

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4431341号
(P4431341)

(45) 発行日 平成22年3月10日(2010.3.10)

(24) 登録日 平成21年12月25日(2009.12.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-298672 (P2003-298672)
 (22) 出願日 平成15年8月22日 (2003.8.22)
 (65) 公開番号 特開2005-65935 (P2005-65935A)
 (43) 公開日 平成17年3月17日 (2005.3.17)
 審査請求日 平成18年8月16日 (2006.8.16)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブールバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治
 (74) 代理人 100090424
 弁理士 鯨島 信重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 空間フィルタおよび超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

流れの極性に応じて画素値が正負いずれの値にもなり得るフロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より大きい値を持つ第1群、正負の閾値の間の値を持つ第2群および負の閾値より小さい値を持つ第3群に分ける分類手段と、

第1群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第1群および第2群に属する画素値との加重平均値で置き換え、

第2群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平均値で置き換え、

第3群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第2群および第3群に属する画素値との加重平均値で置き換える補正手段と、
を具備することを特徴とする空間フィルタ。

【請求項 2】

前記補正手段は、前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値がいずれも第2群に属さないときは前記加重平均値による置き換えを行わない、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の空間フィルタ。

【請求項 3】

前記補正手段は、前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値が全て同一群に属するときは前記加重平均値による置き換えを行わない、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の空間フィルタ。

10

20

【請求項 4】

前記画素とそれを中心とする周辺領域の画素は 3×3 マトリクスの画素である、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の空間フィルタ。

【請求項 5】

対象に照射した超音波のエコーに基づいて、流れの極性に応じて画素値が正負いずれの
値にもなり得るフロー画像を撮影する撮影手段と、

前記フロー画像を処理する空間フィルタと、
を有する超音波診断装置であって、

前記空間フィルタは、

前記フロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より
大きい値を持つ第 1 群、正負の閾値の間の値を持つ第 2 群および負の閾値より小さい値を
持つ第 3 群に分ける分類手段と、

第 1 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画
素値のうち第 1 群および第 2 群に属する画素値との加重平均値で置き換え、第 2 群の画素
値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平
均値で置き換え、第 3 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とす
る周辺領域の画素値のうち第 2 群および第 3 群に属する画素値との加重平均値で置き換え
る補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記補正手段は、前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値がいずれも第 2
群に属さないときは前記加重平均値による置き換えを行わない、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補正手段は、前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値が全て同一群に
属するときは前記加重平均値による置き換えを行わない、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画素とそれを中心とする周辺領域の画素は 3×3 マトリクスの画素である、
ことを特徴とする請求項 5 ないし請求項 7 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、空間フィルタリング (filtering) 方法および空間フィルタ (filter) 並びに超音波診断装置に関し、特に、フロー (flow) 画像について空間フ
ィルタリングを行う方法および空間フィルタ、並びに、そのような空間フィルタを有する
超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、超音波エコー (echo) のドップラシフト (Doppler
shift) を利用して、血流等に関するフロー画像を撮影することが行われる。フロー
画像を得るために、エコー受信信号には MTI (moving target indi
cation) 処理が行われ、さらに自己相関演算が行われる (例えば、特許文献 1 参照
)。

【特許文献 1】特開 2001-128976 号公報 (第 5 - 6 頁、図 1, 7)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

フロー画像は、その周縁部の輪郭が階段状の折れ線 (ジャグ : jag) すなわちいわゆる

10

20

30

40

50

るギザギザの線となり易い。これは装置の性能限界に由来する。周縁部のジャグは空間フィルタリングにより低減可能ではあるが、空間分解能やコントラスト (c o n t r a s t) の低下あるいは画像の膨張等の弊害を伴う。

【 0 0 0 4 】

そこで、本発明の課題は、弊害なしにフロー画像の周縁部のジャグを低減する空間フィルタリング方法および空間フィルタ、並びに、そのような空間フィルタを有する超音波診断装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

