

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5587332号
(P5587332)

(45) 発行日 平成26年9月10日 (2014.9.10)

(24) 登録日 平成26年8月1日 (2014.8.1)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)
G06T 7/20 (2006.01)

F 1

A61B 8/00
G06T 7/20

B

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2011-538440 (P2011-538440)
 (86) (22) 出願日 平成22年10月26日 (2010.10.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/068988
 (87) 国際公開番号 WO2011/052602
 (87) 国際公開日 平成23年5月5日 (2011.5.5)
 審査請求日 平成24年4月9日 (2012.4.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-246734 (P2009-246734)
 (32) 優先日 平成21年10月27日 (2009.10.27)
 (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 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (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

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波イメージング装置および超音波イメージング用プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象に向かって超音波を送信する送信部と、前記対象から到来する超音波を受信する受信部と、前記受信部の受信信号を処理して2フレーム以上の画像を生成する処理部とを有し、

前記処理部は、前記生成した2フレーム以上の画像のうち、1のフレームを基準フレームとし、予め定めた位置、または、操作者から受け付けた位置に閑心領域を設定し、別の1のフレームを比較フレームとし、前記閑心領域よりも広い探索領域を予め定めた位置、または、操作者から受け付けた位置に設定し、前記探索領域内に前記閑心領域の移動先の候補である複数の候補領域を設定し、前記閑心領域内と前記候補領域内の画像特性値の類似度を前記候補領域ごとに計算して、前記探索領域全体にわたる前記類似度の分布を求め、前記類似度の分布において前記類似度の最小値と前記類似度の全体の値とを比較する統計量を求め、当該統計量により前記閑心領域の信頼度を判定することを特徴とする超音波イメージング装置。

10

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記類似度の最小値、平均値および標準偏差を用いて前記統計量を求め、求めた前記統計量と閾値とを比較することにより前記閑心領域の信頼度を判定することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 3】

20

請求項 2 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記比較フレームにおける前記関心領域に対応する位置と、前記類似度が最小の前記候補領域の位置とを結ぶベクトルを生成し、前記信頼度が低いと判定された前記関心領域については前記ベクトルをゼロ、もしくは、所定のベクトルに置き換えることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記類似度分布について類似度の平均、最小値及び標準偏差を算出し、前記平均と前記最小値の差分を前記標準偏差で除算した分離度を前記統計量として求めることを特徴とする超音波イメージング装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記類似度分布について類似度の平均及び標準偏差を算出し、前記標準偏差を前記平均で除算した変動係数を前記統計量として求めることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波イメージング装置において、
前記処理部は、複数の前記関心領域を設定し、それぞれについて前記統計量を求め、求めた統計量の値の頻度を示すヒストグラム分布を求め、
前記ヒストグラム分布における中央値、平均値、または、ヒストグラム分布が複数の山形状を呈する場合には、山の間の谷の最小値の統計量を前記閾値として用いることを特徴とする超音波イメージング装置。

20

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置において、
前記処理部は、前記類似度分布を平滑化処理した平滑化後類似度分布を生成し、平滑化処理前の前記類似度分布から前記平滑化後類似度分布を差し引いた差分類似度分布を求めることを特徴とする超音波イメージング装置。

30

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波イメージング装置において、前記平滑化処理は、前記類似度分布に、予め定めた大きさのフィルタを設定し、該フィルタ内の分布を平滑化する処理を、フィルタを所定量移動させながら繰り返すものであり、

前記処理部は、前記比較フレームにおける前記関心領域に対応する位置と、前記平滑化処理前の類似度分布において前記類似度が最小の前記候補領域の位置とを結ぶベクトルを、複数の前記関心領域について生成し、生成したベクトルのうち、最大のベクトル長を前記フィルタの大きさとすることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記類似度分布をラプラシアンフィルタでフィルタリング処理して輪郭強調分布を作成し、前記輪郭強調分布において連続する輪郭線を抽出することにより、前記対象の境界を求める特徴とする超音波イメージング装置。

40

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、生体腫瘍境界付近に設定された前記関心領域について前記類似度分布を求め、該類似度を画像特性値とする類似度分布画像を生成し、該類似度分布画像上で前記関心領域に対応する位置を中心として複数の異なる方向に所定長の1次元領域を設定する第1処理手段と、

前記1次元領域内の前記類似度の総和を、設定した方向ごとに計算する第2処理手段と、
前記類似度総和が最小となる方向の類似度総和と、それと直交する方向の1次元領域の類似度総和との比率を計算する第3処理手段と、

前記比率に基づいて腫瘍の浸潤度を判定する第4処理手段と、
を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

50

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波イメージング装置において、前記処理部は、前記第 3 処理手段で計算された前記比率が予め設定した一定値よりも小さい場合には、その関心領域が境界線を構成する点であると判断することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 12】

コンピュータに、

2 フレーム以上の超音波画像から基準フレームと比較フレームとを選択する第 1 のステップ、

前記基準フレームに関心領域を設定する第 2 のステップ、

前記比較フレームに前記関心領域よりも広い探索領域を設定し、前記探索領域内に前記関心領域の移動先の候補である複数の候補領域を設定する第 3 のステップ、

前記関心領域内と前記候補領域内の画像特性値の類似度を前記候補領域ごとに計算して、前記探索領域全体にわたる前記類似度の分布を求め、前記類似度の分布において前記類似度の最小値と前記類似度の全体の値とを比較する統計量を求め、当該統計量により前記関心領域の信頼度を判定する第 4 のステップ、

を実行させるための超音波イメージング用プログラム。

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撮像方法および超音波撮像装置に関する技術である。

20

【背景技術】**【0002】**

医療画像診断に用いられる超音波撮像装置においては、例えば特許文献 1 に記載されているように、診断動画像（B モード画像）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知られている。しかしながら、例えば腫瘍の辺縁部の場合、周囲の組織に対して、音響インピーダンスも弾性率も大きく異なることがあり、このような場合には、診断動画像においても弾性画像においても腫瘍と周囲の組織との境界を把握できない。

30

【0003】

そこで、特許文献 2 に記載の技術では、診断動画像の動きベクトルから直接スカラー場画像を作成することにより、音響インピーダンスも弾性率も周囲と大きく異なる組織の境界を識別可能にする手法が提案されている。

【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】特開 2008-79792 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】**

40

【0005】

従来の特許文献 2 に記載の技術では、2 つの診断画像データについてブロックマッチング処理を行うことにより動きベクトルの推定を行っているが、推定処理の際に画像データのノイズの影響により誤りベクトルが発生する。そのため境界の識別度が劣化するという問題があった。特にエコー信号が微弱になるペネトレーション限界領域ではベクトルの推定精度が大きく劣化する。

【0006】

本発明の目的は、エコー信号が微弱なノイズ領域の判別が可能な超音波イメージング装置を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様によれば、以下のような超音波イメージング装置が提供される。すなわち、本発明の超音波イメージング装置は、対象に向かって超音波を送信する送信部と、対象から到來する超音波を受信する受信部と、受信部の受信信号を処理して2フレーム以上の画像を生成する処理部とを有する。処理部は、生成した2フレーム以上の画像のうちの1のフレームを基準フレームとし、予め定めた位置、または、操作者から受け付けた位置に閑心領域を設定する。別の1のフレームを比較フレームとし、閑心領域よりも広い探索領域を予め定めた位置、または、操作者から受け付けた位置に設定し、探索領域内に前記閑心領域の移動先の候補である複数の候補領域を設定する。閑心領域内と候補領域内の画像特性値の類似度を候補領域ごとに計算して、探索領域全体にわたる類似度の分布を求める。これにより、類似度の分布に基づき、閑心領域がノイズ領域かどうか判別することが可能になる。

