

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-51229

(P2006-51229A)

(43) 公開日 平成18年2月23日(2006.2.23)

(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	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T	5/00	(2006.01)	G 0 6 T	5/00	3 0 0	

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2004-235854 (P2004-235854)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年8月13日 (2004.8.13)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253
			弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

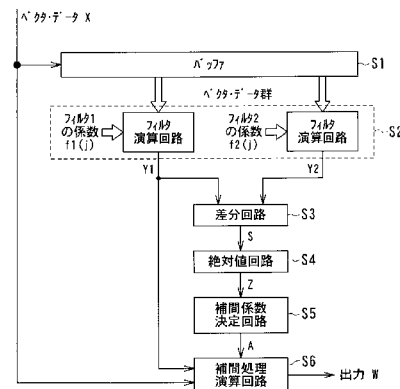
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置で収集されたグレイレベルの画像から高周波成分を中心とする画像ノイズを確実に除去又は低減させる一方で、かかる画像上で構造物の境界などの高周波成分を多く含む、観察上、重要な部位の情報は確実に確保するとともに、スペックル・ノイズの低減をより確実化させる。

【解決手段】超音波信号を被検体内でスキャンして得られた当該超音波信号の反射波から生成したサンプリング・データをスキャン・コンバージョン前にノイズ除去処理に付す。具体的には、サンプリング・データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど大きい絶対値を示す画素値変化情報を演算し(ステップS1-S4)、この演算された画素値変化情報に応じて重み付け係数を演算し(ステップS5)、サンプリング・データとサンプリング・データの平滑化画像のデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算する(ステップS6)。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波信号を被検体内でスキャンして得られた当該超音波信号の反射波から生成したサンプリング・データをスキャン・コンバージョン前に扱う超音波診断装置用の画像処理装置において、

前記サンプリング・データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど大きい絶対値を示す画素値変化情報を演算する変化情報演算手段と、

前記サンプリング・データの平滑化画像を生成する平滑化画像生成手段と、

前記変化情報演算手段により演算された画素値変化情報に応じて重み付け係数を演算する重み付け係数演算手段と、

前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに変調を加えたデータと前記平滑化画像のデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算する重み付け加算手段と、を備えたことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像処理装置において、

前記サンプリング・データは、前記スキャンの各走査線上に位置する一連のデータ列であるベクタ・データであることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の画像処理装置において、

前記サンプリング・データは、前記スキャンに付された前記被検体の断層面の画像に設定した ROI（関心領域）内のサンプリング点のデータであることを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載の画像処理装置において、

前記変化情報演算手段は、フィルタ係数が互いに異なる 2 つの平滑化フィルタを前記サンプリング・データに個別に適用して平滑化処理された 2 つの出力画像を得るフィルタリング手段と、前記 2 つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して前記画素値変化情報としての差分値を得る差分手段とを備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載の画像処理装置において、

前記変化情報演算手段は、フィルタ係数が互いに異なる 2 つの平滑化フィルタを前記サンプリング・データに個別に適用して平滑化処理された 2 つの出力画像を得るフィルタリング手段と、前記 2 つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して差分画像を得る差分手段と、前記差分画像の画素毎に絶対値を演算して前記画素値変化情報としての絶対値画像のデータを得る絶対値演算手段とを備えたことを特徴とする画像処理装置。

30

【請求項 6】

請求項 4 又は 5 に記載の画像処理装置において、

前記 2 つの平滑化フィルタのフィルタ係数は、前記サンプリング・データにおける一定範囲毎の平均化されたボクセル値の空間的な変化が大きくなるにつれて前記差分演算により演算される差分値の絶対値が大きくなるように設定されたフィルタ係数であることを特徴とする画像処理装置。

40

【請求項 7】

請求項 4 又は 5 に記載の画像処理装置において、

前記平滑化画像生成手段は、前記フィルタリング手段により平滑化処理された 2 つの出力画像のうちの一方の画像を前記平滑化画像として流用するように構成された手段であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 4 又は 5 に記載の画像処理装置において、

前記重み付け係数演算手段は、前記差分演算により演算される差分画像の画素値の絶対値に対して非減少関数で定義され且つ非負の値をとる重み付け係数を演算する手段である

50

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 8 の何れか一項に記載の画像処理装置において、

前記重み付け加算手段は、前記重み付け係数を A 、前記サンプリング・データの画素位置を d 、前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに基づくデータを $X(d)$ 、前記平滑化画像を $Y(d)$ 、及び前記重み付け加算を施した画像を $W(d)$ としたとき、

[数 1]

$$W(d) = A \cdot X(d) + (1 - A) \cdot Y(d)$$

の式より重み付け加算するように構成されたことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 10】

請求項 1 に記載の画像処理装置において、

前記変化情報演算手段は、予め演算され且つ互いに異なるフィルタ係数の相互の差分値をフィルタ係数とするフィルタを前記サンプリング・データに適用して処理されたデータの画素毎に絶対値を前記画素値変化情報として演算するようにしたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 10 の何れか一項に記載の画像処理装置において、

前記サンプリング・データの各画素に対して画素値に応じた変調を施した画像を生成する変調画像生成手段を備え、

前記重み付け加算手段は、前記サンプリング・データに基づくデータとして、前記変調画像生成手段により生成された画像のデータを用いる手段であることを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項 12】

請求項 11 に記載の画像処理装置において、

前記サンプリング・データに施す変調は、当該サンプリング・データの高周波成分を強調する変調であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 13】

請求項 1 ～ 12 の何れか一項に記載の画像処理装置において、

前記サンプリング・データはグレイレベルのデジタル画像であることを特徴とする画像処理装置。

30

【請求項 14】

請求項 1 ～ 13 の何れか一項に記載の画像処理の構成を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

コンピュータを請求項 1 ～ 13 の何れか一項に記載の手段として機能させるためのプログラム。

【請求項 16】

超音波信号を被検体内でスキャンして得られた当該超音波信号の反射波から生成したサンプリング・データをスキャン・コンバージョン前に扱う画像処理方法において、

40

前記サンプリング・データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど大きい絶対値を示す画素値変化情報を演算し、

この演算された画素値変化情報に応じて重み付け係数を演算し、

前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに変調を加えたデータと前記サンプリング・データの平滑化画像のデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の画像処理方法において、

前記画素値変化情報の演算の処理は、フィルタ係数が互いに異なる 2 つの平滑化フィルタを前記サンプリング・データに個別に適用して平滑化処理された 2 つの出力画像を得る

50

ステップと、前記２つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して前記画素値変化情報としての差分値を得るステップとを有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項１８】

請求項１６に記載の画像処理方法において、

前記画素値変化情報の演算の処理は、フィルタ係数が互いに異なる２つの平滑化フィルタを前記１次元のデータに個別に適用して平滑化処理された２つの出力画像を得るステップと、前記２つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して前記ボクセル値変化情報としての差分値を得るステップと、前記差分画像の画素毎に絶対値を演算して前記画素値変化情報としての絶対値画像のデータを得るステップとを有することを特徴とする画像処理方法。

10

【請求項１９】

請求項１７又は１８に記載の画像処理方法において、

前記２つの平滑化フィルタのフィルタ係数は、前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに基づくデータの画素値の変化が大きくなるにつれて前記差分演算により演算される差分画像の画素値の絶対値が大きくなるように設定されたフィルタ係数であることを特徴とする画像処理方法。

【請求項２０】

請求１７～１９の何れか一項に記載の画像処理方法において、

前記重み付け係数の演算により、前記差分演算により演算される差分画像の画素値の絶対値に対して非減少関数で定義され且つ非負の値をとる重み付け係数を演算することを特徴とする画像処理方法。

20

【請求項２１】

伝播媒体を被検査対象の内部にスキャンさせて得られた当該伝播媒体の反射波から生成され且つ極座標で表されるサンプリング位置のデータをスキャン変換の前に当該データに含まれるノイズを除去又は低減するノイズ除去フィルタ装置であって、

前記スキャン変換前の前記データに、フィルタ係数が互いに異なる２種類の平滑化フィルタを作用させるフィルタリング手段と、

前記２つの平滑化フィルタの出力の差分値及び当該差分値の絶対値を演算する演算手段と、

前記差分値又は絶対値に応じて重み付け係数を演算する演算手段と、

30

前記データ又は当該データに変調を加えたデータと前記データを平滑化したデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算する重み付け加算手段と、を備えたことを特徴とするノイズ除去フィルタ装置。

【請求項２２】

請求項２１に記載のノイズ除去フィルタ装置において、

前記２つの平滑化フィルタのフィルタ係数は、前記データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど、前記差分値の絶対値が大きい値を有するように設定されていることを特徴とするノイズ除去フィルタ装置。

【請求項２３】

請求項２１に記載のノイズ除去フィルタ装置において、

40

前記重み付け係数演算手段は、前記差分値の絶対値に対して非減少関数で定義され且つ非負の値をとる重み付け係数を演算する手段であることを特徴とするノイズ除去フィルタ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、画像上に存在するノイズ、いわゆる画像ノイズを低減させる画像処理装置及び画像処理方法に関し、とくに、医用モダリティとしての超音波診断装置から得られるデジタル画像のスペックル・ノイズと呼ばれる画像ノイズを低減させる画像処理装置及び画像処理方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

一般に、自然の事象から収集される画像には多様なノイズが混入している。このノイズは画像ノイズとして総称され、良質の画像を提供するには、この画像ノイズをいかにして除去又は低減させるかということが重要な技術的課題である。

