(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号
WO2012/070588

発行日　平成26年5月19日 (2014.5.19)

(43) 国際公開日　**平成24年5月31日 (2012.5.31)**

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	***8/00***	***(2006.01)***	A61B	8/00		4C601
G06T	***7/20***	***(2006.01)***	G06T	7/20	C	5L096

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 24 頁）

	出願番号	特願2012-545771 (P2012-545771)
(21)	国際出願番号	PCT/JP2011/076954
(22)	国際出願日	平成23年11月22日 (2011.11.22)
(31)	優先権主張番号	特願2010-262512 (P2010-262512)
(32)	優先日	平成22年11月25日 (2010.11.25)
(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

(74) 代理人　100091096
弁理士　平木　祐輔

(74) 代理人　100105463
弁理士　関谷　三男

(74) 代理人　100102576
弁理士　渡辺　敏章

(72) 発明者　増井　裕也
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内

(72) 発明者　東　隆
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内

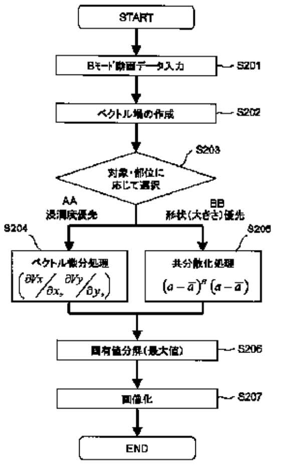
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波動画像処理方法、装置、およびプログラム

(57)【要約】
生体部位や症例に適した超音波動画像処理技術を提供する。
本発明に係る超音波動画像処理方法では、観察画像の動きベクトル分布像を用いてスカラー分布画像の画素の輝度値を決定する。またその際に、スカラー分布画像内の境界部分前後にわたる輝度変化がスカラー分布画像内の方向に対して依存する程度を緩和する処理を実施する（図２参照）。

[図2]

図２



S201 Input B-mode moving image data
S202 Creation of vector field
S203 Selection according to subject / region
S204 Vector derivation processing
S205 Covariance computation processing
S206 Eigenvalue decomposition (maximum value)
S207 Image formation
AA Degree of infiltration prioritized
BB Shape (size) prioritized

【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波動画像を処理する方法であって、
被検体に超音波を照射し、前記被検体からの超音波信号を検出した検出結果を記憶装置に格納し、格納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フレームの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て動きベクトル解析を実施し、動きベクトル分布像を作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像を用いてスカラー分布画像の画素の輝度値を決定する輝度決定ステップと、
を有し、
前記輝度決定ステップでは、
前記スカラー分布画像内の境界部分前後にわたる輝度変化が前記スカラー分布画像内の方向に対して依存する程度を緩和する境界明瞭化ステップを実施する
ことを特徴とする超音波動画像処理方法。
【請求項２】
前記輝度決定ステップでは、
前記境界明瞭化ステップ、または、
前記被検体の組織の動きが大きい部分ほど前記スカラー分布画像の輝度値を高くする浸潤度明瞭化ステップ、
のいずれかを実施する
ことを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。
【請求項３】
前記境界明瞭化ステップでは、
前記動きベクトル分布像を所定の関心領域毎に複素行列に変換し、前記複素行列を共分散行列に変換する共分散化ステップを実施する
ことを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。
【請求項４】
前記浸潤度明瞭化ステップでは、
前記動きベクトル分布像に対して空間ベクトル微分処理を実施し、得られた微分ベクトル分布を複素行列に変換するベクトル微分ステップを実施する
ことを特徴とする請求項２記載の超音波動画像処理方法。
【請求項５】
前記輝度決定ステップでは、
前記被検体に生じている変質部位の形状を優先して観察するか、それとも前記変質部位の浸潤度を優先して観察するかを指定する指示を受け取り、
前記変質部位の形状を優先する場合は前記境界明瞭化ステップを実施し、
前記変質部位の浸潤度を優先する場合は前記浸潤度明瞭化ステップを実施する
ことを特徴とする請求項２記載の超音波動画像処理方法。
【請求項６】
前記ベクトル微分ステップは、
前記動きベクトル分布内の各ベクトルに対して、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微分処理を施して微分値を算出し、微分ベクトル分布を形成するステップと、
前記微分ベクトルのビーム方向微分値と方位方向微分値とを実数成分と虚数成分に各々置換して複素行列に変換するステップと、
を有することを特徴とする請求項４記載の超音波動画像処理方法。
【請求項７】
前記輝度決定ステップでは、
前記動きベクトル分布像から変換した共分散行列、あるいは微分ベクトルである複素

行列に対して固有値解析を行い、

前記複素行列の固有値の絶対値のうち値が最大であるもの、前記固有値の絶対値のうち値が２番目に大きいもの、または各固有値の絶対値の総和、のいずれかを、１つのスカラー値として前記画素の輝度値に対応させる

ことを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項８】

前記動きベクトル分布像作成ステップは、

前記２フレームの画像データ間の差分強度分布を算出するステップと、

前記差分強度分布内に設定した関心領域の内部を正値強度分布と負値強度分布とに分けるステップと、

前記正値強度分布において所定の基準位置からの１次モーメント平均変位位置を算出するステップと、

前記負値強度分布において所定の基準位置からの１次モーメント平均変位位置を算出するステップと、

前記正値強度分布における平均変位位置と前記負値強度分布における平均変位位置との差分絶対値を平均変位距離として求めるステップと、

前記動きベクトル分布像を作成する際のブロックマッチング処理の探索範囲を、前記平均変位距離以上に設定するステップと、

を有することを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項９】

前記動きベクトル分布像作成ステップは、

前記２フレームの画像データ間の差分強度分布を算出するステップと、

前記差分強度分布内に設定した関心領域の内部を正値強度分布と負値強度分布とに分けるステップと、

各前記強度分布内に複数の関心領域を設定して前記関心領域毎の平均変位距離を算出するステップと、

各前記関心領域についての前記平均変位距離の平均値と標準偏差を算出するステップと、

前記平均値に前記標準偏差の定数倍を加えた値を、前記動きベクトル分布像を作成する際のブロックマッチング処理の探索範囲として設定するステップと、

を有することを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項１０】

前記動きベクトル分布像作成ステップでは、

前記動きベクトル分布像を作成する際のブロックマッチング処理を、前記フレーム内で一定のベクトル間隔分だけずらしながら実施し、

前記動きベクトル分布像作成ステップは、

前記ベクトル間隔を所定の細分間隔に設定して高分解能の前記動きベクトル分布像を作成するステップと、

前記ベクトル間隔を前記細分間隔よりも粗く設定して低分解能の前記動きベクトル分布像を作成するステップと、

前記高分解能の動きベクトル分布像と、前記低分解能の動きベクトル分布像とから各々スカラー分布の画像を作成するステップと、

を有することを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項１１】

前記動きベクトル分布像作成ステップは、

前記動きベクトル分布像を１つの走査方向についてフーリエ解析して２次元パワースペクトルを求めるステップと、

前記２次元パワースペクトルの半値幅を求めるステップと、

前記半値幅が最大となる前記走査方向を求めるステップと、

前記半値幅の最大値の逆数の定数倍を、前記動きベクトルのベクトル間隔として設定

するステップと、

を有することを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項１２】

前記動きベクトル分布像作成ステップは、

前記画像データの観察範囲サイズを指定する指示を受け取るステップと、

前記超音波の探触子プローブの機器仕様パラメータを用いて、前記動きベクトルを求める際に実施するパターンマッチング領域のサイズを求めるステップと、

前記観察範囲サイズから前記パターンマッチング領域のサイズを減算し、その値を、前記画像データの関心領域に対応する行列長から１減算した値で除算するステップと、

前記除算の結果を前記ベクトル間隔として設定するステップと、

を有することを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項１３】

前記動きベクトル分布像作成ステップでは、

前記動きベクトルを求める際に実施するパターンマッチング領域のサイズを、前記画像データのスペックルサイズと前記超音波ビームの半値幅との和以上に設定する

ことを特徴とする請求項１記載の超音波動画像処理方法。

【請求項１４】

被検体に超音波を照射する照射部と、

前記被検体からの超音波信号を検出する検出部と、

前記検出部が検出した検出結果を格納する記憶部と、

前記照射部と前記検出部の動作を制御し、前記検出結果に基づき前記被検体の超音波動画像を生成する演算部と、

を備え、

前記演算部は、

格納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フレームの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て動きベクトル解析を実施し、動きベクトル分布像を作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像を用いてスカラー分布画像の画素の輝度値を決定する輝度決定ステップと、