10

【0008】

処理部は、類似度の分布において類似度の最小値と類似度の全体の値とを比較する統計量を求め、当該統計量により閑心領域の信頼度を判定する構成とする。具体的には例えば、処理部は、類似度の最小値、平均値および標準偏差を用いて上述の統計量を求め、求めた統計量と閾値とを比較することにより閑心領域の信頼度を判定することが可能である。

【0009】

例えば、処理部は、比較フレームにおける閑心領域に対応する位置と、類似度が最小の候補領域の位置とを結ぶベクトルを生成することができ、信頼度が低いと判定された閑心領域についてはベクトルをゼロ、もしくは、所定のベクトルに置き換える。これにより、誤りベクトルを除去等することができ、ベクトルの精度を向上させることができる。

20

【0010】

例えば、処理部は、類似度分布について類似度の平均、最小値及び標準偏差を算出し、平均と最小値の差分を標準偏差で除算した分離度を統計量として用いることができる。また、例えば、類似度分布について類似度の平均及び標準偏差を算出し、標準偏差を平均で除算した変動係数を統計量として用いることも可能である。

【0011】

前述した統計量と比較する閾値は以下のようにして求めることができる。例えば、複数の閑心領域を設定し、それについて統計量を求め、求めた統計量の値の頻度を示すヒストグラム分布を求め、ヒストグラム分布における中央値、平均値、または、ヒストグラム分布が複数の山形状を呈する場合には、山の間の谷の最小値の統計量を閾値として用いる。

30

【0012】

また、類似度分布を平滑化処理した平滑化後類似度分布を生成し、平滑化処理前の類似度分布から平滑化後類似度分布を差し引いた差分類似度分布を求めることが可能である。これにより、類似度分布からノイズによる類似度の変動を除去できる。

【0013】

上記平滑化処理は、例えば、類似度分布に、予め定めた大きさのフィルタを設定し、フィルタ内の分布を平滑化する処理を、フィルタを所定量移動させながら繰り返す手法を用いる。フィルタの大きさは、以下のように定めることができる。比較フレームにおける閑心領域に対応する位置と、平滑化処理前の類似度分布において類似度が最小の候補領域の位置とを結ぶベクトルを、複数の閑心領域について予め生成する。生成したベクトルのうち、最大のベクトル長をフィルタの大きさとする。

40

【0014】

上記類似度分布をラプラシアンフィルタでフィルタリング処理して輪郭強調分布を作成し、輪郭強調分布において連続する輪郭線を抽出することにより、対象の境界を求めることも可能である。

【0015】

処理部を次の構成にすることにより、腫瘍の浸潤度を判定することも可能である。すな

50

わち、処理部は、生体腫瘍境界付近に設定された関心領域について類似度分布を求め、類似度を画像特性値とする類似度分布画像を生成し、類似度分布画像上で関心領域に対応する位置を中心として複数の異なる方向に所定長の1次元領域を設定する第1処理手段と、1次元領域内の類似度の総和を、設定した方向ごとに計算する第2処理手段と、類似度総和が最小となる方向の類似度総和と、それと直交する方向の1次元領域の類似度総和との比率を計算する第3処理手段と、比率に基づいて腫瘍の浸潤度を判定する第4処理手段と、を有する構成とする。

【0016】

第3処理手段で計算された比率が予め設定した一定値よりも小さい場合には、その着目画素が境界線を構成する点であると判断することにより、境界線を求めることが可能である。

10

【0018】

また、本発明の第2の態様によれば、以下のような超音波イメージング用プログラムが提供される。すなわち、コンピュータに、2フレーム以上の超音波画像から基準フレームと比較フレームとを選択する第1のステップ、基準フレームに関心領域を設定する第2のステップ、比較フレームに関心領域よりも広い探索領域を設定し、探索領域内に関心領域の移動先の候補である複数の候補領域を設定する第3のステップ、関心領域内と候補領域内の画像特性値の類似度を候補領域ごとに計算して、探索領域全体にわたる類似度の分布を求め、前記類似度の分布において前記類似度の最小値と前記類似度の全体の値とを比較する統計量を求め、当該統計量により前記関心領域の信頼度を判定する第4のステップ、を実行させるための超音波イメージング用プログラムである。

20

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、類似度分布に基づき関心領域がノイズの多い領域かどうかを判断することが可能になる。これにより、誤りベクトルの発生を抑制し、且つペネトレーション限界領域でも高精度なベクトル推定が可能になる。推定した動きベクトル場から変換されるスカラー場画像の精度が向上し、より適切な境界検出が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】実施形態1の超音波イメージング装置のシステム構成例を示すブロック図。

30

【図2】実施形態1の超音波イメージング装置による画像生成の処理手順を示すフローチャート。

【図3】図2のステップ24のブロックマッチング処理の詳細を示すフローチャート。

【図4】図2のステップ24のブロックマッチング処理を2層構造のファントムで説明する図。

【図5】(a)実施形態1の超音波イメージング装置で生成したBモード画像例を示す図、(b)実施形態1の超音波イメージング装置で生成した動きベクトル分布画像例を示す図。

【図6】(a)は図5(b)の位置(3)にROIを設定した得たSAD分布画像例を示す図、(b)は図5(b)の位置(5)にROIを設定した得たSAD分布画像例を示す図、(c)は図(a)に示したSAD値のヒストグラム、(d)は図(b)に示したSAD値のヒストグラム。

40

【図7】実施形態1における分離度の定義をSAD値のヒストグラム上で示す説明図。

【図8】図2のステップ25の処理を、分離度を用いて行う場合の処理の詳細を示すフローチャート。

【図9】図8の処理で求めた分離度の分布を画像化した例を示す図。

【図10】図2のステップ25の処理を、変動係数を用いて行う場合の処理の詳細を示すフローチャート。

【図11】図10の処理で求めた変動係数の分布を画像化した例を示す図。

【図12】(a)図2のステップ24で生成した動きベクトル分布画像例を示す図、(b)

50

）。図2のステップ25で誤ベクトルを除去したベクトル分布画像例を示す図。

【図13】実施形態2のSAD分布の演算の際にノイズを除去する処理のフローチャート。

【図14】(a)実施形態2のノイズ除去前のSAD分布画像の例を示す図、(b)SAD分布画像を平滑化(LPF)処理して得たSAD分布画像の例を示す図、(c)ノイズ除去後のSAD分布画像の例を示す図。

【図15】実施形態3の浸潤度を求める処理を示すフローチャート。

【図16】(a)～(h)図15の処理で用いるSAD分布の領域選択パターンを示す説明図。

【図17】(a)は図5(b)の位置(1)にROIを設定して得たSAD分布画像を示す図、(b)は図5(b)の位置(2)にROIを設定して得たSAD分布画像を示す図、(c)は図(a)に示したSAD値分布にラプラシアンフィルタを適用した画像を示す図、(d)は図(b)に示したSAD値分布にラプラシアンフィルタを適用した画像を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本発明の一実施形態の超音波イメージング装置について以下説明する。

(実施形態1)

