを適用して、適用結果の各スカラー分布から平滑化されたベクトル分布を構成し、スカラー値を決定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 8】

超音波を被検体に照射する照射部と、

前記被検体からの超音波信号を検出する検出部と、

前記検出部の検出結果に基づいて検出タイミングの異なる少なくとも 2 フレームの画像データを作成する画像データ作成部と、

前記画像データを複数フレームを用い、所定の動きベクトル解析処理に基づきベクトル分布像を作成する動きベクトル分布像作成部と、

前記動きベクトル分布像をスカラー分布像へ変換する変換方法を選択する選択部と、

選択された前記変換方法に基づいて、前記動きベクトル分布像からスカラー分布像へ変

10

20

30

40

50

換する変換部とを有し、

前記変換部は、

前記動きベクトル分布内に着目する小領域 R O I を設定し、R O I 内のビーム方向成分と方位方向成分を実数成分と虚数成分に置換して複素行列に変換する第 1 処理手段と、

前記複素行列を固有値展開処理して固有値行列を求める第 2 処理手段と、

前記固有値行列から各固有値の絶対値の最大値か、あるいは各固有値の絶対値の総和を求めて 1 つのスカラー値を決定する第 3 処理手段と、

前記動きベクトル分布内の複数の R O I で前記第 1 処理手段から前記第 3 処理手段を実施してスカラー分布像を作成する

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 9】

前記変換部の前記第 1 処理手段は、

前記 R O I 内においてビーム軸に沿ったビーム方向とそれに直交する方位方向の各々に対して空間一次微分フィルタを施してビーム方向微分値と方位方向微分値を算出し、前記ビーム方向微分値と前記方位方向微分値に基づき、実数成分と虚数成分からなる前記複素行列を生成する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 10】

コンピュータを請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理方法として機能させる

20

ことを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 11】

被験体に超音波を照射部により照射し、前記被験体からの超音波信号を検出部により検出した検出結果を記憶し、記憶された検出結果より検出タイミングの異なる少なくとも 2 フレーム画像データを作成する画像データ作成ステップと、

前記画像データを複数フレーム用い、所定の動きベクトル解析処理に基づき動きベクトル分布像を形成する動きベクトル分布像作成ステップと、

前記動きベクトル分布内に着目する小領域 R O I を設定し、R O I 内のビーム方向成分と方位方向成分を実数成分と虚数成分に置換して複素行列に変換し、前記複素行列を固有値展開処理して固有値行列を求め、前記固有値行列を用いて前記動きベクトル分布像からスカラー分布像への変換を行う変換ステップと、
を有することを特徴とする超音波画像処理方法。

30

【請求項 12】

超音波を被験体に照射する照射部と、

前記被験体からの超音波信号を検出する検出部と、

前記検出部の検出結果に基づいて検出タイミングの異なる少なくとも 2 フレームの画像データを作成する画像データ作成部と、

前記画像データを複数フレーム用い、所定の動きベクトル解析処理に基づきベクトル分布像を作成する動きベクトル分布像作成部と、

前記動きベクトル分布像内に着目する小領域 R O I を設定し、前記 R O I 内のビーム方向成分と方位方向成分に基づき、実数成分と虚数成分からなる複素行列を生成し、前記複素行列を固有値展開処理して固有値行列を求め、前記固有値行列を用いて前記動きベクトル分布像からスカラー分布像への変換を行う変換部と、
を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波により生体のイメージングを行う際に組織境界を明瞭に識別することが可能な超音波画像処理方法及び装置、超音波画像処理プログラムに関する技術である。

【背景技術】

50

【0002】

医療画像診断に用いられる超音波画像処理装置において、例えば特許文献1に記載されているように、診断動画像の小領域の変化量に基づいて組織の弾性係数分布を推定して、硬さをカラーマップに変換して表示する方法が開示されていた。しかしながら、弾性係数処理を行うために組織境界に着目すると鮮鋭度が劣化してしまっていた。そこで、特許文献2に記載されているように、診断動画像の動きベクトルから直接スカラー分布画像を作成して、組織境界の識別度を向上させる手法があった。

【0003】

また、ベクトル分布におけるノイズ除去のためには、例えば特許文献3に記載されているように、一様平滑するローパスフィルタが適用されていた。一方Bモード画像（輝度のスカラー分布）においては、ノイズを除去しつつエッジの鮮鋭度を保持する類似フィルタが特許文献3において発明されていた。