を実行し、

前記輝度決定ステップでは、

前記スカラー分布画像内の境界部分前後にわたる輝度変化が前記スカラー分布画像内の方向に対して依存する程度を緩和する境界明瞭化ステップを実施する

ことを特徴とする超音波動画像処理装置。

【請求項１５】

前記演算部は、前記輝度決定ステップにおいて、

前記境界明瞭化ステップ、または、

前記被検体の組織の動きが大きい部分ほど前記スカラー分布画像の輝度値を高くする浸潤度明瞭化ステップ、

のいずれかを実施する

ことを特徴とする請求項１４記載の超音波動画像処理装置。

【請求項１６】

超音波動画像を処理するステップをコンピュータに実行させるプログラムであって、前記コンピュータに、

被検体に超音波を照射し、前記被検体からの超音波信号を検出した検出結果を記憶装置に格納し、格納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フレームの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て動きベクトル解析を実施し、動きベクトル分布像を作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像を用いてスカラー分布画像の画素の輝度値を決定する輝度決定ステップと、

を実行させ、

前記輝度決定ステップでは、前記コンピュータに、

前記スカラー分布画像内の境界部分前後にわたる輝度変化が前記スカラー分布画像内の方向に対して依存する程度を緩和する境界明瞭化ステップを実施させる

ことを特徴とする超音波動画像処理プログラム。

【請求項１７】

前記輝度決定ステップでは、前記コンピュータに、

前記境界明瞭化ステップ、または、

前記被検体の組織の動きが大きい部分ほど前記スカラー分布画像の輝度値を高くする浸潤度明瞭化ステップ、

のいずれかを実施させる

ことを特徴とする請求項１６記載の超音波動画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波を被検体に照射して観察画像を得る技術に関するものである。

【背景技術】

【０００２】

従来、画像を用いた医療診断において、超音波を被検体に照射して観察画像を得る技術が用いられている。観察画像を明瞭化する手法として、下記特許文献１～２に記載されているものがある。

【０００３】

下記特許文献１では、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、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、硬さをカラーマップに変換して表示する手法が開示されている。本手法では、弾性係数処理を行うために組織境界に着目したとき、画像の鮮鋭度が劣化する場合があった。

【０００４】

下記特許文献２では、上記のような課題を解決するため、診断動画像の動きベクトルに基づいてスカラー分布画像を作成し、組織境界の識別度を向上させる手法が開示されている。また、動きベクトル場に固有値分解を適用して、腫瘍と正常組織との間の境界を抽出する手法も開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２００４－１３５９２９号公報

【特許文献２】特開２００９－２４６７３４号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

医療画像を用いて、病変などの変質部位（例えば腫瘍）の進行程度を診断することを考える。一般に、生体部位や症例により、腫瘍部と健常部の境界部分における浸潤度等の特性は異なる。そのため、腫瘍の浸潤性を観察することが目的である場合と、腫瘍の全体形状を把握したい場合とでは、腫瘍の境界を抽出する際に適した画像処理手法が異なる。従来の技術では、これらの差異を考慮していないため、診断目的に適した画像処理手法を用いることは困難であった。

【０００７】

本発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、生体部位や症例に適した超音波動画像処理技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】
【０００８】
本発明に係る超音波動画像処理方法では、観察画像の動きベクトル分布像を用いてスカラー分布画像の画素の輝度値を決定する。またその際に、スカラー分布画像内の境界部分前後にわたる輝度変化がスカラー分布画像内の方向に対して依存する程度を緩和する処理を実施する。
【発明の効果】
【０００９】
本発明に係る超音波動画像処理方法によれば、観察画像の境界部分の輝度値が、境界線の向きによらず近接した値となる。これにより、境界部分を安定的に識別することができるので、腫瘍などの病変の全体形状を把握したい場合に適した超音波動画像処理手法を提供することができる。
【図面の簡単な説明】
【００１０】
【図１】実施形態１に係る超音波動画像処理装置１００の機能ブロック図である。
【図２】処理部１０と合成部１２の動作フローを示す図である。
【図３】一様な組織構造の上端部の境界に右向きのせん断応力がかかっている様子を示すモデル図である。
【図４】上下の深さ方向の変位量の差異を示す図である。
【図５】図３の３×３画素のベクトル場モデルを用いて、Ｈの値を０から１まで変化させたときのスカラー値の変化を比較する図である。
【図６】６×６の動きベクトル場において、動きベクトル場の方向が２方向に向いてずれている例を示す図である。
【図７】図６と同じ動きベクトル場について、共分散化処理を施した後に最大固有値処理によってスカラー化した例を示す。
【図８】実際の腫瘍に対して本実施形態１に係る手法を適用した結果を示す図である。
【図９】動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングについて説明する図である。
【図１０】画像が１ピクセル分変位するときの変位モデルを示す図である。
【図１１】ブロックマッチング処理における探索範囲を決定する処理フローを示す図である。
【図１２】実際の腫瘍に対して本実施形態２に係る手法を適用した結果を示す図である。
【図１３】動きベクトルを複素行列に変換する過程を示す図である。
【図１４】図３で説明した３×３画素のベクトル場モデルを深さ方向（図面の縦方向）にフーリエ解析して得たパワースペクトルを示す図である。
【図１５】Ｂモード画像上に表れるスペックルサイズと超音波ビームの分解能の関係を示す図である。
【発明を実施するための形態】
【００１１】
＜実施の形態１＞
本発明の実施形態１では、診断目的に応じて、観察画像を生成する手法を切り替える動作例を説明する。
【００１２】
本実施形態１において、変質部分の形状を優先して観察する際には、観察画像のうち変質部分とそれ以外の部分との間の境界前後の輝度変化が、観察画像のいずれの方向から見ても同程度となるようにする。これにより、変質部分の境界がいずれの方向から見ても明瞭になるようにし、観察画像上で変質部分の形状を識別し易くすることを図る。
【００１３】
また、本実施形態１において、変質部分の浸潤度を優先して観察する際には、浸潤度と組織の動きの大きさが相関していることに着目し、組織の動きの大きさと画像輝度を対応

させた観察画像を生成する。

【００１４】

図１は、本実施形態１に係る超音波動画像処理装置１００の機能ブロック図である。以下、超音波動画像処理装置１００の各構成部について説明する。

【００１５】

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。

【００１６】

制御系４は、送波ビームフォーマ３を用いて、送波焦点に合わせた遅延時間をもつ送波信号を出力する。送波信号は、送受切り替えスイッチ５を介して超音波探触子１に送信される。超音波探触子１は、送波信号にしたがって被検体（例えば診断対象の生体）に超音波を照射する。

【００１７】

超音波探触子１は、生体内で反射または散乱して戻ってきた超音波ビームを受信し、電気信号に変換する。この電気信号は、送受切り替えスイッチ５を介して受波ビームフォーマ６に受波信号として送信される。

【００１８】

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の制御指示にしたがって、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実施し、実部と虚部のＲＦ信号を出力する。

【００１９】

包絡線検波部７は、受波ビームフォーマ６が出力したＲＦ信号を検波してビデオ信号に変換し、スキャンコンバータ８に出力する。スキャンコンバータ８は、包絡線検波部７が出力したビデオ信号を画像データ（Ｂモード画像データ）に変換する。

【００２０】

処理部１０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、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。合成部１２は、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処理する。表示部１３は、その合成結果を画面表示する。

【００２１】

パラメータ設定部１１は、処理部１０が信号処理を実施するためのパラメータ、合成部１２が表示する画像の選択設定、などの処理を実施する。これらのパラメータは、超音波動画像処理装置１００のオペレータ（診断機操作者）がユーザインターフェース２を用いて入力する。動画像の表示方法として、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、２画像以上の動画像を並べて表示する、などが考えられる。

【００２２】

制御系４、包絡線検波部７、処理部１０、パラメータ設定部１１、合成部１２は、これらの機能を実現する回路デバイスなどのハードウェアを用いて構成することもできるし、マイコンやＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）などの演算装置とその動作を規定するソフトウェアを用いて構成することもできる。これら機能部のうちいずれか２以上を一体的に構成することもできる。