図1に本実施形態の超音波イメージング装置のシステム構成を示す。本装置は、超音波境界検出機能を備えている。図1のように、本装置は、超音波探触子(プローブ)1、ユーザインタフェース2、送波ビームフォーマ3、制御系4、送受切り替えスイッチ5、受波ビームフォーマ6、包絡線検波部7、スキャンコンバータ8、処理部10、パラメータ設定部11、合成部12および表示部13を備えて構成される。

【0022】

超音波素子が一次元に配列された超音波探触子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。

【0023】

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。

【0024】

本発明の装置では、超音波境界検出処理を処理部10により実現する。処理部10は、CPU10aとメモリ10bとを有し、あらかじめメモリ10bに格納しておいたプログラムをCPU10aが実行することにより、以下の処理を行い被検体組織の境界を検出する。すなわち、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場を作成する。次に作成された動きベクトル場をスカラー場に変換処理する。そして、元の画像データと、それに対応する動きベクトル場またはスカラー場とを合成部12にて合成処理した後、表示部13にて表示する。

【0025】

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(装置操作者)によりユーザインタフェース2から入力される。信号処理のためのパラメータとしては、例えば、所望のフレームm上の関心領域の設定や、フレームmとは異なるフレームm+△上

10

20

30

40

50

の探索領域の設定をオペレータから受け付けることが可能である。表示画像の選択設定としては、例えば、元画像とベクトル場画像（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かの選択設定を操作者から受け付けることが可能である。

【0026】

図2に、本発明の処理部10及び合成部12における境界検出処理および画像処理の一例のフローチャートを示す。処理部10は、まず、スキャンコンバータ8から計測信号を取得し、通常の信号処理を施してBモード動画像を作成する（ステップ21, 22）。次にBモード動画像から所望のフレームとそれとは異なる時間のフレームとの2フレームを抽出する（ステップ23）。例えば所望フレームと次フレームの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場を算出する（ステップ24）。動きベクトル場の算出は、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場に対してノイズ除去処理を行い（ステップ25）、ノイズ除去した動きベクトル場をスカラー場に変換する（ステップ26）。そしてスカラー場画像と、動きベクトル場画像あるいは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（ステップ27）。ステップ23において所望フレームとして、時系列で順次異なるフレームを選択して上記ステップ21～27の処理を繰り返し、合成画像を連続表示することにより、合成画像の動画を表示することが可能となる。

【0027】

図3は、ステップ24の詳細な処理を示すフローチャートであり、図4は、ステップ24のブロックマッチング処理を説明する図である。図3および図4を用いて、上記ステップ24の動きベクトル場算出のためのブロックマッチング処理を具体的に説明する。ここでは、ステップ23においてm番目とm+△番目のフレームが選択されているとする。例えば△=1フレームとする。まず、処理部10は、フレームmにおいて、所定のピクセル数Nの関心領域ROI (region of interest: 基準ブロック)31を図4のように設定する（ステップ51）。ROI31に含まれるピクセルの輝度分布を $P_m(i_0, j_0)$ と表す。 i_0, j_0 は、ROI31内の当該ピクセルの位置を示す。次に処理部10は、フレームm+△番目において、フレームmのROI31に対応する位置およびその近傍に所定の大きさの探索領域32を設定する（ステップ52）。ここでは、ROI31の設定は、処理部10がフレームmの画像全体に渡って順次ROI31を設定し、それを中心とした所定の大きさの探索領域32を設定する構成について説明するが、処理部10が予め定められた位置および大きさのROI31と、その近傍に予め定められた大きさの探索領域32を設定することや、パラメータ設定部11においてオペレータから受け付けた関心領域（ROI）および探索領域に、処理部10がROI31および探索領域32を設定することも可能である。

【0028】

探索領域32は、ROI31と等しい大きさの複数の移動候補領域33に区切られている。処理部10は、ROI31の輝度に対して最も類似度の高い移動候補領域33を計算により求め、移動先領域として選択する。類似度を表す指標としては、差分絶対値和、二乗平均、相互相関値等を用いることができる。ここでは、一例として差分絶対値和を用いる場合について以下説明する。

【0029】

探索領域32内の移動候補領域33に含まれるピクセルの輝度分布を $P_{m+\Delta}(i, j)$ と表す。 i, j は、移動候補領域33内の当該ピクセルの位置を示す。処理部10は、ROI31のピクセルの輝度分布 $P_m(i_0, j_0)$ と移動候補領域33の輝度分布 $P_{m+\Delta}(i, j)$ との差分絶対値和SAD (sum of absolute difference)を計算する（ステップ53）。ここでSADは次式（1）により定義される。

10

20

30

40

【数1】

$$SAD = \sum_{i,j} |p_m(i_0, j_0) - p_{m+\Delta}(i, j)| \quad \dots \dots (1)$$

処理部10は、探索領域32のすべての移動候補領域33について、ROI31とのSAD値を求め、求められたSAD分布の中でSAD値が最小となる移動候補領域33を移動先領域と判定し、ROI31の位置と最小SAD値の移動候補領域33の位置とを結ぶ動きベクトルを決定する（ステップ54）。

【0030】

そして処理部10は、ROI31をフレームmの画像全体に渡って移動させながら、上記処理を繰り返すことにより、フレームmの画像全体について動きベクトルを決定する（ステップ55）。決定したベクトルを例えば矢印で示す画像を生成することにより、動きベクトル場（動きベクトル分布画像）を得る。

10

【0031】

図5（a）、（b）は、上記処理で得られたBモード画像例と、動きベクトル分布画像の例である。図5（a）のBモード画像は、ゲル基材ファントム41、42を2層に重ね、上側のファントム41に超音波プローブを固定して横方向に移動させながら撮像したものである。図5（a）のBモード画像をフレームmとし、次フレーム（フレームm+ Δ 、 $\Delta=1$ フレーム）とのブロックマッチング処理（ステップ24）により求めた動きベクトルが図5（b）である。

20

【0032】

図5（b）のように、超音波プローブ1を固定した上側ファントム41に対応する上側1/3程度の領域は相対的に静止状態であり、下側のファントム42は横移動を示すベクトル場（横向きの矢印）となっている。しかしながら図5（b）の下側ファントム42の下部1/3程度の領域は、矢印が斜め上方を指し、向きも一定ではなく、動きベクトルが乱れている現象が見られる。この現象は、プローブ1からの距離が遠くなる程、検出感度のS/N比（S/NR）が低下する事に起因しており、ペネトレーション限界を示している。すなわち、プローブ1から遠い低S/NR領域で誤ベクトルが発生している。

【0033】

図6を用いて、上記ステップ25の動きベクトル場のノイズ除去処理について説明する。

30

【0034】

図6（a）、（b）は、図5（b）の位置（3）及び（5）にROI31を各々設定してステップ24で求めた次フレームの探索領域32の各移動候補領域33のSAD値を、それぞれの移動候補領域33の濃度として示した図（SAD分布図）である。図6（a）、（b）は、それぞれ全体が探索領域32を示し、探索領域32は、21×21個の移動候補領域33に分けられている。移動候補領域33のブロックサイズは30×30ピクセル、探索領域32は50×50ピクセルとし、移動候補領域33を探索領域32内で1ピクセルずつ移動させた。探索領域32は、ROI31の位置に対応する移動候補領域33の位置が、探索領域32の中心に位置するように設定している。

