

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4982393号
(P4982393)

(45) 発行日 平成24年7月25日 (2012. 7. 25)

(24) 登録日 平成24年4月27日 (2012. 4. 27)

(51) Int. Cl.		F I	
G 0 6 T	5/20	(2006. 01)	G O 6 T 5/20 C
A 6 1 B	8/00	(2006. 01)	A 6 1 B 8/00
G 0 6 T	1/00	(2006. 01)	G O 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 17 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-7504 (P2008-7504)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成20年1月17日 (2008. 1. 17)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-204441 (P2008-204441A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年9月4日 (2008. 9. 4)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成23年1月5日 (2011. 1. 5)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2007-12844 (P2007-12844)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成19年1月23日 (2007. 1. 23)	(74) 代理人	100108855
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像フィルタリング装置、画像フィルタリングプログラム、画像フィルタリング方法及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、

前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするソート手段と、

前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とする算出手段と、

を具備することを特徴とする画像フィルタリング装置。

【請求項 2】

前記算出手段は、前記部分行列の各列の各要素を行毎にソートし、このソートした結果の部分行列から、前記部分行列の各要素の中央値でないことが事前に論理的に既知である所定位置の要素を除外することを特徴とする請求項 1 に記載の画像フィルタリング装置。

【請求項 3】

画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、

前記入力行列の各列の各要素を行毎にソートするソート手段と、

前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む列から成り、列数が前記

入力行列の列数より少なく、行数が前記入力行列の行数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、前記中央値を前記出力値とする算出手段と、

を具備することを特徴とする画像フィルタリング装置。

【請求項 4】

前記抽出手段は、前記部分行列の各行の各要素を列毎にソートし、このソートした結果の部分行列から、前記部分行列の各要素の中央値でないことが事前に論理的に既知である所定位置の要素を除外することを特徴とする請求項 3 に記載の画像フィルタリング装置。

【請求項 5】

画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、

前記入力行列の第 1 の方向の各要素を前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向の要素毎にソートするソート手段と、

前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む前記第 1 の方向の要素とその周囲の第 1 の方向の要素から成る、第 1 の方向の要素の数が前記入力行列の第 1 の方向の要素の数より少なく、前記第 2 の方向の要素の数が前記入力行列の第 2 の方向の要素の数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、前記中央値を前記出力値とする算出手段と、

を具備することを特徴とする画像フィルタリング装置。

【請求項 6】

前記算出手段は、前記部分行列の第 2 の方向の要素を前記第 1 の方向の要素毎にソートし、このソートした結果の部分行列から、前記部分行列の各要素の中央値でないことが事前に論理的に既知である所定位置の要素を除外することを特徴とする請求項 5 に記載の画像フィルタリング装置。

【請求項 7】

前記第 1 の方向は行方向であり、前記第 2 の方向は列方向であることを特徴とする請求項 5 若しくは 6 に記載の画像フィルタリング装置。

【請求項 8】

前記第 1 の方向は列方向であり、前記第 2 の方向は行方向であることを特徴とする請求項 5 若しくは 6 に記載の画像フィルタリング装置。

【請求項 9】

超音波による画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値の算出をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするソート手順と、

前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするように促す第 1 の手順と、

前記ソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出するように促す第 2 の手順と、

前記部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とするように促す第 3 の手順と、

をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 10】

前記第 3 の手順として、前記部分行列の各列の各要素を行毎にソートするように促す第 3 - 1 の手順と、

前記第 3 - 1 の手順によりソートした結果の部分行列から、前記部分行列の各要素の中央値でないことが事前に論理的に既知である所定位置の要素を除外するように促す第 3 - 2 の手順と、

を前記コンピュータに実行させるための請求項 9 に記載のプログラム。

【請求項 1 1】

画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング方法であって、

前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートする第 1 の段階と、

前記ソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出する第 2 の段階と、

前記部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とする第 3 の段階と、
を有することを特徴とする画像フィルタリング方法。

10

【請求項 1 2】

前記第 3 の段階は、前記部分行列の各列の各要素を行毎にソートする第 3 - 1 の段階と、

前記第 3 - 1 の段階でソートした結果の部分行列から、前記部分行列の各要素の中央値でないことが事前に論理的に既知である所定位置の要素を除外する第 3 - 2 の段階と、
を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の画像フィルタリング方法。

【請求項 1 3】

超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを発生する手段と、

前記画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手段と、

20

前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートするソート手段と、

前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する抽出手段と、

前記抽出された部分行列を構成する複数の要素値から中央値を選択する選択手段と、

前記選択手段により選択された中央値から構成されるフィルタリング画像を生成するフィルタリング画像生成手段と、

前記フィルタリング画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記部分行列は、前記ソート手段によりソートされた行列における前記基準位置の要素及び前記基準位置の周辺の行に含まれる要素からなる請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 1 5】

画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手段と、

前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートするソート手段と、

前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段で抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する選択手段と、

40

を具備することを特徴とする画像フィルタリング装置。

【請求項 1 6】

画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手順と、

前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートする手順と、

前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する手順と、

前記抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する手順と、

をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 1 7】

50

画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する段階と、

前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートする段階と、

前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する段階と、

前記抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する段階と、

を有することを特徴とする画像フィルタリング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は画像フィルタリング装置及び画像フィルタリングプログラムならびに画像フィルタリング方法に関し、特に被検体から得られる超音波ドプラ信号に基づいて画像化を行う超音波診断装置に於ける画像フィルタリング装置、画像フィルタリングプログラム、画像フィルタリング方法及び超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

ラスト画像に於けるフィルタ処理のうち、メディアンフィルタ（中央値抽出フィルタ）は、解像度と画像形状の境界を維持しつつ、ノイズの除去、画素の欠落の低減、及び平滑化を行うものとして知られている。メディアンフィルタの適用例として、超音波診断法に於けるカラードブラ法が挙げられる。