【0003】

とくに、高周波成分を主成分とする画像ノイズが混入している場合、画像上に写り込んでいる、目的とする被写体である構造物（例えば、医用画像の場合には、骨部分など）の視認性や濃度分解能（例えば医用画像の場合、軟部組織内の腫瘍の検知）を著しく阻害することが多い。

10

【0004】

この画像ノイズを低減させる手法には、平滑化フィルタを作用させる手法、ノイズの統計的性質を利用して除去する方法、周波数空間上でゲイン調整する手法などが知られている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した画像ノイズの低減法は、未だ十分なノイズ低減効果を得ていないという現状にある。例えば、平滑化フィルタを作用させる手法の場合、画像に含まれている高周波成分による画像ノイズを除去又は低減させることは可能であるが、構造物の境界などの高周波成分を多く含む領域も平滑化してしまうため、空間分解能が劣化する、すなわち平易には「ボケ」た画像になってしまうという、ノイズ除去効果とは相反する状況にあった。

20

【0006】

また、ノイズの統計的性質を利用して除去する方法の場合、ノイズの統計的性質を事前に知ることが難しい上に、リアルタイム処理が困難であった。さらに、周波数空間上でゲイン調整する手法の場合、ノイズのみを選択的に除去することが難しく、フィルタリング後の画像にアーチファクトを生じ易いという問題があった。

【0007】

このような一般的に言われている不都合は、超音波診断装置により収集されたグレイレベルの画像についても同様にあてはまることである。すなわち、超音波診断装置により収集されたBモード画像に上述した平滑化フィルタ、ノイズの統計的性質を利用した低減法、又はゲイン調整法による低減処理を施した場合でも、前述した問題はついて回ることである。

30

【0008】

これに加えて、超音波画像の場合には、超音波ビームの多重反射に因り生じるスペckル・ノイズに関する幾つかの未解決の問題がある。この問題について図20～26を参照して詳述する。

【0009】

(i) 最初に指摘する問題は、スペckル・ノイズ自体に由来するものである。超音波診断装置は、図20に示すように、電気信号及び超音波信号を双方向に変換可能なプローブ50と、このプローブ50に接続されたスキャン制御、スキャン・コンバージョン、及び表示などの各種の手段を備えた装置本体（図示せず）とを備える。この超音波診断装置にあっては、プローブ50から被検体の体内Bにビーム状の超音波B1を送信させ、体内Bで反射した超音波B2を同じプローブ50で受信して、その信号強度を電氣的信号に変換するようになっている。送信された超音波B1は体内Bの仮想的に設定される各ラスタ上の各サンプル位置に向けて送信され、それに同期して受信が行われる。受信した電気信号はデジタル化された後、画像化される。

40

【0010】

図21は、ある1深さ方向に超音波を送信した場合の受信信号の強度を示した模式図で

50

ある。超音波が送信された方向に反射強度が高い構造物が存在する場合、その存在する深さ位置に強い信号が観測される。しかし、実際に受信される信号には様々なノイズが含まれることが一般的であり、それらのノイズは画像の画質に影響を及ぼす。超音波診断装置における主な画像ノイズとしては、電氣的ノイズやスペックル・ノイズが挙げられる。前者は、超音波の送受信や増幅に係わる電気回路の電気ノイズに起因した画像ノイズである。それに対して、後者は以下のようなメカニズムにより生じる超音波の干渉縞によるノイズである。

【 0 0 1 1 】

図 2 2 に示すように、送信された超音波はその伝搬の過程において各位置において反射を生じる。また、図 2 3 に示すように、反射された超音波はさらに伝搬の過程において反射（多重反射）を繰り返す。図 2 2 で示すような信号成分としての反射波と図 2 4 の多重反射波は互いに干渉し、その干渉結果（干渉縞）が受信信号の上で、図 2 1 に示したように、スペックル・ノイズとして観測される。

10

【 0 0 1 2 】

スペックル・ノイズは信号成分に比べて強度は小さいが、電氣的ノイズ等と比較して空間的な広がりを持っている点に特徴がある。この空間的広がりが、スペックル・ノイズの除去を困難にしている主因である。つまり、平滑化フィルタによりスペックル・ノイズの低減を図ろうとすると、平滑化フィルタの空間的広がりをスペックル・ノイズの空間的広がりと同様かそれ以上にしなければならない。しかし、このように大きな空間的広がりを持つ平滑化フィルタは、図 2 4 に模式的に示すように、同時に信号成分に対して鈍りを生じさせてしまう。つまり、超音波診断装置の空間分解能を劣化させてしまう。

20

【 0 0 1 3 】

このように、従来では、スペックル・ノイズの有効な低減方法はなかったも同然であった。

【 0 0 1 4 】

（ i i ）また、スペックル・ノイズとスキャン・コンバージョンとの関係に起因した未解決の問題もある。この問題は、超音波診断装置においてセクタスキャン（又はコンベックススキャン）、アークスキャン、ラジアルスキャン、コンパウンドスキャンなど、リニアスキャンを除く電子スキャン又はメカニカルスキャンを行なったときに生じる。これを、セクタスキャンを例にとり説明する。

30

【 0 0 1 5 】

図 2 5 は、超音波診断装置におけるデータ収集（スキャン）を示した模式図である。

【 0 0 1 6 】

超音波は送信源から放射状に放射され、各サンプリング点で反射した超音波は発生源と同位置の受信機で受信される。黒丸で示されたサンプリング点の座標は、極座標で（ R 、 θ ）と表される。放射される超音波の形状はプローブの種類によって異なるが、サンプリング点の座標は一般的に極座標で表すことができる。

【 0 0 1 7 】

これらサンプリング・データは極座標上の離散点からの反射信号である。これらのデータを画像化するには、図 2 6 に示すように極座標上のサンプリング・データを直交座標上のデータに変換する必要がある。このデータ変換は一般的にスキャン・コンバージョンと呼ばれる。スキャン・コンバージョンは、補間処理およびフィルタ処理から成るのが一般である。

40

【 0 0 1 8 】

図 2 6 の場合、黒丸で表された点は直交座標上のピクセルの中心位置を示し、灰色の丸で表された点は極座標上のサンプリング点を示している。また、一般に超音波画像では、画像ノイズではスペックル・ノイズが支配的であり、スペックル・ノイズは反射波の干渉によって発生する。

【 0 0 1 9 】

図 2 6 から分かるように、サンプリング点の間隔は深度が増すにつれて大きくなる。こ

50

のため、スキャン・コンバージョンの際、深度が深くなるにつれてスペckル・ノイズは補間処理の影響で引き延ばされる傾向にある。このようにスペckル・ノイズが一度、散逸してしまうと、その後の処理、すなわち、スキャン・コンバージョン後の後処理によってスペckル・ノイズを除去することは容易ではない。したがって、スペckル・ノイズを除去するには、スキャン・コンバージョン前のサンプリング・データ上でノイズ除去処理を行うことが効果的である。

【0020】

しかしながら、スキャン・コンバージョン前のサンプリング・データに対して、前述したノイズ除去法（平滑化フィルタ、ノイズの統計的性質を利用した低減法、又はゲイン調整法）を実施する場合、これらのノイズ除去法は、直交座標上の画素データを処理対象とし、この全ての画素データに同一に実施するようになっている。すなわち、超音波画像のように、深度によってスペckル・ノイズの影響度も変わるという特殊な事態を考慮したものではなかった。

【0021】

このため、スペckル・ノイズをよりの確に除去するためにはスキャン・コンバージョン前のサンプリング・データを除去処理の対象にした方がよいものの、そのスキャン・コンバージョン前の極座標で表されるサンプリング・データに従来のノイズ除去法をそのまま適用することはできないという未解決の問題があった。

【0022】

そこで、本発明は、上述した画像ノイズの除去処理に対する現状に鑑みてなされたもので、とくに、超音波診断装置で収集されたグレイレベルの画像から高周波成分を中心とする画像ノイズを確実に除去又は低減させる一方で、かかる画像上で構造物の境界などの高周波成分を多く含む、観察上、重要な部位の情報は確実に確保するとともに、スペckル・ノイズの除去又は低減をより確実化させることで、画像全体としてノイズが少なく且つ構造物などの観察対象物に対する視認や濃度分解能が優れた画像を提供することを、その目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0023】

上述した目的を達成するために、本発明の1つの側面によれば、超音波信号を被検体内でスキャンして得られた当該超音波信号の反射波から生成したサンプリング・データをスキャン・コンバージョン前に扱う超音波診断装置用の画像処理装置が提供され、この装置は、前記サンプリング・データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど大きい絶対値を示す画素値変化情報を演算する変化情報演算手段と、前記サンプリング・データの平滑化画像を生成する平滑化画像生成手段と、前記変化情報演算手段により演算された画素値変化情報に応じて重み付け係数を演算する重み付け係数演算手段と、前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに変調を加えたデータと前記平滑化画像のデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算する重み付け加算手段と、を備えたことを特徴とする。例えば、前記サンプリング・データは、前記スキャンの各走査線上に位置する一連のデータ列であるベクタ・データ、又は、前記スキャンに付された前記被検体の断層面の画像に設定したROI（関心領域）内のサンプリング点のデータである。