40

【0035】

図6（a）のSAD分布では、探索領域32の中心から右側真横にずれた位置の移動候補領域33のSAD値が最小になっている。よって、図5（b）の位置（3）については、ステップ24において右横向きのベクトルが決定されることが分かる。図5（b）から確認されるように、位置（3）は2層ファントム41、42の境界の少し下側（ファントム42側）付近であり、右横向きのベクトルが表示されている。

【0036】

ここで図6（a）のSAD値の空間分布に着目すると、SAD値が最小の移動候補領域33の周囲に、横方向、すなわち2層ファントム41、42の境界に沿った方向にSAD値の小さい領域（SAD値の谷）が形成されていることがわかる。この現象は、図6（b）

50

) のように、ROI 31 をフレーム m の全領域に移動させながら全ての動きベクトル場を作成せずとも、図 6 (a) の SAD 分布から境界を直接検出できる事を示唆している。

【0037】

一方、図 6 (b) の SAD 値分布は、図 5 (b) の動きベクトルが乱れた領域内の位置 (5) のものであるため、SAD 値が最小になる移動候補領域 33 は、ノイズ値が小さくなるプローブ 1 に近い上部の広い領域に一様に広がっており、動きベクトルは上向きで乱れやすくなることが分かる。また、SAD 値が最小の移動候補領域 33 の周囲に形成されているはずの SAD 値の小さい領域 (SAD 値の谷) も、全体のノイズ変動に埋もれてしまい認識することができないことがわかる。

【0038】

本発明では、図 6 (a) のように、ノイズの小さい位置 (3) に ROI 31 を設定した SAD 分布画像においては、SAD 値が最小の移動候補領域 33 が周辺領域よりも明らかに小さい SAD 値をとるため、はっきりと認識でき、逆に図 6 (b) のように、ノイズの多い位置 (5) に ROI 31 を設定した探索領域 32 の SAD 分布画像において、SAD 値が最小の移動候補領域 33 が、はっきり認識できない、という現象を利用して、ノイズの多い ROI 31 を判別する。ノイズの多い ROI 31 については、対応する動きベクトルを除去する処理を行う。

10

【0039】

処理部 10 は上述の判別のために、例えば、図 2 のステップ 25において、所定の位置に ROI 31 を設定した場合の図 6 (a), (b) のような探索領域 32 の SAD 分布から、SAD 値の分布を示すヒストグラムを図 6 (c) 及び (d) のように作成する。図 5 (b) の位置 (3) に ROI 31 を設定した場合のヒストグラムは、図 6 (c) のように SAD 最小値が、ヒストグラム分布中の頻度の大きい SAD 値からで充分に分離している。すなわち、最小の SAD 値と、頻度の大きい SAD 値の範囲とが十分に離れている。一方、図 5 (b) の位置 (5) に ROI 31 を設定した場合のヒストグラムは、図 6 (d) のように、SAD 値の分布に対して頻度の差があまりなく、ヒストグラム分布がブロードに広がっている。このため、SAD 最小値が、頻度の大きい SAD 値の範囲に含まれており、最小の SAD 値と頻度の大きい SAD 値の範囲との分離は不充分である。

20

【0040】

このような特性から、探索領域 32 の SAD 分布のヒストグラムの SAD 最小値と、頻度の大きい SAD 値とを比較することにより、この探索領域 32 に対応する ROI 31 の信号の信頼度 (ノイズの少なさ)、および、その探索領域 32 において決定された動きベクトルの信頼度を判別することができる。これにより、信頼度の低い領域を、低 SNR 領域として判別できるとともに、対応する動きベクトルの信頼度も判別することができる。

30

【0041】

本発明では、SAD 値分布のヒストグラムにおいて、SAD 最小値と頻度の大きい SAD 値との分離度を判断するために、指標を用いる。まず、分離度パラメータを指標とする場合の処理方法をまず説明する。図 7 に分離度の定義の概念を示す。分離度は、ヒストグラムの分布平均と最小値との距離に相当する値であり、次式 (2) で定義する。

40

【数 2】

$$\text{分離度} \equiv \frac{\bar{s} - s_{\min}}{\sigma_s} \quad \dots \dots (2)$$

\bar{s} : SAD 値平均

s_{\min} : 最小 SAD 値

σ_s : SAD 値標準偏差

式 (2)においては、分布の差異による影響を回避するため、標準偏差で規格化を施し

50

ている。

【0042】

図8に、分離度を指標とする場合のノイズの大きな領域を判別し、動きベクトルを除去する処理のフローを示す。この処理は、図2のステップ25の処理を具体的に示すものであり、図3のステップ51でフレームmで設定した全ROI31について行う。処理部10は、最初に対象とするROI31を決定し(ステップ81)、決定したROI31に対して図3のステップ52、53で設定および演算された探索領域32の全移動候補領域33のSAD値を用いて、SAD値の平均、最小値、標準偏差を統計処理に従い計算する(ステップ82)。そして上式(2)で定義された分離度を求める(ステップ83)。これを全ROI31について繰り返す(ステップ84)。ステップ84で求めた分離度が所定値よりも低いROI31については、ノイズが大きく、動きベクトルの信頼性が低い領域であるので、図3のステップ54で求めた動きベクトルを0に置き換える(ステップ85)。これにより、動きベクトル画像から、信頼性の低い領域を判別し、ベクトル(誤ベクトル)を除去することができる。

10

【0043】

上記ステップ85において、分離度が低いかどうか判定するための所定値としては、予め定めた閾値や、ステップ84で全ROI31について求めた分離度の分布の中央値を用いることができる。もしくは、求めた分離度のヒストグラムを生成し、頻度の山が複数形成される場合、分離度が最も低い側に位置する山と、それよりも分離度が高い側に位置する山との間の谷の位置の分離度を閾値として用いることも可能である。

20

【0044】

ステップ83で全ROI31について求めた分離度を画像にしたもの図9に示す。図9においてフレームmには 33×51 個のROI31が設定され、各ROI31の分離度が濃度により示されている。図9のように分離度は、フレームmの下部の低SNR領域で低くなってしまい、分離度が動きベクトル推定の信頼性を反映していることが分かる。

30

【0045】

上記図8の処理では、分離度を用いたが、SAD最小値と頻度の大きいSAD値との分離度を判断する指標としては、他の指標を用いることも可能である。例えば、変動係数を使用することが可能である。変動係数は次式で定義され、標準偏差を平均で規格化した統計量であり、分布のばらつきの大きさ(すなわち最小値の分離し難さ)を表す。

【数3】

$$\text{変動係数} \equiv \frac{\sigma_s}{\bar{s}} \quad \dots \dots (3)$$

【0046】

図10に変動係数を指標とする場合のノイズの大きな領域のベクトルを除去する処理のフローを示す。この処理は、図8の処理フローと同様に対象とするROI31を決定し(ステップ81)、決定したROI31に対して図3のステップ52、53で設定および演算された探索領域32の全移動候補領域33のSAD値を用いて、SAD値の平均と、標準偏差を統計処理に従い計算する(ステップ101)。そして上式(3)で定義された変動係数を求める(ステップ102)。これを全ROI31について繰り返す(ステップ84)。ステップ102で求めた変動係数が所定値よりも大きいROI31については、図3のステップ54で求めた動きベクトルを0に置き換える(ステップ85)。これにより、ノイズの大きいROI31を判別し、動きベクトル画像から、信頼性の低い領域を判別し、ベクトル(誤ベクトル)を除去することができる。