20

【0003】

カラードブラ法は、超音波パルスにより生体内の所定断面を走査し、血液（血球）等を移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、前記反射体の速度（血流速度）に対応して生ずるドプラ周波数偏移を捉えて画像化を行うものである。上述のカラードブラ法に於ける診断能を高めるためには、優れた計測精度（特に低流速検出能）、時間分解能、更には空間分解能が要求されるが、これらの要求項目を同時に高度に満足させることは困難である。そのため、空間分解能の劣化に対しては、2次元のメディアンフィルタ（中央値抽出フィルタ）によって血管や血流分布の境界線を平滑化し、ノイズを除去し、超音波の干渉現象等によって生ずる画像抜け（いわゆる黒抜けパターン）を低減している（例えば、下記特許文献1参照）。

30

【0004】

しかし、メディアン処理は実質的にはデータのソート（並べ替え）であり、比較・入れ替えのために多数の計算を必要とする。そのため、メディアン処理のソート計算回数を低減するための種々の方法が考案されている。

【0005】

例えば、3行3列のデータについて、最初に各列をソートし、次に各行をソートし、最後に対角線の3つのデータをソートして、それらのメディアン値を得る方法が知られている（例えば、下記特許文献2参照）。また、3行3列以外の最大5行5列までのデータのソートの方法は、下記非特許文献1に示されている。

【特許文献1】特開2000-262520号公報

40

【特許文献2】特開平11-149554号公報

【非特許文献1】“Fast Algorithms for Median Filtering”, Intel Corporation, 2001.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前記特許文献2及び“Fast Algorithms for Median Filtering”, Intel Corporation, 2001.に記載のアルゴリズムは、SIMD (Single Instruction Multiple Data: 単一命令多数データ) プロセッサ等を用いて複数データを同時に計算する場合に効果的である。しかしながら、メディアン処理のために、依然として

50

多くの計算回数を必要とするものであった。

【 0 0 0 7 】

したがって本発明は前記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、メディアンフィルタと同様の平滑化、ノイズ除去画像抜け低減等の効果を有し、メディアンフィルタより計算回数が少なく高速な画像フィルタリング装置、画像フィルタリングプログラム、画像フィルタリング方法及び超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

すなわち本発明は、画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするソート手段と、前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とする算出手段と、を具備することを特徴とする。

10

【 0 0 0 9 】

また本発明は、画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、前記入力行列の各列の各要素を行毎にソートするソート手段と、前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む列から成り、列数が前記入力行列の列数より少なく、行数が前記入力行列の行数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、前記中央値を前記出力値とする算出手段と、を具備することを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

更に本発明は、画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング装置であって、前記入力行列の第1の方向の各要素を前記第1の方向と直交する第2の方向の要素毎にソートするソート手段と、前記ソート手段のソート結果の行列より、前記基準位置を含む前記第1の方向の要素とその周囲の第1の方向の要素から成る、第1の方向の要素の数が前記入力行列の第1の方向の要素の数より少なく、前記第2の方向の要素の数が前記入力行列の第2の方向の要素の数と等しい部分行列を抽出する抽出手段と、前記抽出手段で抽出された部分行列の各要素の中央値を算出し、前記中央値を前記出力値とする算出手段と、を具備することを特徴とする。

30

【 0 0 1 1 】

本発明は、超音波による画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値の算出をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするソート手順と、前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートするように促す第1の手順と、前記ソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出するように促す第2の手順と、前記部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とするように促す第3の手順とをコンピュータに実行させるためのプログラムである。

40

【 0 0 1 2 】

本発明は、画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を入力行列とし、前記入力に対応する出力値を算出する超音波画像フィルタリング方法であって、前記入力行列の各行の各要素を列毎にソートする第1の段階と、前記ソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る、行数が前記入力行列の行数より少なく、列数が前記入力行列の列数と等しい部分行列を抽出する第2の段階と、前記部分行列の各要素の中央値を算出し、該中央値を前記出力値とする第3の段階と、を有することを特徴とする。

50

本発明は、超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを発生する手段と、前記画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手段と、前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートするソート手段と、前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する抽出手段と、前記抽出された部分行列を構成する複数の要素値から中央値を選択する選択手段と、前記選択手段により選択された中央値から構成されるフィルタリング画像を生成するフィルタリング画像生成手段と、前記フィルタリング画像を表示する表示手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

本発明は、画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手段と、前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートするソート手段と、前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する抽出手段と、前記抽出手段で抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する選択手段とを具備することを特徴とする画像フィルタリング装置である。

本発明は、画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する手順と、前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートする手順と、前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する手順と、前記抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する手順とをコンピュータに実行させるためのプログラムである。

本発明は、画像データから基準位置の画素を含む所定範囲内の画素値を要素値とする入力行列を生成する段階と、前記入力行列の要素値を列毎又は行毎にソートする段階と、前記ソート手段によりソートされた行列から、前記基準位置を含み、前記所定範囲より小さい範囲の部分行列を抽出する段階と、前記抽出された部分行列を構成する複数の要素の値から中央値を選択する段階と、を有することを特徴とする画像フィルタリング方法である。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、メディアンフィルタと同様の平滑化、ノイズ除去画像抜け低減等の効果を有し、メディアンフィルタより計算回数が少なく高速な画像フィルタリング装置、画像フィルタリングプログラム、画像フィルタリング方法及び超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【0015】

（第1の実施形態）

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【0016】

図1は、本発明の第1の実施形態による超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0017】

図1に於いて、この超音波診断装置10は、図示されない被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブ11と、所定の走査方向に対して超音波の送受波を行うために超音波プローブ11に対して電気信号の送受信を行う送受信部12と、所定の走査方向から得られた受信超音波信号に基づいてBモード超音波画像データを生成・処理する画像処理部13と、該画像処理部13で処理された超音波画像を表示するための表示部16とを備えて構成されている。

【0018】

前記画像処理部13は、受信超音波信号よりBモード画像データの生成・処理を行うBモード画像処理部14と、受信超音波信号よりドブラ画像データの生成・処理を行うドブ

10

20

30

40

50

ラ画像処理部 15 とを有して成る。また、前記表示部 16 は、前記画像処理部 13 で処理された超音波画像の走査方式を表示用に変換するスキャンコンバータ 17 と、該スキャンコンバータ 17 によって走査変換された超音波画像を表示するカラーモニタ 18 とから成っている。

