

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/052602

発行日 平成25年3月21日 (2013.3.21)

(43) 国際公開日 平成23年5月5日 (2011.5.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 7/20 (2006.01)	G 0 6 T 7/20	5 L 0 9 6

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号	特願2011-538440 (P2011-538440)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/068988		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成22年10月26日 (2010.10.26)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2009-246734 (P2009-246734)	(74) 代理人	110000888
(32) 優先日	平成21年10月27日 (2009.10.27)		特許業務法人 山王坂特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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
		Fターム(参考)	4C601 EE09 JB31 JB45 JC06 JC09
			JC11 JC16 JC23 JC37 KK20
			KK24 KK25 LL38
			最終頁に続く

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

(57) 【要約】

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。

受信信号を処理して得た2フレーム以上の画像から基準フレームと比較フレームとを選択する。基準フレームに関心領域を設定し、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し、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る。これにより、類似度の分布に基づき、関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。例えば、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る構成とする。統計量と閾値とを比較することにより関心領域の信頼度を判定することが可能になる。

[図7]

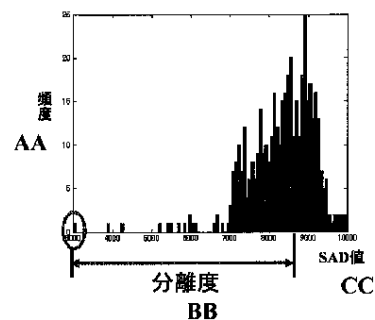


図7

AA FREQUENCY
BB DEGREE OF SEPARATION
CC SAD VALUE

【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関心領域を設定し、別の 1 のフレームを比較フレームとし、前記関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関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ことを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 3】

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関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。

20

【請求項 4】

請求項 3 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 5】

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。

30

【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、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 7】

請求項 3 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。

40

【請求項 8】

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。

【請求項 9】

請求項 8 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

50

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 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、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ことを特徴とする超音波イメージング装置。

10

【請求項 11】

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、

20

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。

【請求項 12】

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 13】

対象に向かって超音波を送信し、前記対象から到来する超音波を受信して得た受信信号を処理して 2 フレーム以上の画像を生成し、

前記画像から基準フレームと比較フレームとを選択し、

30

前記基準フレームに関心領域を設定し、

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し、

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ることを特徴とする超音波イメージング方法。

【請求項 14】

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、

40

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。

【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

50

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。

【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。

【0003】

10

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】

20

【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。

【課題を解決するための手段】

30

【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、対象から到来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関心領域を設定する。別の1のフレームを比較フレームとし、関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。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る。これにより、類似度の分布に基づき、関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。

40

【0008】

例えば、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、当該統計量により関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関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関心領域に対応する位置と、類似度が最小の

50

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関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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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、複数の関心領域を設定し、それぞ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。

10

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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関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、複数の関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。

20

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

30

【 0 0 1 6 】

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も可能である。

40

【 0 0 1 7 】

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方法が提供される。すなわち、対象に向かって超音波を送信し、対象から到来する超音波を受信して得た受信信号を処理して2フレーム以上の画像を生成し、画像から基準フレームと比較フレームとを選択し、基準フレームに関心領域を設定し、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、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し、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る超音波イメージング方法である。

50

【 0 0 1 8 】

また、本発明の第3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。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

10

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 】

【 0 0 2 0 】

【 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。

【 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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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 1 0 】 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 1 1 】 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 1 2 】 (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) 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 1 3 】 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。

40

【 図 1 4 】 (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 1 5 】 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 1 6 】 (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 1 7 】 (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

50

。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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+Δ上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。

40

【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、通常的信号処理を施して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

50

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＋Δ番目のフレームが選択されているとする。例えばΔ＝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＋Δ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（ＲＯ

10

20

【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。

30

【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）。

40

【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。

【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

50

、上側のファントム 4 1 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 $m + \Delta$ 、 $\Delta = 1$ フレーム) とのブロックマッチング処理 (ステップ 2 4) により求めた動きベクトルが図 5 (b) である。

【 0 0 3 2 】

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 4 1 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 4 2 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 4 2 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 N R) 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 N R 領域で誤ベクトルが発生している。

10

【 0 0 3 3 】

図 6 を用いて、上記ステップ 2 5 の動きベクトル場のノイズ除去処理について説明する。

【 0 0 3 4 】

図 6 (a) 、 (b) は、図 5 (b) の位置 (3) 及び (5) に R O I 3 1 を各々設定してステップ 2 4 で求めた次フレームの探索領域 3 2 の各移動候補領域 3 3 の S A D 値を、それぞれの移動候補領域 3 3 の濃度として示した図 (S A D 分布図) である。図 6 (a) 、 (b) は、それぞれ全体が探索領域 3 2 を示し、探索領域 3 2 は、 21×21 個の移動候補領域 3 3 に分けられている。移動候補領域 3 3 のブロックサイズは 30×30 ピクセル、探索領域 3 2 は 50×50 ピクセルとし、移動候補領域 3 3 を探索領域 3 2 内で 1 ピクセルずつ移動させた。探索領域 3 2 は、R O I 3 1 の位置に対応する移動候補領域 3 3 の位置が、探索領域 3 2 の中心に位置するように設定している。

20

【 0 0 3 5 】

図 6 (a) の S A D 分布では、探索領域 3 2 の中心から右側真横にずれた位置の移動候補領域 3 3 の S A D 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 2 4 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 4 1 、 4 2 の境界の少し下側 (ファントム 4 2 側) 付近であり、右横向きのベクトルが表示されている。