10

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開2004-135929号公報

【特許文献2】特願2008-079792号公報

【特許文献3】特開2004-129773号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

20

【0005】

従来の方法として、例えば特許文献2では動きベクトルからx方向成分、あるいはy方向成分、あるいはベクトル長さ、あるいは基準方向に対するベクトル角度を求めてその値でスカラー値分布を作成していた。そのため、全ベクトル情報が縮約されずに、対象画像によってベクトル分布が正確に反映される場合とされない場合とがあった。

【0006】

また、前処理として動きベクトル分布における誤差ベクトルを一様平滑型のローパスフィルタで除去したときに、境界の鮮鋭度が劣化する虞があるという未解決の問題があった。

【0007】

30

また、部位や診断又は治療目的に応じた分析手法の選択がされていなかったので、部位や診断又は治療目的により異なる分析手法には対応できなかった。

【0008】

本発明の目的は、部位や診断又は治療目的により異なる分析手法に対応可能な超音波画像処理方法及び装置、超音波画像処理プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明では、動きベクトルを選択された方法に基づいてスカラー分布に変換する手段を有する。

【0010】

40

また、本発明では、設定された複数の関心領域（ROI）に基づいて前記動きベクトル分布像からスカラー分布像へ変換する。

【0011】

また、本発明では、動きベクトル分布を複素行列に変換してから固有値展開を施す事により、混在する変化パターンを固有値に分解してベクトルの振幅と位相とを加味して抽出できるので、的確な境界識別が可能となる。また、動きベクトルの各成分毎にスカラー分布を構築して、ノイズ除去とエッジ保存の両立可能な類似フィルタを各スカラー分布に適用し、適用結果からベクトル分布を構築することにより境界の鮮鋭度が劣化せずにノイズ除去が可能となる。

【発明の効果】

50

【0012】

本発明によれば、部位や診断又は治療目的により異なる分析手法に対応可能な超音波画像処理方法及び装置、超音波画像処理プログラムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の超音波画像処理方法のシステム構成例を示す図である。

【図2】本発明の超音波境界検出方法の処理手順を示す図である。

【図3】本発明における動きベクトル分布の例を示す図である。

【図4】本発明の固有値展開の処理手順を示す図である。

【図5】本発明における浸潤性腫瘍の動きベクトル抽出例を示す図である。

10

【図6】本発明の固有値展開による超音波境界検出の効果を示す図である。

【図7】本発明における上腕二頭筋の動きベクトル抽出例を示す図である。

【図8】本発明のdivとrotによる超音波境界検出の効果を示す図である。

【図9】本発明の動きベクトル類似度フィルタの効果を示す図である。

【図10】本発明の動きベクトル類似度フィルタの処理手順を示す図である。

【図11】本発明の動きベクトル類似度フィルタの重み関数例を示す図である。

【図12】本発明の合成表示方法の処理手順を示す図である。

【図13】本発明の合成表示方法による表示例を示す図である。

【図14】化学式等を記載した図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明の超音波境界検出方法のシステム構成例を図1に示す。超音波素子が一次元に配列された超音波探触子（プローブ）1は、生体に超音波ビーム（超音波パルス）を送信し、生体から反射されたエコー信号（受波信号）を受信する。制御系4の制御下で、送波焦点に合わせた遅延時間をもつ送波信号が送波ビームフォーマ3により出力され、送受切り替えスイッチ5を介して超音波探触子1に送られる。生体内で反射又は散乱されて超音波探触子1に戻った超音波ビームは、超音波探触子1によって電気信号に変換され送受切り替えスイッチ5を介し受波ビームフォーマ6に受波信号として送られる。受波ビームフォーマ6は、90度位相がずれた2つの受波信号をミキシングする複素ビームフォーマであり、制御系4の制御下で受信タイミングに応じて遅延時間を調整するダイナミックフォーカスを行って、実部と虚部のRF信号を出力する。このRF信号は包絡線検波部7によって検波されてからビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ8に入力されて画像データ（Bモード画像データ）に変換される。以上説明した構成は、周知の超音波イメージング装置の構成と同じである。

【0015】

本発明の装置では、スキャンコンバータ8から出力される2フレーム以上の画像データに基づいて、処理部10においてまず動きベクトル分布を作成する。次に作成された動きベクトル分布をスカラー分布に変換処理する。そして、元の画像データと対応する動きベクトル分布またはスカラー分布とを合成部12にて合成処理した後、表示部13にて表示する。