【0019】

このような構成の超音波診断装置 10 に於いて、送受信部 12 を介して超音波プローブ 11 から、図示されない被検体に対して所定の操作方向に超音波ビームが照射される。そして、反射されたビームを受けると、超音波プローブ 11 から受信信号（受信エコー）が送受信部 12 に出力される。すると、この送受信部 12 で受信された受信超音波信号に基づいて、画像処理部 13 内の B モード画像処理部 14 にて B モード画像データの生成・処理が行われると共に、ドプラ画像処理部 15 にてドプラ画像データの生成・処理が行われる。

10

【0020】

そして、これらの生成・処理された B モード画像及びドプラ画像のデータが、表示部 16 内のスキャンコンバータ 17 にて表示用の操作方式に変換される。次いで、このスキャンコンバータ 17 によって走査変換された超音波画像が、カラーモニタ 18 上に表示される。

【0021】

次に、図 1 に示されるドプラ画像処理部 15 の構成について、図 2 を参照して詳細に説明する。

20

【0022】

図 2 は、ドプラ画像処理部 15 の詳細な構成を示したブロック図である。このドプラ画像処理部 15 は、直交位相検波器 21 と、A/D 変換器 22 と、ドプラ信号記憶部 23 と、MTI (Moving Target Indication) フィルタ 24 と、自己相関器 25 と、演算器 26 と、非線形空間フィルタ（ソーティングフィルタ）28 と、線形空間フィルタ（スムーズフィルタ）29 と、を備えている。

【0023】

前記直交位相検波器 21 では、複数回の超音波送受信で得られる受信信号に対して直交位相検波が行われ、ここで位相の 90 度異成る I 及び Q 成分を有する I Q 信号として出力される。I Q 信号は A/D 変換器 22 でデジタル信号に変換されて、順次ドプラ信号記憶部 23 に格納される。このドプラ信号記憶部 23 では、同一走査方向の位置（深さ）順に格納された I Q 信号が、同一位置の送受信時間順に読み出される。

30

【0024】

MTI フィルタ 24 では、前記ドプラ信号記憶部 23 で読み出される I Q 信号のうち、生体組織の移動に起因する成分（クラッタ信号成分）が除去されて、血流情報のみが抽出される。自己相関器 25 では、MTI フィルタ 24 を通過したドプラ信号に対して自己相関処理が行われる。演算器 27 では、この自己相関器 25 の自己相関処理結果に基づいて、血流の平均流速値や分散値、更にはパワー値等が算出されて、カラードプラ画像データが生成される。

【0025】

演算器 27 から出力されたカラードプラ画像データは、ソーティングフィルタ 28 及びスムーズフィルタ 29 によってフィルタリング処理が行われ、表示部 16 に出力される。ソーティングフィルタ 28 は、血管や血流分布の境界線を平滑化し、ノイズを除去し、画像抜けを低減するものである。このソーティングフィルタ 28 は、本実施形態に於ける主要部であり、その詳細な処理手順については後述する。

40

【0026】

また、ソーティングフィルタ 28 は従来技術に於けるメディアンフィルタに相当するものである。スムーズフィルタ 29 も画像の平滑化のためのものであるが、その伝達関数は一般的に線形であり、フィルタリングの効果は前記ソーティングフィルタ 28 と異なっている。

50

【 0 0 2 7 】

尚、本実施形態では、ソーティングフィルタ 2 8、スムーズフィルタ 2 9 の順に処理されるとしているが、これらの処理の順番にかぎられるものではなく、スムーズフィルタ 2 9 が先であってもよい。また、本実施例ではソーティングフィルタによる処理を行うのはカラードブラ画像データのうち速度値画像データのみであることを前提としているが、分散値画像データやパワー値画像データであってもよい。

【 0 0 2 8 】

次に、図 3 及び図 4 を参照して、ソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について説明する。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、所定の時刻に於ける速度値画像データを走査方向、深さ方向に行列として表した図である。

【 0 0 3 0 】

速度値画像データ全体の行列 3 0 のうち、所定位置 3 1 のフィルタリングのために、該所定位置 3 1 を基準位置とする所定範囲が入力行列 3 2 として設定される。図 4 (a) は、入力行列 3 2 の各画素値の例を示した図である。ソーティングフィルタ 2 8 の第 1 の処理手順 (第 1 の段階 (第 1 のステップ)) として、入力行列 3 2 の列毎に、値の大小に基づいて並べ替え (ソート) が実施される。尚、本実施形態に於いては、ソートを全て昇順として説明するが、これらを全て「降順」と読み替えても同一の結果となる。

【 0 0 3 1 】

上述した第 1 の処理手順終了後の各画素値の例を、7 行 3 列の行列 3 2 a として図 4 (b) に示す。同図に於いて、各列を 3 3 a、3 3 b 及び 3 3 c として、図示の如く枠で囲んで表すものとする。

【 0 0 3 2 】

次いで、ソーティングフィルタ 2 8 の第 2 の処理手順 (第 2 の段階 (第 2 のステップ)) として、前記第 1 の処理手順によってソートされた 7 行 3 列の行列 3 2 a から、部分行列 3 4 が抽出される。本実施形態では、図 4 (c) に示されるように、基準位置 3 1 の行 3 5 b と、その両側にある行 3 5 a 及び 3 5 c の、合計 3 行が抽出されている。その結果、部分行列 3 4 は 3 行 3 列になっている。

【 0 0 3 3 】

ところで、本実施形態では、入力行列 3 2 の行列数は 7 行 3 列であるが、本発明に於ける入力行列の行列数は、必ずしもこれと同一である必要はない。例えば、入力行列を 3 行 3 列、または 5 行 5 列としてもよい。しかしながら、入力行列 3 2 の行数及び列数は、奇数であることが望ましい。また、部分行列 3 4 の列数は入力行列 3 2 と同一である必要があるが、行数は入力行列 3 2 より少なければよい。尚、3 行 3 列及び 5 行 5 列の実施形態は、第 3 及び第 4 の実施形態として後述する。

【 0 0 3 4 】

次に、ソーティングフィルタ 2 8 の第 3 の処理手順として、部分行列 3 4 のメディアン値 (中央値) がソーティングフィルタ 2 8 の出力値とされる。但し、図 4 (c) に示される時点で列毎のソートは既に済んでいるので、本処理手順では、以降に説明する 2 つの段階が実施されればよい。