40

【0047】

上記ステップ85において、変動係数が高いかどうか判定するための所定値としては、予め定めた閾値や、ステップ84で全ROI31について求めた変動係数の分布の中央値を用いることができる。もしくは、求めた変動係数のヒストグラムを生成し、頻度が二つの山を呈する場合、二つの山の間の谷の最小値を所定値として採用することも有効である

50

◦【0048】

図11に、ステップ102で全ROI31について求めた変動係数を画像にしたものを見ます。図11において各ROI31の変動係数が濃度により示されている。図11のよう に変動係数は、フレームmの下部の低SNR領域で大きくなってしまっており、変動係数が動きベクトル推定の信頼性を反映していることが分かる。

【0049】

図12(a)、(b)に誤ベクトル除去前と除去後の動きベクトル分布画像の例を示す。図12(a)は、図5(b)と同じ誤ベクトル除去前の動きベクトル場であり、図12(b)は、図10の処理によりSAD分布から変動係数分布を求め、変動係数分布の中央値を閾値として、それより変動係数が大きいROIは信頼性が低いと判定し、動きベクトルを0(静止状態)に設定したものである。図12(a)、(b)を対比すると、動きベクトルが乱れている下側の領域は、誤ベクトルが明らかに除去され、静止状態に置き換えられている。すなわち、下側の領域は、超音波エコーが正確に得られないペネトレーション領域(すなわち信頼性の低い領域)と判定できている。

10

【0050】

上述の図8および図10の処理により、動きベクトル分布の誤りベクトルが除去されたならば、図2のステップ26、27により、動きベクトル分布をスカラー分布に変換し、スカラー分布画像と、動きベクトル分布画像(またはBモード画像)とを合成表示する。

20

【0051】

なお、図8および図10の処理では、信頼性が低い領域の動きベクトルを除去し静止状態にしたが、本発明は、この処理方法に限られるものではない。例えば、動きベクトルを静止状態に設定する代わりに、同じ領域について前に得た動きベクトルの状態をそのまま保持する処理方法にすることも可能である。

【0052】

(実施形態2)

実施形態1では、SAD分布を求めた後に、ROI31が低SNR領域かどうかをSAD分布により判別し、低SNR領域の場合には動きベクトルを除去等するものであったが、本実施形態では、SAD分布を演算する際に、ノイズを除去し、ノイズ除去後の検出感度の高いSAD分布を用いて信頼性の高い動きベクトルを求める。

30

【0053】

図13は、本実施形態2のSAD分布の演算の際にノイズを除去する処理フローである。図13の処理は、実施形態1の図3のステップ51～54のSAD演算処理において、ノイズ除去処理(ステップ132、133)を追加している。図14(a)、(b)、(c)は、図13の各処理段階のSAD分布の例を示している。

【0054】

図13のよう、処理部10は、まず実施形態1の図3のステップ51～53と同じ処理を行い、SAD値分布を求める。求めたSAD分布画像の例を図14(a)に示す。ROI31は、図5(b)の位置(4)であり、ファントム42は、本来は相対的に横方向に移動しているにもかかわらず、ノイズの影響で上側の移動候補領域33のSAD値が最小となるため、このまま動きベクトルを決定すると、ベクトルの誤検出が生じる。こうした誤検出を回避するため、処理部10は、ステップ51～53で得られたSAD分布画像に対して平滑化処理(ローパスフィルタLPF(low pass filter)処理)を施す(ステップ132)。平滑化処理は、例えば、所定の大きさのフィルタをSAD分布画像にかけ、フィルタ内のSAD分布の高周波成分をカットして平滑化する。この処理をフィルタを所定量ずつ移動させながら繰り返す。このようにSAD値分布画像の平滑化により、ファントム42の移動によるSAD値の変化は急峻であるため除去されるのに対し、ノイズによるAD値の変動は緩やであるため抽出することができる。平滑化処理により得られたSAD値分布画像を図14(b)に示す。

40

【0055】

50

次に元のステップ5 3のS A D値分布と、ステップ1 3 2の平滑化処理後のS A D値分布の差分を求める（ステップ1 3 3）。これにより、ノイズによるS A D値の変動が除去された、ファントムの移動による本来のS A D値分布を得ることができる。得られた分布を図1 4（c）に示す。得られたS A D値分布を用いて、図3のステップ5 4を行い、最小のS A D値の移動候補領域3 3を移動先と判定し、動きベクトルを決定する。動きベクトル決定後は、実施形態1の図3のステップ5 6の処理により動きベクトル分布画像を生成する。また、実施形態1の図2のステップ2 5により、動きベクトル分布の信頼性の低いベクトルを除去等する処理をさらに行うことも可能である。

【0 0 5 6】

上述したように本実施形態2の処理により、ノイズによるS A D値変動が除去されたS A D値分布を用いて動きベクトルを決定することができるため、動きベクトルの信頼性を向上させることができる。

10

【0 0 5 7】

なお、上記平滑化処理では、L P Fを用いたが、これに限定されず、被検体（ファントム）の移動によるS A D値の分布の空間周波数が高い（すなわちより複雑な形状）場合には、バンドパスフィルタを適用することも有効である。

20

【0 0 5 8】

ステップ1 3 2のフィルタ処理において用いるフィルタの一辺の大きさは、次のように定めることができる。すなわち、平滑化処理していないS A D分布について、予め図3のステップ5 4を行って動きベクトル場を作成し、その動きベクトル場の最大ベクトル長を求め、最大ベクトル長をローパスフィルタあるいはバンドパスフィルタの一辺の大きさとして設定する。

【0 0 5 9】

（実施形態3）

次に、実施形態3として、実施形態1の図3のステップ5 3で求めたS A D値分布を用いて、直接的に組織の境界を求めるとともに、生体腫瘍の正常組織に対する浸潤度を判定する処理方法について説明する。なお、本実施形態3においては、探索領域3 2の移動候補領域3 3を単に領域3 3と呼ぶ。また、R O I 3 1を注目画素とも呼ぶ。

【0 0 6 0】

被検体の組織の境界に沿った領域は、組織の類似度が高いため、Bモード画像で近い輝度を示す。このため、S A Dは、被検体の組織の境界に沿った領域3 3の方が、境界の直交方向に沿った領域3 3よりも小さい値を示す特徴がある。一方、生体腫瘍の浸潤が進むと、境界が不明瞭になるため、境界に沿った領域3 3のS A D値が大きくなる。これを利

30

用して、浸潤度を判定する。

【0 0 6 1】

図1 5に本実施形態3の処理部1 0の処理フローを示す。また、図1 6（a）～（h）には、対象方向と、それに対応してS A D値分布画像上で選択される領域3 3の8つのパターンを示す。

40

【0 0 6 2】

まず、処理部1 0は、Bモード画像の所望フレームmにおいて調査したい組織の境界位置に注目画素（R O I）3 1を設定し、フレームm+△に探索領域3 2を設定し、探索領域3 2のS A D値分布を求める（ステップ1 5 1）。フレームの選択方法およびS A D値分布の演算方法は、実施形態1の図2のステップ2 1～2 3ならびに図3のステップ5 1～5 3と同様に行う。

50

【0 0 6 3】

このS A D値分布において、図1 6（a）のように探索領域3 2の中心を通り、所定の対象方向（水平方向）1 5 1に沿って位置する領域3 3を選択し（ステップ6 3）、選択した領域3 3のS A D値の和を求める（ステップ6 4）。同様に、対象方向1 5 1の直交方向（垂直方向）1 5 2に沿って位置する領域3 3を選択し、選択した領域3 3のS A D値の和も求める。