【0016】

パラメータ設定部11では、処理部10での信号処理のためのパラメータや合成部12での表示画像の選択設定等を行う。これらのパラメータは、オペレータ（診断機操作者）によりユーザインターフェース2から入力される。動画像の表示方法は例えば、元画像とベクトル分布画像（またはスカラー画像）とを1画像に合成してディスプレイに表示するか、あるいは2画像以上の動画像を並べて表示する。

【0017】

本発明の処理部11及び合成部12における超音波画像処理方法の処理例を図2に示す。最初にBモード動画像を入力する。次に所望のフレームとそれと異なる時間のフレームとの2フレームを抽出する。そして2つのフレームから動きベクトル分布を算出する。動

20

30

40

50

きベクトル分布の算出方法は、例えば特許文献 2 に記載されているようなブロックマッチング方法に基づいて実施する。算出した動きベクトル分布に対してノイズ除去処理を行い、ノイズ除去した動きベクトル分布をスカラー分布に変換する。そしてスカラー分布画像と、動きベクトル分布画像あるいは B モード画像とを合成表示して 1 画像分の処理を終了する。所望のフレームを時系列で変化させて合成画像を連続表示することにより合成された動画像を表示することが可能となる。ここで、動きベクトル分布を算出するブロックマッチング処理において、算出されるマッチング誤差が事前に設定した閾値以上の場合には動画を更新しないようにする事により、信頼性の低い画像を表示せず動画ばらつきを抑制する事が可能となる。あるいはマッチング誤差に対応した指標を画像と併せて表示する事により、診断機操作者が表示画像の信頼性を判断できる。

10

【0018】

図 3 に本発明における動きベクトル分布の例を示す。関心領域 R O I (r e g i o n o f i n t e r e s t) として、例えばベクトルが $m \times n$ からなる範囲を設定する。本発明ではベクトル分布において、各ベクトルの x 方向成分と y 方向成分とを各々実数部と虚数部とに置き換えることにより、m 行 n 列の複素行列に変換して処理を施す。

【0019】

変換した m 行 n 列の複素行列をスカラー値に変換する処理方法として、最初に固有値展開に基づく方法を説明する。固有値展開による処理手順を図 4 に示す。まず二次元ベクトル分布を数 1 に示す複素行列に変換する。なお、数 1 に関しては、図 14 に記載がある。次に変換した m 行 n 列の複素行列に対して数 2 に示す固有値展開を数値計算に基づいて行い、m 行 1 列の固有値行列を求めて、固有値行列からスカラー値を決定する。

20

【0020】

スカラー値の決定方法は、固有値の絶対値最大や絶対値合計等を用いて、R O I 内での大きな変化がスカラー値として反映されるようにする。

【0021】

ラットの V X 2 型腫瘍の症例における本発明による動きベクトル抽出例を図 5 に示す。図 5 (a) は B モード画像、図 5 (b) は図 5 (a) の B モード画像とそれから 1 フレーム次の画像とからブロックマッチングに基づいて作成した動きベクトル分布である。

【0022】

この動きベクトル分布に対して R O I サイズ 3×3 で各 R O I で固有値展開を実施して固有値行列を算出し、固有値行列の絶対値最大値の分布を求めた結果が図 6 (b) となる。一方、同じフレームにて特許文献 2 に記載されているベクトル長をスカラー分布に換算する方法を適用した結果は図 6 (a) である。両者を比較すると、ほぼ上半分を占める腫瘍部位の境界は同等に検出されているが、下半分の周辺組織内での変化は本発明の図 6 (b) の方が明瞭に表示されている事が分かる。ここでは腫瘍の症例を示したが、本発明は様々な対象への適用が可能であり、例えば体内に挿入した治療用針先位置をモニタリングする用途にも活用できる。また R O I 形状として 3×3 の正方形行列を用いて固有値展開を実施したが、例えば 3×5 の非正方形の R O I を使用するような場合には固有値展開が適用出来ないため、非正方形に対応した同等な特異値分解を実施し、固有値の代わりに特異値を使用する。

30

【0023】

固有値展開の他にもスカラー値を算出する方法がいくつか有る。それらの方法の効果を示すために、別の例として上腕二頭筋の動きベクトルを図 7 に示す。図 7 (a) は B モード画像、図 7 (b) は図 7 (a) の B モード画像とそれから 1 フレーム次の画像とから、例えばブロックマッチングに基づいて作成した動きベクトル分布である。図 5 の浸潤性腫瘍は正常組織と腫瘍との硬さの差異が動きベクトルに反映していたが、上腕二頭筋では異なる筋肉組織 (図中に area A, area B, 及び area C で表示) のずれを動きベクトルが表す。