【 0 0 3 5 】

この第 3 の処理手順の最初の段階 (第 3 - 1 の段階 (第 3 のステップ)) として、部分行列 3 4 の行毎にソートされる。図 4 (d) は、第 3 のステップの終了後の各画素値の例を示した図である。

【 0 0 3 6 】

そして、第 3 の処理手順の次の段階 (第 3 - 2 の段階 (第 4 のステップ)) では、前記最初の段階 (第 3 のステップ) でソートされた部分行列 3 4 a から、第 1 行第 3 列、第 2 行第 2 列、第 3 行第 1 列が抽出され、他の位置にある画素が取り除かれる。すなわち、図 4 (e) に示されるように、基準位置 3 1 を含む画素 3 6 を残し、画素 3 7 a、3 7 b が

10

20

30

40

50

取り除かれる。これは、第 1 行第 3 列、第 2 行第 2 列、第 3 行第 1 列以外の位置にある画素値は、前述した第 4 のステップの終了時点でメディアン値でないことが論理的に明らかだからである。

【 0 0 3 7 】

更に、3 画素から構成される画素集合 6 2 をソートして、図 4 (f) に示される画素集合 3 6 a を得れば、基準位置 3 1 にある画素が出力となる。

【 0 0 3 8 】

本実施形態に於けるフィルタのメディアンフィルタとの類似度は、以下のようにして計算することができる。

【 0 0 3 9 】

10

先ず、本実施形態に於けるフィルタの結果が、これと同じ入力行列サイズのメディアンフィルタの結果と一致する確率を計算する。前記 2 つのフィルタの結果が一致する条件は、次の通りである。

(i) 入力行列 3 2 のメディアン値 (本実施形態に於いては「 2 5 」) を示す画素の位置が、前記第 1 のステップが終了した段階で、部分行列 3 4 の中、つまり行列 3 2 a の 3 行目乃至 5 行目の間に入っていること。

(ii) 部分行列 3 4 内で、フィルタの出力値より小さい画素の数とより大きい画素の数が等しい。何故ならば、本実施形態に於けるフィルタの出力値は、部分行列 3 4 のメディアン値だからである。

【 0 0 4 0 】

20

例えば、本実施形態に於ける入力行列値では、前記 (i) 、 (ii) を満たし、本実施形態に於けるフィルタもメディアンフィルタも、共に結果「 2 5 」を与える。確率の計算は、フィルタの出力値より小さい画素をグループ A (要素数 N) 、より大きい画素をグループ B とする。そして、前記条件に於いて、下記 (1) 式が成立する。

【 数 1 】

$$P = \sum P_1 \cdot P_2 \quad \dots(1)$$

【 0 0 4 1 】

但し、 P_1 はグループ A、B からフィルタの出力値を含む列の各画素 (フィルタの出力値自体を除く) を選び、そのうちグループ A の数が x の場合の確率

30

P_2 は前記で残った各画素から他の列の各画素を選び、そのうちグループ A の数が y の場合の確率、である。

【 0 0 4 2 】

このとき、 P_1 及び P_2 は、下記 (2) 式、 (3) 式の如く成る。

【 数 2 】

$$P_1 = \frac{{}_N C_x \cdot {}_{20-N} C_{6-x}}{{}_{20} C_6} \quad \dots(2)$$

$$P_2 = \frac{{}_{N-x} C_y \cdot {}_{14-(N-x)} C_{7-y}}{{}_{14} C_7} \quad \dots(3)$$

40

【 0 0 4 3 】

フィルタの出力値はメディアン値に等しいから、グループ A の要素数 N は 1 0 である。そこで、前記条件に於ける x 、 y の組み合わせと P_1 、 P_2 、 P を表すと、以下の表 1 のようになる。

【表 1】

表 1

x	y	P ₁	P ₂	P ₁ P ₂
3	全て	0.3715	1	0.3715
2	3	0.2438	0.2448	0.0597
2	4	0.2438	0.4079	0.0995
2	5	0.2438	0.2448	0.0597
4	2	0.2438	0.2448	0.0597
4	3	0.2438	0.4079	0.0995
4	4	0.2438	0.2448	0.0597
				P=0.8091

10

【0044】

つまり、本実施形態に於けるフィルタの結果がメディアンフィルタの結果と一致する確率は、0.8091である。

【0045】

次に、本実施形態に於けるフィルタの結果が、メディアンフィルタの結果とソートの序列が前後1つだけしか異なる場合の確率について計算する。

20

【0046】

確率の計算方法は、前記(1)式、(2)式を用い、 $N = 11$ または9とする。ここでは計算過程を省略して結果だけ示すと、 $N = 11$ と $N = 9$ のそれぞれで $P = 0.0804$ となる。

【0047】

以上から、本実施形態に於けるフィルタの結果が、メディアンフィルタの結果とソートの序列が大きくとも前後1つだけしか異なる場合の確率は、 $0.8091 + 2 \times 0.0804 = 0.97$ となり、本実施形態に於けるフィルタは、ほとんどメディアンフィルタと同じ結果を与えると結論付けられる。

30

【0048】

次に、本実施形態が完全なメディアンフィルタより計算回数が少なく高速に処理できることを示すため、7行3列の完全なメディアンフィルタの計算方法について、図5を参照して、以下に説明する。

【0049】

元の入力行列32を列毎にソートして行列32aを得る手順は、本実施形態と同一であるが、以降の処理が異なっている。

すなわち、図5(a)に示されるような行列32a全体を、次には行毎にソートして、図5(b)に示されるように行列32bを得る。ソート前後の数値の様子は、図5(a)及び(b)に示される。ソートする各行は、61a~61gとして、図示の如く枠で囲んで表している。

40

【0050】

行列32bから、図5(c)に示される62で表される各画素が抽出される。そして、他の位置、すなわち、図5(c)に示される63a、63bで表される画素は、メディアンではないので取り除かれる。前記画素62の各行の位置を再構成して、図5(d)に示されるような行列62aを得る。