【0064】

このステップ63, 64の処理を、図16(a)～(h)の8つのパターンについてすべて行うまで繰り返す(ステップ62)。図16(b)のパターンでは、所定の対象方向(水平方向に対して反時計回りに約30°傾斜した方向)151に沿って位置する領域33のSAD値の和を求め、その直交方向152に沿って位置する領域33のSAD値の和を求める。

【0065】

図16(c)～(h)のパターンでは、水平方向に対して反時計回りに約45°、約6°、90°、約120°、約135°、約150°の対象方向151と、その直交方向152に沿って位置する領域33のSAD値の和をそれぞれ求める。

10

【0066】

求めた各対象方向151のSAD値の和が最小となる対象方向151を選択する(ステップ65)。この選択した対象方向151の方向が組織の境界の方向である。これにより、動きベクトルを求めずに直接的に境界を検出することができる。

【0067】

次に、選択した対象方向151に直交する方向152を選択する(ステップ66)。選択した対象方向151のSAD値の和と、それに直交する方向152のSAD和の比率(対象方向のSAD値和／直交方向のSAD値和)を算出する(ステップ67)。

【0068】

浸潤度が低く、境界が明確な場合には、境界方向(選択した対象方向151)のSAD和は小さく、直交方向152のSAD和は大きくなるので、比率としては小さな値が得られる。一方、浸潤度が大きくなり境界が不明瞭になるにつれて、境界方向(選択した対象方向151)のSAD和が増大するため、比率は増大していく。したがって、比率をパラメータとして浸潤度を評価することができる。具体的には例えば、予め定めておいた複数の基準値と比率とを対比して、浸潤の度合いを判定し、判定結果を表示する。

20

【0069】

なお、比率が予め設定した一定値よりも小さい場合には、その注目画素(ROI31)が境界線を構成する点であると識別して境界を表示することも可能である。

【0070】

なお、各方向のSAD値の和を求める際には、方向依存フィルタを用いることができる。方向依存フィルタは、処理画素のフィルタ範囲(探索領域32)において1次元方向の濃度変化が最小の方向を判定する機能を有するフィルタである。

30

【0071】

図16(a)～(h)では、図示を容易にするために、5×5の領域33からなる探索領域32における対象方向151および直交方向152の領域選択パターンを示しているが、実際の処理では、探索領域32の領域33の数に対応して領域選択パターンを設定する。

【0072】

(実施形態4)

実施形態4として、探索領域32のSAD値分布から、動きベクトルを求めずに、直接的に境界を検出する他の方法を説明する。ここでは、2次微分に対応する強調処理を行うラプラシアンフィルタを適用する。

40

【0073】

図17(a)及び(b)に、図5(b)の位置(1)と(2)にROI31を設定し、探索領域32のSAD分布を示す。位置(1)は、プローブ1に対して相対的に静止しているファントム41の内部の位置である。位置(2)は、ファントム41とそれに対して相対的に横移動しているファントム42の境界付近に位置する。位置(1)、(2)のSAD分布を求める処理は、実施形態1の図2のステップ21～23および図3のステップ51～53と同様に行う。得られたSAD分布画像(図17(a)及び(b))に対して、空間2次微分を行うラプラシアンフィルタを適用すると、輪郭強調効果により、SAD値の変動の大きい

50

部分が強調された図17(c)及び(d)の画像がそれぞれ得られる。

【0074】

探索領域32中に境界が存在する場合には、図17(d)に示すように、境界に沿ったSAD値の変動の大きな領域が強調されて筋状に抽出された輪郭強調分布が生成される。よって、輪郭強調分布において連続する輪郭線の領域(移動候補領域33)を2値化処理により抽出表示することにより、SAD値のラプラシアン画像から境界を検出することができる。一方、探索領域32中に境界が存在しない場合には、図17(c)のように、SAD値の変動の大きな領域は、中心の領域(ROI31の位置に対応する移動候補領域33)のみであり、周囲から孤立しており、連続した輪郭線にはならない。よって、境界は、この位置にはないことがわかる。

10

【0075】

上記処理によれば、SAD分布にラプラシアン処理を施して直接的に境界を抽出可能となる。よって、実施形態1の動きベクトルを決定して画像化するための図3のステップ54、55、ならびに、動きベクトルのノイズ除去やスカラー分布への変換を行い、境界推定する図2のステップ25～26を省略することができるため、処理量を大幅に削減できる。

【産業上の利用可能性】

【0076】

本発明は、医用超音波診断・治療装置、ならびに、超音波を含めた電磁波一般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。

20

【符号の説明】

【0077】

1：超音波探触子(プローブ)、2：ユーザインタフェース、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、10a：CPU、10b：メモリ、11：パラメータ設定部、12：合成部、13：表示部。