40

【0024】

スカラー化の 1 つの方法として、数 3 で表されるダイバージェンス (d i v e r g e n

50

c_e , d_{iv} と略す) を適用することができる。

d_{iv} は単位面積におけるベクトルの発散量を反映すると解釈できる。計算の方法は、ベクトルの x 成分 A_x に対しては x 方向の偏微分、 y 成分 A_y に対しては y 方向の偏微分を実施して、それらの和を求める。尚、超音波画像における測定誤差は、装置構成のため y 方向(ビーム方向)が x 方向(方位方向)より高精度になるので、 A_y の偏微分値に大きな重み(例えば 0.7)、 A_x の偏微分値に小さな重み(例えば 0.3)をかけた重み付き d_{iv} を適用するとより高精度化を図る事ができる。偏微分の具体的な算出方法は、ROI 每に空間一次微分フィルタ(例えば一般的に画像処理で用いられるソーベルフィルタ)を適用する。ROI サイズ 3×3 での y 方向のソーベルフィルタを数 4 に示す。

【0025】

10

図 8 (a) に d_{iv} を適用した結果を示す。area A と area B との境界、及び area B と area C との境界が明瞭に表示されている事が分かる。ここでは上腕二頭筋のずれに対する効果を示したが、 d_{iv} は発散量に対応するので、HIFU(High Intensity Focused Ultrasound, 高密度焦点式超音波)治療において被検体組織の熱膨張の度合いを治療中に計測するモニタリング制御や治療後の組織変性の確認、あるいは手術中に食道に置かれた経食道用探触子を用いて心臓の伸縮の動きをリアルタイムにモニタする用途等で特に有効となる。

【0026】

別のスカラー化の方法として、数 5 に示すローテーション(rotation, rot と略す)を適用する事も可能である。

20

rot は単位面積におけるベクトルの回転量を反映する。具体的な算出方法は、 y 成分に対して x 方向の空間一次微分、 x 成分に対して y 方向の空間一次微分を計算し、それらの差を求める。得られた値はテンソル量と呼ばれる。図 8 (b) に rot 処理を適用した結果を示す。表示ではテンソル量の絶対値を用いている。図より、境界位置が d_{iv} の場合よりも鮮鋭に抽出できる特性が分かる。

【0027】

30

スカラー化の方法は以上に限定される訳ではなく、2 点間の変化を反映する歪テンソル(式(6)に示す)や、ベクトルの内積値あるいは外積値を適用する方法も可能である。診断機操作者が着目したい特徴に応じてこれらの方法を切り換えるように操作パネル上に切り替えスイッチを具備する。

【0028】

抽出した動きベクトル分布には、例えば低 S/N な領域でのブロックマッチング処理で生じ易い誤差ベクトルが含まれる。そこで誤差を除去するために通常はローパスフィルタを適用して平滑化を図る。しかしながら、ローパスフィルタ処理によって境界の鮮鋭度が劣化するという問題があった。そこで本発明では誤差を除去しつつ境界情報を保持できる類似度フィルタを適用する。

30

【0029】

40

図 9 に動きベクトル類似度フィルタの効果例を示す。ROI サイズ 3×3 を想定し、着目ベクトル I_0 に対して、同方向の右上向きのベクトルが 4 つ、異なる右下向きのベクトルが 4 つの状況を仮定する。ローパスフィルタとして平滑フィルタを適用した場合は、着目ベクトルを除いて右上向きベクトルと右下向きベクトルが同数であるため、平滑化処理された着目ベクトルは中間の右向きになってしまう。

【0030】

特許文献 3 に記載された類似度フィルタは、着目画素と比較して輝度が近い ROI 内画素程大きな重みで荷重平均に加える事により、2 次元輝度画像のノイズ除去とエッジ保存とを両立できる方式として示されている。本発明では、二次元ベクトル分布を x 成分(方位方向)分布と y 成分(ビーム方向)分布とに分解して、分布毎に類似度フィルタを適用して、適用後の x 成分分布と y 成分分布とから平滑化ベクトル画像を構成する。ここで、 x 成分を実数成分、 y 成分を虚数成分とみなせばベクトルは複素数として式(7)で表せる。ROI 内でビーム軸方向が i 番目、直交する方位方向が j 番目のベクトル $I_{i,j}$ の x