【0051】

以降は、本実施形態に於ける部分行列34と同様の処理を実施すれば、所定位置31に入力行列32の完全なメディアンが得られることになる。

【0052】

50

以上の 7 行 3 列の完全なメディアンフィルタの計算回数を、2 画素の比較・入れ替えの回数として算出する。

【 0 0 5 3 】

マージ = 入れ替え法によって 3、7 個のデータをソートするためには、それぞれ 3、16 回の比較を必要とする。故に、処理の各段階で必要な比較回数とその合計は

7 行 3 列の列毎ソート・・・48 回
 7 行 3 列の行毎ソート・・・21 回
 3 行 3 列の行毎ソート・・・9 回
 3 画素のソート・・・・・・3 回
 計 81 回

10

これに対し、本実施形態に於ける 7 行 3 列のフィルタの計算回数は

7 行 3 列の列毎ソート・・・48 回
 3 行 3 列の行毎ソート・・・9 回
 3 画素のソート・・・・・・3 回
 計 60 回

となり、計算回数が削減される。

【 0 0 5 4 】

したがって、本実施形態によれば、メディアンフィルタと同様の効果を有しながら、メディアンフィルタより計算回数が少なく高速な画像フィルタリングを行うことができる。

【 0 0 5 5 】

20

(第 2 の実施形態)

前述した第 1 の実施形態では、先ず入力行列 3 2 の各行の各要素を列毎にソートし、次いで前記ソート結果の行列より、前記基準位置を含む行とその周囲の行から成る部分行列を抽出するようにしているが、これに限られるものではない。例えば、本第 2 の実施形態では、先に入力行列 3 2 の各列の各要素を行毎にソートするようにしている。

【 0 0 5 6 】

以下、図 6 を参照して、本発明の第 2 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について説明する。

【 0 0 5 7 】

図 3 は、所定の時刻に於ける速度値画像データを走査方向、深さ方向に行列として表した図である。

30

【 0 0 5 8 】

図 6 (a) は、入力行列 4 2 の各画素値の例を示した図である。ソーティングフィルタ 2 8 の第 1 のステップとして、入力行列 3 2 の行毎にソートが実施される。前述した第 1 のステップ終了後の各画素値の例を、7 行 3 列の行列 4 2 a として図 6 (b) に示す。同図に於いて、各行を 4 3 a ~ 4 3 g として、図示の如く枠で囲んで表すものとする。

【 0 0 5 9 】

次いで、ソーティングフィルタ 2 8 の第 2 のステップとして、前記第 1 のステップによってソートされた 7 行 3 列の行列 4 2 a から、部分行列 4 4 が抽出される。本実施形態では、図 6 (c) に示されるように、基準位置 4 1 の列 4 5 の 1 列が抽出されている。その結果、部分行列 4 4 は 7 行 1 列になっている。

40

【 0 0 6 0 】

次に、ソーティングフィルタ 2 8 の第 3 のステップとして、部分行列 4 4 の列がソートされる。図 6 (d) は、第 3 のステップの終了後の各画素値の例を示した図である。

【 0 0 6 1 】

そして、第 4 のステップにて、第 3 のステップでソートされた部分行列 4 4 a から、図 6 (e) に示されるように、基準位置 4 7 を含む画素 4 6 を残し、他の画素が取り除かれる。

【 0 0 6 2 】

以上の処理方法による計算回数は、次のようになる。

50

7 行 3 列の行毎ソート・・・2 1 回
 7 行 1 列のソート・・・1 6 回
 計 3 8 回

このように、7 行 3 列の完全なメディアンフィルタに比べて、計算回数が削減される。但し、前述した第 1 の実施形態とは、フィルタの特性やメディアンフィルタとの類似性が異なってくるので、第 1 の実施形態と別途の画質の確認を要する。

【0 0 6 3】

このようにソートの順序を変えても、前述した第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0 0 6 4】

尚、この第 2 の実施形態に於いても、前述した第 1 の実施形態と同様に、ソートを全て昇順として説明したが、これらを全て「降順」としても同一の結果となる。更に、本実施形態に於ける入力行列の行列数は、必ずしもこれと同一である必要はないのは勿論である。

【0 0 6 5】

(第 3 の実施形態)

前述した第 1 及び第 2 の実施形態は、何れも 7 行 3 列のソーティングフィルタを例として説明した。この第 3 の実施形態では、メディアンフィルタの実施形態でも挙げられることの多いサイズである 3 行 3 列のソーティングフィルタについて説明する。

【0 0 6 6】

以下、図 7 を参照して、3 行 3 列 (3 × 3) のソーティングフィルタの処理手順について説明する。

【0 0 6 7】

図 7 (a) は、所定範囲 5 1 の各画素値の例を示した図である。前述した実施形態と同様の方法により、所定範囲、すなわち入力行列 5 1 の列毎にソートが実施される。図 7 (b) は、第 1 の処理手順終了後の各画素値の例を示した図である。また、各列が 5 3 a、5 3 b 及び 5 3 c として枠で囲って表されている。

【0 0 6 8】

次に、列毎にソートされた 3 行 3 列の行列 5 2 a から、図 7 (c) に示されるように、2 行目、すなわち 5 4 が抽出される。更に、図 7 (d) に示されるように、画素 5 4 a がソートされて、それらのメディアン値 (中央値) がソーティングフィルタの出力値 5 5 とされる。

【0 0 6 9】

メディアンフィルタのための従来例では、処理手順が 3 列のソート、3 行のソート、3 つの画素のソートの順であるが、本第 3 の実施形態では、3 列のソート、1 行のソート (すなわち 3 つの画素のソート) の順であり、同じサイズでは明らかに本実施形態の方がメディアンフィルタより計算回数が少ないことがわかる。

【0 0 7 0】

このように、前述した実施形態によれば、メディアンフィルタより計算回数が少なく高速な画像フィルタリング方法を提供することができる。

【0 0 7 1】

(第 4 の実施形態)

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。

【0 0 7 2】

前述した第 3 の実施形態では、3 行 3 列の正方行列について説明した。入力行列が正方行列であっても、5 行 5 列のフィルタはより複雑な処理となる。以下、図 8 を参照して、本発明の第 4 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について説明する。

【0 0 7 3】

図 8 (a) は、所定位置 7 1 の周囲の入力行列 7 2 の各画素値の例を示した図である。

10

20

30

40

50

ソーティングフィルタ 28 の第 1 の処理手順（第 1 の段階（第 1 のステップ））として、入力行列 72 の列毎に、値の大小に基づいてソートが実施される。本実施形態に於いても、ソートを全て昇順として説明するが、これらを全て“降順”と読み替えても同一の結果となる。