30

【 0 0 3 6 】

ここで図 6 (a) の S A D 値の空間分布に着目すると、S A D 値が最小の移動候補領域 3 3 の周囲に、横方向、すなわち 2 層ファントム 4 1 、 4 2 の境界に沿った方向に S A D 値の小さい領域 (S A D 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) のように、R O I 3 1 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 S A D 分布から境界を直接検出できる事を示唆している。

【 0 0 3 7 】

一方、図 6 (b) の S A D 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、S A D 値が最小になる移動候補領域 3 3 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、S A D 値が最小の移動候補領域 3 3 の周囲に形成されているはずの S A D 値の小さい領域 (S A D 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。

40

【 0 0 3 8 】

本発明では、図 6 (a) のように、ノイズの小さい位置 (3) に R O I 3 1 を設定した S A D 分布画像においては、S A D 値が最小の移動候補領域 3 3 が周辺領域よりも明らかに小さい S A D 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 R O I 3 1 を設定した探索領域 3 2 の S A D 分布画像において、S A D 値が最小の移動候補領域 3 3 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 R O I 3 1 を判別する。ノイズの多い R O I 3 1 については、対応する動きベクトルを

50

除去する処理を行う。

【 0 0 3 9 】

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 R O I 3 1 を設定した場合の図 6 (a) , (b) のような探索領域 3 2 の S A D 分布から、S A D 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 R O I 3 1 を設定した場合のヒストグラムは、図 6 (c) のように S A D 最小値が、ヒストグラム分布中の頻度の大きい S A D 値からで充分に分離している。すなわち、最小の S A D 値と、頻度の大きい S A D 値の範囲とが十分に離れている。一方、図 5 (b) の位置 (5) に R O I 3 1 を設定した場合のヒストグラムは、図 6 (d) のように、S A D 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、S A D 最小値が、頻度の大きい S A D 値の範囲に含まれており、最小の S A D 値と頻度の大きい S A D 値の範囲との分離は不十分である。

10

【 0 0 4 0 】

このような特性から、探索領域 3 2 の S A D 分布のヒストグラムの S A D 最小値と、頻度の大きい S A D 値とを比較することにより、この探索領域 3 2 に対応する R O I 3 1 の信号の信頼度 (ノイズの少なさ) 、および、その探索領域 3 2 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 S N R 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。

【 0 0 4 1 】

本発明では、S A D 値分布のヒストグラムにおいて、S A D 最小値と頻度の大きい S A D 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。

20

【 数 2 】

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

$\bar{s}$: S A D 値平均

$s_{\min}$: 最小 S A D 値

σ_s : S A D 値標準偏差

30

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ている。

【 0 0 4 2 】

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 5 1 でフレーム m で設定した全 R O I 3 1 について行う。処理部 10 は、最初に対象とする R O I 3 1 を決定し (ステップ 8 1) 、決定した R O I 3 1 に対して図 3 のステップ 5 2 、5 3 で設定および演算された探索領域 3 2 の全移動候補領域 3 3 の S A D 値を用いて、S A D 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 8 2) 。そして上式 (2) で定義された分離度を求める (ステップ 8 3) 。これを全 R O I 3 1 について繰り返す (ステップ 8 4) 。ステップ 8 4 で求めた分離度が所定値よりも低い R O I 3 1 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 5 4 で求めた動きベクトルを 0 に置き換える (ステップ 8 5) 。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。

40

【 0 0 4 3 】

上記ステップ 8 5 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

50

め定めた閾値や、ステップ 8 4 で全 R O I 3 1 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。

【 0 0 4 4 】

ステップ 8 3 で全 R O I 3 1 について求めた分離度を画像にしたものを図 9 に示す。図 9 においてフレーム m には 3 3 × 5 1 個の R O I 3 1 が設定され、各 R O I 3 1 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 S N R 領域で低くなっており、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。

【 0 0 4 5 】

上記図 8 の処理では、分離度を用いたが、S A D 最小値と頻度の大きい S A D 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 】

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

【 0 0 4 6 】

図 1 0 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 R O I 3 1 を決定し（ステップ 8 1 ）、決定した R O I 3 1 に対して図 3 のステップ 5 2、5 3 で設定および演算された探索領域 3 2 の全移動候補領域 3 3 の S A D 値を用いて、S A D 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 1 0 1）。そして上式（3）で定義された変動係数を求める（ステップ 1 0 2）。これを全 R O I 3 1 について繰り返す（ステップ 8 4）。ステップ 1 0 2 で求めた変動係数が所定値よりも大きい R O I 3 1 については、図 3 のステップ 5 4 で求めた動きベクトルを 0 に置き換える（ステップ 8 5）。これにより、ノイズの大きい R O I 3 1 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。

【 0 0 4 7 】

上記ステップ 8 5 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 8 4 で全 R O I 3 1 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。

【 0 0 4 8 】

図 1 1 に、ステップ 1 0 2 で全 R O I 3 1 について求めた変動係数を画像にしたものを示す。図 1 1 において各 R O I 3 1 の変動係数が濃度により示されている。図 1 1 のように変動係数は、フレーム m の下部の低 S N R 領域で大きくなっており、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。

【 0 0 4 9 】

図 1 2 (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 1 2 (a) は、図 4 (b) と同じ誤ベクトル除去前の動きベクトル場であり、図 1 2 (b) は、図 1 0 の処理により S A D 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 R O I 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 1 2 (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。