(1) 上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、流れの極性に応じて画素値が正負いずれの値にもなり得るフロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より大きい値を持つ第 1 群、正負の閾値の間の値を持つ第 2 群および負の閾値より小さい値を持つ第 3 群に分け、第 1 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 1 群および第 2 群に属する画素値との加重平均値で置き換え、第 2 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平均値で置き換え、第 3 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 2 群および第 3 群に属する画素値との加重平均値で置き換える、ことを特徴とする空間フィルタリング方法である。

【 0 0 0 6 】

(2) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、流れの極性に応じて画素値が正負いずれの値にもなり得るフロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より大きい値を持つ第 1 群、正負の閾値の間の値を持つ第 2 群および負の閾値より小さい値を持つ第 3 群に分ける分類手段と、第 1 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 1 群および第 2 群に属する画素値との加重平均値で置き換え、第 2 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平均値で置き換え、第 3 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 2 群および第 3 群に属する画素値との加重平均値で置き換える補正手段と、を具備することを特徴とする空間フィルタである。

【 0 0 0 7 】

(3) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、対象に照射した超音波のエコーに基づいて、流れの極性に応じて画素値が正負いずれの値にもなり得るフロー画像を撮影する撮影手段と、前記フロー画像を処理する空間フィルタと、を有する超音波診断装置であって、前記空間フィルタは、前記フロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より大きい値を持つ第 1 群、正負の閾値の間の値を持つ第 2 群および負の閾値より小さい値を持つ第 3 群に分ける分類手段と、第 1 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 1 群および第 2 群に属する画素値との加重平均値で置き換え、第 2 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平均値で置き換え、第 3 群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第 2 群および第 3 群に属する画素値との加重平均値で置き換える補正手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 8 】

前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値がいずれも第 2 群に属さないときは前記加重平均値による置き換えを行わないことが、動作を高速化する点で好ましい。前記画素値およびそれを中心とする周辺領域の画素値が全て同一群に属するときは前記加重平均値による置き換えを行わないことが、動作を高速化する点で好ましい。前記画素とそれを中心とする周辺領域の画素は 3×3 マトリクスの画素であることが、フィルタリングを適切に行う点で好ましい。

【発明の効果】

【0009】

本発明では、フロー画像について、その画素値を、正および負の閾値に基づいて、正の閾値より大きい値を持つ第1群、正負の閾値の間の値を持つ第2群および負の閾値より小さい値を持つ第3群に分け、第1群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第1群および第2群に属する画素値との加重平均値で置き換え、第2群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値との加重平均値で置き換え、第3群の画素値については、画素ごとに、その画素値とそれを中心とする周辺領域の画素値のうち第2群および第3群に属する画素値との加重平均値で置き換えるので、弊害なしにフロー画像の周縁部のジャグを低減する空間フィルタリング方法および空間フィルタ、並びに、そのような空間フィルタを有する超音波診断装置を実現することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図1に超音波診断装置のブロック(block)図を示す。本装置は発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、超音波診断装置に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

【0011】

20

図1に示すように、本装置は、超音波プローブ2(probe)を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛)セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は、操作者により撮影の対象4に当接して使用される。

【0012】

超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

【0013】

30

送受信部6のブロック図を図2に示す。同図に示すように、送受信部6は送波タイミング(timing)発生ユニット(unit)602を有する。送波タイミング発生ユニット602は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ(beamformer)604に入力する。送波タイミング信号の周期は後述の制御部18により制御される。

【0014】

送波ビームフォーマ604は、送波のビームフォーミング(beamforming)を行うもので、送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生じる。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは後述の制御部18によって制御される。送波ビームフォーマ604は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット606に入力する。

40

【0015】

送受切換ユニット606は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイに入力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャ(aperture)を構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

【0016】

送受切換ユニット606には受波ビームフォーマ610が接続されている。送受切換ユ

50

ニット606は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ610に入力する。受波ビームフォーマ610は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うもので、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を形成する。受波のビームフォーミングは後述の制御部18により制御される。