【0074】

前述した第 1 の処理手順終了後の各画素値の例を、5 行 5 列の行列 72 a として、図 8 (b) に示す。同図に於いて、各列を 73 a ~ 73 e として、図示の如く枠で囲んで表すものとする。

【0075】

次いで、ソーティングフィルタ 28 の第 2 の処理手順（第 2 の段階（第 2 のステップ））として、前記第 1 の処理手順によってソートされた 5 行 5 列の行列 72 a から、部分行列 74 が抽出される。本実施形態では、図 8 (c) に示されるように、基準位置 71 の行 75 b と、該行 75 b の両側に存在する行 75 a 及び 75 c の、合計 3 行が抽出されている。その結果、部分行列 74 は 3 行 5 列になっている。

【0076】

次に、ソーティングフィルタ 28 の第 3 の処理手順として、部分行列 74 のメディアン値（中央値）がソーティングフィルタ 28 の出力値とされる。但し、図 8 (c) に示される時点で列毎のソートは既に済んでいるので、本処理手順では、以降に説明する 2 つの段階が実施されればよい。

【0077】

この第 3 の処理手順の最初の段階（第 3 - 1 の段階（第 3 のステップ））として、部分行列 74 の行毎にソートされる。図 8 (d) は、第 3 のステップの終了後の各画素値の例を示した図である。

【0078】

そして、第 3 の処理手順の次の段階（第 3 - 2 の段階（第 4 のステップ））では、前記最初の段階（第 3 のステップ）でソートされた部分行列 74 a から、第 1 行第 5 列、第 1 行第 4 列、第 2 行第 3 列、第 3 行第 2 列、第 3 行第 1 列が抽出され、他の位置にある画素が取り除かれる。すなわち、図 8 (e) に示されるように、基準位置 71 を含む画素集合 76 を残し、メディアン値でないことが明らかな画素集合 77 a、77 b が取り除かれる。

【0079】

更に、これらの 5 画素からなる画素集合 76 をソートして、図 8 (f) に示されるような画素集合 76 a を得れば、基準位置 71 にある画素が出力となる。

【0080】

次に、第 1 の実施形態についての説明と同様に、本実施形態と、入力行列のサイズが同じ完全なメディアンフィルタとの計算回数を比較するため、先ず 5 行 5 列の完全なメディアンフィルタの計算方法を、図 9 を参照して、以下に説明する。尚、この方法は、前述した“Fast Algorithms for Median Filtering”, Intel Corporation, 2001. の 8 ページ以降に示されている方法に基づくものである。

【0081】

元の入力行列 72 を列毎にソートして行列 72 a を得る手順は、本実施形態と同一であるが、以降の処理が異なっている。

【0082】

すなわち、図 9 (a) に示されるような行列 72 a 全体を、次には行毎にソートして、図 9 (b) に示されるように行列 72 b を得る。ソート前後の数値の様子は図 9 (a)、(b) に示されるようになり、ソートする各行を 81 a ~ 81 e として、図示の如く枠で囲んで表している。

【0083】

次いで、行列 72 b の各画素を、図 9 (c) に示されるように、次の 4 つに分類する。但し、括弧内は（列，行）の順である。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

8 2 a . . . (1 , 4) 、 (2 , 3) 、 (3 , 2) 、 (4 , 1)
 8 2 b . . . (1 , 5) 、 (2 , 4) 、 (3 , 3) 、 (4 , 2) 、 (5 , 1)
 8 2 c . . . (2 , 5) 、 (3 , 4) 、 (4 , 3) 、 (5 , 2)
 8 2 d . . . 前記以外の画素

前記 8 2 d はメディアンではないので取り除かれ、8 2 a の最小値（この場合 “ 1 8 ”）、8 2 b のメディアン値（この場合 “ 1 9 ”）、8 2 c の最大値（この場合 “ 2 1 ”）をとって得られた 3 つの画素のメディアン値が、元の入力行列 7 2 の完全なメディアンである。

【 0 0 8 5 】

10

以上の 5 行 5 列の完全なメディアンフィルタの計算回数は、以下のとおりである。尚、マージ = 入れ替え法によって 3、5 個のデータをソートするためには、それぞれ 3、9 回の比較を必要とする。

5 行 5 列の列毎ソート . . . 4 5 回
 5 行 5 列の行毎ソート . . . 4 5 回
 4 画素の最大値選択 . . . 3 回
 4 画素の最小値選択 . . . 3 回
 5 画素のソート . . . 9 回
 3 画素のソート . . . 3 回

計 1 0 8 回

20

これに対し、本実施形態によるフィルタの計算回数は以下のようになり、完全なメディアンフィルタに比較して計算回数が少なくなる。

5 行 5 列の列毎ソート . . . 4 5 回
 3 行 5 列の行毎ソート . . . 2 7 回
 5 画素のソート . . . 9 回

計 8 1 回

このように、前述した実施形態によれば、メディアンフィルタより計算回数が少なく高速な画像フィルタリング方法を提供することができる。

【 0 0 8 6 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

30

【 0 0 8 7 】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 8 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態による超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

40

【図 2】図 1 のドプラ画像処理部 1 5 の詳細な構成を示したブロック図である。

【図 3】ソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について説明するもので、所定の時刻に於ける速度値画像データを走査方向、深さ方向に行列として表した図である。

【図 4】ソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について説明するもので、処理手順終了後の各画素値の例を示した図である。

【図 5】ソーティングフィルタ 2 8 の他の処理手順について説明するもので、7 行 3 列の完全なメディアンフィルタの計算方法による処理手順終了後の各画素値の例を示した図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 2 8 の処理手順について

50

説明するための図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 28 の処理手順について説明するための図である。

【図 8】本発明の第 4 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 28 の処理手順について説明するための図である。

【図 9】本発明の第 4 の実施形態に於けるソーティングフィルタ 28 の処理手順について説明するもので、5 行 5 列の完全なメディアンフィルタの計算方法による処理手順終了後の各画素値の例を示した図である。

