

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5756812号
(P5756812)

(45) 発行日 平成27年7月29日 (2015. 7. 29)

(24) 登録日 平成27年6月5日 (2015. 6. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006. 01)
G 0 6 T 7/20 (2006. 01)A 6 1 B 8/14 Z D M
G 0 6 T 7/20 C

請求項の数 16 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-545771 (P2012-545771)
 (86) (22) 出願日 平成23年11月22日 (2011. 11. 22)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/076954
 (87) 国際公開番号 W02012/070588
 (87) 国際公開日 平成24年5月31日 (2012. 5. 31)
 審査請求日 平成25年4月10日 (2013. 4. 10)
 (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)

(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 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】 超音波動画画像処理方法、装置、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波動画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し、

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

ことを特徴とする超音波動画画像処理方法。

【請求項 2】

前記輝度決定ステップでは、

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 4】

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し、

前記変質部位の浸潤度を優先する場合は、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を実施し、

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し、

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

ことを特徴とする超音波動画像処理方法。

【請求項 5】

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 3 または 4 記載の超音波動画像処理方法。

【請求項 6】

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 7】

10

20

30

40

50

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值強度分布と負値強度分布とに分けるステップと、
前記正值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、
前記正值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。

10

【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值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。

20

【請求項 9】

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。

30

【請求項 10】

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。

40

【請求項 11】

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

50

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ck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記載の超音波動画画像処理方法。

10

【請求項13】

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、

20

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し、

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

30

ことを特徴とする超音波動画画像処理装置。

【請求項14】

前記演算部は、前記輝度決定ステップにおいて、

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を実施する

ことを特徴とする請求項13記載の超音波動画画像処理装置。

【請求項15】

超音波動画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、

40

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

50

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、

前記境界明瞭化ステップでは、前記コンピュータに、

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させる

ことを特徴とする超音波動画画像処理プログラム。

【請求項 16】

前記輝度決定ステップでは、前記コンピュータに、

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を実施させる

ことを特徴とする請求項 15 記載の超音波動画画像処理プログラム。

10

【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】

20

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】

30

【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。

40

【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

50

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】

10

【図1】実施形態1に係る超音波動画画像処理装置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。

20

【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。

30

【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。

40

【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、超音波動画画像処理装置100の各構成部について説明する。

50

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

10

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

20

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

30

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。

40

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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

50

プについて説明する。

【 0 0 2 6 】

(図 2 : ステップ S 2 0 1)

処理部 1 0 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。

【 0 0 2 7 】

(図 2 : ステップ S 2 0 2)

処理部 1 0 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。

【 0 0 2 8 】

(図 2 : ステップ S 2 0 3)

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 S 2 0 4 へ進み、形状優先方式を選択した場合はステップ S 2 0 5 へ進む。

【 0 0 2 9 】

(図 2 : ステップ S 2 0 4)

処理部 1 0 は、ステップ S 2 0 2 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 1 0 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 】

$$\begin{pmatrix} V'_x, V'_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \partial V_x / \partial x, \partial V_y / \partial y \end{pmatrix} \dots (式 1)$$

(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

【 0 0 3 0 】

(図 2 : ステップ S 2 0 5)

処理部 1 0 は、ステップ S 2 0 2 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 】

$$a' = (a - \langle a \rangle)^* (a - \langle a \rangle) \dots (式 2)$$

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

$\langle a \rangle$: a の要素の平均複素値

$*$: 共役転置行列

【 0 0 3 1 】

(図 2 : ステップ S 2 0 6)

処理部 1 0 は、ステップ S 2 0 4 またはステップ S 2 0 5 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

(図 2 : ステップ S 2 0 7)

処理部 1 0 は、ステップ S 2 0 6 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 1 0 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 1 2 は、その画像を画面表示する。

【 0 0 3 3 】

(図 2 : ステップ S 2 0 6 ~ 2 0 7 : 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。