【0017】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。それに合わせて、送波ビームフォーマ604および受波ビームフォーマ610により、音線の方位が所定量ずつ変更される。それによって、対象4の内部が、音線によって順次に走査される。このような構成の送受信部6は、例えば図3に示すような走査を行う。すなわち、放射点200からz方向に延びる音線202で扇状の2次元領域206を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (s e c t o r s c a n) を行う。

10

【0018】

送波および受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するときは、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図4に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャン (l i n e a r s c a n) を行う。

【0019】

20

なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ (c o n v e x a r r a y) である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図5に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行える。

【0020】

送受信部6はBモード (m o d e) 処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0021】

30

Bモード処理部10はBモード画像を形成するものである。Bモード処理部10は、図6に示すように、対数増幅ユニット102と包絡線検波ユニット104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅ユニット102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ (s c o p e) 信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像を形成する。

【0022】

ドップラ処理部12はドップラ計測データを形成するものである。ドップラ計測データには、後述する速度データ、分散データおよびパワーデータが含まれる。ドップラ処理部12は、図7に示すように直交検波ユニット120、MTIフィルタ (m o v i n g t a r g e t i n d i c a t i o n f i l t e r) 122、自己相関演算ユニット124、平均流速演算ユニット126、分散演算ユニット128およびパワー (p o w e r) 演算ユニット130を備えている。

40

【0023】

ドップラ処理部12は、直交検波ユニット120でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理してエコー信号のドップラシフトを求める。また、自己相関演算ユニット124でMTIフィルタ122の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算ユニット126で自己相関演算結果から平均流速Vを求め、分散演算ユニット128で自己相関演算結果から流速の分散Tを求め、パワー演算ユニット130で自己相関演算結果からドップラ信号のパワーPWを求める。

50

【0024】

これによって、対象4内で移動するエコー源、例えば血液等の平均流速 V とその分散 T およびドップラ信号のパワー PW を表すそれぞれのデータが音線ごとに得られる。これらデータは、音線上の各点の平均流速、分散およびパワーを示す。以下、平均流速を単に速度という。なお、速度は音線方向の成分として得られる。また、超音波プローブ2に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。なお、エコー源は血液に限るものではなく、例えば血管等に注入されたマイクロバルーン(micro balloon)造影剤等であって良い。以下、血液の例で説明するがマイクロバルーン造影剤の場合も同様である。

【0025】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像およびドップラ画像を生成する。以下、ドップラ画像をフロー画像ともいう。

【0026】

画像処理部14は、図8に示すように、バス(bus)140によって接続された入力データメモリ(data memory)142、ディジタル・スキャンコンバータ(digital scan converter)144、画像メモリ146およびプロセッサ(processor)148を備えている。

【0027】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線ごとに入力されたBモード画像およびドップラ計測データは、入力データメモリ142にそれぞれ記憶される。入力データメモリ142のデータは、ディジタル・スキャンコンバータ144で走査変換されて画像メモリ146に記憶される。プロセッサ148は、入力データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施す。データ処理には空間フィルタリングが含まれる。空間フィルタリングについては後にあらためて説明する。

【0028】

画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。なお、表示部16は、カラー(color)画像が表示可能なグラフィックディスプレイ(graphic display)等で構成される。

【0029】

以上の送受信部6、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16には制御部18が接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。また、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。超音波プローブ2、送受信部6、ドップラ処理部12、画像処理部14および制御部18からなる部分は、本発明における撮影手段の一例である。画像処理部14内のプロセッサ148は、本発明における空間フィルタの一例である。

【0030】

制御部18の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が実行される。制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やポインティングデバイス(pointing device)およびその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0031】

本装置の動作を説明する。操作者は超音波プローブ2を対象4の所望の個所に当接し、操作部20を操作して、例えばBモードとドップラモードを併用した撮影動作を行う。これによって、制御部18による制御の下で、Bモード撮影とドップラモード撮影が時分割で行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキャンを所定回数行う度にBモードのスキャンを1回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンが行われる。