【００２３】

以上、超音波動画像処理装置１００の構成について説明した。次に、超音波動画像処理装置１００の動作について説明する。

【００２４】

被検体に超音波を照射し、被検体から検出タイミングの異なる少なくとも２フレーム分の超音波信号を検出して画像データを作成する。それらのフレームに動きベクトル解析を実施し、動きベクトル分布像を作成する。そして、作成した動きベクトル分布像に基づき、スカラー分布画像の画素の輝度値を決定する。輝度値を決定する方法としては、組織境

界の方向の違いに対してロバストな処理か、あるいは組織の動きに線形に応答して大きい程輝度値を高くする処理のいずれかを適用する。更に、具体的な動作フローを説明する。

【００２５】

図２は、処理部１０と合成部１２の動作フローを示す図である。以下、図２の各ステップについて説明する。

【００２６】

（図２：ステップＳ２０１）

処理部１０は、スキャンコンバータ８からＢモード動画像データを受け取る。

【００２７】

（図２：ステップＳ２０２）

処理部１０は、所望のフレームとそれ以外の時間のフレームの２フレームを抽出し、２つのフレームから動きベクトル場を算出する。動きベクトル場の算出は、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。

【００２８】

（図２：ステップＳ２０３）

オペレータは、ユーザインターフェース２を介して、病変部（例えば腫瘍）の浸潤度を優先的に明確化した画像を生成するか、形状（大きさ）を優先的に明確化した画像を生成するかを、診断対象となる部位や症例に応じて選択する。例えば、腫瘍の進行度などを浸潤度によって診断したい場合には浸潤度優先方式、動脈瘤の大きさなどを正確に把握したい場合には形状優先方式を選択する。浸潤度優先方式を選択した場合はステップＳ２０４へ進み、形状優先方式を選択した場合はステップＳ２０５へ進む。

【００２９】

（図２：ステップＳ２０４）

処理部１０は、ステップＳ２０２で求めた動きベクトル場に対し、空間ベクトル微分処理を実施する。空間ベクトル微分処理は、下記（式１）で表すことができる。処理部１０は、微分処理後の動きベクトル場に対して所定の小領域を設定し（例えば３×３画素）、その小領域内のベクトル場を複素行列に変換する。微分ベクトルを求める演算は、規定の１次微分フィルタなどを用いれば、簡易に実施することができる。

【数１】

$$\left(V_x', V_y'\right) = \left(\partial V_x / \partial x, \partial V_y / \partial y\right) \quad \cdots(式１)$$

（V_x， V_y）：動きベクトルのｘ成分とｙ成分

（V_x'， V_y'）：微分処理後の動きベクトル

【００３０】

（図２：ステップＳ２０５）

処理部１０は、ステップＳ２０２で求めた動きベクトル場に対し、共分散化処理を実施する。共分散化処理は、下記（式２）で表すことができる。

【数２】

$$a' = \left(a - \langle a \rangle\right)^* \left(a - \langle a \rangle\right) \quad \cdots(式２)$$

a：所定の小領域を設定してその範囲の動きベクトルを複素数に変換した複素行列

＜a＞：aの要素の平均複素値

＊：共役転置行列

【００３１】

（図２：ステップＳ２０６）

処理部１０は、ステップＳ２０４またはステップＳ２０５で生成した複素数行列を固有値展開処理し、絶対値が最も大きい固有値（スカラー値）を求める。最大固有値に代えて、固有値の絶対値のうち値が２番目に大きいもの、または各固有値の絶対値の総和を用いることもできる。

【００３２】

（図２：ステップＳ２０７）

処理部１０は、ステップＳ２０６の結果を、中心ベクトル位置の画像輝度に割り当てることにより、スカラー化する。処理部１０は、このスカラー化処理を、動きベクトル場全体に渡って実施する。これにより、複素行列を画像化することができる。合成部１２は、その画像を画面表示する。

【００３３】

（図２：ステップＳ２０６〜２０７：補足）

本実施形態１では、複素行列の固有値を用いてスカラー化画像を得る手法を説明したが、動きベクトル分布像を画像化する手法はこれに限らない。

【００３４】

以上、超音波動画像処理装置１００の動作について説明した。次に、ベクトル微分処理が浸潤度優先方式に適している理由について説明する。

【００３５】

＜実施の形態１：ベクトル微分処理の評価＞

図３は、一様な組織構造の上端部の境界に右向きのせん断応力がかかっている様子を示すモデル図である。腫瘍組織等の浸潤度が低ければ、上部がせん断応力で変位しても下部は変位しない（図３（ａ））。一方、浸潤度が高くなると、下部も引っ張られてある程度変位するようになる（図３（ｂ）（ｃ））。

【００３６】

図４は、上下の深さ方向の変位量の差異を示す図である。図４に示す上下の深さ方向の変位量の差異を、変位勾配パラメータＤ＝ｔａｎθで表すと、せん断応力Ｓと変位勾配Ｄの関係は、浸潤パラメータＨを導入して、下記（式３）で表すことができる。図３では、（ａ）Ｈ＝０、（ｂ）Ｈ＝０．５、（ｃ）Ｈ＝０．９の場合を例示した。

【数３】

$$S = H \bullet D \quad \cdots (式3)$$

【００３７】

Ｈが一定値であれば線形関係が成立するが、一般に組織浸潤は非線形と考えられる。そのため、図２のステップＳ２０７において動きベクトル場を画像化する際にＨの値がスカラー化されるときの値変化も、非線形であると想定される。しかしながら，微小領域に着目した場合には、Ｈの値が線形にスカラー化される必要がある。Ｈの値が線形にスカラー化されていない場合、動きベクトル場をスカラー化することによって得た画像が、組織浸潤度を正確に反映できていない可能性がある。そこで、図３の３×３画素のベクトル場モデルを用いて、Ｈの値変化を評価することにした。

【００３８】

図５は、図３の３×３画素のベクトル場モデルを用いて、Ｈの値を０から１まで変化させたときのスカラー値の変化を比較する図である。図５（ａ）は、ベクトル場の最大固有値をスカラー化する従来手法におけるＨの変化を示す。図５（ｂ）は、ベクトル微分処理を施した場合におけるＨの変化を示す。

【００３９】

図５（ａ）に示す最大固有値方式では、Ｈの値が上昇するにつれて緩やかに線形から外れ、非線形に値が上昇する傾向が見られる。図５（ｂ）に示す微分型最大固有値方式では、Ｈの値が上昇しても線形性が成立している。したがって、浸潤度に着目する場合には、動きベクトル場をスカラー化する前処理として、ベクトル微分処理を実施することが有効

であることが分かる。ベクトル微分処理が上記のような効果を発揮するのは、微分処理によって画像特徴量の非線形性が除去されることによるものと思われる。

【００４０】

すなわち、図３に示すように、観察画像上で変質部分の組織が動く大きさと、浸潤度とは非線形関係にあるところ、空間ベクトル微分処理を実施することによりその非線形性が除去され、両者の対応関係が線形となる。したがって、浸潤度を画像輝度で表すことができるようになると考えられる。

【００４１】

以上、ベクトル微分処理の有効性について説明した。次に、共分散化処理が形状優先方式に適している理由について説明する。

【００４２】

＜実施の形態１：共分散化処理の評価＞

図６は、６×６の動きベクトル場において、動きベクトル場の方向が２方向に向いてずれている例を示す図である。図６（ａ）は動きベクトル場が横方向を向いている場合、図６（ｂ）は動きベクトル場が縦方向を向いている場合、図６（ｃ）は動きベクトル場が斜め方向を向いている場合の例を示す。図６左図は動きベクトルが向いている方向を矢印で示した図、図６右図は行列サイズ３×３の最大固有値処理によって左図をそれぞれスカラー化した画像を示す。

【００４３】

動きベクトル場をスカラー化することによって画像化すると、動きベクトルの方向が異なっている境界部分で輝度差が大きく表れる。この輝度差は、画像上では境界線のように見えるので、境界線によって診断対象（例えば腫瘍）の形状や大きさを把握することができる。図６に示した例では、境界部分が低輝度となるので、黒色の境界線によって診断対象形状を把握することになる。

