

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4726407号
(P4726407)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日(2011.4.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-298673 (P2003-298673)
 (22) 出願日 平成15年8月22日(2003.8.22)
 (65) 公開番号 特開2005-65936 (P2005-65936A)
 (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】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象に照射した超音波のエコーに基づいて、血流に関する値が小さいときに画素が黒色に表示され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、

前記フロー画像において複数の黒色の画素が集まった黒抜け領域の条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求める探索手段であって、前記フロー画像における注目画素の座標を (x, y) としたとき、座標 (x, y) と座標 $(x - 1, y)$ の画素値の差および座標 (x, y) と座標 $(x, y - 1)$ の画素値の差がいずれも前記黒抜け領域の条件を満足するとき、座標 (x, y) を黒抜け領域の始点とし、前記画素値の差の条件を用いて x, y の両方向に探索する探索手段と、

前記フロー画像において前記連続画素数が前記黒抜け領域の条件として予め定められた限度以内のときは、画素が存在する領域を補正領域と判定する判定手段と、

前記補正領域の画素値を周囲の画素値から補間した画素値で置き換える補正手段とを具備し、

前記空間フィルタは前記黒抜け領域を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

対象に照射した超音波のエコーに基づいて、血流に関する値が小さいときに画素が黒色に表示され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

10

20

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、

前記フロー画像において複数の黒色の画素が集まった黒抜け領域の条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求める探索手段であって、前記フロー画像における注目画素の座標を (x, y) としたとき、座標 (x, y) と座標 $(x - 1, y)$ の画素値の差および座標 (x, y) と座標 $(x, y - 1)$ の画素値の差がいずれも前記黒抜け領域の条件を満足するとき、座標 (x, y) を黒抜け領域の始点とし、前記画素値の差の条件を用いて x, y の両方向に探索する探索手段と、

前記探索手段により探索された画素の画素値を周囲の画素値から補間した画素値で置き換える補正手段と、

前記フロー画像において前記連続画素数が前記黒抜け領域の条件として予め定められた限度を超えるときは、前記補正手段により補正された連続画素が存在する領域を復元領域と判定する判定手段と、

前記復元領域の画素値を補正前の画素値に復元する復元手段とを具備し、

前記空間フィルタは前記黒抜け領域を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記黒抜け領域の条件は閾値によって規定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記予め定められた限度は可変であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記フロー画像は、カラーフローマッピング画像又はパワードップラ画像であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記フロー画像は B モード画像と重ね合わせて表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記補正手段の補間は、単純補間、1 次補間又は 2 次補間であることを特徴とする超音波診断装置。

【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 indication) 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】

【 0 0 0 3 】

フロー画像には、本来フローがあるべきところがあたかもフローが無いように表示される現象すなわちいわゆる黒抜けが生じることがある。これはデータ処理の過程で何らかの異常によりデータが欠落することに由来する。

【 0 0 0 4 】

そこで、本発明の課題は、フロー画像の黒抜けを補正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、フロー画像について、予め定められた条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求め、前記連続画素数が予め定められた限度以内のときは画素が存在する領域を補正領域と判定し、前記補正領域の画素値を周囲の画素値から補間した画素値で置き換える、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、フロー画像について、予め定められた条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求める探索手段と、前記連続画素数が予め定められた限度以内のときは画素が存在する領域を補正領域と判定する判定手段と、前記補正領域の画素値を周囲の画素値から補間した画素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、フロー画像について、予め定められた条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求める探索手段と、前記連続画素数が予め定められた限度以内のときは画素が存在する領域を補正領域と判定する判定手段と、前記補正領域の画素値を周囲の画素値から補間した画素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 】

前記条件は閾値によって規定されることが、条件設定が容易な点で好ましい。前記限度は可変であることが、黒抜け補正を適切に行う点で好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明では、フロー画像について、予め定められた条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置および連続画素数を求め、連続画素数が予め定められた限度以内のときは画素が存在する領域を補正領域と判定し、補正領域の画素値を周囲の画素値から補間した画素値で置き換えるので、フロー画像の黒抜けを補正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。本発明による黒抜け補正は、黒抜け領域の判定を行わない通常の空間フィルタリングのように、空間分解能やコントラスト (c o n t r a s t) を低下させることがなく、また、画像輪郭の拡大を生じるということもない。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

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 (b l o c k) 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。

【 0 0 1 1 】

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 P Z T (チタン (Ti) 酸ジルコニウム (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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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) 6 0 2 を有する。送波タイミング発生ユニット 6 0 2 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) 6 0 4 に入力する。送波タイミング信号の周期は後述の制御部 1 8 により制御される。