【0032】

Bモードにおいては、送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット102で対数増幅し包絡線検波ユニット104で包絡線検波してAスコープ信号を求め、それに基づいて音線ごとのBモード画像を形成する。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線ごとのBモード画像を入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、Bモード画像についての音線データ空間が形成される。

【0033】

ドップラモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。

10

【0034】

ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波ユニット120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関演算ユニット124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算ユニット126で平均流速を求め、分散演算ユニット128で分散を求め、パワー演算ユニット130でパワーを求める。

【0035】

画像処理部14は、ドップラ処理部12から入力される音線ごとかつピクセルごとの各ドップラ計測データを入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、各ドップラ計測データについての音線データ空間が成される。

20

【0036】

プロセッサ148は、入力データメモリ142のBモード画像およびドップラ計測データをデジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。その際、ドップラ計測データは、速度に分散を加味したカラーフローマッピング(CFM: color flow mapping)画像およびパワードップラ(PDI: power Doppler imaging)画像として書き込まれる。

【0037】

プロセッサ148は、Bモード画像、CFM画像およびPDI画像を別々な領域に書き込む。Bモード画像は、音線走査面の体内組織の断層像を示すものとなる。CFM画像は、音線走査面の血流速度等の2次元分布を示す画像となる。この画像では血流の方向に応じて表示色を異ならせる。また、速度に応じて表示色の輝度を異ならせる。また、分散に応じて所定の色の混色率を高め表示色の純度を変える。これによって、速度の大きさ、方向、分散が視認性良く表示される。PDI画像は、音線走査面の血流等の存在を示す画像となる。表示色はCFM画像に用いる色とは異ならせる。信号強度に応じて表示色の輝度を変える。CFM画像およびPDI画像はいずれもフロー画像となる。

30

【0038】

これらの画像を表示部16に表示させる場合には、例えばBモード画像とCFM画像を重ね合わせて表示する。これにより、体内組織との位置関係が明確な血流速度分布像を観察することができる。また、Bモード画像とPDI画像を重ね合わせて表示する。この場合は、体内組織との位置関係が明確な血管走行状態を観察することができる。

40

【0039】

フロー画像について、プロセッサ148により、ジャグを低減するための空間フィルタリングが行われる。空間フィルタリングに着目したプロセッサ148の機能ブロック図を図9に示す。同図は空間フィルタの構成を示す。本フィルタの構成によって、空間フィルタに関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。本フィルタの動作によって、空間フィルタリング方法に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

【0040】

同図に示すように、本フィルタは、画素値分類ユニット802および画素値補正ユニット804を有する。各ユニットはいずれもプロセッサ148の機能の一部である。画素値

50

分類ユニット 802 は、入力画像の画素値をその値に応じて分類する。画素値補正ユニット 804 は、画素値分類ユニット 802 の分類結果に基づいて入力画像の画素値を補正する。補正の仕方は分類毎に異なる。補正後の画像は出力画像として出力される。画素値分類ユニット 802 は本発明における分類手段の一例である。画素値補正ユニット 804 は本発明における補正手段の一例である。

【0041】

本フィルタの動作のフローチャート (flow chart) を図 10 に示す。同図に示すように、本フィルタは、ステージ (stage) 901 で画素値分類を行う。画素値分類は画素値分類ユニット 802 によって行われる。画素値分類は、入力画像について、個々の画素をその画素値に応じて分類するものである。分類の基準は閾値によって規定される。

10

【0042】

図 11 に、閾値とそれに基づく画素値分類の要領を示す。同図に示すように、入力画像の画素値は +Max から -Max までの値をとる。Max の値は例えば 128 である。+Max は近づく方向の最大流速に相当し、-Max は遠ざかる方向の最大流速に相当する。このような画素値に対して、2つの閾値 +TH および -TH が規定される。TH の値は例えば 10 である。これらの閾値は個々に可変とするのがフィルタリングを適切に行う点で好ましい。