【 0 0 5 0 】

上述の図 8 および図 1 0 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 2 6 , 2 7 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。

【 0 0 5 1 】

なお、図 8 および図 1 0 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。

【 0 0 5 2 】

（実施形態 2）

実施形態 1 では、S A D 分布を求めた後に、R O I 3 1 が低 S N R 領域かどうかを S A D 分布により判別し、低 S N R 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、S A D 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 S A D 分布を用いて信頼性の高い動きベクトルを求める。

【 0 0 5 3 】

図 1 3 は、本実施形態 2 の S A D 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 1 3 の処理は、実施形態 1 の図 3 のステップ 5 1 ~ 5 4 の S A D 演算処理において、ノイズ除去処理（ステップ 1 3 2 , 1 3 3）を追加している。図 1 4（a）、（b）、（c）は、図 1 3 の各処理段階の S A D 分布の例を示している。

【 0 0 5 4 】

図 1 3 のように、処理部 1 0 は、まず実施形態 1 の図 3 のステップ 5 1 ~ 5 3 と同じ処理を行い、S A D 値分布を求める。求めた S A D 分布画像の例を図 1 4（a）に示す。R O I 3 1 は、図 5（b）の位置(4)であり、ファントム 4 2 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 3 3 の S A D 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 1 0 は、ステップ 5 1 ~ 5 3 で得られた S A D 分布画像に対して平滑化処理（ローパスフィルタ L P F (low pass filter) 処理）を施す（ステップ 1 3 2）。平滑化処理は、例えば、所定の大きさのフィルタを S A D 分布画像にかけ、フィルタ内の S A D 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 S A D 値分布画像の平滑化により、ファントム 4 2 の移動による S A D 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 A D 値の変動は緩やか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 S A D 値分布画像を図 1 4（b）に示す。

【 0 0 5 5 】

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。

【 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

10

20

30

40

50

は、バンドパスフィルタを適用することもある。

【 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。

10

【 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。これを利用して、浸潤度を判定する。

【 0 0 6 1 】

20

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。

【 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 + Δ 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。

【 0 0 6 3 】

30

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。

【 0 0 6 4 】

このステップ 6 3 , 6 4 の処理を、図 1 6 (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 6 2)。図 1 6 (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 3 0 ° 傾斜した方向) 1 5 1 に沿って位置する領域 3 3 の S A D 値の和を求め、その直交方向 1 5 2 に沿って位置する領域 3 3 の S A D 値の和を求める。

40

【 0 0 6 5 】

図 1 6 (c) ~ (h) のパターンでは、水平方向に対して反時計回りに約 4 5 °、約 6 0 °、9 0 °、約 1 2 0 °、約 1 3 5 °、約 1 5 0 ° の対象方向 1 5 1 と、その直交方向 1 5 2 に沿って位置する領域 3 3 の S A D 値の和をそれぞれ求める。

【 0 0 6 6 】

求めた各対象方向 1 5 1 の S A D 値の和が最小となる対象方向 1 5 1 を選択する (ステップ 6 5)。この選択した対象方向 1 5 1 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。

【 0 0 6 7 】

50

次に、選択した対象方向 1 5 1 に直交する方向 1 5 2 を選択する（ステップ 6 6）。選択した対象方向 1 5 1 の S A D 値の和と、それに直交する方向 1 5 2 の S A D 和の比率（対象方向の S A D 値和 / 直交方向の S A D 値和）を算出する（ステップ 6 7）。

【 0 0 6 8 】

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 1 5 1）の S A D 和は小さく、直交方向 1 5 2 の S A D 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 1 5 1）の S A D 和が増大するため、比率は増大して行く。したがって、比率をパラメータとして浸潤度を評価する事ができる。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。

10

【 0 0 6 9 】

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（R O I 3 1）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。

【 0 0 7 0 】

なお、各方向の S A D 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 3 2）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。

【 0 0 7 1 】

図 1 6（a）～（h）では、図示を容易にするために、5 × 5 の領域 3 3 からなる探索領域 3 2 における対象方向 1 5 1 および直交方向 1 5 2 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 3 2 の領域 3 3 の数に対応して領域選択パターンを設定する。

20

【 0 0 7 2 】

（実施形態 4）

実施形態 4 として、探索領域 3 2 の S A D 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。

【 0 0 7 3 】

図 1 7（a）及び（b）に、図 5（b）の位置(1)と(2)に R O I 3 1 を設定し、探索領域 3 2 の S A D 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 4 1 の内部の位置である。位置(2)は、ファントム 4 1 とそれに対して相対的に横移動しているファントム 4 2 の境界付近に位置する。位置(1)、(2)の S A D 分布を求める処理は、実施形態 1 の図 2 のステップ 2 1 ～ 2 3 および図 3 のステップ 5 1 ～ 5 3 と同様に行う。得られた S A D 分布画像（図 1 7（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、S A D 値の変動の大きい部分が強調された図 1 7（c）及び（d）の画像がそれぞれ得られる。

30

【 0 0 7 4 】

探索領域 3 2 中に境界が存在する場合には、図 1 7（d）に示すように、境界に沿った S A D 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 3 3）を 2 値化処理により抽出表示することにより、S A D 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 3 2 中に境界が存在しない場合には、図 1 7（c）のように、S A D 値の変動の大きな領域は、中心の領域（R O I 3 1 の位置に対応する移動候補領域 3 3）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。