50

成分 $A_{x_{i,j}}$ を実数成分, y 成分 $A_{y_{i,j}}$ を虚数成分に対応させれば数 7 で表現できる。類似フィルタの処理は数 8 で示すように, 着目ベクトル I_0 との差に応じた重み $W_{i,j}$ で $I_{i,j}$ の荷重積和を計算し, 荷重値の総和で正規化することによって平滑化された着目ベクトル I_0' を求める。このような処理によって, 図 9 に示したように着目ベクトル I_0 のエッジ情報劣化が回避できる。

【0031】

本発明の類似度フィルタは, 三次元測定への拡張も可能である。三次元測定のやり方は, 例えは二次元配列型のアレイ振動子を使用し, ビーム方向及び方位方向と直交するスライス方向に複数の断層画像データを高速に取得して直方体の三次元構造を再構成する。三次元データのスライス方向のベクトル成分を $A_{z_{i,j,k}}$ とすると, 着目ベクトル $I_{i,j,k}$ は数 9 で表される。10

この場合の類似フィルタによる更新式は, 三次元分布の荷重 $W_{i,j,k}$ を用いて数 10 で表される。

【0032】

三次元ベクトル分布を決定した後は, 二次元ベクトル分布と同様に固有値展開等の手法でスカラー分布に変換し, 例えは複数の二次元断面に分割して表示処理を行う。

【0033】

図 10 に本発明の動きベクトル類似度フィルタの ROI における処理手順を示す。まずベクトル分布を入力する。そして処理パラメータとして ROI サイズ, 荷重分布の半値幅を設定する。ここで, 荷重分布としてはたとえは図 11 に示すガウス分布の片側分布を使用する。横軸は着目ベクトル I_0 と ROI 内の他のベクトル $I_{i,j}$ との差の絶対値であり, 差が大きい程荷重は小さくなる。分布形状は半値幅に応じて変化する。パラメータの設定後, 各二次元ベクトルを複素数化する。そして式 (8) に従って新しいベクトルを算出して処理を終了する。ベクトル分布においてノイズ成分を予めフィルタ除去処理する事により, スカラー分布へ変換後の精度向上が可能となる。20

【0034】

特許文献 2 では, B モード動画像とエラストグラフィ動画像との並列表示を行っていた。動きベクトル分布情報にはエラストグラフィ画像の非線形要因による誤差が含まれないため, 正確な挙動が示されている。しかしながら, ベクトル分布画像単独では, 組織位置との対応付けができない。そこで, B モード画像にベクトル分布画像を重畠して合成表示すれば視認性の高い診断画像を提供することが可能である。その処理手順を図 12 (a) に示す。最初に B モード元画像を入力する。次にベクトル分布を算出し, それから元画像と対応するベクトル分布とを合成表示する。30

【0035】

図 13 に合成画像の例 (腫瘍症例) を示す。ベクトル分布を重ね合わせる事によって, 变化の大きさと方向が容易に把握できる。一方, 視認性を向上させる方法として, B モード画像とスカラー分布画像とを合成表示することも可能である。その処理手順を図 12 (b) に示す。図 12 (a) との差異は, ベクトル分布を算出した後にスカラー分布に変換して, 元画像とスカラー分布とを合成表示する点にある。スカラー分布画像を合成することによって, 特許文献 1 に示された着色エラスト画像と同様に, 組織境界が分かりやすくなり, 輪郭がはっきり見える効果がある。図 12 では画像合成する場合を説明したが, 1 画像として合成表示する代わりに, 2 画像に分けて同時に並列表示することも可能である。さらにエラストグラフィ画像と動きベクトル画像を合成表示, あるいは並列表示する方法や, 更にエラストグラフィ画像と B モード画像と動きベクトル画像の 3 画像を並列して表示することも効果的である。40

【0036】

以上示した種々の表示方法は, 装置操作者が装置パネル上に具備された切り替えスイッチで選択する装置構成が可能である。電源立上げ時のデフォルトの見やすい表示形態としては, 例えは B モード画像とベクトル分布を合成した画面とスカラー分布のみの画面を 2 画面並列表示する形態が考えられる。その際のスカラー分布画像の作成方式としては, 診