【0043】

画素値は、+TH より大きいものが第 1 群に分類され、+TH と -TH の間のものが第 2 群に分類され、-TH より小さいものが第 3 群に分類される。なお、+TH に一致するものは第 1 群または第 2 群に分類され、-TH に一致するものは第 2 群または第 3 群に分類される。

20

【0044】

次に、ステージ 903、905 または 907 で、画素値が属する群に応じた画素値補正を行う。画素値補正は画素値補正ユニット 804 によって行われる。ステージ 903 は第 1 群用の補正であり、ステージ 905 は第 2 群用の補正であり、ステージ 907 は第 3 群用の補正である。

【0045】

第 1 群用の補正は次のようにして行われる。すなわち、例えば図 12 に示すように、補正対象の画素の座標が (x, y) であってその画素値が第 1 群に属するとき、この画素を中心とする $n \times n$ マトリクス (matrix) から、第 1 群に属する画素値と第 2 群に属する画素値を抽出してそれら画素値の加重平均を求め、この加重平均値で中心画素 (x, y) の画素値を置き換える。

30

【0046】

なお、n の値は例えば 3 であるがこれに限るものではない。ただし、 3×3 マトリクスは、最小のマトリクスサイズ (matrix size) で空間フィルタリングを効果的に行う点で好ましい。以下、 3×3 マトリクスの例で説明するが、他のマトリクスサイズの場合も同様である。

【0047】

第 2 群用の補正は次のようにして行われる。すなわち、補正対象の画素の座標が (x, y) であってその画素値が第 2 群に属するとき、この画素を中心とする $n \times n$ マトリクスの画素値の加重平均を求め、この加重平均値で中心画素 (x, y) の画素値を置き換える。

40

【0048】

第 3 群用の補正は次のようにして行われる。すなわち、補正対象の画素の座標が (x, y) であってその画素値が第 3 群に属するとき、この画素を中心とする $n \times n$ マトリクスから、第 3 群に属する画素値と第 2 群に属する画素値を抽出してそれら画素値の加重平均を求め、この加重平均値で中心画素 (x, y) の画素値を置き換える。

【0049】

50

このように、対象画素の画素値が第1群または第3群に属するときは、 $n \times n$ マトリクス中の画素値のうち対象画素の所属群およびその隣の群に属する画素値だけが加重平均値の計算に用いられ、1つおいた隣の群に属する画素値は加重平均の計算に用いられない。1つおいた隣の群に属する画素値は絶対値が同等で符号が反対なので、これらを加重平均の計算に用いると、互いに打ち消し合って中心画素の属性を薄めることになるが、そのような群の組み合わせでは加重平均を行わないので、中心画素の属性が薄まることはない。

【0050】

対象画素の画素値が第2群に属するときは、 $n \times n$ マトリクス中の画素が所属群の如何に関わらず加重平均値の計算に用いられる。このため、第1群に属する画素値と第3群に属する画素値をともに加重平均値の計算に用いることがあり得るが、第2群に属する中心画素の画素値は0に近いので、第1群に属する画素値と第3群に属する画素値の打ち消し合いがあったとしても、中心画素の属性に大きな影響を与えない。

【0051】

加重平均値の計算の一例を説明する。以下の計算において、入力画像の画素値を $in_{x,y}$ 、出力画像の画素値を $out_{x,y}$ とする。

【0052】

$in_{x,y}$ を中心とする 3×3 マトリクス中に、第2群に属する画素値が1つでもある場合で、

$in_{x,y} > -TH$ のときは、中心画素を除く 3×3 マトリクス中の画素（周辺画素）のうちで画素値が $-TH$ より大きいものの平均値 ave_p を求め、