【符号の説明】

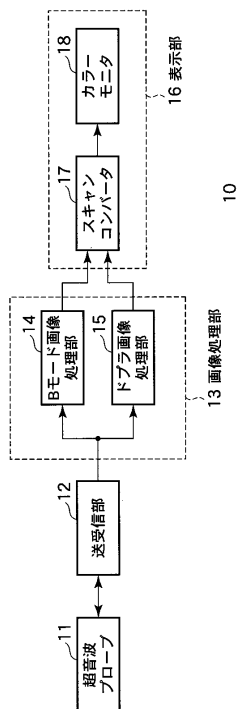
【 0 0 8 9 】

10

10 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、12 ... 送受信部、13 ... 画像処理部、14 ... Bモード画像処理部、15 ... ドプラ画像処理部、16 ... 表示部、17 ... スキャンコンバータ、18 ... カラーモニタ、21 ... 直交位相検波器、22 ... A/D変換器、23 ... ドプラ信号記憶部、24 ... MTI (Moving Target Indication) フィルタ、25 ... 自己相関器、26 ... 演算器、28 ... 非線形空間フィルタ (ソーティングフィルタ)、29 ... 線形空間フィルタ (スムーズフィルタ)、30 ... 行列、31 ... 所定位置 (基準位置)、32 ... 入力行列。