10

【 0 0 3 4 】

以上、超音波動画像処理装置 1 0 0 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。

【 0 0 3 5 】

< 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)) 。

【 0 0 3 6 】

20

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 $D = \tan \theta$ 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 】

$$S = H \cdot D \quad \dots (式 3)$$

【 0 0 3 7 】

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 S 2 0 7 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。

30

【 0 0 3 8 】

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。

40

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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

50

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

< 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 方向に向いて示さ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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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 . 0 1 5 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 . 0 2 2 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 4 7 % 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。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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 1 0 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 2 5 % に抑えられていることになる。

【 0 0 4 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

< 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。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

< 実施の形態 1 : まとめ >

10

以上のように、本実施形態 1 に係る超音波動画画像処理装置 1 0 0 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。

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態 1 に係る超音波動画画像処理装置 1 0 0 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。

【 0 0 5 4 】

20

また、本実施形態 1 に係る超音波動画画像処理装置 1 0 0 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。

【 0 0 5 5 】

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、超音波動画画像処理装置 1 0 0 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。

30

【 0 0 5 6 】

< 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。超音波動画画像処理装置 1 0 0 の構成は、実施形態 1 と同様である。

【 0 0 5 7 】

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 (R O I : R e g i o n o f I n t e r e s t) の輝度分布を $P_m(i_0, j_0)$ と表す。処理部 1 0 は、フレーム $m + \Delta$ 番目 (典型的には $\Delta = 1$) 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 (S u m o f A b s o l u t e D i f f e r e n c e) を計算する。 SAD は下記 (式 4) で定義される。

40

【数 4】

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

【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。

10

【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。

20

【0062】

変位距離を求めるためには、正值側の輝度 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】

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

30

【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】

$$p = \sum m \quad \dots (式 6)$$

40

【0064】

すなわち、正值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

50

S 1 1 0 1で選択した2フレーム間の差分強度分布を算出する(S 1 1 0 2)。

【0067】

(図11:ステップS 1 1 0 3)

処理部10は、ステップS 1 1 0 2で求めた差分強度分布を、正值強度分布と負値強度分布とに分ける。

【0068】

(図11:ステップS 1 1 0 4)

処理部10は、ステップS 1 1 0 3で得た正值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S 1 1 0 5 ~ S 1 1 0 6)

処理部10は、ステップS 1 1 0 4で求めた正值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(S 1 1 0 5)。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S 1 1 0 5で求めた平均変位距離以上の値を採用する(S 1 1 0 6)。

【0070】

(図11:ステップS 1 1 0 6: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S 1 1 0 1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、正值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】

10

20

30

40

50

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。

10

【0078】

例えば、平均値に2 σ 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3 σ 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】

20

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。超音波動画画像処理装置100の構成は、実施形態1～3と同様である。

30

【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。

40

【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

50

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

10

20

30

40

50

定するとよい。

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

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。

10

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

< 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。

20

【 0 0 9 8 】

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。

【 0 0 9 9 】

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。

【 0 1 0 0 】

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。

30

【 0 1 0 1 】

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)

40

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

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

50

入し、マッチング領域の下限值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、まず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】