$in_{x,y} < +TH$ のときは、周辺画素のうちで画素値が $+TH$ より小さいものの平均値 ave_m を求め、

それら ave_p および ave_m と $in_{x,y}$ を用いて、次式により加重平均値を計算する。

【0053】

【数1】

$$out_{x,y} = \frac{k \times in_{x,y} + ave_p + ave_m}{k + 2} \quad (1)$$

【0054】

ここで、 k は重み係数であり、例えば0から19まで調節可能な値である。これによって、フィルタリングの効果を適宜に調節することができる。

【0055】

中心画素が第1群に属するときは $in_{x,y} > -TH$ となるので、周辺画素のうちで画素値が $-TH$ より大きいもの（第1群に属する画素値と第2群に属する画素値）の平均値 ave_p が求められ、これが中心画素値 $in_{x,y}$ と加重平均される。したがって、第1群用の補正值が得られる。

【0056】

中心画素が第3群に属するときは $in_{x,y} < +TH$ となるので、周辺画素のうちで画素値が $+TH$ より小さいもの（第2群に属する画素値と第3群に属する画素値）の平均値 ave_m が求められ、これが中心画素値 $in_{x,y}$ と加重平均される。したがって、第3群用の補正值が得られる。

【0057】

中心画素が第2群に属するときは $in_{x,y} > -TH$ となりかつ $in_{x,y} < +TH$ となるので、周辺画素のうちで画素値が $-TH$ より大きいもの（第1群に属する画素値と第2群に属する画素値）の平均値 ave_p および画素値が $+TH$ より小さいもの（第2群に属する画素値と第3群に属する画素値）の平均値 ave_m が求められ、これが中心画素値 $in_{x,y}$ と加重平均される。したがって、第2群用の補正值が得られる。

【 0 0 5 8 】

このような加重平均により対象画素の画素値を補正するので、空間分解能やコントラストの低下あるいは画像の膨張等の弊害を伴うことなく、フロー画像の周縁部のジャグを低減することができる。

【 0 0 5 9 】

$in_{x,y}$ を中心とする 3×3 マトリクス中に、第2群に属する画素値が1つも無い場合は加重平均は行わず、次式により入力画像の画素値をそのまま出力画像の画素値とする。

【 0 0 6 0 】

【数2】

$$out_{x,y} = in_{x,y} \quad (2)$$

10

【 0 0 6 1 】

上式は空間フィルタリングをスキップ (s k i p) することを表す。これによって、フィルタリングを高速化することができる。また、入力画像の空間分解能やコントラストをそのまま維持することができる。

【 0 0 6 2 】

上記の場合に加えて、 3×3 マトリクス中の画素値が全て同一の群に属する場合も、空間フィルタリングをスキップしてよい。これによって、フィルタリングをさらに高速化することができる。また、入力画像の空間分解能やコントラストをそのまま維持することができる。

20

【 0 0 6 3 】

$in_{x,y}$ を中心とする 3×3 マトリクス中に、第2群に属する画素値が1つも無い、あるいは、 3×3 マトリクス中の画素値が全て同一の群に属するということは、マトリクスの範囲に入力画像の周縁部が無いことを意味しているので、空間フィルタリングをスキップしてもジャグ低減に悪影響はない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 4 】