40

【 0 0 7 5 】

上記処理によれば、S A D 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 5 4、5 5、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 2 5 ～ 2 6 を省略することができるため、処理量を大幅に削減でき

50

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ずれを計測する装置全般に適用可能である。

【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。

10

【図1】

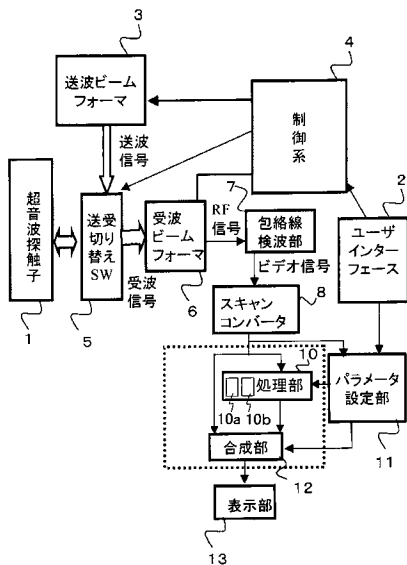


図1

【図2】

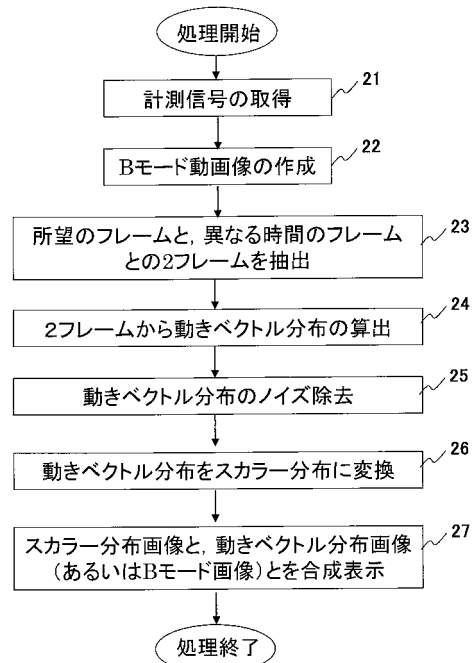


図2

【図3】

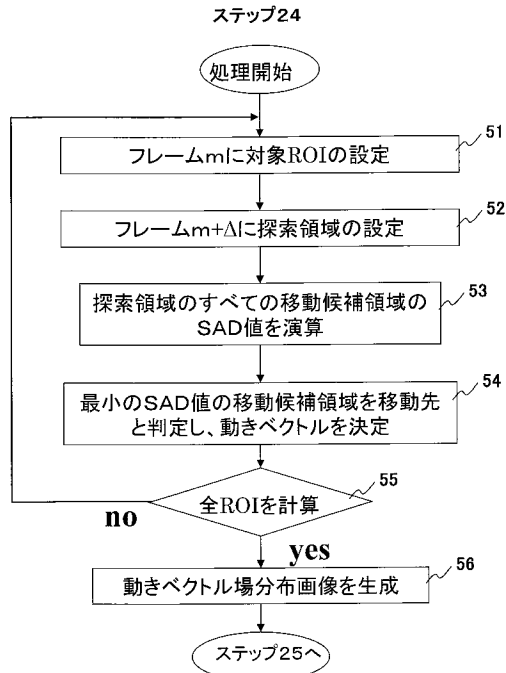


図3

【図4】

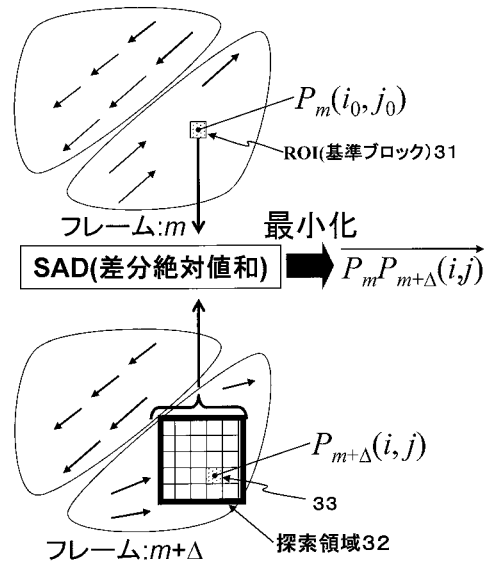


図4

【図5】

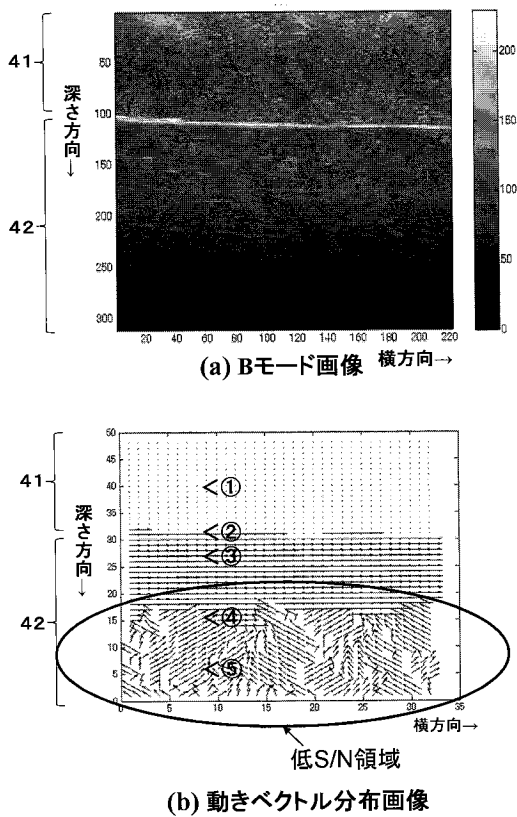


図5

【図6】

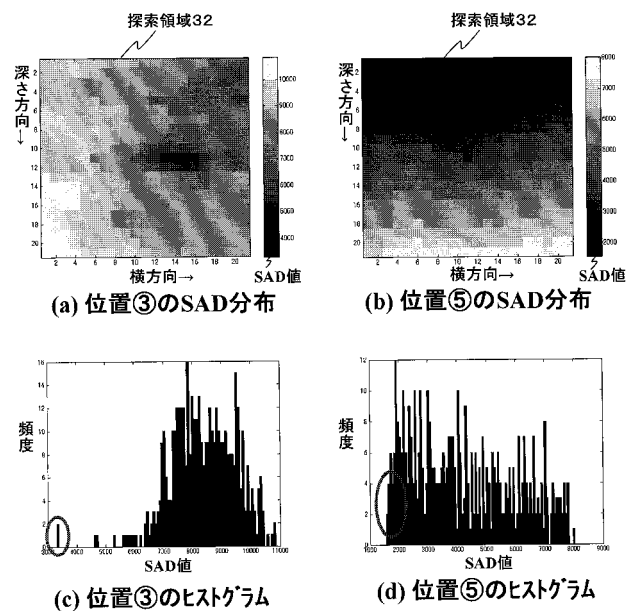


図6

【図 7】

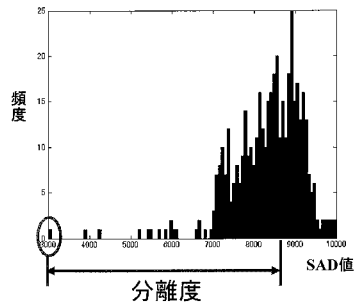


図 7

【図 8】

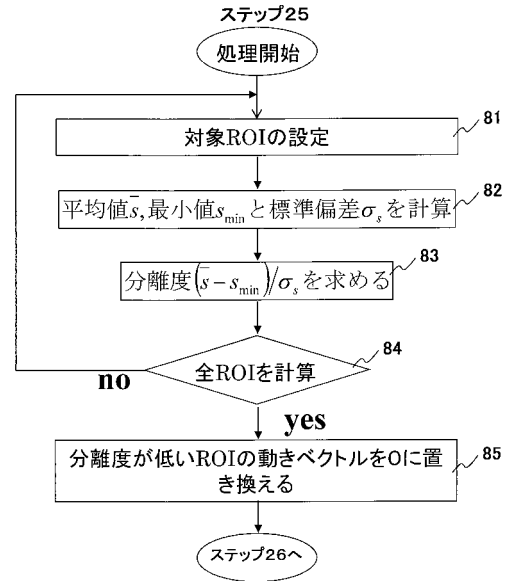
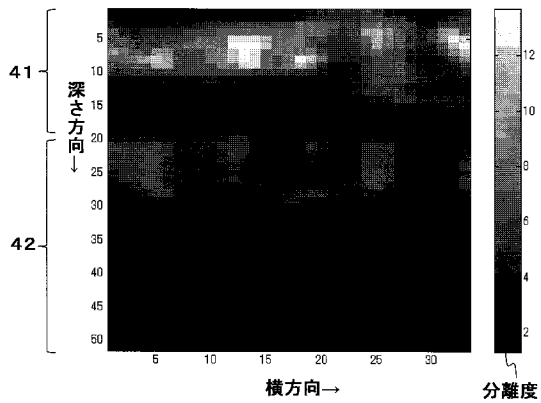