【図1】

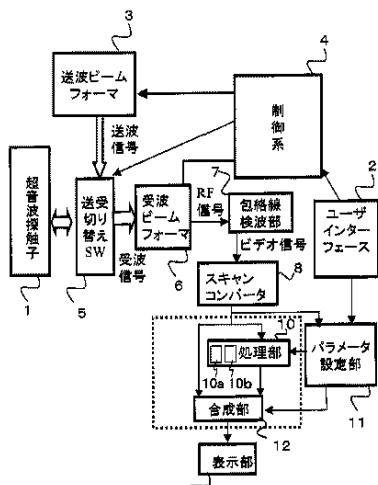


図1

【図2】

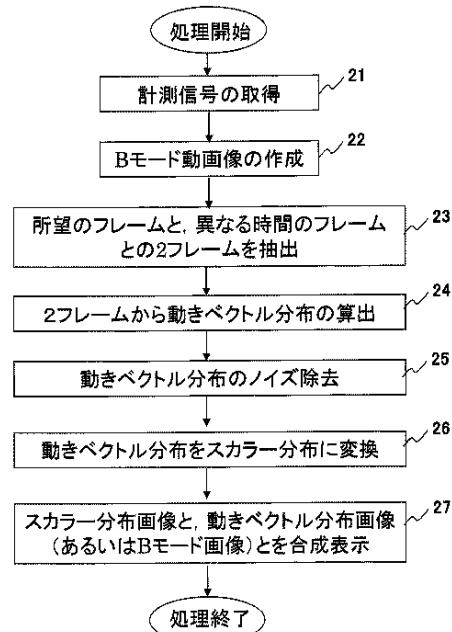


図2

【図3】

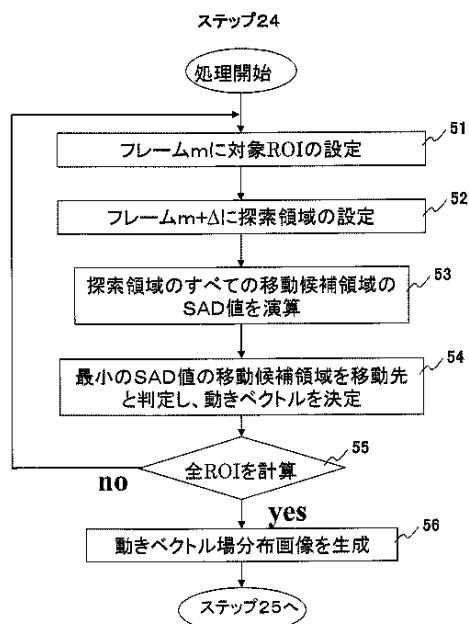


図3

【図4】

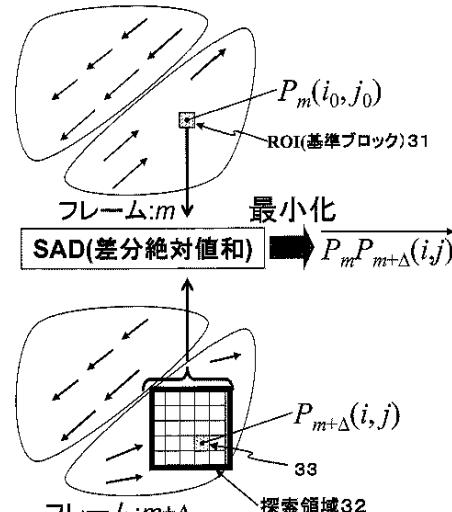


図4

【図5】

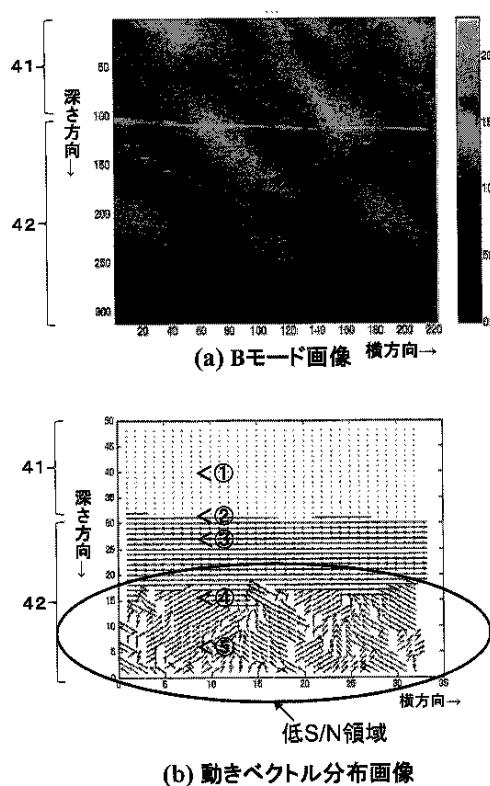


図5

【図6】

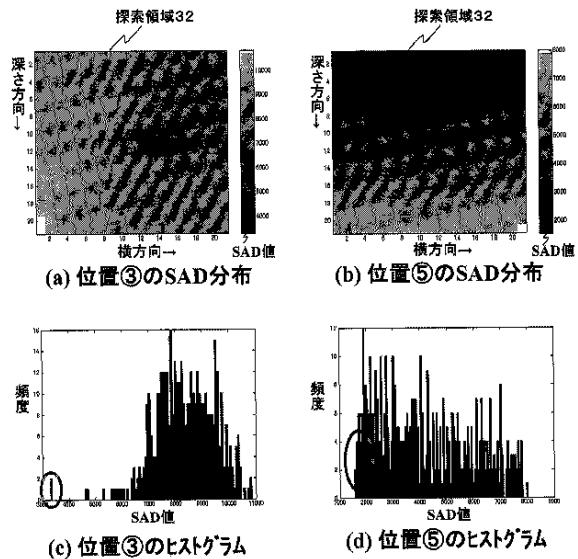


図6

【図7】

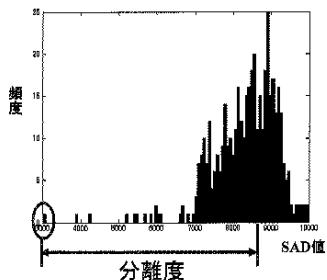


図7

【図8】

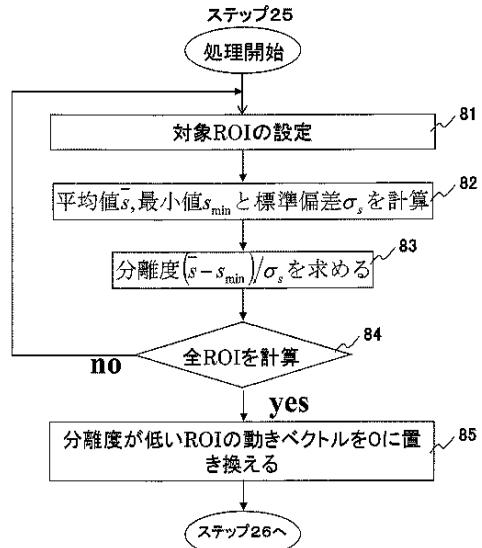


図8

【図9】

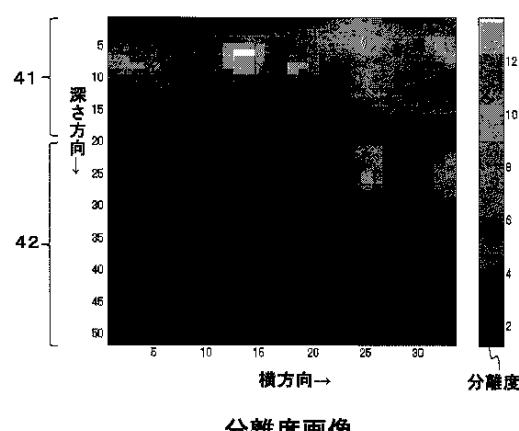


図9

【図10】

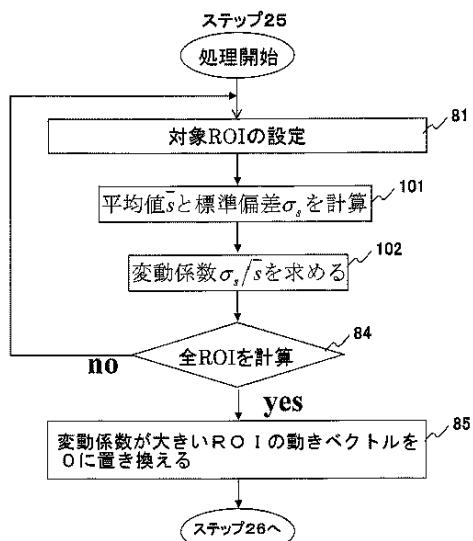


図10

【図11】

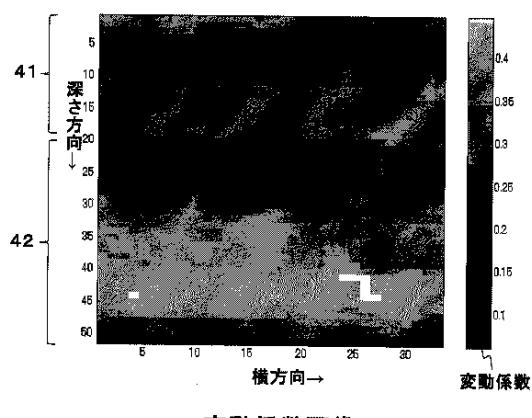
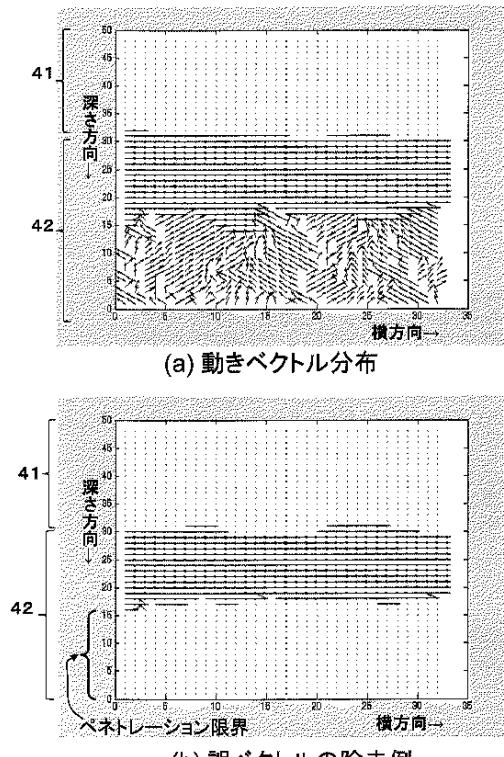