【図1】超音波診断装置のブロック図である。

【図2】送受信部のブロック図である。

30

【図3】音線走査の概念を示す図である。

【図4】音線走査の概念を示す図である。

【図5】音線走査の概念を示す図である。

【図6】Bモード処理部のブロック図である。

【図7】ドップラ処理部のブロック図である。

【図8】画像処理部のブロック図である。

【図9】空間フィルタのブロック図である。

【図10】空間フィルタの動作のフローチャートである。

【図11】画素の分類を示す図である。

【図12】画素マトリクスを示す図である。

40

【符号の説明】

【 0 0 6 5 】

2 超音波プローブ

4 撮影対象

6 送受信部

10 Bモード処理部

12 ドップラ処理部

14 画像処理部

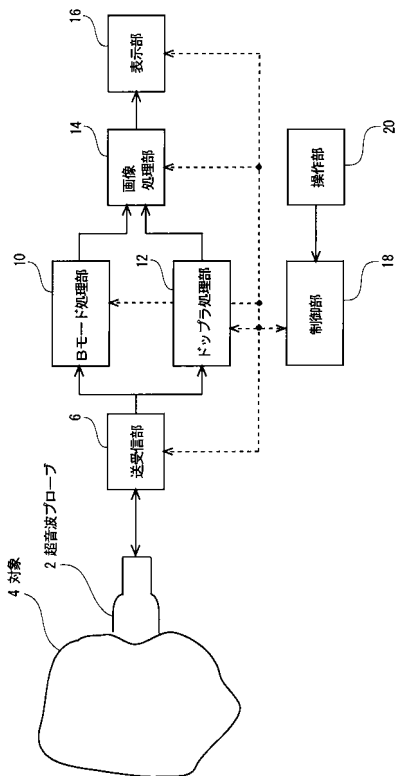
16 表示部

18 制御部

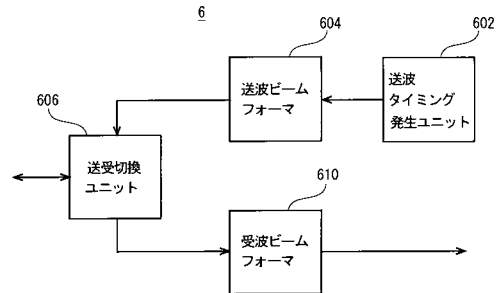
50

- 20 操作部
 802 画素値分類ユニット
 804 画素値補正ユニット

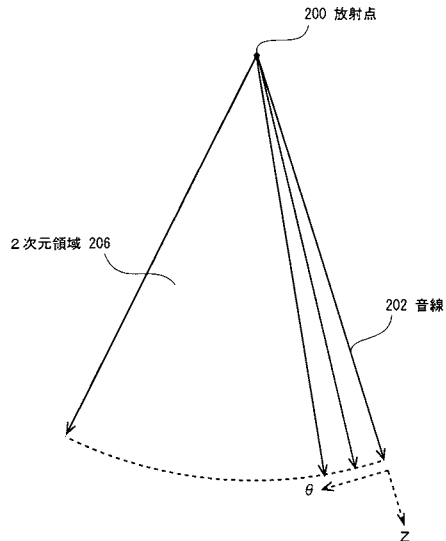
【図1】



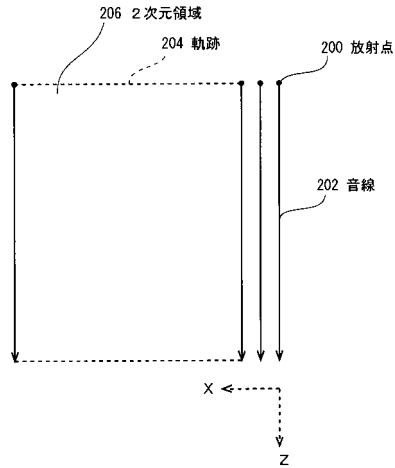
【図2】



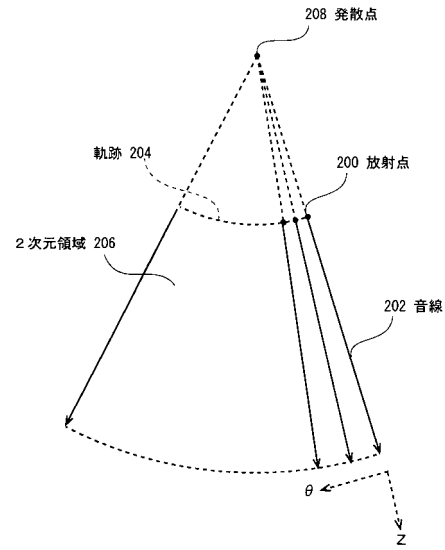
【図3】



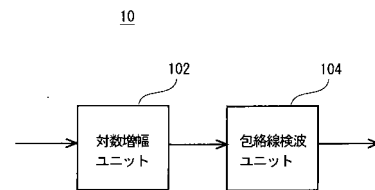
【図 4】



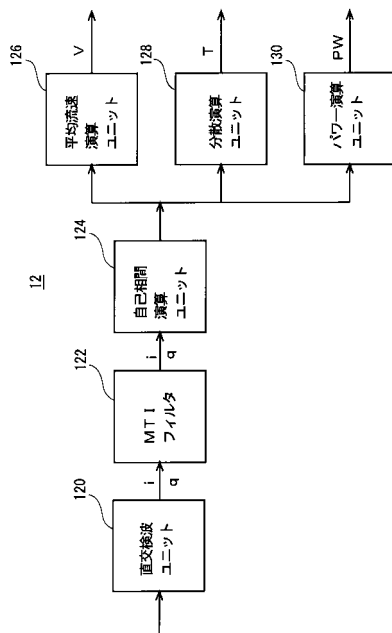
【図 5】



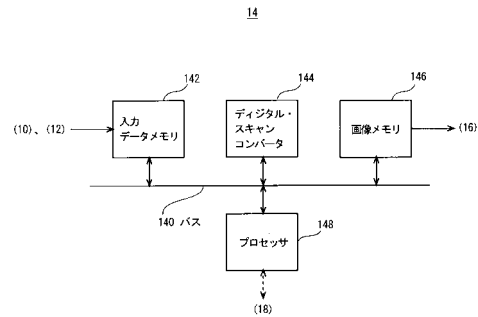
【図 6】



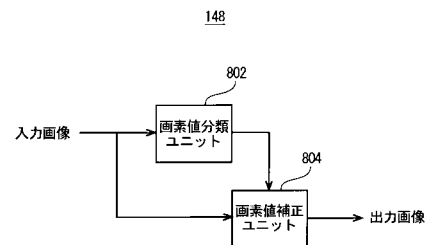
【図 7】



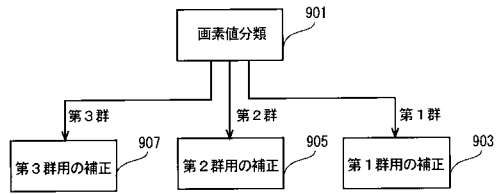
【図 8】



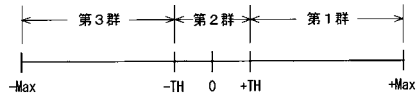
【図 9】



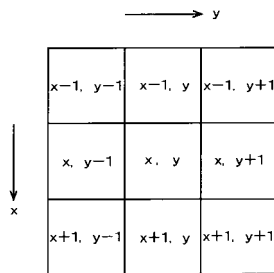
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 片岡 宏章