断目的（腫瘍判別，治療モニタリング）や対象症例に応じて適切な作成処理方式（root処理，div処理，固有値処理，等）を予め設定し，各項目に対応した切り替えスイッチを具備させて，装置操作者が各項目を選択する方式が可能である。あるいはスカラー分布の画像として，ROT処理画像，DIV処理画像，及び固有値処理画像の3種類を全て表示して，合成画像（Bードとベクトル分布）と併せて4画面の並列表示をする形態も有効となる。

【産業上の利用可能性】

【0037】

本発明は医用超音波診断・治療装置以外にも，超音波を用いて歪みやすれを計測する装置全般に適用可能である。

10

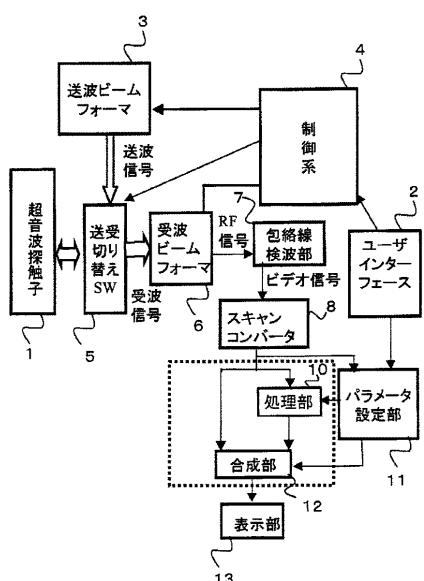
【符号の説明】

【0038】

1. 超音波探触子、2. ユーザインターフェース、3. 送波ビームフォーマ、4. 制御系、5. 送受切り替えSW、6. 受波ビームフォーマ、7. 包絡線検波部、8. スキャンコンバータ、10. 処理部、11. パラメータ設定部、12. 合成部、13. 表示部。