【0024】

好適には、前記変化情報演算手段は、フィルタ係数が互いに異なる2つの平滑化フィルタを前記サンプリング・データに個別に適用して平滑化処理された2つの出力画像を得るフィルタリング手段と、前記2つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して前記画素値変化情報としての差分値を得る差分手段とを備える。また、前記変化情報演算手段は、フィルタ係数が互いに異なる2つの平滑化フィルタを前記サンプリング・データに個別に適用して平滑化処理された2つの出力画像を得るフィルタリング手段と、前記2つの出力画像同士を画素毎に相互に差分して差分画像を得る差分手段と、前記差分画像の画素毎に絶対値を演算して前記画素値変化情報としての絶対値画像のデータを得る絶対値演算手段とを備えていてもよい。この場合、好適な一例として、前記2つの平滑化フィルタのフィルタ

10

20

30

40

50

係数は、前記サンプリング・データにおける一定範囲毎の平均化されたボクセル値の空間的な変化が大きくなるにつれて前記差分演算により演算される差分値の絶対値が大きくなるように設定されたフィルタ係数である。さらに、好適には、前記重み付け係数演算手段は、前記差分演算により演算される差分画像の画素値の絶対値に対して非減少関数で定義され且つ非負の値をとる重み付け係数を演算する手段である。

【0025】

また、本発明の別の側面によれば、超音波信号を被検体内でスキャンして得られた当該超音波信号の反射波から生成したサンプリング・データをスキャン・コンバージョン前に扱う画像処理方法が提供される。この画像処理方法は、前記サンプリング・データの画素値の空間的な変化が大きくなるほど大きい絶対値を示す画素値変化情報を演算し、この演算された画素値変化情報に応じて重み付け係数を演算し、前記サンプリング・データ又は当該サンプリング・データに変調を加えたデータと前記サンプリング・データの平滑化画像のデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算することの特徴とする。

10

【0026】

さらに、本発明に係る別の側面によれば、伝播媒体を被検査対象の内部にスキャンさせて得られた当該伝播媒体の反射波から生成され且つ極座標で表されるサンプリング位置のデータをスキャン変換の前に当該データに含まれるノイズを除去又は低減するノイズ除去フィルタ装置が提供される。この装置は、前記スキャン変換前の前記データに、フィルタ係数が互いに異なる2種類の平滑化フィルタを作用させるフィルタリング手段と、前記2つの平滑化フィルタの出力の差分値及び当該差分値の絶対値を演算する演算手段と、前記差分値又は絶対値に応じて重み付け係数を演算する演算手段と、前記データ又は当該データに変調を加えたデータと前記データを平滑化したデータとを前記重み付け係数を用いて相互に重み付け加算する重み付け加算手段と、を備えたことの特徴とする。

20

【0027】

なお、本発明において、「ノイズ除去処理」とは、ノイズを除去又は低減する処理のことである。

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、超音波診断装置で収集されたグレイレベルの画像から高周波成分を中心とする画像ノイズを、画像処理装置で機能的に実現されるノイズ除去処理により、確実に除去又は低減させる一方で、かかる画像上で構造物の境界などの高周波成分を多く含む、観察上、重要な部位の情報は確実に確保することができる。また、かかるノイズ除去処理をスキャン・コンバージョン前のサンプリング・データに施して、スペckル・ノイズをより確実に低減させることができる。この結果、画像全体としてスペckル・ノイズが少なく且つ構造物などの観察対象物に対する視認や濃度分解能が優れた超音波画像を提供することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明に係る超音波診断装置に係る実施の形態を説明する。なお、この超音波診断装置によって、本発明に係る画像処理装置及び画像処理方法もその一例として実行される。

40

【0030】

(第1の実施の形態)

図1～13を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。この第1の実施形態に係る超音波診断装置は、ビーム状の超音波信号を被検体の体内に送信してその反射波を処理して受信信号を得るときの、受信信号のラスタ毎のデータ列(以下、このデータ列を「ベクタ・データ」と呼ぶ)の段階でノイズ除去処理(ノイズを除去又は低減させる処理)を行うことに特徴を有する。

【0031】

図1に示す超音波診断装置1は、プローブ2、スキャンユニット3、A/D変換器4、

50

画像処理装置 5、デジタルスキャンコンバータ (DSC) 6、D/A変換器 7、モニタ 8、及び、操作器 9を備える。このうち、画像処理装置 5には、本発明に係る画像処理装置及び画像処理方法が実施されている。

【0032】

スキャンユニット 3の送信器 (図示せず) は、プローブ 3を介して、例えばリニアスキャン、セクタスキャン、コンベックスキャン、アークスキャン、ラジアルスキャン、及びコンパウンドスキャンのうちの何れかのスキャン法の元にビーム状の超音波信号によるスキャンを行なう。このスキャンにより得られた反射超音波信号はプローブ 3により電気信号に変換されてスキャンユニット 3に送られる。この電気信号は、スキャンユニット 3の受信処理回路で検波されて、前述したベクタ・データ X (d) として、A/D変換器 4を介して画像処理装置 5に送られるようになっている。ここで、ベクタ・データ X (d) は、プローブ 2から被検体内の深さ dの関数として表記される。つまり、このベクタ・データ X (d) は、電氣的ノイズやスペックル・ノイズの成分も含んだ、深さ dからの反射信号の強度を表している。

10

【0033】

このため、画像処理装置 5には、上述したスキャンの実行に伴って、ラスタ (走査線) 毎にベクタ・データ X (d) が送られてくる。そこで、この画像処理装置 5は、後述するように、ベクタ・データ X (d) にノイズ除去処理を施した後、そのデータを後段のデジタルスキャンコンバータ 6に送出する。

【0034】

20

このデジタルスキャンコンバータ 6は、送信されてくるベクタ・データを一時的に記憶するとともに、1枚の走査断面を成すベクタ・データが揃った段階で、その超音波スキャンから標準テレビスキャンにデータ変換するようになっている。このスキャン変換されたデータは、白黒の画像データとして、D/A変換器 7を介してモニタ 8に送られ、所望の表示モードで表示される。これにより、例えばセクタスキャンに係るグレイスケール (白黒) のBモード断層像が表示される。

【0035】

本発明の特徴を成す画像処理装置 5について詳述する。

【0036】

この画像処理装置 5は、コンピュータの機能を有するハードウェアを備え、このハードウェアにインストールしたプログラムに基づくソフトウェア処理によりノイズを著しく低減させた画像を提供する装置である。

30

【0037】

この画像処理装置 5は、スキャンユニット 3からのラインに接続されたインターフェース 11と、このインターフェース 11に接続されたバス Bに繋がる種々のユニットとを備える。このユニットには、画像記憶装置 12、ノイズ低減用の画像処理プロセッサ 13、ROM 14、及び、RAM 15が含まれる。

【0038】

画像記憶装置 12には、プローブ 2を介して収集されたグレイレベルのデジタルデータが格納されている。画像処理プロセッサ 13は、その起動時に、ROM 14に予め記憶させてある、本発明に係るノイズ低減用のプログラムをワークメモリに読み出し、かかるプログラムにしたがって画像ノイズを低減させるための処理を行う。この処理は、後述する図 2に大略、示すように実行され、本発明の主要な特徴を成すものである。ROM 14は、予め与えられたノイズ低減用のプログラムを記憶している。RAM 15は、画像処理プロセッサ 13によりノイズ低減の処理の必要な一時記憶メモリとして使用される。

40

【0039】

操作器 9はキーボード、マウスなどから成り、オペレータが所望の操作情報を、画像処理装置 10を初めとする超音波診断装置 1の各部に与えることができる。モニタ 8は、最終的な表示画像の他に、画像処理プロセッサ 13の制御の元でノイズ除去処理に関わる画像や情報を表示可能になっている。

50

【 0 0 4 0 】

なお、この画像処理装置 5 は超音波診断装置 1 に一体に組み込まれているとしたが、本発明に係る超音波診断装置は必ずしもそのような態様に限定されることない。例えば、画像処理装置を遠隔地或いは別の場所において専用のコンピュータで構成し、このコンピュータと超音波診断装置とをネットワークを介して相互に通信可能に構成するようにしてもよい。これにより、超音波診断装置で収集したベクタ・データをネットワークを介してコンピュータに送信し、コンピュータに後述する所定のノイズ除去処理をベクタ・データに施せ、その結果を、再び、超音波診断装置に戻すことができる。このとき、コンピュータへ送信するベクタ・データは、超音波診断装置のスキャンユニットの出力であり、コンピュータから返送させる処理結果のベクタ・データは超音波診断装置のデジタルスキャンコンバータの入力となる。

10

【 0 0 4 1 】

また、画像処理装置 5 は、ソフトウェア処理により画像ノイズを低減するように構成されているが、本発明に係る画像処理装置は、そのようなソフトウェア処理には必ずしも限定されるものではない。この画像処理装置 5 は、論理回路などのデジタル回路を用いて処理するように構成してもよい。

【 0 0 4 2 】

続いて、この本実施形態に係る画像ノイズの低減処理を図 2 ~ 10 に基づいて説明する。

【 0 0 4 3 】

ここで、画像処理装置 5 は、電子セクタスキャン法によりスキャンされた B モードの 2 次元白黒（グレイスケール）のデジタル画像をベクタ・データ毎に扱うものとする。

20

【 0 0 4 4 】

図 2 は、画像処理プロセッサ 13 で実行されるノイズ除去処理のアルゴリズムを示すフローチャートである。なお、同図のフローチャートの各ステップをハードウェア構成に読み替えることで、画像処理プロセッサ 13 を論理回路で構成したときの概略ブロック図を示すことができる。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示すフローチャートは、大きくは、