図 8

【図 9】



分離度画像

図 9

【図 10】

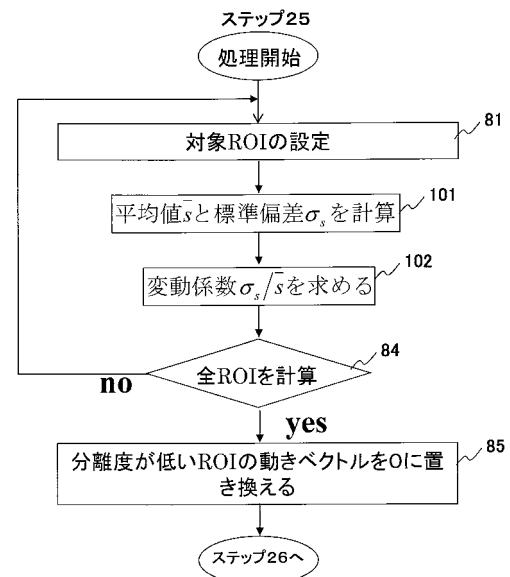


図 10

【図 1 1】

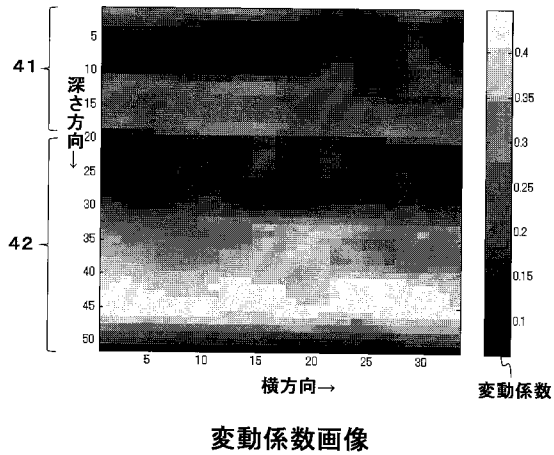


図 11

【図 1 2】

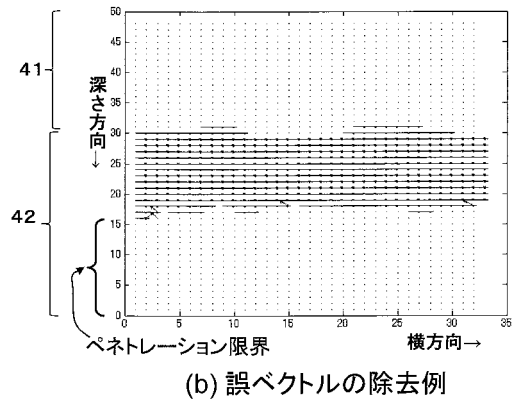
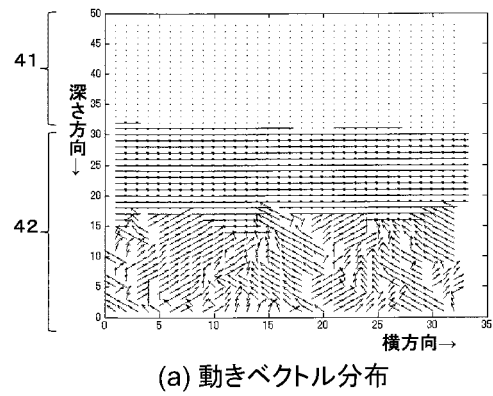