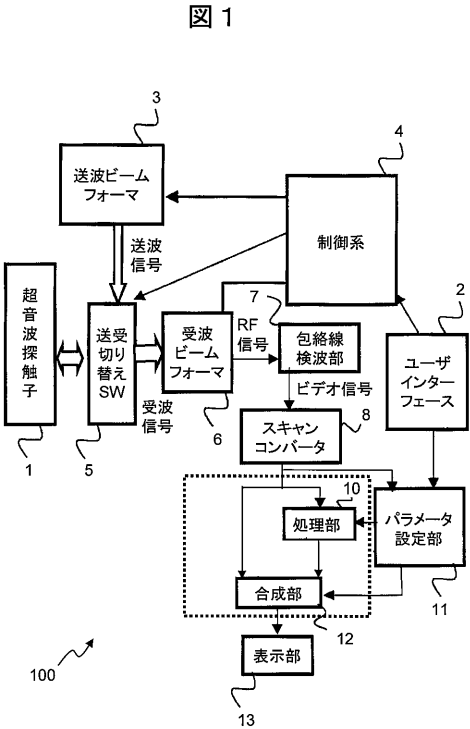
また、上記各構成、機能、処理部などは、それらの全部または一部を、例えば集積回路で設計することによりハードウェアとして実現することもできるし、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを実行することによりソフトウェアとして実現することもできる。各機能を実現するプログラム、テーブルなどの情報は、メモリやハードディスクなどの記憶装置、IC カード、DVD などの記憶媒体に格納することができる。