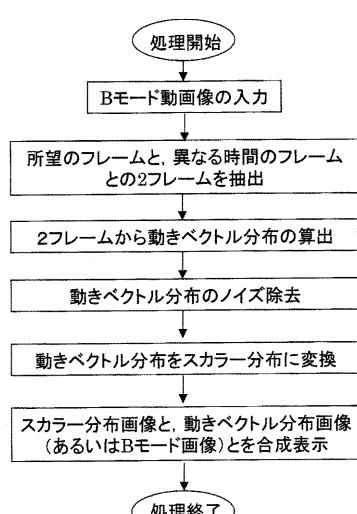
【図1】

図1



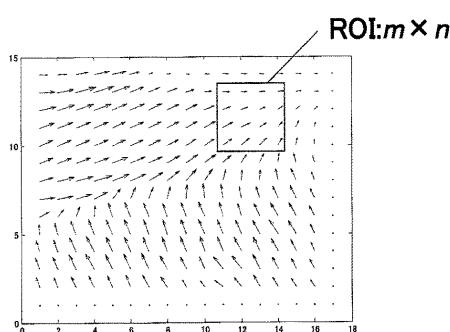
【図2】

図2



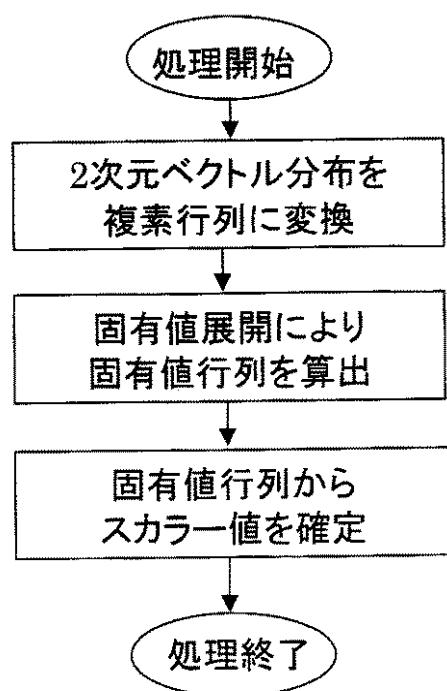
【図3】

図3



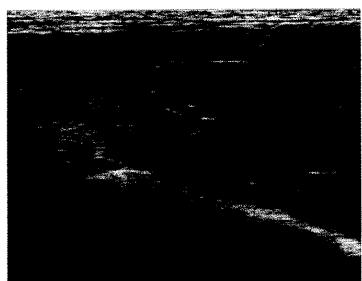
【図4】

図4



【図5】

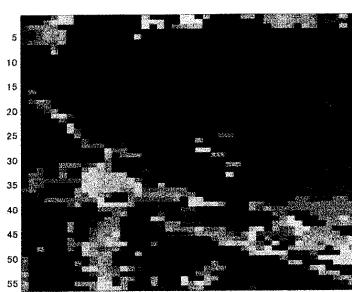
図5



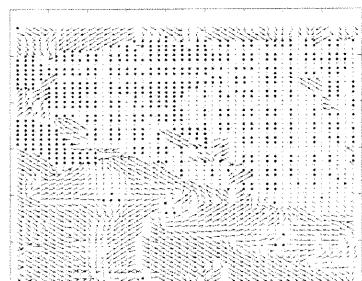
(a) Bモード画像

【図6】

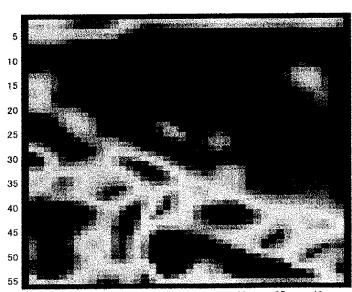
図6



(a) 従来法(ベクトル長のスカラー化)



(b)動きベクトル分布



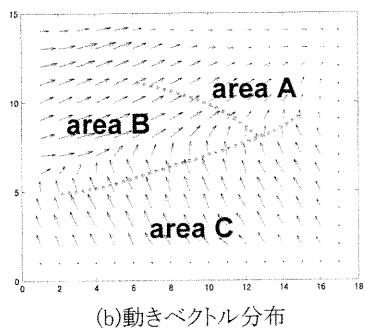
(b) 固有値分布(最大値)

【図7】

図7



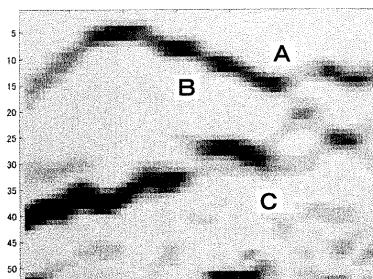
(a) Bモード画像



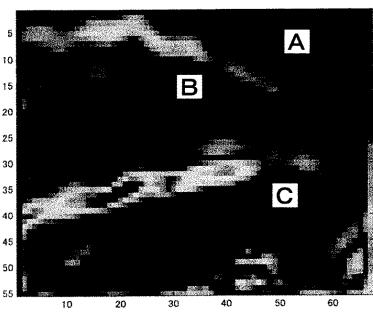
(b)動きベクトル分布

【図8】

図8



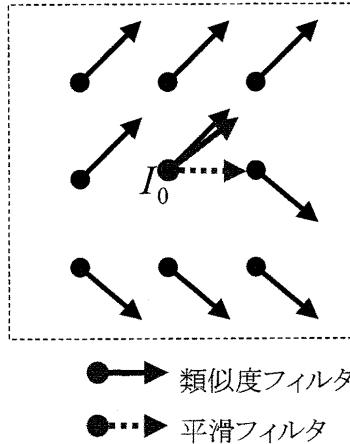
(a) ダイバージェンス(y成分)



(b) ローテーション(絶対値)

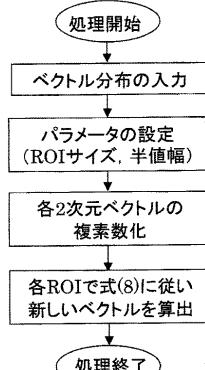
【図9】

図9



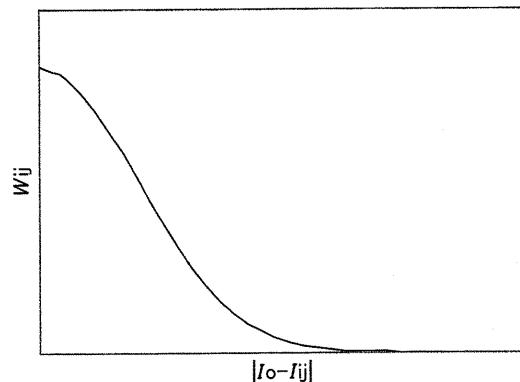
【図10】

図10



【図 1 1】

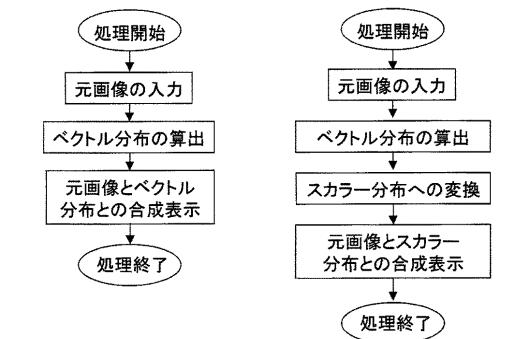
図 11



(片側ガウス分布の例)