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平8 - 154928 (J P , A)

特開平10 - 165402 (J P , A)

特開平10 - 286256 (J P , A)

特開2001 - 224592 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	空间滤波器和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4431341B2	公开(公告)日	2010-03-10
申请号	JP2003298672	申请日	2003-08-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 片岡宏章		
发明人	谷川 俊一郎 片岡 宏章		
IPC分类号	A61B8/06 G06T5/20		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14 G06T5/00.705 G06T5/20 G06T5/20.C		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/JC11 4C601/KK18 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CH09		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP2005065935A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

空间滤波处理和空间滤波器，以减少流图像的歪曲无不利影响，以及实现具有这样的空间滤波器的超声波诊断装置。根据正和负的阈值的血流图像的像素值，具有比具有正和负阈值之间的值更小的第二组和负的阈值大的正的阈值的第一组分为三组值（901），用于第一组的像素值，对于每个像素，属于第一组和围绕其像素值的周边区域的像素值的第二组它通过像素值（903）之间的加权平均值代替，对于第二组的像素值，每个像素由外围区域围绕其像素值是像素值的加权平均值代替（905）对第三组的像素值，对每一个像素是由属于围绕其像素值它的周边区域的像素值的第二和第三组像素值的加权平均值（907替换）。.The 10

【 図 3 】