【符号の説明】

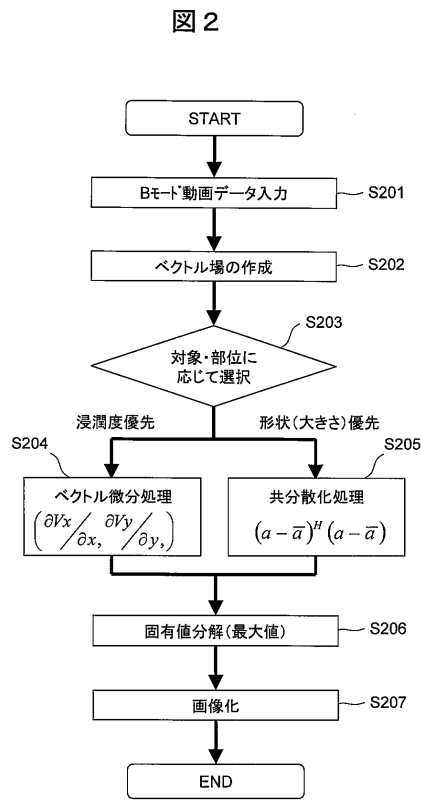
【0110】

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。

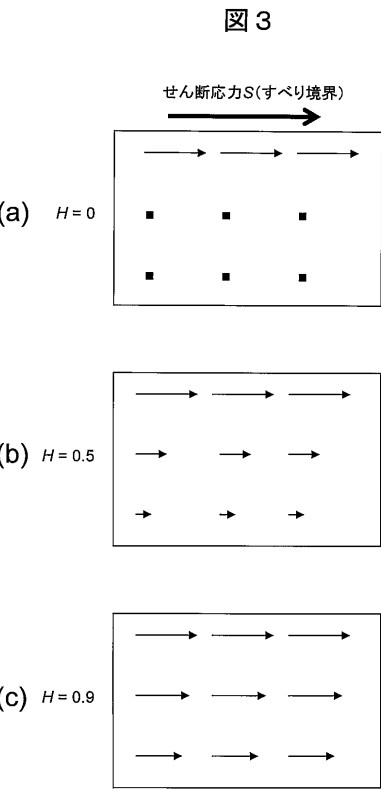
【図 1】



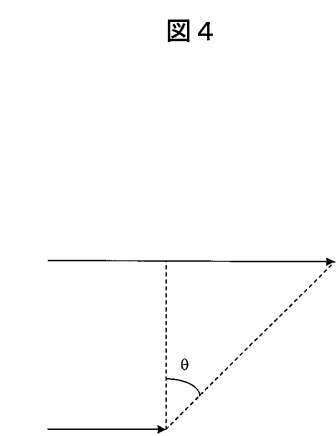
【図 2】



【図 3】

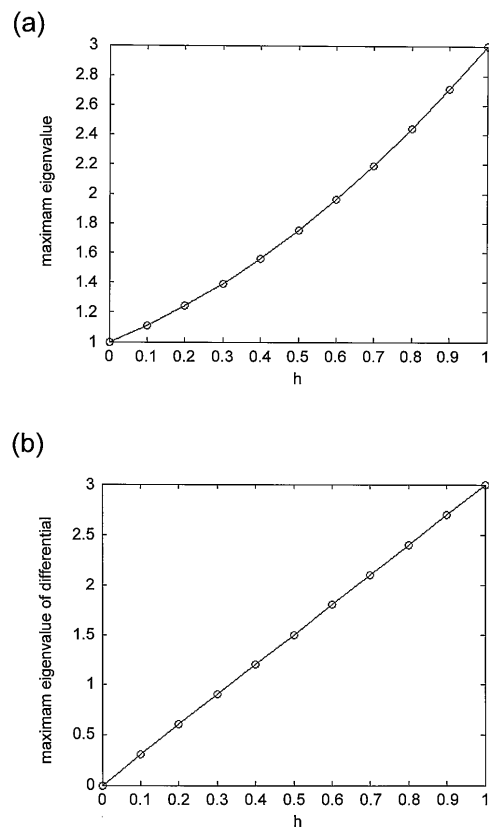


【図 4】



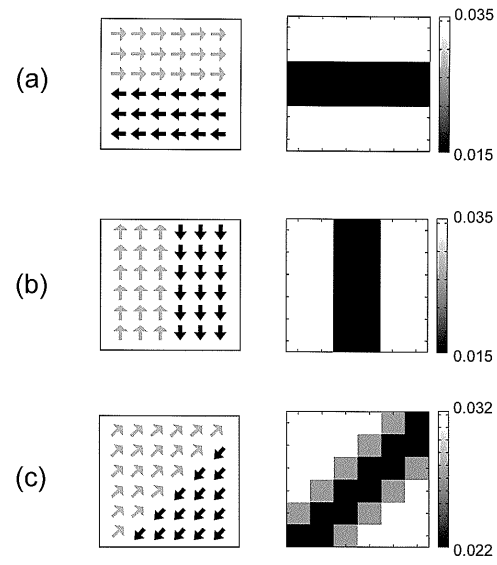
【図 5】

図 5



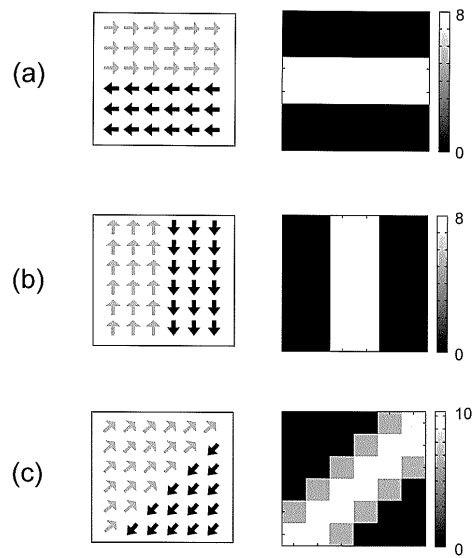
【図 6】

図 6



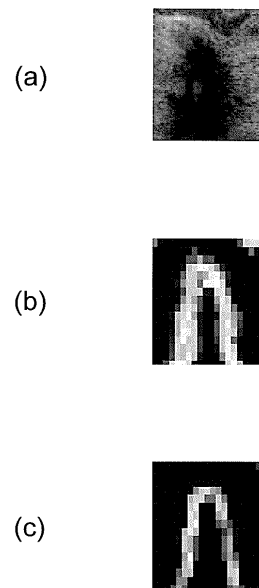
【図 7】

図 7

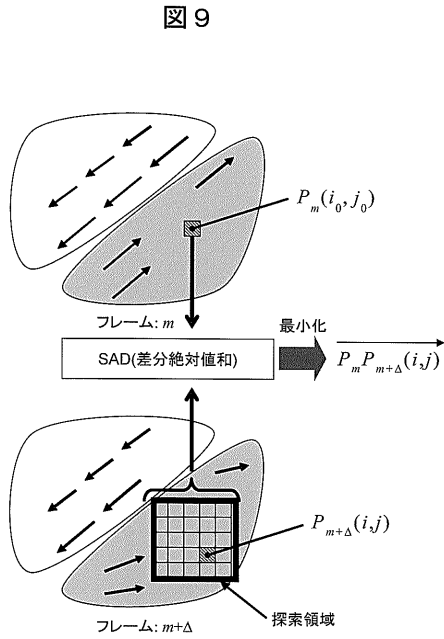


【図 8】

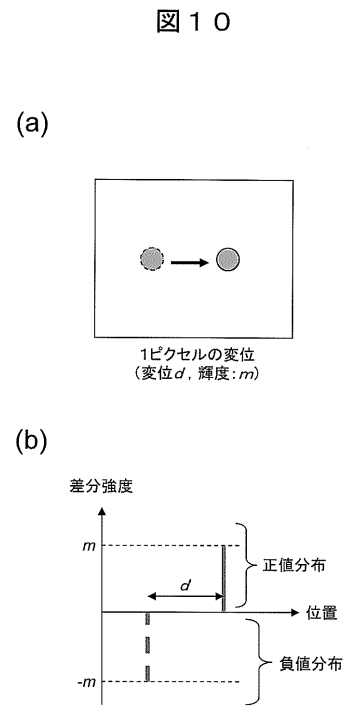
図 8



【図 9】

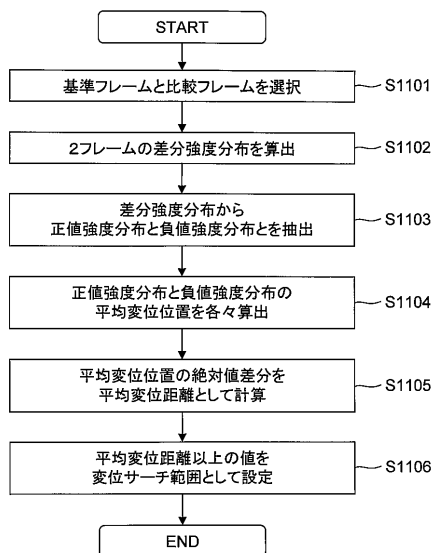


【図 10】



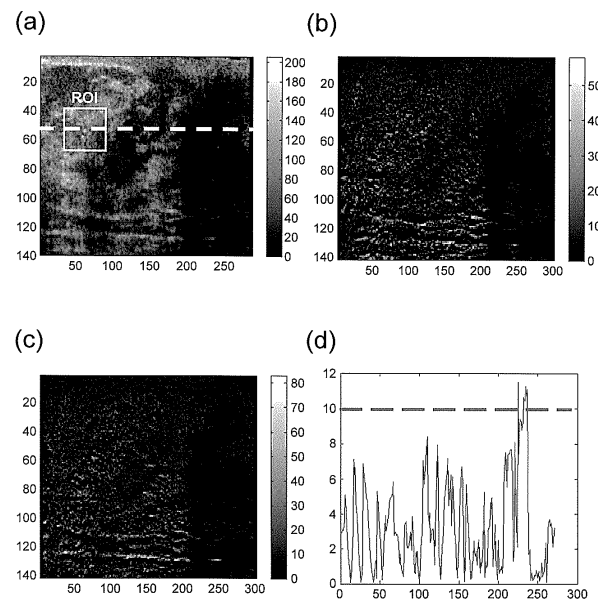
【図 11】

図 11



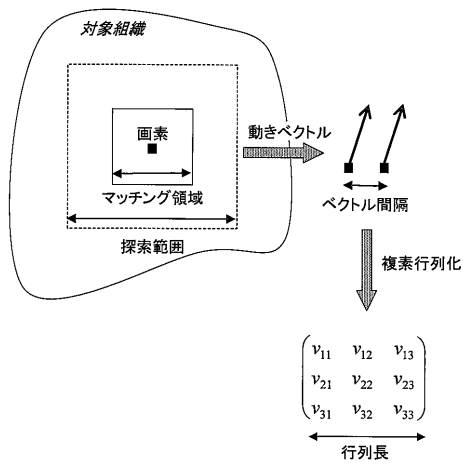
【図 12】

図 12



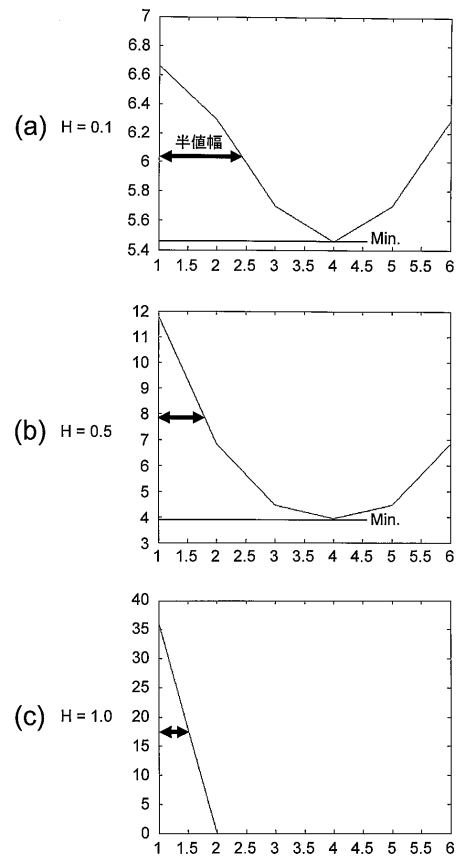
【図 13】

図 13



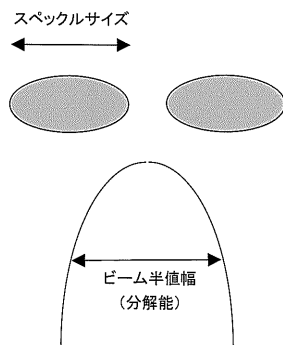
【図 14】

図 14



【図 15】

図 15