【００４４】

図６（ａ）（ｂ）に示す例では、縦横方向の境界部分の画像輝度はともに０．０１５となった。これに対し図６（ｃ）に示す例では、斜め方向の境界部分の画像輝度は０．０２２となった。すなわち、縦横方向の境界部分と斜め方向の境界部分では、画像輝度が約４７％異なることになる。同じ腫瘍の境界部分を表しているにも関わらず、方向毎に画像輝度が大きく異なると、方向によっては画像上で境界部分を識別することが難しくなり、画像診断の上では好ましくない。

【００４５】

図７は、図６と同じ動きベクトル場について、共分散化処理を施した後に最大固有値処理によってスカラー化した例を示す。処理方式の違いに起因して画像濃淡は逆転しているが、図６と同じ境界部分を画像化したものである。

【００４６】

図７（ａ）（ｂ）に示す例では、縦横方向の境界部分の画像輝度はともに８となった。これに対し図７（ｃ）に示す例では、斜め方向の境界部分の画像輝度は１０となった。すなわち、縦横方向の境界部分と斜め方向の境界部分では、画像輝度の差異が２５％に抑えられていることになる。

【００４７】

図７に示す処理例によれば、共分散化処理を施すことにより、境界部分の画像輝度が方向によらず均一な値（近接した値）となるので、診断画像上で腫瘍等の形状や大きさを識別するのに適しているといえる。

【００４８】

共分散化処理は、行列を対称化して要素を均一化する作用がある。この作用により、境界部分のスカラー画像が境界前後の特定の方向において大きく変化することがなくなり、方向に対する依存度を緩和する効果を発揮すると考えられる。

【００４９】

なお、共分散化処理と同様に行列要素を均一化する効果を発揮する手法、例えば相関行

列化処理を用いることもできる。

【００５０】

＜実施の形態１：臨床データを用いた評価＞

図８は、実際の腫瘍に対して本実施形態１に係る手法を適用した結果を示す図である。図８（ａ）は、比較のため特許文献１に記載されたエラストグラフィ技術による処理を実施した結果を示す。図８（ｂ）は、ベクトル微分処理を実施した後に最大固有値を用いてスカラー化した画像を示す。図８（ｃ）は、共分散化処理を実施した後に最大固有値を用いてスカラー化した画像を示す。

【００５１】

図８（ａ）（ｂ）を比較すると、図８（ｂ）では腫瘍の境界部分の浸潤度が境界線の太さによって表されていることが分かる。図８（ａ）（ｃ）を比較すると、図８（ｃ）では腫瘍の境界部分が細線によって明確に抽出されていることが分かる。

【００５２】

＜実施の形態１：まとめ＞

以上のように、本実施形態１に係る超音波動画像処理装置１００は、動きベクトル場に共分散化処理を施した上で、最大固有値などを用いてスカラー化して画像に変換する。これにより、腫瘍などの境界部分を、画像上の方向によらず均一な輝度で抽出することができるので、腫瘍などの形状や大きさを画像上で判断する際に好適である。

【００５３】

また、本実施形態１に係る超音波動画像処理装置１００は、動きベクトル場にベクトル微分処理を施した上で、最大固有値などを用いてスカラー化して画像に変換する。これにより、腫瘍などの組織浸潤が深さ方向に非線形である場合でも、浸潤度を正確に反映した画像輝度を得ることができるので、浸潤度を画像上で判断する際に好適である。

【００５４】

また、本実施形態１に係る超音波動画像処理装置１００は、腫瘍の形状を優先して観察するか、それとも腫瘍の浸潤度を優先して観察するかを指定する指示を受け取り、前者については共分散化処理を実施し、後者についてはベクトル微分処理を実施する。これにより、生体部位や症例に応じて適切な画像処理手法を選択することができるので、画像診断の精度を向上させる効果を期待できる。

【００５５】

なお、本実施形態１において、共分散化処理とベクトル微分処理のうち、いずれか１つのみを採用することもできる。例えば、腫瘍などの形状や大きさを判断する処理に特化したい場合は、超音波動画像処理装置１００に共分散化処理のみを実装することもできる。ベクトル微分処理についても同様である。

【００５６】

＜実施の形態２＞

実施形態１において、動きベクトル場を求めるため２フレーム間でブロックマッチング処理を実施することを説明した。このブロックマッチング処理において、探索範囲の大きさなどのパラメータは、一般には経験的に設定されている。しかし実際には、症例毎に適切な探索範囲などは異なる。そこで本発明の実施形態２では、ブロックマッチング処理における適切な探索範囲を決定する手法について説明する。超音波動画像処理装置１００の構成は、実施形態１と同様である。

【００５７】

図９は、動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングについて説明する図である。あるフレームｍ番目において関心領域（ＲＯＩ：Ｒｅｇｉｏｎ　ｏｆ　Ｉｎｔｅｒｅｓｔ）の輝度分布を$P_m(i_0, j_0)$と表す。処理部１０は、フレームｍ＋Δ番目（典型的にはΔ＝１）において$P_m(i_0, j_0)$の位置を含めた近傍周囲に探索領域を設定し、探索領域内の移動候補$P_{m+\Delta}(i, j)$と$P_m(i_0, j_0)$との差分絶対値和ＳＡＤ（Ｓｕｍ　ｏｆ　Ａｂｓｏｌｕｔｅ　Ｄｉｆｆｅｒｅｎｃｅ）を計算する。ＳＡＤは下記（式４）で定義される。

【数４】

$$SAD=\sum_{i,j}\left|p_m(i_0,j_0)-p_{m+\Delta}(i,j)\right| \quad \cdots (式４)$$

【００５８】

次に処理部１０は、探索領域内にわたってＳＡＤ値を求め、そのＳＡＤ分布の中でＳＡＤ値が最小となる$P_{m+\Delta}(i_{min}, j_{min})$を移動先であると判定する。処理部１０は、$P_m(i_0, j_0)$と$P_{m+\Delta}(i_{min}, j_{min})$とを結ぶベクトルを、動きベクトルとして決定する。

【００５９】

処理部１０は、$P_m(i_0, j_0)$をＢモード画像全体にわたって変化させ、上記処理にしたがって各動きベクトルを決定する。これにより、Ｂモード画像全体にわたる動きベクトル分布を得ることができる。

【００６０】

以上、動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングについて説明した。次に、ブロックマッチング処理における適切な探索範囲を決定する手法について説明する。

【００６１】

図１０は、画像が１ピクセル分変位するときの変位モデルを示す図である。ここでは、輝度ｍの画素が距離ｄ移動したと仮定する。図１０（ｂ）は、そのときの差分強度分布の形状を示す。図１０（ｂ）において、画素が移動する前の位置では輝度ｍがなくなったことにより－ｍの値を示す。距離ｄ離れた位置では新たに輝度ｍが生じて＋ｍとなる。

【００６２】

変位距離を求めるためには、正値側の輝度ｍと負値側の輝度－ｍの位置との差を求めればよいことになる。実際の臨床等でのデータは、複数の画素が移動しているので統計的な扱いが必要となる。ある関心領域内の画素の平均変位位置は、基準位置からの１次モーメントを用いて推定することができる。基準位置からの１次モーメントは、下記（式５）で表すことができる。