- ・ベクタ・データ X の、フィルタリングのためにバッファリング（ステップ S 1 ）、
- ・2つのフィルタ演算ブロックにより、フィルタリング結果 Y 1 および Y 2 の演算（ステップ S 2 ）、
- ・フィルタリング結果 Y 1 と Y 2 の相互間の差分値 S の演算（ステップ S 3 ）、
- ・差分値 S の絶対値 Z の演算（ステップ S 4 ）、
- ・絶対値 Z から補間係数 A の決定（ステップ S 5 ）、及び、
- ・補間係数 A を用いた、ベクタ・データ X とフィルタリング結果 Y 1 の重み付き加算の実行による加算結果 W の算出（ステップ S 6 ）、

から成る。なお、差分値 S 及び絶対値 Z は、本発明に係る画素値変化情報である。

30

【 0 0 4 6 】

以下、このステップ順にノイズ除去処理を説明する。

40

【 0 0 4 7 】

画像処理プロセッサ 13 は、各ラスタのベクタ・データ X (d) を入力してバッファに一時的に保管する（ステップ S 1 ）。

【 0 0 4 8 】

ここで、本発明で利用している人間の視覚感度特性について図 3 (a) に基づいて説明する。人間の視覚感度は、図 3 (a) に示すように、視点からの角度 θ に従って漸減する感度特性を有する。また、視点からの距離 L に対して、角度 θ が小さい範囲であれば、人間の視覚感度は同じ形状の漸減的な感度特性で近似できる。人間の視覚の感度分布は当然、2 次元的な分布を有するが、図 3 (a) は特定の方向に沿った 1 次元的な感度分布を示している。本実施形態では、全ての方向に対して同じ感度分布を持っているものと仮定す

50

るが、方向によって異なる感度分布を有するとして以下の処理を行うこともできるのである。

【 0 0 4 9 】

次いで、画像処理プロセッサ 1 3 は、図 3 (b) に示す 2 つの異なるフィルタ係数 (フィルタ特性) を有する平滑化フィルタ 1 , 2 を、図 4 に示す如く、ベクタ・データ X (d) の列 (横軸は深さ d に相当) の同一の R O I (Region Of Interest) にそれぞれ作用させる (ステップ S 2) 。なお、このフィルタリングは R O I の位置をベクタ・データのデータ列上で、その深さ d 方向に移動させて、R O I の位置毎に実行される。

【 0 0 5 0 】

ベクタ・データ X (d) の列にフィルタ 1 およびフィルタ 2 を作用させた結果をそれぞれフィルタリング結果 Y 1 (d) 、 Y 2 (d) と表記すると、Y 1 (d) および Y 2 (d) は以下の式で計算される。

【 0 0 5 1 】

[数 2]

$$Y 1 (d) = \sum \{ f 1 (j) \times X (d - j) \}$$

$$Y 2 (d) = \sum \{ f 2 (j) \times X (d - j) \}$$

ここで、f 1 (j) および f 2 (j) はそれぞれフィルタ 1 とフィルタ 2 のフィルタ係数を表しており、共に正規化がなされている。すなわち、

[数 3]

$$\sum f 1 (j) = \sum f 2 (j) = 1$$

となっている。

【 0 0 5 2 】

ここで、図 5 に示す信号に対して上記の 2 種類のフィルタ 1 , 2 を作用させた場合を考える (なお、ベクタ・データにはノイズが含まれていない理想的状態を考える) 。このフィルタリング Y 1 および Y 2 を互いに比較すると、区間 (i) 、 (i i i) 、 (v) においては、両方のフィルタリング結果 Y 1 および Y 2 の出力に差はないが、区間 (i i) 、 (i v) ではフィルタリング結果 Y 1 および Y 2 に差が生じる。このことを利用すれば、フィルタリング結果 Y 1 および Y 2 を互いに比較することにより、ベクタ・データの信号成分のエッジ (境界部分) を含む区間を推定することができる。

【 0 0 5 3 】

次いで、画像処理プロセッサ 1 3 は、フィルタリング結果 (出力) Y 1 (d) および Y 2 (d) の相互の差分 S (d) 及びその絶対値 Z (d) を演算する (ステップ S 3 , S 4) 。すなわち、

[数 4]

$$S = Y 1 - Y 2$$

$$Z = \text{abs} (S)$$

の演算を行なう。

【 0 0 5 4 】

以上のことから、フィルタリング結果の差分 S の絶対値 Z が大きい領域は信号領域のエッジに近接した領域であり、その絶対値 Z が小さい領域は前記エッジから離れた領域であると言える。別な表現を使えば、かかる絶対値 Z が大きい領域は、ベクタ・データの信号強度の変化が大きな領域であるとも言い得る。

【 0 0 5 5 】

図 6 は、図 5 に示した信号にスパイク状のノイズ N が付加された場合を表した模式図である。これらのノイズ N に前述した平滑化フィルタ 1 、 2 が作用した場合、ノイズ N は平滑化されて非常に小さな信号強度になる。このために、絶対値 Z にはノイズ N の影響がほとんど出ないことになる。

【 0 0 5 6 】

このように、フィルタリング結果の差分 S の絶対値 Z は、ベクタ・データのデータ列上で信号成分の強度が大きく変化する領域を抽出するための有効な指標 (信号強度変化情報

10

20

30

40

50

）となり得る。なお、信号成分の変化量が大きいほど、絶対値 Z も大きな値をとる。

【 0 0 5 7 】

さらに、図 7 に示すような信号成分とスペckル・ノイズを含むベクタ・データの列に、前述した 2 つの平滑化フィルタ 1, 2 を作用させたときの状態を考える（図 7 の例では、ベクタ・データには信号成分とスペckル・ノイズしか含まれないものと仮定する）。図 10 の示す信号列に平滑化フィルタ 1, 2 をそれぞれ作用させたときの結果を図 8 に示す。

【 0 0 5 8 】

同図（a）に元の信号を、同図（b）に平滑化フィルタ 1, 2 のフィルタリング結果を示す。この図 10（b）において、破線がフィルタ 1 のフィルタリング結果を、実線がフィルタ 2 のフィルタリング結果をそれぞれ示す。 10

【 0 0 5 9 】

図 11（a）,（b）の横軸、すなわち被検体の体表からの深さ d （すなわちベクタ・データの時間軸に相当）を図示の如く 9 区間（i）～（ix）に分けたときの、各区間と絶対値 Z はそれぞれ表 1 のような対応を示す。

【表 1】

区間	絶対値 Z
(i)	ゼロ
(ii)	中
(iii)	小
(iv)	中
(v)	ゼロ
(vi)	非常に大
(vii)	大
(viii)	非常に大
(ix)	ゼロ

20

【 0 0 6 0 】

なお、この表 1 において、絶対値 Z の値の「非常に大」、「大」、「中」、「小」は相対的な大小関係を示している。 30

【 0 0 6 1 】

次に、画像処理プロセッサ 13 は、スペckル・ノイズを低減しようとして、平滑化フィルタ 1 の出力 Y_1 と元のベクタ・データ $X(d)$ の重み付き加算を行うための、重み付加算の重み係数を決定する（ステップ S5）。具体的には、画像処理プロセッサ 13 は、各深さ位置 d において演算された絶対値 Z を用いて、図 9 に示す特性を有する参照テーブルを参照して補間係数 A を求める。図 9 に示す補間係数 A の上限値 A_{max} と下限値 A_{min} は、以下の関係を有するように予め設定されている。

【 0 0 6 2 】

[数 5]

$$0 \quad A_{min} \quad A \quad A_{max} \quad 1$$

【 0 0 6 3 】

上述の重み付き加算は、その結果を W と表記すると、以下の式で与えられる。この演算がベクタ・データ毎に画像処理プロセッサ 13 で実行される（ステップ S6）。 40

【 0 0 6 4 】

[数 6]

$$W(d) = (1 - A) \times Y_1(d) + A \times X(d)$$

$X(d)$: 元のベクタ・データ

$Y_1(d)$: ベクタ・データに対するフィルタ 1 の処理結果 50

A : Zによって参照された補間係数

【0065】

このため、図9に示す補間係数Aのグラフ特性によれば、表1に示すようなスペックル・ノイズに起因する絶対値Zの区間（小～中）にあつては、重み付け加算の演算結果をより小さな値にさせる。したがって、この区間における平滑化フィルタ1のフィルタリング結果Y1（平滑出力）の比重が相対的により高くなる。これに対し、表示1に示す信号成分に起因する絶対値Zの区間（大以上）にあつては、重み付け加算の演算結果をより大きな値にさせる。したがって、この区間では、元のベクタ・データの比重（寄与）がより高くなる。

【0066】

図7に示すベクタ・データの列に上述した平滑化フィルタ1, 2を作用させて、その結果を用いて上述した重み付け加算を実行した場合、図10に模式的に示すような結果が得られる。つまり、スペックル・ノイズは平滑化により、その強度が減弱される一方で、信号成分はその原形を保つことができる。

【0067】

なお、上述した補間係数Aの関数は必ずしも前述した図9に示すものに限定されない。つまり、絶対値Zに対する補間係数Aの関数は非減少関数（絶対値Zの増加に対する補間係数Aの変化は増加あるいは一定）であればよい。よって、補間係数Aを決める関数の形状（最小値Aminや最大値Amaxを含めて）自体は、画像の使用目的（得たい画質など）や処理の簡便性などの要件に応じて適宜に変えてもよい。例えば、図9に示した関数の代わりに、図11や図12に示すように、補間係数Aが直線的あるいは階段的に変化するように設定した関数を用いてもよいし、それらの関数を組み合わせて使用してもよい。