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 6 8 0 8 6 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 5 4 0 6 2 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 0 6 6 6 6 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 2 4 5 3 4 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 0 9 6 4 2 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 1 3 6 4 9 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 1 1 4 1 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 0 / 0 5 2 8 6 8 (W O , A 1)
特開 2 0 0 8 - 0 7 9 7 9 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0
G 0 6 T 7 / 2 0

专利名称(译)	超声波图像处理方法，装置和程序		
公开(公告)号	JP5756812B2	公开(公告)日	2015-07-29
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		
当前申请(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	A61B8/14 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/5276 G06T7/215 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/20076 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/14.ZDM G06T7/20.C		
代理人(译)	渡辺 敏章		
审查员(译)	宮澤浩		
优先权	2010262512 2010-11-25 JP		
其他公开文献	JPWO2012070588A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种适用于生物体部位和病例的超声波运动图像处理技术。在根据本发明的超声波运动图像处理方法中，使用观察图像的运动矢量分布图像确定标量分布图像的像素的亮度值。此外，此时，执行处理以降低标量分布图像中跨越边界的亮度变化取决于标量分布图像中的方向的程度（参见图2）。

(21) 出願番号	特願2012-545771 (P2012-545771)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成23年11月22日 (2011.11.22)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/076954		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02012/070588	(74) 代理人	100091096
(87) 国際公開日	平成24年5月31日 (2012.5.31)		弁理士 平木 祐輔
審査請求日	平成25年4月10日 (2013.4.10)	(74) 代理人	100105463
(31) 優先権主張番号	特願2010-262512 (P2010-262512)		弁理士 関谷 三男
(32) 優先日	平成22年11月25日 (2010.11.25)	(74) 代理人	100102576
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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