【数５】

$$D=\frac{1}{p}\sum d\cdot m \quad \cdots (式５)$$

【００６３】

ｐは正規化のための係数であり、下記（式６）で表される。

【数６】

$$p=\sum m \quad \cdots (式６)$$

【００６４】

すなわち、正値側と負値側とで同じ基準位置に対する平均変位位置を求め、それらの差の絶対値として統計的に変位距離を推察することができる。

【００６５】

図１１は、ブロックマッチング処理における探索範囲を決定する処理フローを示す図である。以下、図１１の各ステップについて説明する。

【００６６】

（図１１：ステップＳ１１０１～Ｓ１１０２）

処理部１０は、フレーム間でブロックマッチング処理を実施するための２フレーム、すなわち基準フレームと比較フレームを選択する（Ｓ１１０１）。処理部１０は、ステップ

Ｓ１１０１で選択した２フレーム間の差分強度分布を算出する（Ｓ１１０２）。
【００６７】
（図１１：ステップＳ１１０３）
　処理部１０は、ステップＳ１１０２で求めた差分強度分布を、正値強度分布と負値強度分布とに分ける。
【００６８】
（図１１：ステップＳ１１０４）
　処理部１０は、ステップＳ１１０３で得た正値差分強度分布における平均変位位置と、負値差分強度分布における平均変位位置とを算出する。
【００６９】
（図１１：ステップＳ１１０５～Ｓ１１０６）
　処理部１０は、ステップＳ１１０４で求めた正値差分強度分布における平均変位位置と、負値差分強度分布における平均変位位置との差分絶対値を算出し、これを平均変位距離とする（Ｓ１１０５）。処理部１０は、ブロックマッチング処理を実施するサーチ範囲として、ステップＳ１１０５で求めた平均変位距離以上の値を採用する（Ｓ１１０６）。
【００７０】
（図１１：ステップＳ１１０６：補足）
　動きがある２フレーム間でパターンマッチングを実施する場合、合致するパターンを探索する範囲には、少なくとも移動元位置と移動先位置が含有されていなければならない。そこで、探索範囲を画素の平均変位距離以上に設定しておくこととした。平均変位距離以上の範囲を探索すれば、大半の画素の移動元位置と移動先位置は探索範囲内に含まれると考えられるからである。
【００７１】
　図１２は、実際の腫瘍に対して本実施形態２に係る手法を適用した結果を示す図である。以下、図１２の各図について説明する。
【００７２】
　図１２（ａ）はステップＳ１１０１における基準フレームを示す。図１２（ｂ）（ｃ）は、図１２（ａ）に示す基準フレームと比較フレーム（図示せず）を用いて算出した、正値強度分布と負値強度分布を示す。関心領域（ＲＯＩ）は３０×３０画素とし、図１２（ａ）の点線方向にＲＯＩを移動させて探索範囲を評価した。
【００７３】
　図１２（ｄ）は、ＲＯＩ位置毎の平均変位距離を示す。縦軸は平均変位距離（画素）を示す。同図によれば、ＲＯＩ位置によって平均変位距離にばらつきはあるものの、いずれのＲＯＩ位置においても概ね１０画素以下に収まっていることが分かる。この場合、パターンマッチングの探索範囲は１０画素以上にすればよいことが分かる。より確実に動きを網羅するためには、パターンマッチングの探索範囲を、図１２（ｄ）の縦軸最大値以上に設定すればよい。
【００７４】
＜実施の形態２：まとめ＞
　以上のように、本実施形態２に係る超音波動画像処理装置１００は、２フレーム間の関心領域（ＲＯＩ）内の差分強度分布を用いて当該ＲＯＩ内の平均変位距離を求め、動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングの探索範囲を、その平均変位距離以上に設定する。これにより、動きをカバーすることのできる妥当な探索範囲を確保しつつ、探索範囲をできる限り少なくし、演算負荷を低減することができる。
【００７５】
＜実施の形態３＞
　実施の形態２において、動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングの探索範囲を、ＲＯＩ内画素の平均変位距離以上に設定することを説明した。これにより、各ＲＯＩの平均変位距離以上の探索範囲を確保することができる。
【００７６】

ただし、平均変位距離を算出する過程で、極端に大きく変位する画素の変位距離やほとんど変位しない画素の変位距離は対象から除外されることになる。また、実施形態２では平均変位距離が１０より大きい部分を画一的に除外したが、その決定基準は必ずしも確立されていない。そこで本発明の実施形態３では、探索範囲を定める際に統計的観点を導入し、探索範囲を適切に設定する手法を説明する。超音波動画像処理装置１００の構成は、実施形態１～２と同様である。

【００７７】

図１２（ｄ）において、各ＲＯＩ位置における平均変位距離が得られる。この平均変位距離は、概ね１０画素以内の範囲で、ＲＯＩ位置毎に異なる値をとる。このばらつきの分布が正規分布にしたがうと仮定すると、図１２（ｄ）に示す分布の平均値と標準偏差σを求め、どの程度のばらつき範囲までをブロックマッチングの探索範囲内に含めるかを統計的に定めることができる。

【００７８】

例えば、平均値に２σを加えた範囲をブロックマッチングの探索範囲内に含める場合、図１２（ｄ）に示す分布の９５％をカバーすることができる。平均値に３σを加えた範囲をブロックマッチングの探索範囲内に含める場合、図１２（ｄ）に示す分布の９９．７％をカバーすることができる。つまり、関心領域において平均変位距離とその標準偏差とを算出し、平均変位距離に標準偏差を所望の定数倍した値を加えた値を探索範囲として設定する手法が有効である。

【００７９】

なお、実施形態２～３では図１２（ａ）の点線に示す１次元方向について評価したが、より精度を高めるためには、画像全体にわたって２次元で評価することが望ましい。

【００８０】

＜実施の形態４＞

実施の形態２～３では、動きベクトルを求める際に実施するブロックマッチングの探索範囲を最適に設定する手法を説明した。これにより、観察画像の実際の動きに合わせて適切な探索範囲を設定し、演算負荷などを最適化することができる。

【００８１】

一方、動きベクトルはＢモード画像の全域にわたって求めるので、ある画素の動きベクトルを求めた後、次の画素についての動きベクトルを求める、という処理を繰り返すことになる。このとき、動きベクトル間の間隔を小さく設定すれば観察画像の分解能が高くなり、大きくすれば観察画像の分解能は低くなる。しかし、生体部位や症例によって、ベクトル間隔をどの程度に設定すれば最適であるかは異なる。そこで本発明の実施形態４では、動きベクトル間隔を最適に設定する手法について説明する。超音波動画像処理装置１００の構成は、実施形態１～３と同様である。

【００８２】

図１３は、動きベクトルを複素行列に変換する過程を示す図である。処理部１０は、Ｂモード画像内に、複数の画素からなるマッチング領域（例えば３０画素×３０画素）を設定する。処理部１０は、基準フレームにおけるマッチング領域内の画像と合致する画像領域を、比較フレーム内で探索する。ただし、Ｂモード画像全体を探索対象とするのは非効率的であるため、当該マッチング領域が移動したであろうと思われる範囲内で探索を実施する。この範囲のことを、ブロックマッチングの探索範囲と呼ぶ。

【００８３】

処理部１０は、比較フレーム内でブロックマッチングを実施してマッチング領域に合致する画像領域を見つけると、基準フレームにおけるマッチング領域と比較フレームにおける移動後のマッチング領域との間の差分に基づき、１つの動きベクトルを決定する。

【００８４】

処理部１０は、マッチング領域を所定のベクトル間隔分（最小１画素）ずつずらしながら以上の処理をＢモード画像全体にわたって繰り返し実施し、Ｂモード画像全体の動きベクトル場を求める。次に処理部１０は、動きベクトルのｘ成分とｙ成分とを各々実数部と

虚数部に割り当てて複素数化し、所定行列長の複素行列を設定する。

【００８５】

ベクトル間隔を小さく設定すれば、動きベクトル場を画像化したときの画像分解能が高くなる。しかしこの場合、浸潤度が高くて境界の変化が緩やかな対象については、複素行列内の変化が小さくなるため、画像全体として境界部分が判別し難くなってしまう。そこで、浸潤度を優先して識別したい場合には、ベクトル間隔を粗く設定（粗視化）するとよい。これにより、複素行列内の変化が大きくなるので、浸潤部の境界部分を明瞭化することができる。つまり高分解能の動きベクトル場と低分解能の動きベクトル場とを併せて作成することが有効である。

【００８６】

より具体的には、処理部１０は、動きベクトル間隔を何段階かに変化させて複数のスカラー化画像を生成する。すなわち、浸潤度が低く鋭く変化する境界部ではベクトル間隔を細分して画像上の差異が少ないスカラー化画像を生成し、浸潤度が高くて緩やかに変化する境界部では粗視化したスカラー化画像を生成する。これにより、浸潤度に応じて適切な動きベクトル間隔を用いた複数のスカラー化画像を得ることができる。

【００８７】

ベクトル間隔を調整する処理は、オペレータが手作業で指示してもよいし、処理部１０が自動的に設定してもよい。自動設定する場合は、画像上から得られる情報に基づき浸潤の度合いを何らかの数値で指標化し、その指標に合わせてベクトル間隔を設定することになる。

【００８８】

例えば、スカラー化した画像の浸潤領域と正常領域の境界部分を上記実施形態で説明した手法によって識別し、その境界部分を横切るように走査したときの輝度変化の半値幅を、浸潤度の指標とすることができる。ここでいう半値幅とは、輝度変化がピークの半分となるときの横軸幅をいう。