【0068】

また、図13には、前述した図2で説明した機能を実現するための別の構成例として、論理回路などのデジタル回路で構成した画像処理プロセッサ23を示す。この画像処理プロセッサ20で用いる2つの平滑化フィルタ1, 2のサイズはともに5×5を採用したものである。同図の画像処理プロセッサ20は、前述したバッファリングを行なうバッファ回路21、2種類の平滑化フィルタ1, 2を作用させるフィルタ回路22、差分値Sを演算する差分回路23、絶対値Zを演算する絶対値回路24、補間係数Aを決定する補間係数決定回路25、及び補間処理を行う補間処理演算回路26とを備え、それぞれの回路の機能は図2の対応するステップと同等である。

【0069】

以上のように、本実施形態において得られた重み付け画像Wによれば、前述したようにBモードの超音波画像のベクタ・データ毎に同データ列上で局所的に最適化した重み係数を用いて原画像（ベクタ・データ）Xと平滑化画像Y1とが重み付け加算されている。このため、構造物の輪郭などの画素値の変化の大きい領域（高周波成分の領域）では原画像Xの画素値が強調され、画素値の変化が小さくスペックル・ノイズが目立つ領域では平滑化画像Y1の画素値が強調される。つまり、重み付け係数の局所的な最適化により、原画像X及び平滑化画像Y1それぞれの長所を巧みに配合し、全体として、Bモード画像の画素値としての高周波成分を維持しつつ、画像ノイズ、とくにスペックル・ノイズを除去することができる。

【0070】

さらに、平易に言えば、前述した重み付け係数Aによって、原画像としての撮影したままのBモード像に写り込んでいる、構造物の境界などの、画素値の変化が大きな領域に対しては原画像の画素値の比重を高め、それ以外の領域に対しては平滑化画像の画素値の比重を高めるといふ、局所毎に（つまり、画素値の変化が大きい領域か、それ以外の領域かに応じて）、画素値の強調度合いを調整した描出がなされる。これにより、高周波成分を多く含む領域では、高周波成分ができるだけ維持されるので、構造物の輪郭などに対して高い描出性が保持され、それ以外の領域では高周波成分を抑えることによりスペックル・ノイズが低減又は除去され、全体として、構造物等の目的物の視認性に優れた超音波画像

10

20

30

40

50

を提供できる。

【0071】

ところで、上述の重み付け加算画像Wにおいて、構造物の境界付近は原画像が強調されるので、この境界付近には画像ノイズが残る可能性がある。しかしながら、人間の知覚（視覚）は、画素値の変化が大きい構造物の境界などに、より強く反応するために、その近傍に画像ノイズが含まれていたとしても、相対的に知覚の反応強度は小さく、画像を観察する上では殆ど問題にならない。

【0072】

一方、本実施形態のノイズ除去処理にあつては、スキャン・コンバージョンの前にスペckル・ノイズを低減させる。つまり、サンプリングされたままのデータ（受信データ）に混入している多重反射成分としてのスペckル・ノイズが、スキャン・コンバージョン後の画像データの中に散逸する前に低減される。このため、スキャン・コンバージョン後に各種のスペckル・ノイズの除去処理を掛ける場合に比べて、遥かに効率良く且つ確実にスペckル・ノイズを除去又は抑制でき、画質を向上させることができる。

10

【0073】

また、前述したように、スペckル・ノイズは信号成分に比べて強度は小さいが、電氣的ノイズ等と比較して空間的な広がりを持っている点に特徴がある。この空間的広がりが、スペckル・ノイズの除去を困難にしていた主因である。これに関して、本実施形態では、平滑化フィルタの空間的広がりをスペckル・ノイズの空間的広がりと同様かそれ以上にするという方法は採らない。その代わり、ベクタ・データと呼ばれる、各ラスタからのデータ列毎に2種類のフィルタ特性の平滑化フィルタを作用させ、この作用結果を用いた重み付け加算によりノイズ除去を行なうようにしている。つまり、ベクタ・データそれぞれに対する1次元のフィルタ処理に拠っているため、大きな空間的広がりを有する平滑化フィルタに比べて、空間分解能の劣化を抑制したスペckル・ノイズの除去又は低減を行なうことができる。

20

【0074】

さらに、このベクタ・データを基本単位とする処理であるため、超音波診断装置のセクタスキャンやコンベックスキャンのほか、リニアスキャンにも適用でき、汎用性が高いという利点もある。

【0075】

30

（第2の実施の形態）

次に、図14～17を参照して、本発明に係る画像処理装置及び画像処理方法の第2の実施形態を説明する。この第2の実施形態の説明において、前述した第1の実施形態で採用した参照符号と同様又は同等の作用効果を発揮する構成要素については同一の参照符号を用い、その説明を省略又は簡略化する。

【0076】

この第2の実施形態に係る画像処理装置も、第1の実施形態と同様に、同第1の実施形態で説明した超音波診断装置1と同一に構成されている。

【0077】

40

この超音波診断装置1において、第2の実施形態として実行されるノイズ除去処理は、超音波ビームでスキャンしてサンプリングされた各サンプリング位置（極座標で表される位置）のデータのスペckル・ノイズを低減させることを目的としている。ただし、この第2の実施形態は、例えばセクタスキャン、コンベックスキャン、アークスキャン、ラジアルスキャン、及びコンパウンドスキャンなどの、オブリークなビーム走査を含むスキャン法のうちの何れかを用いる場合に採用可能な手法を提供する。

【0078】

図1に示す画像処理プロセッサ13により実行される、主にスペckル・ノイズをターゲットとしたノイズ除去処理のアルゴリズムは以下のものである。ここで、処理される画像データは、例えば電子セクタスキャン法の元にBモードで撮影されたグレイレベルのデ

50

デジタル画像データである。

【0079】

このノイズ除去処理は、前述した図3に示す2種類の互いの異なるフィルタ係数の平滑化フィルタ1, 2を用いることを特徴の1つとしており、この点については、前述した第1の実施形態におけるノイズ除去処理と同様である。主な相違は、セクタスキャンなどの直交座標系では表されない、極座標表示のサンプリングされたデータに直接、かかるノイズ除去処理を行うことである。

【0080】

まず、図14に示すように、セクタスキャンに拠る走査面を仮定し、この走査面上に略台形状のROIを設定する。このROIの中心位置(黒丸)のサンプリング点を、極座標で、

[数7]

$$(m \cdot \Delta R, 0)$$

で表すと、このROI内のその他のサンプリング点は、極座標では、

[数8]

$$((m+n) \cdot \Delta R, k \cdot \Delta \theta)$$

と表わすことができる。ここで、 ΔR は、各ラスタに沿った深度方向のサンプリング刻み幅を表し、 $\Delta \theta$ は、スキャン角度方向のサンプリング刻み幅を表している。また、 m は正の整数、 n と k は整数である。図14に示す例の場合、ROIのサイズが 5×5 、 $-2 \leq n \leq 2$ 、 $-2 \leq k \leq 2$ である。

【0081】

また、ROIの中心位置は、直交座標では、

[数9]

$$(0, m \cdot \Delta R)$$

と表すことができ、このROI内のその他のサンプリング点は、直交座標では、

[数10]

$$((m+n) \cdot \Delta R \cdot \sin(k \cdot \Delta \theta), (m+n) \cdot \Delta R \cdot \cos(k \cdot \Delta \theta))$$

と表すことができる。

【0082】

このため、ROIの中心のサンプリング点とそれ以外のサンプリング点との間の距離をLと記すと、この距離Lは、

[数11]

$$\begin{aligned} L^2 / (\Delta R)^2 &= (m+n)^2 \cdot \sin^2(k \cdot \Delta \theta) + \{(m+n) \cdot \cos(k \cdot \Delta \theta) - m\}^2 \\ &= (m+n)^2 - 2m \cdot (m+n) \cdot \cos(k \cdot \Delta \theta) + m^2 \\ &= 2m \cdot (m+n) \cdot \{1 - \cos(k \cdot \Delta \theta)\} + n^2 \end{aligned}$$

と表すことができる。

【0083】

上式において $\{1 - \cos(k \cdot \Delta \theta)\}$ の項と (n^2) の項は、ROI内の位置関係を反映した項である。また、 $2m \cdot (m+n)$ の項にROIの深度が反映されている。

【0084】

このことから、ROIのサイズおよび角度方向のサンプリング刻み幅が決まれば、前者の2項はROI内の各サンプリング点に対して既知となる。したがって、後者の項をROIの深度に応じて計算し、前記の式からLを求めれば、簡便にフィルタ係数を算出することができる。その際、前述した図3で示したフィルタ特性は、図15に示すように、横軸を $L^2 / (\Delta R)^2$ と置き換えるよう予め変換を施しておくことと便利である。

【0085】

そこで、画像処理プロセッサ13は、上述の式に基づいて「 $L^2 / (\Delta R)^2$ 」の値を算出し、ROI内の中心のサンプリング点に対する2次元の平滑化フィルタ1, 2のフィルタ係数 f_1 、 f_2 をそれぞれ求める(図16、ステップS11, S12)。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

次いで、画像処理プロセッサ 1 3 は、下記の式に基づいて R O I 内の中心のサンプリング点に、2 次元平滑化フィルタ 1, 2 を作用させる (ステップ S 1 3)。なお、図 1 5 のグラフから求めたフィルタ係数 f_1 、 f_2 は正規化がなされていないため、下記式に拠るフィルタリングの演算式は、正規化の項 $\sum f_1(n, k)$ および $\sum f_2(n, k)$ を含んでいる。