図 12

【図 1 3】

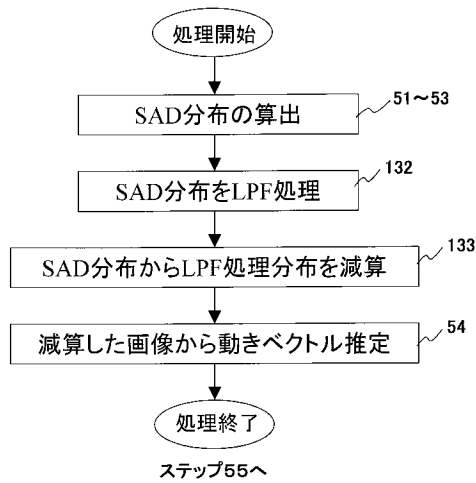


図 13

【図 1 4】

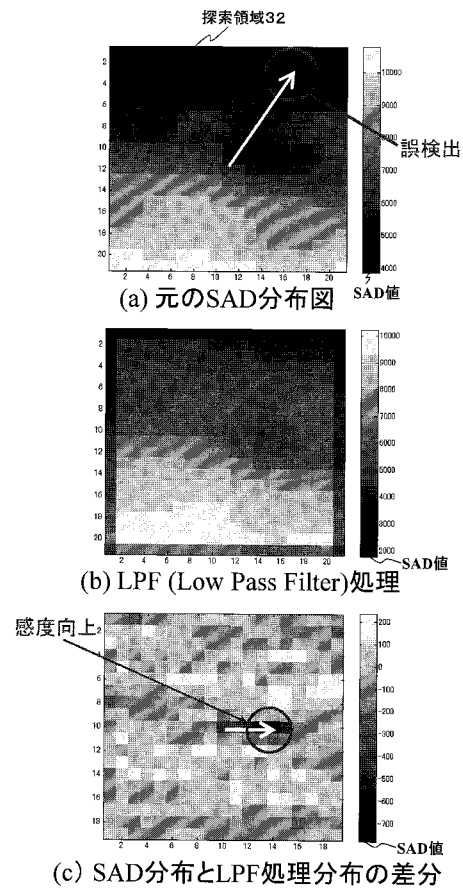


図 14

【 図 1 5 】

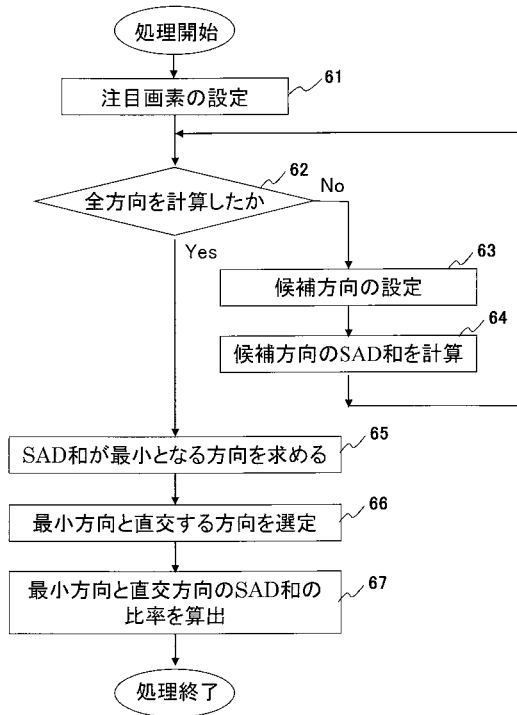


図15

【 図 1 6 】

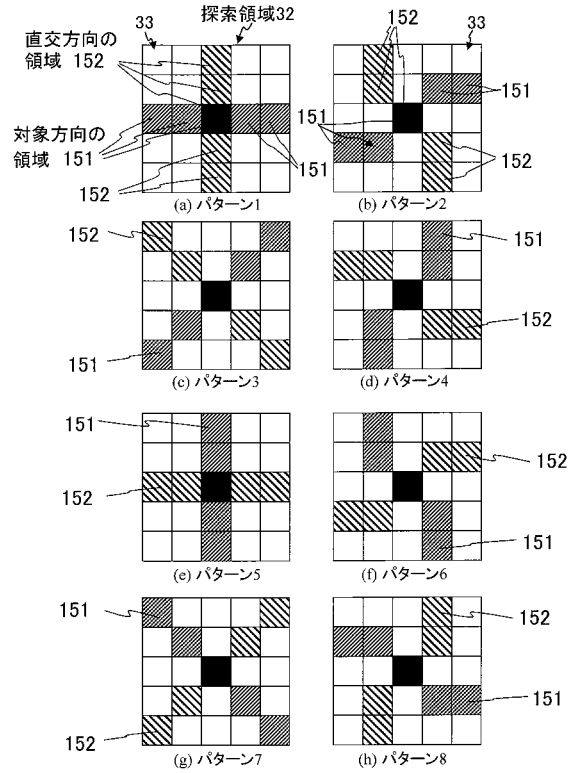


図16

【 図 1 7 】

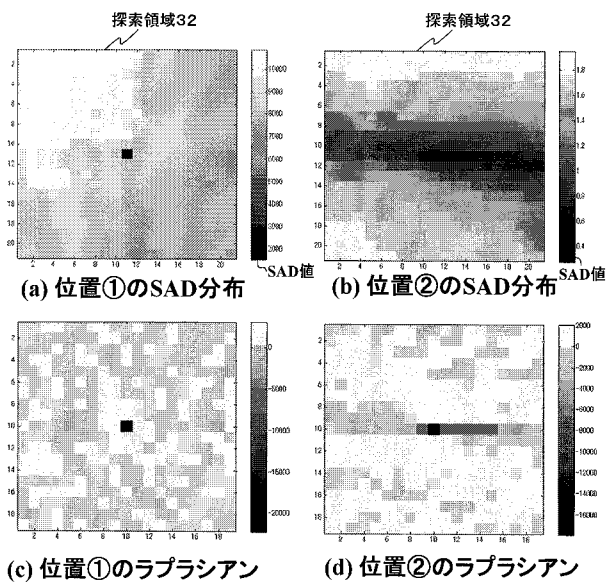


図17

【手続補正書】

【提出日】平成24年4月9日(2012.4.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項12

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項12】

請求項11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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0029

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【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の位置とを結び動きベクトルを決定する(ステップ54)。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0049

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正4】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図10