【００８９】

＜実施の形態４：まとめ＞

以上のように、本実施形態４に係る超音波動画像処理装置１００は、動きベクトルの間隔が異なる複数のブロックマッチング処理を実施し、高分解能の動きベクトル場から作成したスカラー化画像と、低分解能の動きベクトル場から作成したスカラー化画像とを作成する。これにより、浸潤度に適した分解能を有する観察画像を得ることができるので、画像診断の精度を向上させる効果が期待できる。

【００９０】

＜実施の形態５＞

本発明の実施形態５では、動きベクトル間隔をスペクトル解析に基づいて決定する例を説明する。超音波動画像処理装置１００の構成は、実施形態１～４と同様である。

【００９１】

図１４は、図３で説明した３×３画素のベクトル場モデルを深さ方向（図面の縦方向）にフーリエ解析して得たパワースペクトルを示す図である。図３に示すモデルでは横方向の変化はないため、縦方向のみ解析することとした。図１４（ａ）はＨ＝０．１、図１４（ｂ）はＨ＝０．５、図１４（ｃ）はＨ＝１．０の解析結果を示す。

【００９２】

図１４によれば、浸潤度が小さい場合、境界部分が明確であるため、縦方向にパワースペクトル解析するとパワースペクトルのメインロブが広がり、半値幅が大きくなる傾向が見られる。境界部分が明確である場合は、動きベクトルから生成した複素行列内の変化が大きくなるので、ベクトル間隔を小さく設定して画像分解能を高めるとよい。

【００９３】

これに対し浸潤度が大きい場合は、浸潤が広がって境界部分が不明確になるため、縦方向にパワースペクトル解析するとパワースペクトルのメインロブが狭まり、半値幅が小さくなる傾向が見られる。この場合は、実施形態４で説明したようにベクトル間隔を粗く設

定するとよい。

【００９４】

以上に鑑みると、ベクトル間隔は、ベクトル場モデルを深さ方向にフーリエ解析して得たパワースペクトルの半値幅と逆の関係になっていることが分かる。すなわち、処理部１０は、ベクトル間隔を半値幅の逆数またはその定数倍に設定すればよいといえる。これにより、浸潤度が大きくなるほどベクトル間隔を粗く設定することができる。また、オペレータが手動でベクトル間隔を設定する必要もない。

【００９５】

なお、実際の臨床データではメインロブは２次元分布として広がるので、半値幅が最大となる方向が境界と直交する方向であるとみなし、最大半値幅を使用するとよい。

【００９６】

具体的な処理手順は、まず動きベクトル場を１つの走査方向についてフーリエ解析して２次元パワースペクトルを算出し、次にその２次元パワースペクトルの半値幅を求める。そして半値幅が最大となる走査方向を決定し、その最大値の逆数の定数倍を動きベクトルのベクトル間隔として設定する。

【００９７】

＜実施の形態６＞

本発明の実施形態６では、Ｂモード画像のうち動きベクトル場を作成する範囲をオペレータが指定し、その範囲に基づきベクトル間隔を自動的に決定する手法を説明する。超音波動画像処理装置１００の構成は、実施形態１～５と同様である。

【００９８】

処理部１０が動きベクトル場を作成する範囲は、図１３で説明したように動きベクトルを繰り返し求める処理手順を仮定すると、下記式で表すことができる。

【００９９】

作成範囲＝マッチング領域＋ベクトル間隔×（ＲＯＩ行列長－１）

本実施形態６では、処理部１０が動きベクトル場を作成する範囲はオペレータが指示することとする。すると上記式における作成範囲は既知となるので、その他のパラメータが求められれば、残りのパラメータを計算により求めることができる。

【０１００】

図１５は、Ｂモード画像上に表れるスペックルサイズと超音波ビームの分解能の関係を示す図である。スペックルとは、画像上に表れる粒状のノイズのことである。スペックルサイズは、被検体の特徴に基づき、概ね予測することができる。

【０１０１】

スペックルのパターンを識別するためには、マッチング領域サイズは、超音波ビームで分離できる２つ以上のスペックルが含まれる範囲である必要がある。すなわち、マッチング領域サイズは、スペックルサイズとビーム半値幅との和以上であることが求められる。この対応関係は、下記（式７）で表される。

【数７】

$$k(\pi c/2\omega_0)+2R\lambda/\pi a = (k/4+2R/\pi a)\lambda \quad \cdots（式７）$$

$\pi c/2\omega_0$：PSFのメインロブ半値幅

c：音速　　ω_0：角周波数

R：曲率半径　　λ：波長

a：開口半径，　　k：係数（≧1）

【０１０２】

式７の第１項はスペックルサイズ、第２項はビーム半値幅に該当する。スペックルサイズは、生体組織の微小散乱体密度に依存して、Ｐｏｉｎｔ　Ｓｐｒｅａｄ　Ｆｕｎｃｔｉｏｎ（ＰＳＦと略す）よりも大きくなるので、その拡大率をｋ倍（≧１）として表す。

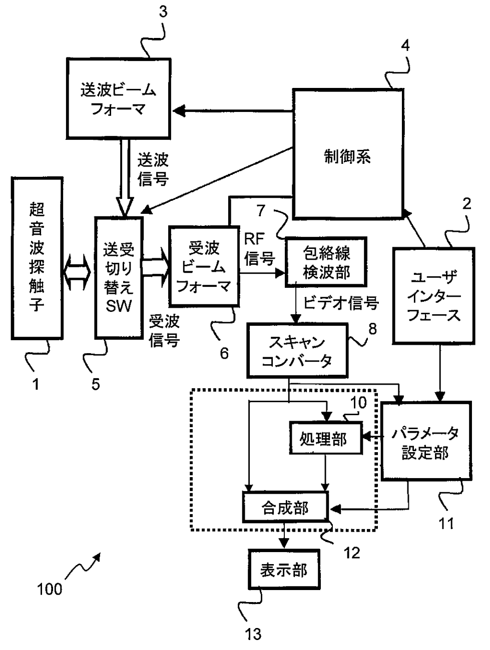
【０１０３】

撮像条件として、超音波プローブの曲率半径、開口半径、測定波長を上記（式７）に代

入し、マッチング領域の下限値を決定することができる。マッチング領域が小さいほど処理部１０の演算量を節約することができ、高速に処理することができる。
【０１０４】
上記手法により作成範囲とマッチング領域を確定し、さらにＲＯＩ行列長をあらかじめ処理部１０に与えておく。処理部１０は、先述の計算式を変形し、下記式によりベクトル間隔を求めることができる。
【０１０５】
ベクトル間隔＝（作成範囲－マッチング領域）／（ＲＯＩ行列長－１）
具体的な処理手順は、ます画像データの観察範囲サイズを指定し、また超音波の探触子プローブの機器仕様パラメータを用いてパターンマッチング領域のサイズを求める。そして、観察範囲サイズからパターンマッチング領域のサイズを減算し、その値を、画像データの関心領域に対応する行列長から１減算した値で除算して、その値をベクトル間隔として設定する。
【０１０６】
同様の手順により、ベクトル間隔をあらかじめ処理部１０に与えておけば、ＲＯＩ行列長を計算によって求めることもできる。
【０１０７】
＜実施の形態７＞
以上の実施形態１～６を、任意に組み合わせて用いることもできる。例えば、実施形態２～３で説明した探索範囲を求める手法と、実施形態４～５で説明したベクトル間隔を求める手法を、組み合わせて用いることができる。
【０１０８】
以上、本発明者によってなされた発明を実施形態に基づき具体的に説明したが、本発明は前記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることは言うまでもない。
【０１０９】
また、上記各構成、機能、処理部などは、それらの全部または一部を、例えば集積回路で設計することによりハードウェアとして実現することもできるし、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを実行することによりソフトウェアとして実現することもできる。各機能を実現するプログラム、テーブルなどの情報は、メモリやハードディスクなどの記憶装置、ＩＣカード、ＤＶＤなどの記憶媒体に格納することができる。
【符号の説明】
【０１１０】
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：送受切り替えスイッチ、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、１００：超音波動画像処理装置。