【 0 0 8 7 】

[数 1 2]

$$E_1(m, 0) = \sum \{ f_1(n, k) \cdot D(m+n, k) \} / \sum f_1(n, k)$$

$$E_2(m, 0) = \sum \{ f_2(n, k) \cdot D(m+n, k) \} / \sum f_2(n, k)$$

10

ここで、

 $E_1(m, 0)$: フィルタ 1 の出力 $E_2(m, 0)$: フィルタ 2 の出力 $f_1(n, k)$: フィルタ 1 のフィルタ係数 $f_2(n, k)$: フィルタ 2 のフィルタ係数 $D(m, k)$: サンプリング・データ

である。

【 0 0 8 8 】

この後、画像処理プロセッサ 1 3 は、第 1 の実施形態と同様に、上述のフィルタリング結果 (フィルタ処理の出力) E_1 および E_2 を用いて、その相互差分 S 、及び、その差分 S の絶対値 Z を各サンプリング点において求める (ステップ S 1 4)。

20

【 0 0 8 9 】

[数 1 3]

$$S = E_1 - E_2$$

$$Z = \text{abs}(S)$$

【 0 0 9 0 】

さらに、画像処理プロセッサ 1 3 は、第 1 の実施形態と同様に、差分値 S 又はその絶対値 Z を元にして図 1 7 又は 1 8 に示すグラフから補間係数 A を演算する (ステップ S 1 4)。これらのグラフは参照テーブルに関数値として予め記憶されているので、差分値 S 又は絶対値 Z を用いて補間係数 A の値を容易に参照できる。なお、図 1 7 に示すグラフは、前述した図 9 のものと同様に絶対値 Z を用いる方式を示しており、図 1 8 に示すグラフは、差分値 S を元に上限値 $A_{\max}$ 及び下限値 $A_{\min}$ の間の補間係数 A を求める方式を示している。図 1 7 及び図 1 8 のグラフは共に、絶対値 Z 又は差分値 S の絶対値が 0 のとき

30

の下限值 $A_{\min}$ から徐々に徐々に大きくなり、途中で急峻なカーブを描きながら、また徐々に滑らかな飽和曲線を書いて上限値 $A_{\max}$ に収束するという軌跡を描いている。とくに、図 1 8 のグラフの場合、差分値 S のプラス側とマイナス側とで非対称な軌跡を描いていることも特徴的である。

【 0 0 9 1 】

このように補間係数 A が決まると、画像処理プロセッサ 1 3 は、補間係数 A を用いて R O I 内の各サンプリング点に対して、重み付け加算を以下のように行なう。

40

[数 1 4]

$$Q = A \times P + (1 - A) \times E_1$$

ここで、数値 P は、図 1 4 に示すように、例えば事前にスキャンした同一断面の入力画面上の R O I 内の各画素に相当する、今回スキャンした断面上の画素のピクセル値を示す。これにより、ノイズ除去フィルタ (図 1 6 の処理により機能的に実現されるフィルタ) の出力 Q が R O I 内の各サンプリング点について算出される。これらの一連のノイズ除去処理は、入力画面上で R O I の位置を変更して繰り返される。

【 0 0 9 2 】

このように、上述した一連の処理を繰り返して入力画面上の全サンプリング・データに対してノイズ除去処理が施される。このノイズ除去又は低減後のサンプリング・データ (

50

極座標で表される各サンプリング点の受信データ)が、その後段のデジタルスキャンコンバータ6で標準テレビフォーマットのスキャンデータに変換され、最終的に表示に供せられる。

【0093】

したがって、本実施形態によれば、第1の実施形態における作用効果と同様の作用効果を得ることができる。とくに、サンプリング・データから先にスペックル・ノイズを除去又は低減してからスキャン・コンバージョンを行なっているので、スペックル・ノイズをより効果的に除去又は低減できる。

【0094】

なお、上述の第2の実施形態では超音波診断装置のセクタスキャンの場合を例示したが、本発明は必ずしもこれに限定されるものではなく、工業用超音波検査システム、レーダー・システム、物理探査システムのように、伝播媒体をスキャンして得られるサンプリング・データが極座標で表されるスキャンの場合に好適に適用できる。

【0095】

上述した各種の実施形態は更に種々の形態に変形して実施することができる。その幾つかの変形例を以下に説明する。

【0096】

(第1の変形例)

この第1の変形例は、重み付け係数Aを演算する処理の簡略化に関する。

【0097】

上述した実施形態の場合、差分値S及びその絶対値Zを演算する際、フィルタ1とフィルタ2を別々に適用してそれぞれ平滑化画像を得た上で、その2つの平滑化画像の差分を演算するようにしていた。これに関して、下記のように予めフィルタ係数の差分を行っておけば、1回のフィルタ処理で差分値S及びその絶対値Zを演算することができ、処理を簡単化できる。

【0098】

[数15]

$$\text{差分値} \quad S(m) = \sum \{ k_3(i) \times X(m) \}$$

$$\text{フィルタ係数} \quad k_3(i) = k_1(i) - k_2(i)$$

【0099】

(第2の変形例)

この第2の変形例は、前述した重み付け加算を実現する構成に関する。すなわち、前述した実施形態は画像処理プロセッサ13によるソフトウェア処理により重み付け加算を行うとしたが、この変形例は、このソフトウェア処理に代えて、論理回路などのデジタル回路を用いたハード構成を採用することができる。

【0100】

(第3の変形例)

第3の変形例は、重み付け加算に直接用いる原画像(ベクタ・データ、サンプリング・データ)の別の例に関する。

【0101】

前述した実施形態にあつては、重み付け加算に対象となる画像を原画像とその平滑化画像としていたが、このうちの原画像の代わりに、原画像の高周波成分を強調した画像を用いるようにしてもよい。

【0102】

これを実施する画像処理装置の構成を図19に示す。この画像処理装置では、図示のように、入力した原画像X(m)の画像からその高周波成分が強調した画像X_e(m)(例えば、骨などの構造物の輪郭が強調された画像)が生成される。つまり、

[数16]

$$W(m) = A \times X_e(m) + B \times X_s(m)$$

X_e(m) : 元のボクセル・データに対して強調処理を施したデータ

10

20

30

40

50

$X_s(m)$: 平滑化結果
 A : 重み係数
 $B = 1 - A$

の演算が行なわれ、高周波成分強調画像 $W(m)$ が得られる。この高周波成分強調画像 $W(m)$ は重み付け加算に用いられる。この強調画像 $W(m)$ と平滑化画像 $X_s(m)$ が上述の如く重み付け加算に処理に付される。

【0103】

これにより、重み付け加算画像においても、構造物の輪郭（エッジ）などの高周波成分の部分が強調され、画像の視認性は更に向上する。

【0104】

なお、本発明は上述した実施形態及びその変形例に記載のものに限定されるものではなく、特許請求の範囲の請求項に記載された各発明の要旨を逸脱しない範囲で、更に適宜に変更可能なものである。

【図面の簡単な説明】

【0105】

【図1】本発明に係る、超音波診断装置に一体に組み込んだ画像処理装置の第1の実施形態を示す機能ブロック図。

【図2】第1の実施形態に係る画像処理装置に設けた画像処理プロセッサで実行されるノイズ除去処理の一例を示す概略フローチャート。

【図3】人間の視覚感度を説明するグラフ、及び、2つの平滑化フィルタの互いに異なるフィルタ特性を説明するグラフ。

【図4】2つの平滑化フィルタをベクタ・データのデータ列に作用させるときの様子を説明する図。

【図5】2つの平滑化フィルタの出力を説明する図。

【図6】2つの平滑化フィルタの出力とノイズの関係を説明する図。

【図7】2つの平滑化フィルタをベクタ・データのデータ列、とくにスペckル・ノイズに作用させるときの様子を説明する図。

【図8】2つの平滑化フィルタをベクタ・データのデータ列に作用させたときのフィルタ出力を説明する図。

【図9】重み付き加算に用いる補間係数の関数曲線の一例を示すグラフ。

【図10】重み付き加算の結果を例示する説明図。

【図11】重み付き加算に用いる補間係数の関数曲線の別の一例を示すグラフ。

【図12】重み付き加算に用いる補間係数の関数曲線の別の一例を示すグラフ。

【図13】画像処理プロセッサの別の構成例を示す回路図。

【図14】本発明の第2の実施形態に係る、超音波診断装置に組み込まれた画像処理装置によって実行される電子セクタスキャンによる画面と極座標表示されるサンプリング点との関係を説明する図。