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図10】

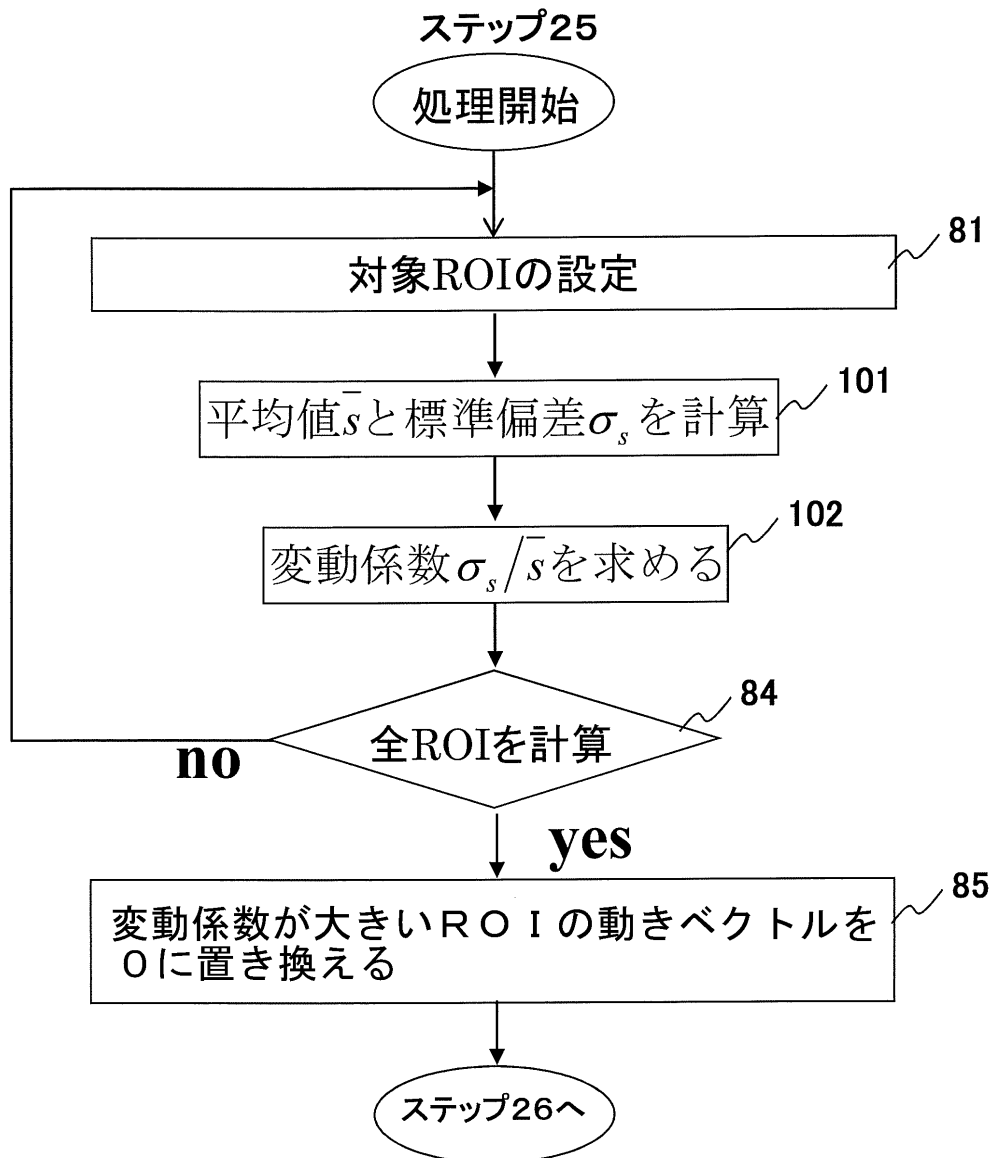


図10

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068988

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(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)

A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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 Y	JP 2004-121834 A (Hitachi Medical Corp.), 22 April 2004 (22.04.2004), paragraphs [0021] to [0024], [0030] to [0034], [0042], [0052]; fig. 4, 11 & JP 2010-104807 A & US 2006/0173292 A1 & EP 1543773 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	1, 14 10
X Y	JP 2004-351050 A (Hitachi Medical Corp.), 16 December 2004 (16.12.2004), paragraphs [0021] to [0023], [0028], [0038]; fig. 4, 5 (Family: none)	1, 14 10

☒ 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
10 November, 2010 (10.11.10)Date of mailing of the international search report
22 November, 2010 (22.11.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068988

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-57275 A (Hitachi Medical Corp.), 26 February 2004 (26.02.2004), paragraph [0018] (Family: none)	10
Y	JP 2002-222410 A (Hitachi Medical Corp.), 09 August 2002 (09.08.2002), paragraph [0014] (Family: none)	10
A	JP 2004-129773 A (Hitachi Medical Corp.), 30 April 2004 (30.04.2004), entire text; all drawings & US 2004/0073112 A1	1-12,14
P,A	WO 2010/052868 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 May 2010 (14.05.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-12,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068988

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 13

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Claim 13 pertains to a diagnostic method to be practiced on the human body and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv), to search.

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/068988	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010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	JP 2004-121834 A（株式会社日立メディコ）2004.04.22, 段落	1, 14	
Y	[0021]-[0024], [0030]-[0034], [0042], [0052], 図4, 図11 & JP 2010-104807 A & US 2006/0173292 A1 & EP 1543773 A1 & WO 2004/024003 A1 & CN 1681439 A	10	
X	JP 2004-351050 A（株式会社日立メディコ）2004.12.16, 段落	1, 14	
Y	[0021]-[0023], [0028], [0038], 図4, 図5（ファミリーなし）	10	
Y	JP 2004-57275 A（株式会社日立メディコ）2004.02.26, 段落[0018] （ファミリーなし）	10	
☒ 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 10.11.2010		国際調査報告の発送日 22.11.2010	
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） 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 8 9 8 8
C (続き) . 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
Y	JP 2002-222410 A (株式会社日立メディコ) 2002. 08. 09, 段落[0014] (ファミリーなし)	10
A	JP 2004-129773 A (株式会社日立メディコ) 2004. 04. 30, 全文, 全図 & US 2004/0073112 A1	1-12, 14
P, A	WO 2010/052868 A1 (株式会社日立メディコ) 2010. 05. 14, 全文, 全 図 (ファミリーなし)	1-12, 14

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 6 8 9 8 8

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 1 3 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 1 3 は、人の身体の診断方法に関するものであって、PCT第17条(2)(a)(iv)及びPCT規則39.1の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 5L096 AA03 AA06 BA06 BA13 CA04 EA05 GA08 GA17 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。

专利名称(译)	超声成像设备，超声成像方法和超声成像程序		
公开(公告)号	JPWO2011052602A1	公开(公告)日	2013-03-21
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/EA05 5L096/GA08 5L096/GA17 5L096/HA04		
优先权	2009246734 2009-10-27 JP		
其他公开文献	JP5587332B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种超声成像设备，该超声成像设备能够区分回声信号较弱的噪声区域。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。在参考帧中设置关注区域，在比较帧中设置比关注区域宽的搜索区域，并且在搜索区域中设置作为移动关注区域的候选的多个候选区域。针对每个候选区域计算该区域中的图像特征值的相似度，并且获得在整个搜索区域上的相似度分布。这使得可以基于相似度的分布来确定关注区域是否是噪声区域。例如，在相似度分布中，获得用于比较相似度的最小值和相似度的整体值的统计量。感兴趣区域的可靠性可以通过比较统计信息和阈值来确定。

【図7】

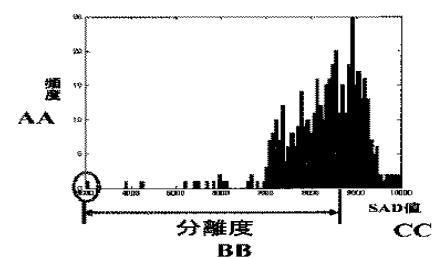


図7

AA FREQUENCY
BB DEGREE OF SEPARATION
CC SAD VALUE