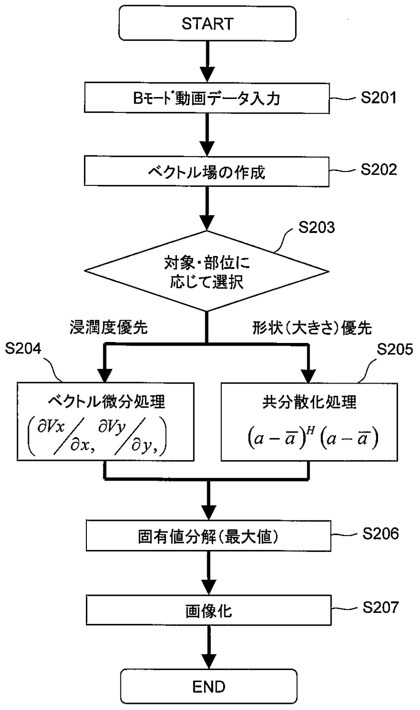
【図１】

図１



【図２】

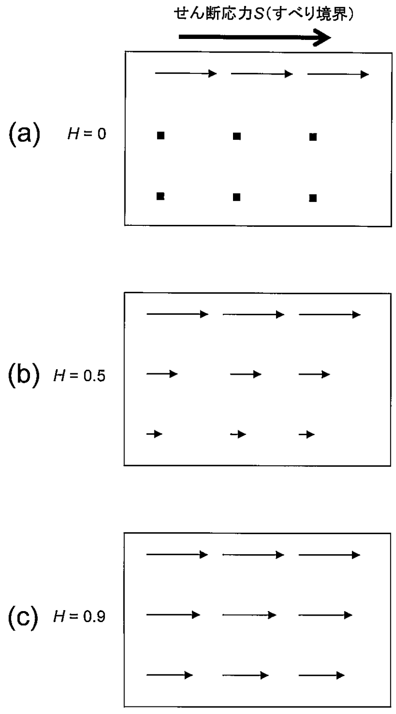
図２



$$\left(\frac{\partial Vx}{\partial x}, \frac{\partial Vy}{\partial y},\right) \qquad (a-\bar{a})^H(a-\bar{a})$$