【図15】第2の実施形態で採用される2つの平滑化フィルタの相互に異なるフィルタ特性を説明するグラフ。

【図16】第2の実施形態の画像処理装置で実行されるサンプリング・データに対するノイズ除去処理の概要を示すフローチャート。

【図17】第2の実施形態における重み付き加算に用いる補間係数の関数曲線の一例を示すグラフ。

【図18】第2の実施形態における重み付き加算に用いる補間係数の関数曲線の別の一例を示すグラフ。

【図19】1つの変形例で実行されるサンプリング・データに対するノイズ除去処理の概要を示す機能ブロック図。

【図20】従来技術の問題点を説明するための図。

【図21】従来技術の問題点を説明するための図。

【図22】従来技術の問題点を説明するための図。

10

20

30

40

50

【図 2 3】従来技術の問題点を説明するための図。

【図 2 4】従来技術の問題点を説明するための図。

【図 2 5】従来技術の問題点を説明するための図。

【図 2 6】従来技術の問題点を説明するための図。

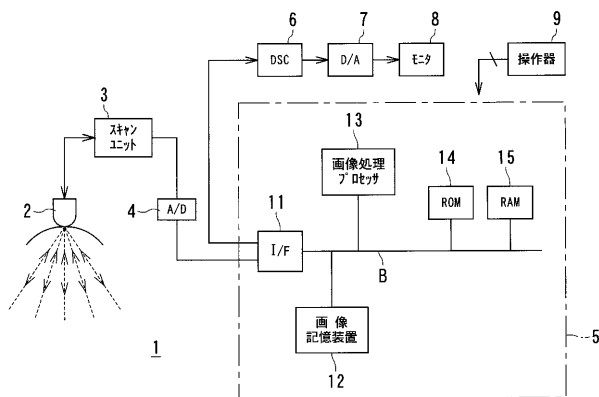
【符号の説明】

【 0 1 0 6 】

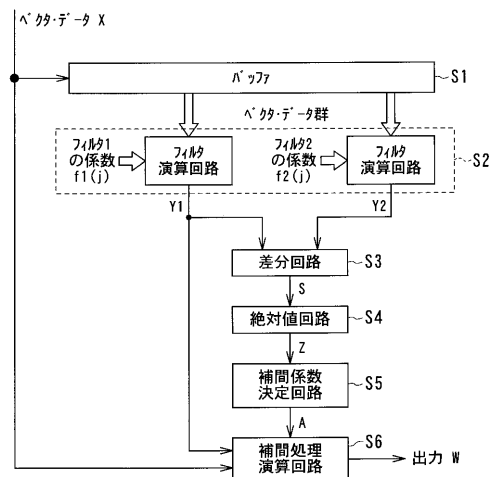
- 1 超音波診断装置
- 2 プローブ
- 3 スキャンユニット
- 4 A / D 変換器
- 5 画像処理装置
- 6 D S C (デジタルスキャンコンバータ)
- 7 D / A 変換器
- 8 モニタ
- 9 操作器
- 1 2 画像記憶装置
- 1 3 画像処理プロセッサ
- 1 4 R O M
- 1 5 R A M

10

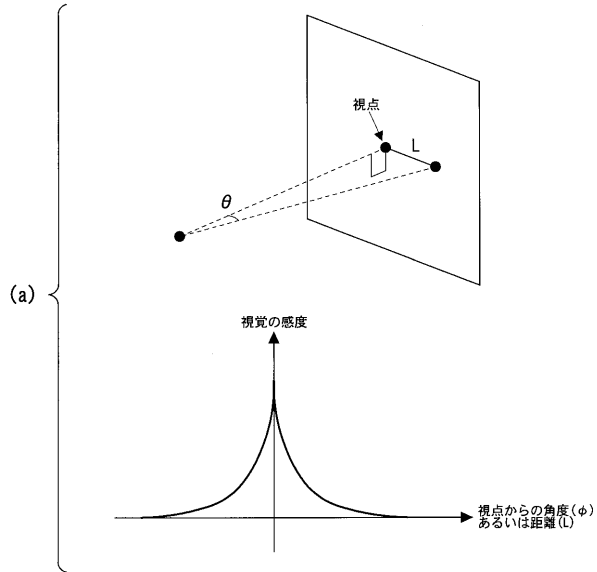
【 図 1 】



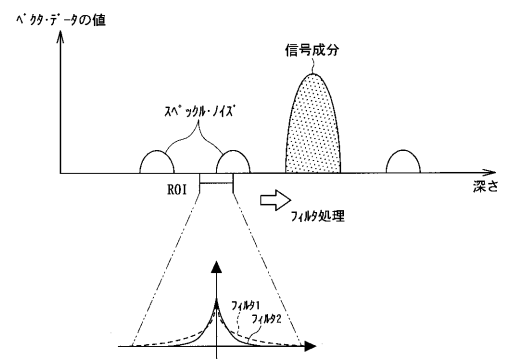
【 図 2 】



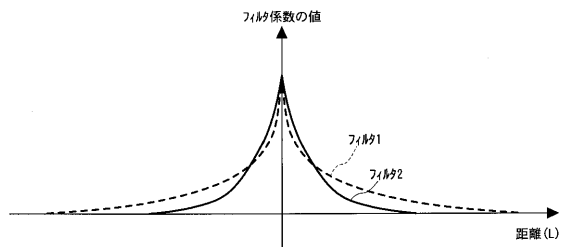
【図 3】



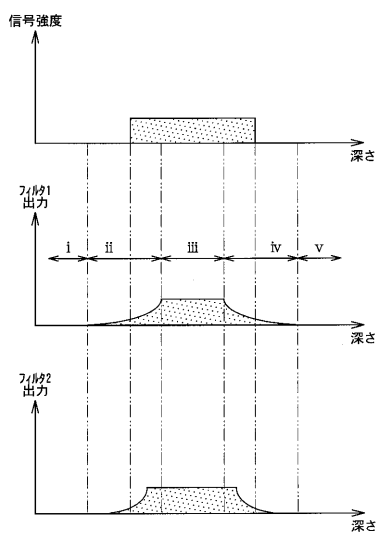
【図 4】



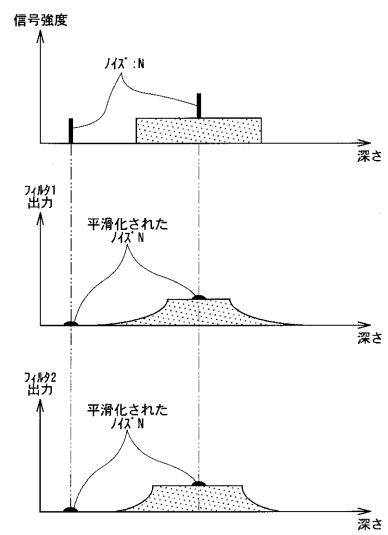
(b)