【図 1 2】

図 12

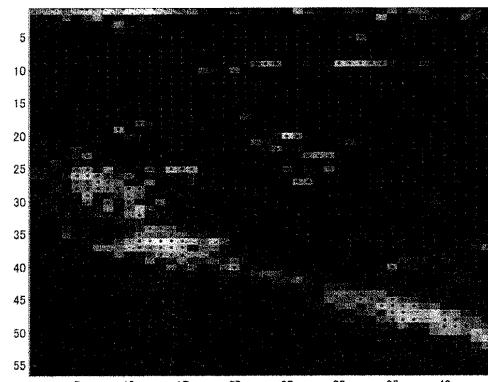


(a) ベクトル分布との合成

(b) スカラー分布との合成

【図 1 3】

図 13



【図 1 4】

図 14

【数1】 $\mathbf{A} = \begin{pmatrix} A_{11X} + iA_{11Y} & A_{12X} + iA_{12Y} & \cdots & A_{1mX} + iA_{1mY} \\ A_{21X} + iA_{21Y} & \cdots & \cdots & A_{2mX} + iA_{2mY} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ A_{m1X} + iA_{m1Y} & \cdots & \cdots & A_{mmX} + iA_{mmY} \end{pmatrix}$

【数2】 $\mathbf{Ap}_k = \mathbf{A}\lambda_k \quad (k \leq m)$
 λ_k : 固有値(複素数)
 \mathbf{p}_k : 固有ベクトル(m行1列)

【数3】 $\operatorname{div} \mathbf{A} = \nabla \bullet \mathbf{A} = \frac{\partial A_x}{\partial x} + \frac{\partial A_y}{\partial y}$

【数4】 $\begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$

【数5】 $\operatorname{rot} \mathbf{A} = \nabla \times \mathbf{A} = \frac{\partial A_y}{\partial x} - \frac{\partial A_x}{\partial y}$

【数6】 $S_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial A_x}{\partial x} + \frac{\partial A_y}{\partial y} \right)$

【数7】 $I_y = A_{xy} + iA_{yy}$

【数8】 $I_0' = \frac{\sum I_y W_y}{\sum W_y}$

【数9】 $I_{ijk} = (A_{xijk}, A_{yijk}, A_{zijk})$

【数10】 $I_0' = \frac{\sum I_{ijk} W_{ijk}}{\sum W_{ijk}}$

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-079792(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61B 1/00
1/04
1/06
1/12 - 1/24
1/267 - 1/31
1/32
5/055
6/00 - 6/14
8/00 - 8/12
8/14
G 01N 29/00 - 29/02
29/04 - 29/06
29/09
29/12 - 29/26
29/28 - 29/30
29/38
29/44
G 01S 1/72 - 1/82
3/80 - 3/86
5/18 - 5/30
7/52 - 7/64
15/00 - 15/96
G 02B 23/24 - 23/26
G 06T 1/00 - 1/40
3/00 - 9/40
J S T P l u s (J D r e a m I I)
C i N i i

专利名称(译)	超声波图像处理方法和装置，超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5389814B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2010536666	申请日	2009-10-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	增井裕也 東隆		
发明人	增井 裕也 東 隆		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5276 G06T7/215 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T1/00.290.D		
优先权	2008287290 2008-11-10 JP		
其他公开文献	JPWO2010052868A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像处理方法和装置，以及能够根据诊断或治疗的部位和目的应对不同分析方法的超声波图像处理程序。根据本发明的超声波图像处理方法，通过照射单元向对象照射超声波，由检测单元检测来自对象的超声波信号的检测结果，并存储检测定时。创建至少两个不同帧的图像数据的图像数据创建步骤，基于使用多个图像数据帧的预定运动矢量分析处理来创建运动矢量分布图像的运动矢量分布图像创建步骤，以及并且基于多个感兴趣区域(ROI)将矢量分布图像转换为标量分布图像。

図 2