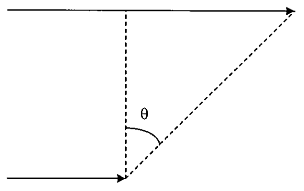
【図３】

図３



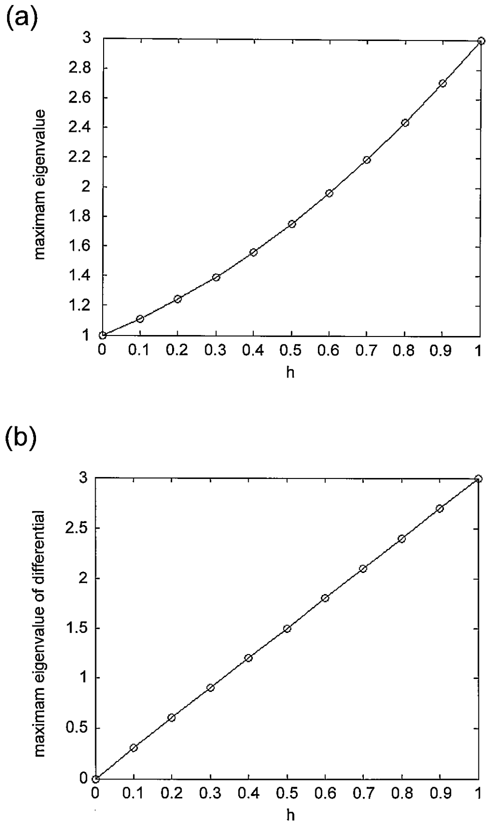
【図４】

図４



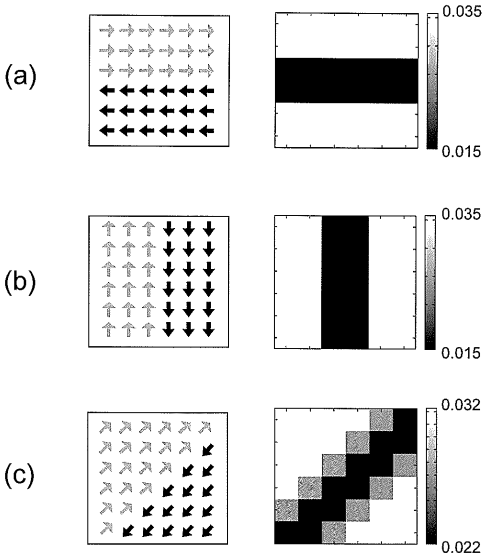
【図５】

図5



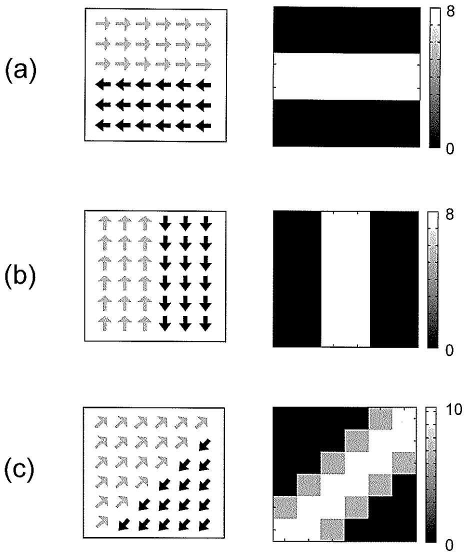
【図６】

図6



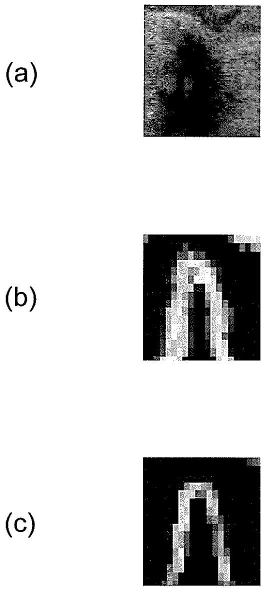
【図７】

図7



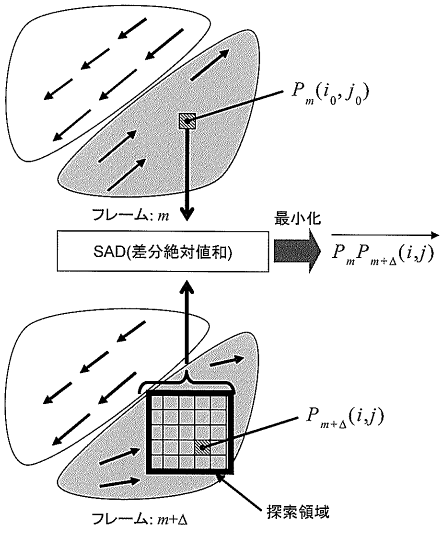
【図８】

図8



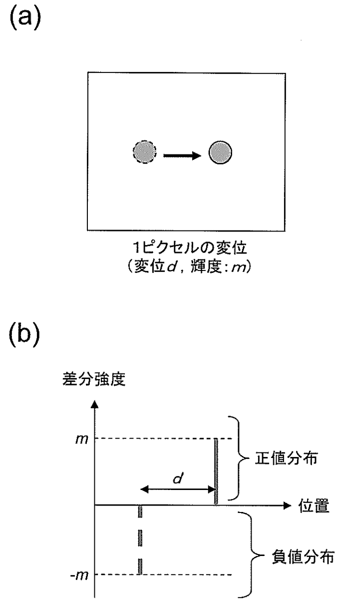
【図９】

図9



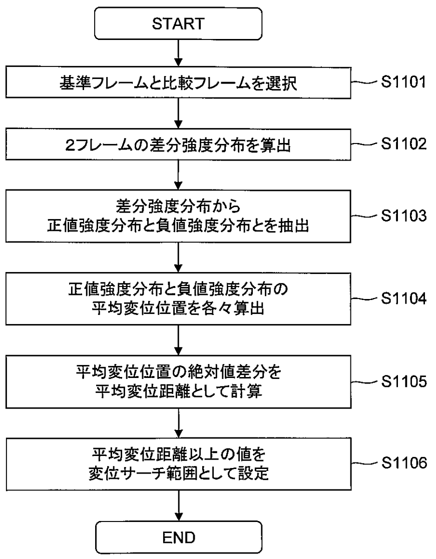
【図１０】

図１０



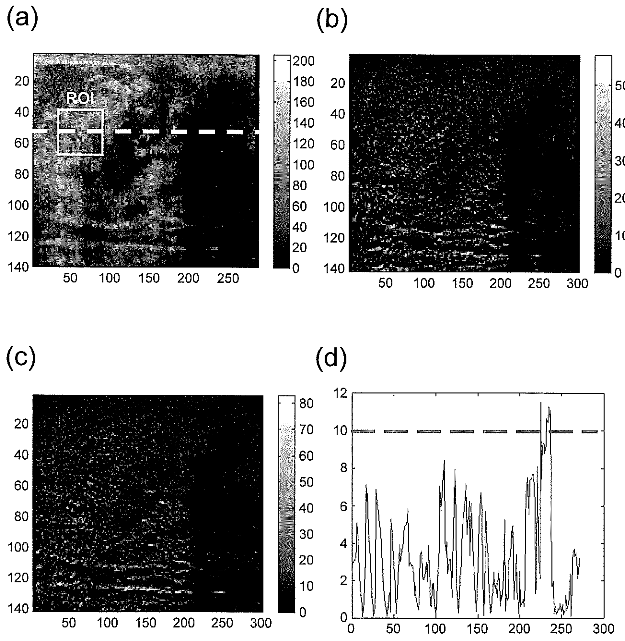
【図１１】

図１１



【図１２】

図１２



【図１３】

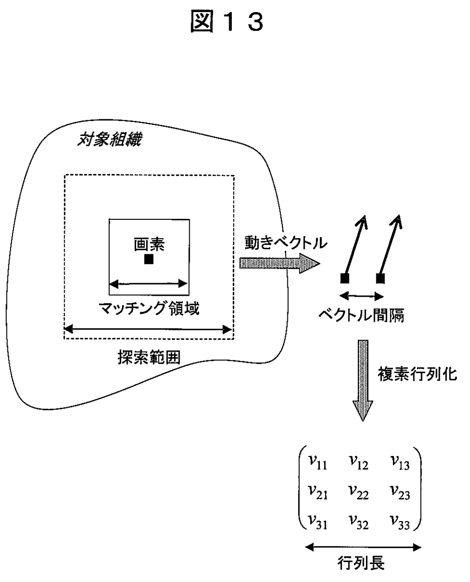


図１３
対象組織
画素
マッチング領域
探索範囲
動きベクトル
ベクトル間隔
複素行列化
v_{11} v_{12} v_{13}
v_{21} v_{22} v_{23}
v_{31} v_{32} v_{33}
行列長

【図１４】

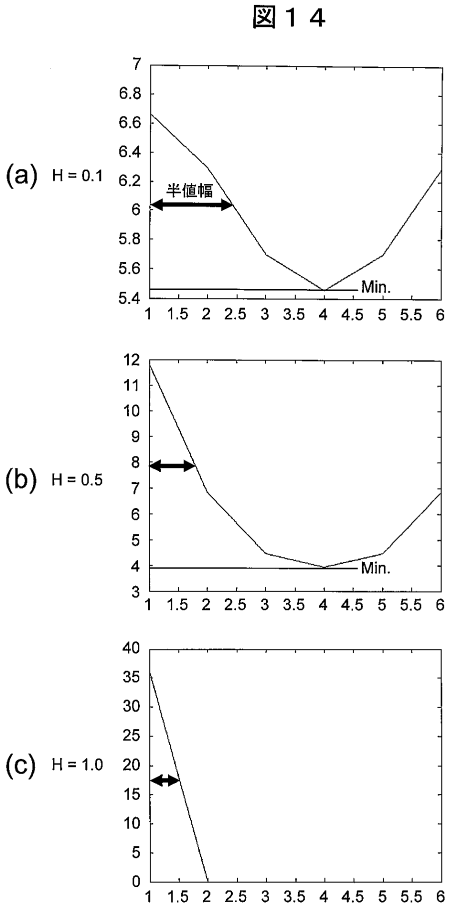


図１４
(a) H = 0.1
半値幅
Min.
(b) H = 0.5
Min.
(c) H = 1.0
1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5 5.5 6

【図１５】

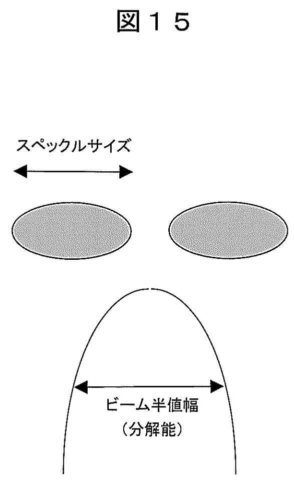


図１５
スペックルサイズ
ビーム半値幅
（分解能）

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/076954

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(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)
A61B8/00

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 A	WO 2010/052868 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 May 2010 (14.05.2010), paragraphs [0014] to [0025]; fig. 1 to 8 & EP 2347716 A1	1,2,14-17 3-13
A	JP 2008-68086 A (General Electric Co.), 27 March 2008 (27.03.2008), entire text; all drawings & US 2008/0069436 A1 & FR 2906055 A	1-17
A	JP 2004-135929 A (Hitachi Medical Corp.), 13 May 2004 (13.05.2004), entire text; all drawings & US 2006/0052702 A1 & EP 1554982 A1 & WO 2004/039262 A1 & CN 1705460 A & CN 101427931 A	1-17

☐ 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	Date of mailing of the international search report
11 January, 2012 (11.01.12)	24 January, 2012 (24.01.12)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japanese Patent Office	
Facsimile No.	Telephone No.

国際調査報告	国際出願番号 PCT/JP2011/076954

A.　発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. 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. A61B8/00

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	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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 A	WO 2010/052868 A1（株式会社日立メディコ）2010.05.14, 段落 14-25、図 1-8 & EP 2347716 A1	1,2,14-17 3-13
A	JP 2008-68086 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ） 2008.03.27, 全文、全図 & US 2008/0069436 A1 & FR 2906055 A	1-17
A	JP 2004-135929 A（株式会社日立メディコ）2004.05.13, 全文、全図 & US 2006/0052702 A1 & EP 1554982 A1 & WO 2004/039262 A1 & CN 1705460 A & CN 101427931 A	1-17

□ 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	国際調査報告の発送日
１１．０１．２０１２	２４．０１．２０１２
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）　２Q　４４６１ 冨永　昌彦 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

様式PCT／ISA／２１０（第２ページ）（２００９年７月）

フロントページの続き

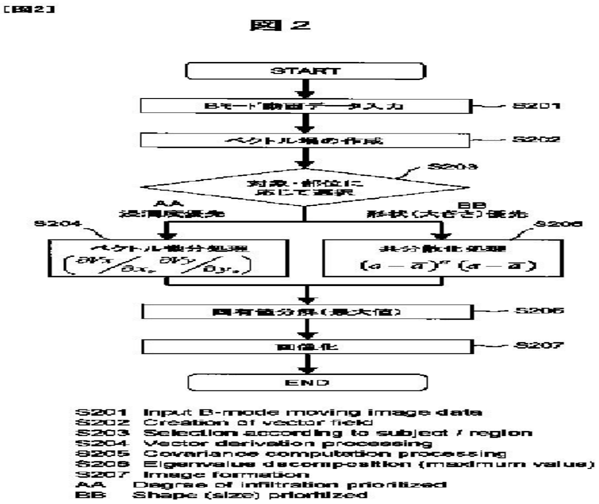
(81)指定国　AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,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,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

Ｆターム(参考)　4C601 EE04 JC09 JC18 JC37
5L096 AA06 BA06 BA13 CA18 FA23 FA32 FA69 GA02 GA08 GA19
HA02 HA04

（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。

patsnap

专利名称(译)	超声波图像处理方法，装置和程序		
公开(公告)号	JPWO2012070588A1	公开(公告)日	2014-05-19
申请号	JP2012545771	申请日	2011-11-22
[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	増井裕也 東隆		
发明人	増井 裕也 東 隆		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/5276 G06T7/215 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/20076 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/00 G06T7/20.C		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JC09 4C601/JC18 4C601/JC37 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA23 5L096/FA32 5L096/FA69 5L096/GA02 5L096/GA08 5L096/GA19 5L096/HA02 5L096/HA04		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2010262512 2010-11-25 JP		
其他公开文献	JP5756812B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种适用于身体部位或壳体的超声波运动图像处理技术。 在根据本发明的超声运动图像处理方法中，使用观察图像的运动矢量分布图像来确定标量分布图像的像素的亮度值。 另外，此时，进行处理以减轻在标量分布图像中的边界部分之前和之后的亮度变化取决于标量分布图像中的方向的程度（见图2）。