図11

【図12】



(b) 誤ベクトルの除去例

図12

【図13】

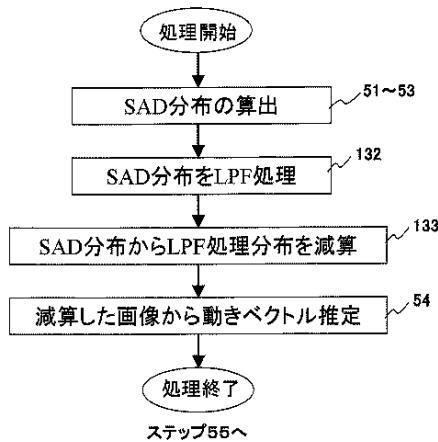


図13

【図14】

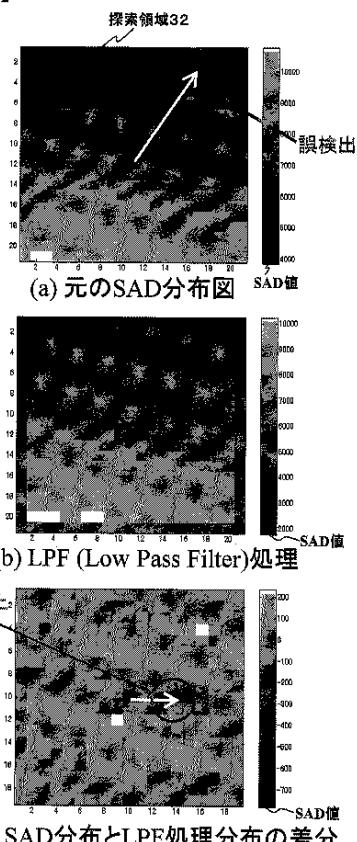


図14

【図15】

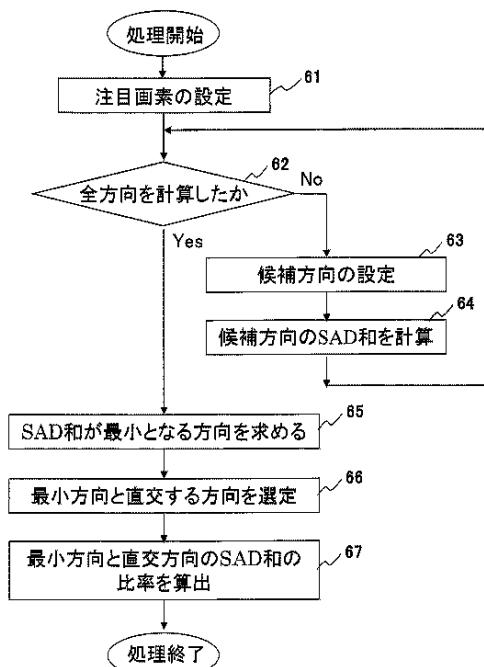


図15

【図16】

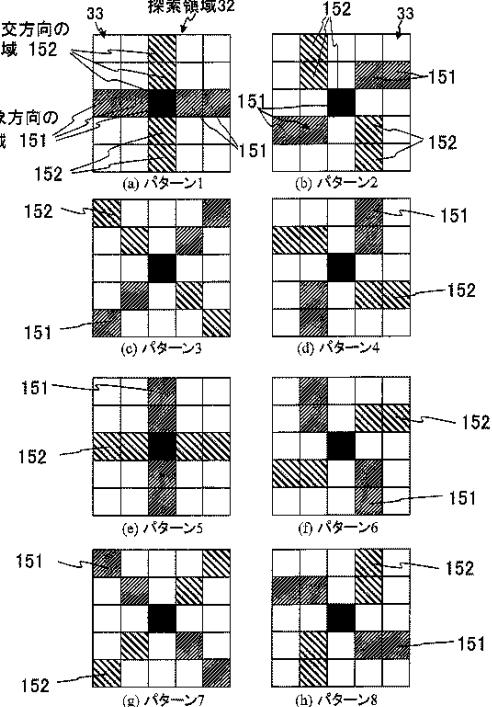


図16

【図17】

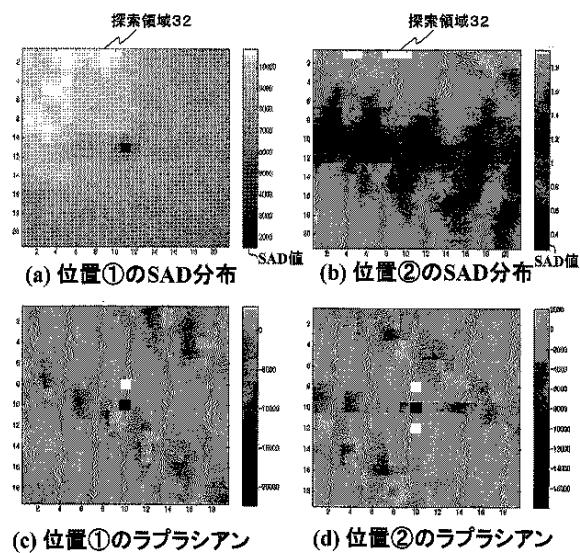


図17

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-121834 (JP, A)
特開2004-351050 (JP, A)
特開2004-057275 (JP, A)
特開2002-222410 (JP, A)
特開2004-129773 (JP, A)
国際公開第2010/052868 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8/00 - 8/15
G 06 T 7/20

专利名称(译)	超声成像设备和超声成像程序		
公开(公告)号	JP5587332B2	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	JP2011538440	申请日	2010-10-26
[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 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/5269 G06K9/3233 G06T7/0014 G06T2207/10132 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/00 G06T7/20.B		
优先权	2009246734 2009-10-27 JP		
其他公开文献	JPWO2011052602A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够区分回波信号的弱噪声区域的超声波成像设备。从通过处理接收信号获得的两个或更多个帧的图像中选择参考帧和比较帧。感兴趣的区域被设置为参考帧，设定为比在比较帧感兴趣区域中的更广泛的搜索区域，设定多个候补区域中的哪一个的在搜索区域感兴趣区域的移动目的地候补中，感兴趣的区域和候选计算每个候选区域的区域中的图像特征值的相似度，并获得整个搜索区域上的相似度的分布。结果，可以基于相似度分布来确定感兴趣区域是否是噪声区域。例如，在相似度分布中，确定用于比较相似度的最小值和相似度的总值的统计量。通过将统计数据与阈值进行比较，可以确定感兴趣区域的可靠性。

【図 2】