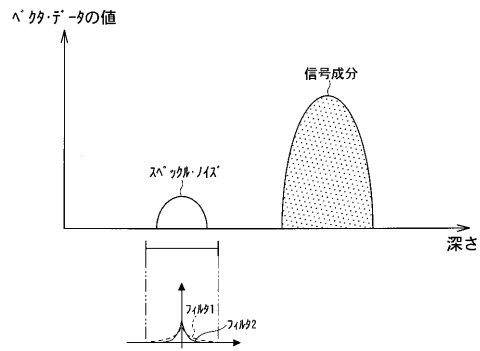
【図 5】



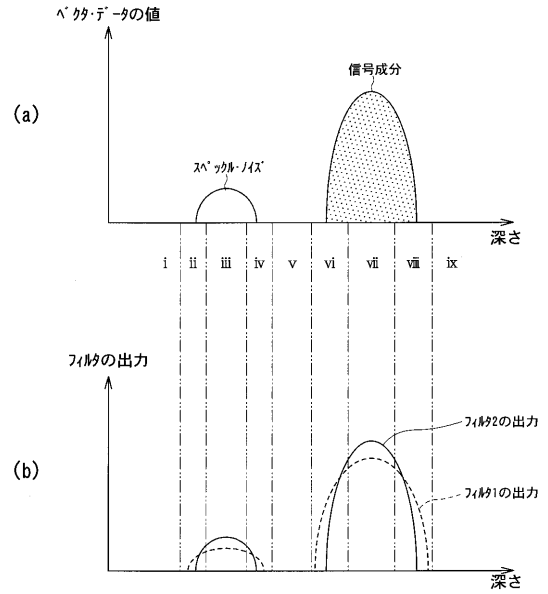
【図 6】



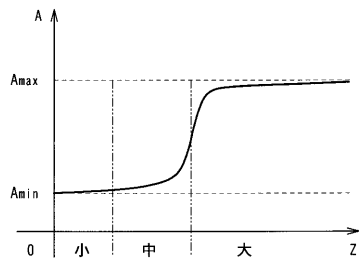
【図 7】



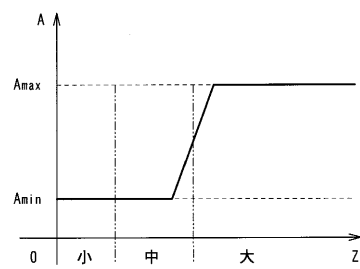
【図 8】



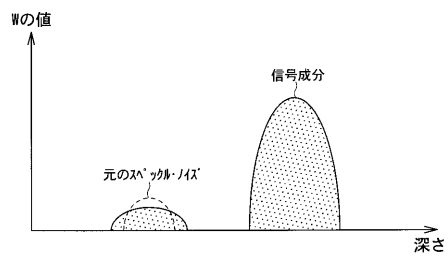
【図 9】



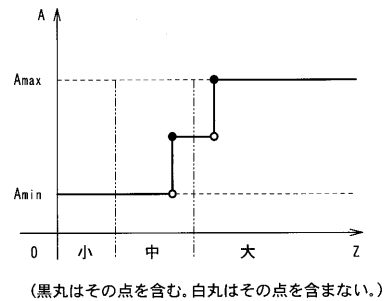
【図 11】



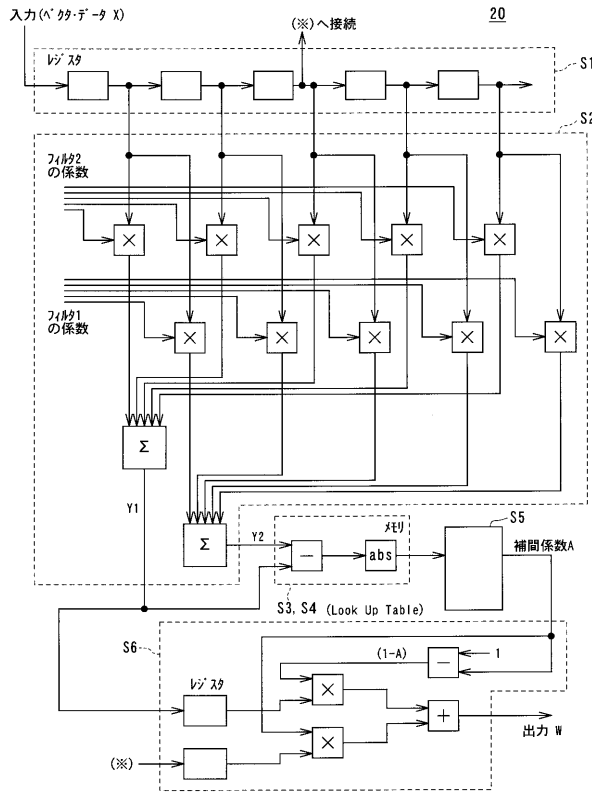
【図 10】



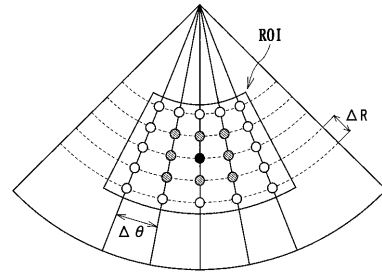
【図 12】



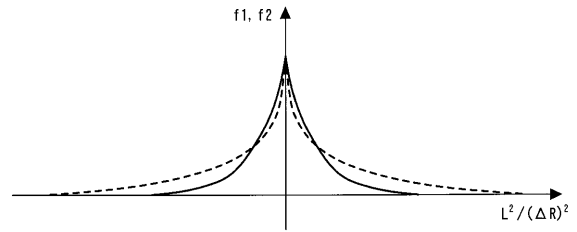
【図 13】



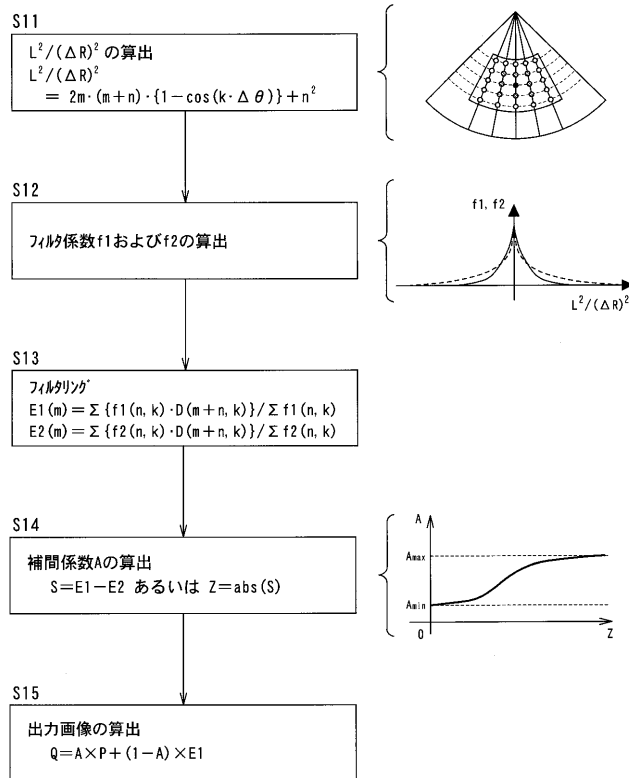
【図 14】



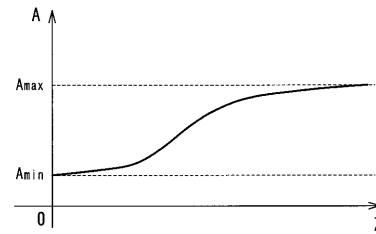
【図 15】



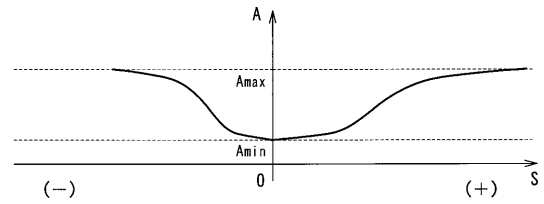
【図 16】



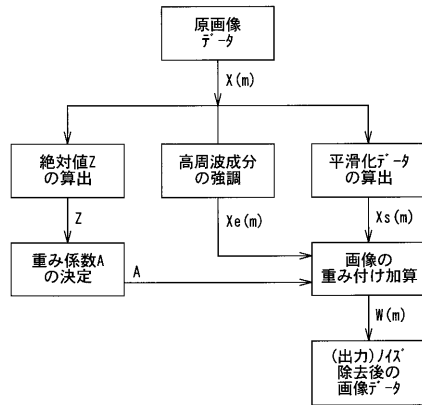
【図 17】



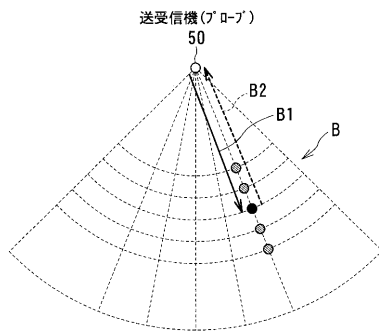
【図 18】



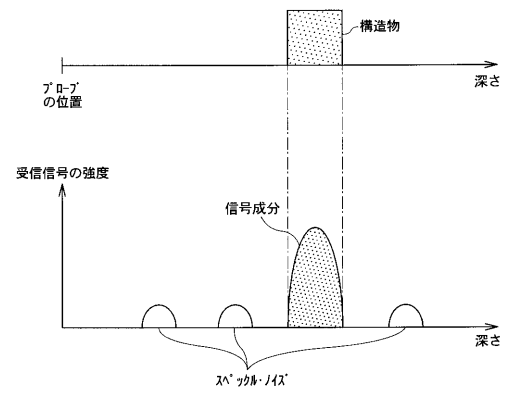
【図 19】



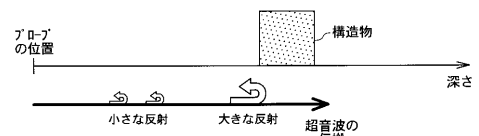
【図 20】



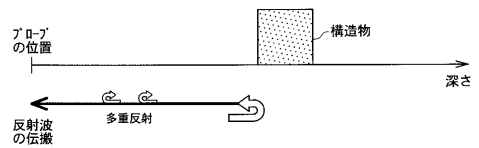
【図 21】



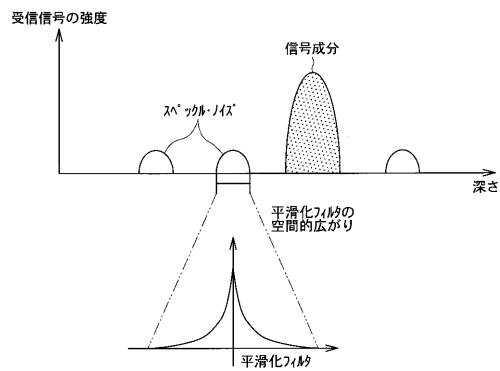
【図 22】



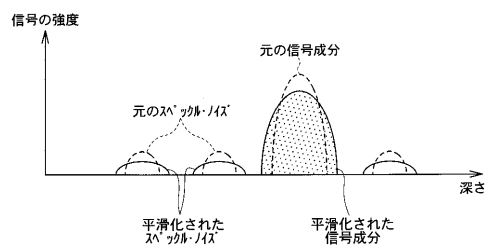
【図 23】



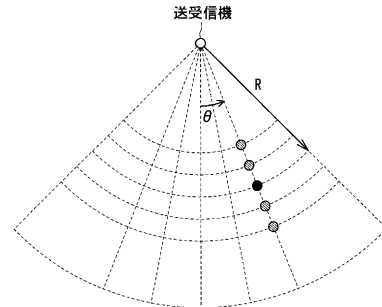
【図 24】



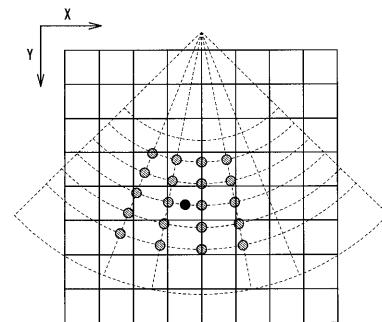
平滑化処理



【図 25】



【図 26】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 忠晴

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社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 EE04 JB33 JB55 JC02 JC04 JC19 JC37

5B057 AA07 BA05 CA12 CA16 CB12 CB16 CE02 CE05 CE11 DC16

专利名称(译)	图像处理装置，图像处理方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2006051229A	公开(公告)日	2006-02-23
申请号	JP2004235854	申请日	2004-08-13
[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		
[标]发明人	小林忠晴		
发明人	小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/00.300 A61B8/14 G06T5/00.705 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JB33 4C601/JB55 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE05 5B057/CE11 5B057/DC16		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
其他公开文献	JP5134757B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：从超声波诊断设备收集的灰度图像中可靠地去除或减少以高频分量为中心的图像噪声，同时包括大量高频分量，例如图像上结构的边界。通过观察，可以确保重要部分的信息得到确保，并且可以更加确定地减少斑点噪声。 解决方案：从通过扫描对象内部的超声波信号获得的超声波信号的反射波生成的采样数据在扫描转换之前要经过噪声去除处理。具体地，随着采样数据的像素值的空间变化变大而计算出表示更大的绝对值的像素值变化信息（步骤S1-S4），并根据计算出的像素值变化信息进行加权。计算系数（步骤S5），并且使用加权系数对采样数据和采样数据的平滑图像的数据进行加权和相加（步骤S6）。[选择图]图2