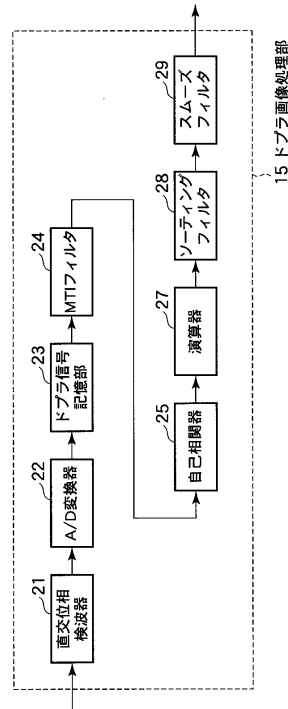
【図 1】

図 1



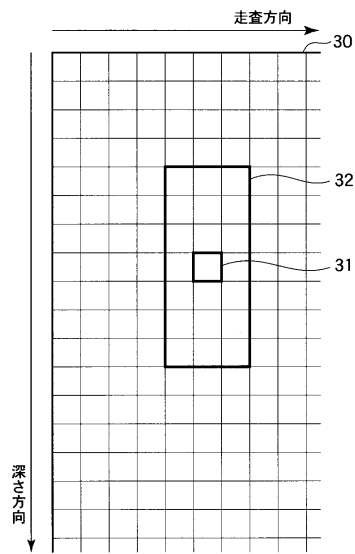
【図 2】

図 2



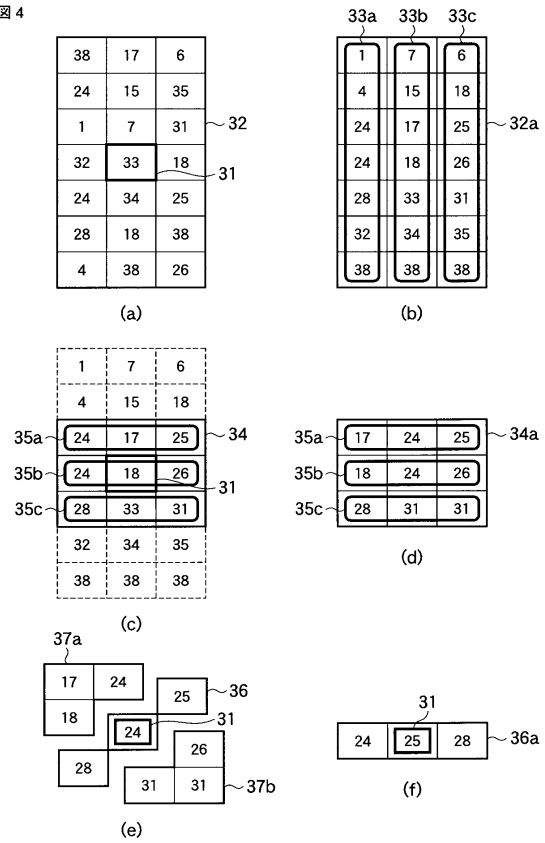
【図 3】

図 3



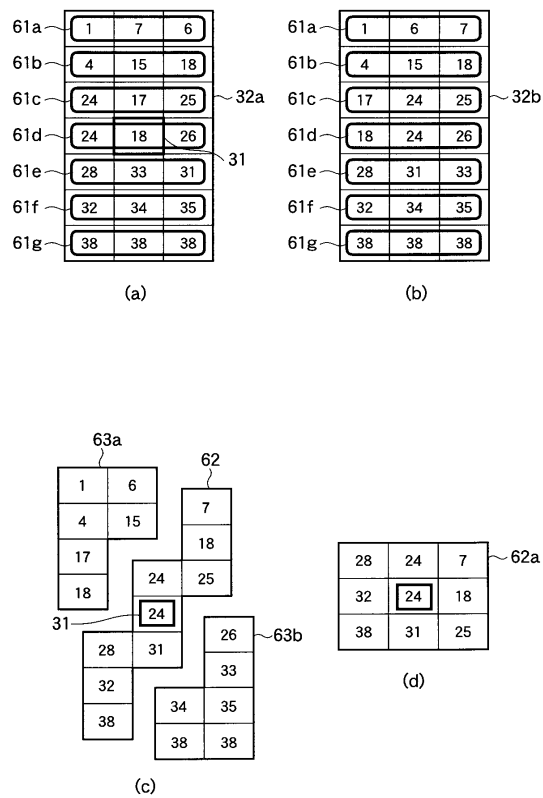
【図 4】

図 4



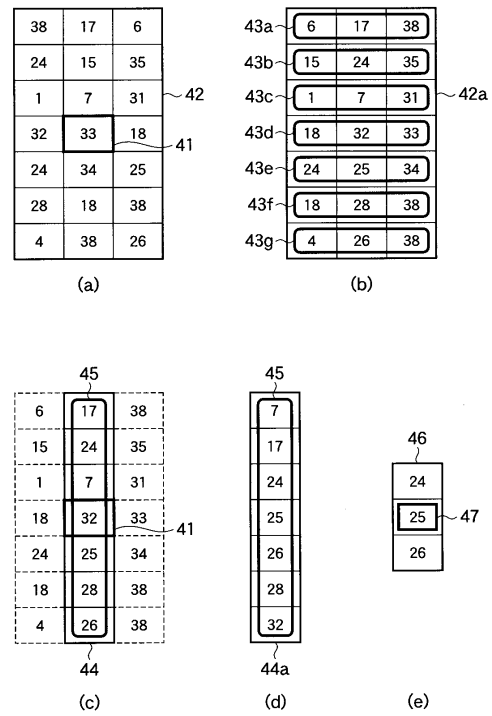
【図 5】

図 5



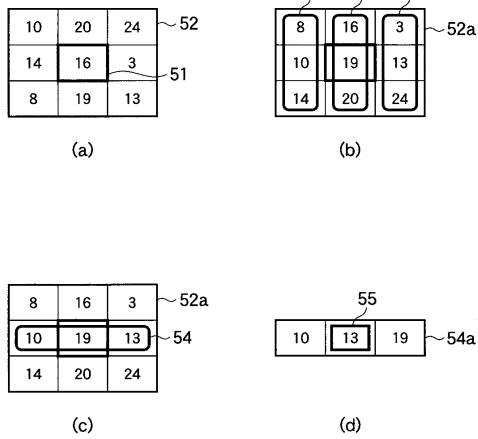
【図 6】

図 6



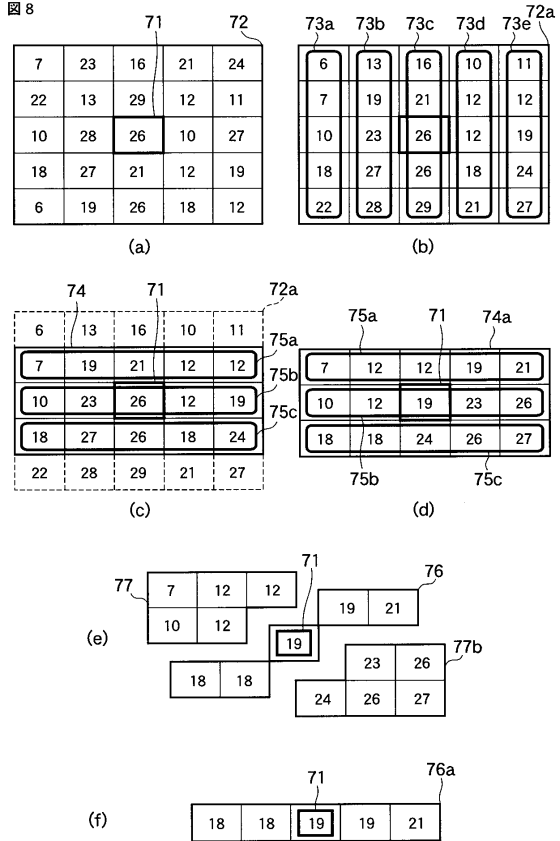
【図 7】

図 7



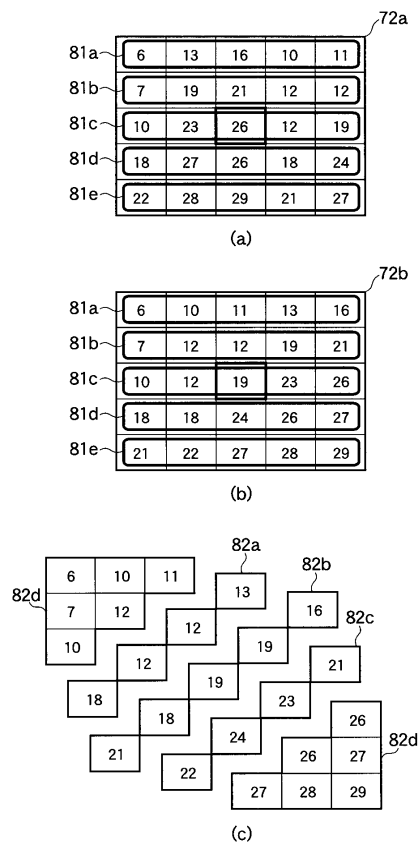
【図 8】

図 8



【図 9】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 大住 良太
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 坂口 文康
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 鹿野 博嗣

- (56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 6 2 5 2 0 (J P , A)
特開平 0 5 - 3 0 0 3 7 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
G 0 6 T 5 / 2 0

A 6 1 B	8 / 0 0
G 0 6 T	1 / 0 0

专利名称(译)	图像滤波装置，图像滤波程序，图像滤波方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4982393B2	公开(公告)日	2012-07-25
申请号	JP2008007504	申请日	2008-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太 佐藤武史 坂口文康		
发明人	大住 良太 佐藤 武史 坂口 文康		
IPC分类号	G06T5/20 A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	G06T5/20.C A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/00.705 G06T5/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/JC04 4C601/LL38 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CH08 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/GA55		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
审查员(译)	狩野浩		
优先权	2007012844 2007-01-23 JP		
其他公开文献	JP2008204441A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供高速图像滤波装置，图像滤波程序和图像滤波方法，用于减少比中值滤波器更多的计算频率，具有与中值滤波器相同的平滑和省略减少的效果。去噪图像。解决方案：超声图像滤波方法通过使用预定范围的各个像素值作为输入矩阵32，以图像数据的预定图像元素作为参考位置31，计算与输入相对应的输出值。首先，各个元素输入矩阵32的各行的每一行按每行排序。接下来，部分矩阵34由包括参考位置31及其外围线的线组成，其行号小于输入矩阵32的行号并且行号等于输入矩阵32的行号，从排序结果的矩阵中提取。计算部分矩阵34的各个元素的中值，并将中值设置为输出值。 Z

表1

x	y	P ₁	P ₂	P ₁ P ₂
3	全て	0.3715	1	0.3715
2	3	0.2438	0.2448	0.0597
2	4	0.2438	0.4079	0.0995
2	5	0.2438	0.2448	0.0597
4	2	0.2438	0.2448	0.0597
4	3	0.2438	0.4079	0.0995
4	4	0.2438	0.2448	0.0597
				P=0.8091