【 0 0 1 4 】

送波ビームフォーマ 6 0 4 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 1 8 によって制御される。送波ビームフォーマ 6 0 4 は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット 6 0 6 に入力する。

【 0 0 1 5 】

送受切換ユニット 6 0 6 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。

【 0 0 1 6 】

送受切換ユニット 6 0 6 には受波ビームフォーマ 6 1 0 が接続されている。送受切換ユニット 6 0 6 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 6 1 0 に入力する。受波ビームフォーマ 6 1 0 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 1 8 により制御される。

【 0 0 1 7 】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット 6 0 2 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 6 0 4 および受波ビームフォーマ 6 1 0 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 2 0 0 から z 方向に延びる音線 2 0 2 で扇状の 2 次元領域 2 0 6 を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (sector scan) を行う。

【 0 0 1 8 】

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 2 0 0 から z 方向に発する音線 2 0 2 を直線状の軌跡 2 0 4 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 2 0 6 を x 方向に走査し、いわゆるリニアスキャン (linear scan) を行う。

【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

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 (convex array) 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(mode)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】

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(scope)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(moving target indication filter)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(power)演算ユニット130を備えている。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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、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。

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【0036】

50

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。

【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。

【００３９】

フロー画像について、プロセッサ１４８により、黒抜けを補正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、黒抜け探索ユニット７０２、領域判定ユニット７０４および黒抜け補正ユニット７０６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。黒抜け探索ユニット７０２は、入力画像の黒抜けを探索する。領域判定ユニット７０４は、黒抜け探索ユニット７０２の探索結果に基づいて、黒抜け部分が補正領域に該当するか否かを判定する。補正ユニット７０６は、領域判定ユニット７０４の判定結果に基づいて入力画像の黒抜けを補正し、補正後の画像を出力する。出力画像には必要に応じて適宜のスモーthing（smoothing）を施すようにしてもよい。

【００４１】

黒抜け探索ユニット７０２は本発明における探索手段の一例である。領域判定ユニット７０４は本発明における判定手段の一例である。黒抜け補正ユニット７０６は本発明における補正手段の一例である。

【００４２】

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）７１１で黒抜け探索を行う。黒抜け探索は黒抜け探索ユニット７０２によって行われる。黒抜け探索は、入力画像について、所定の条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置（座標）を検出するとともに、そのような画素が連続する数（連続画素数）を求めることにより行われる。

【００４３】

所定の条件は閾値によって規定される。閾値を用いることにより条件設定を容易に行うことができる。閾値は単一の値あるいは所定の範囲の両端を規定する２つの閾値である。また、閾値は、画素値そのものについての閾値あるいは画素値の差についての閾値である。

【００４４】

10

20

30

40

50

画素値そのものについての閾値は、例えば、画素値のレンジ (range) の数%程度と設定される。画素値の差についての閾値は、例えば、減算前の値から見た差の値の減少量が画素値のレンジ (range) の数%程度と設定される。それらの閾値は可変とするのが、フィルタリングの効果を調節可能とする点で好ましい。

【0045】

画素値の差について規定された閾値を用いるときは、例えば図11に示すように、注目画素の座標を (x, y) としたとき、座標 (x, y) と座標 (x - 1, y) の画素値の差および座標 (x, y) と座標 (x, y - 1) の画素値の差がいずれも所定の条件を満足するとき、座標 (x, y) を黒抜け領域の始点とする。そして、ここを起点として、同じ条件の画素を x, y 両方向に探索し、そのような画素が連続して存在する位置および画素数を求める。このような黒抜け探索がフロー画像全体にわたって行われる。その結果、フロー画像における黒抜けの位置および大きさが個々に判明する。

10

【0046】

次に、ステージ713で、領域判定を行う。領域判定は領域判定ユニット704によって行われる。領域判定は、黒抜け探索によって求められた連続画素数に基づいて行われる。すなわち、連続画素数が所定限度以内であるときは、黒抜け補正を行うべき領域であると判定し、連続画素数が所定限度を超えるときは、黒抜け補正を行うべき領域でないと判定する。所定限度は、例えば、数十画素程度と設定される。所定限度は可変とするのが、フィルタリングを適切に行う点で好ましい。

【0047】

20

なお、連続画素数が所定限度以内であっても、探索個所がフロー画像が存在する範囲を逸脱したときは、黒抜け補正を行うべき領域でないと判定する。入力画像におけるフロー画像の存在範囲は予め判明している。

【0048】

連続画素数が所定限度を超えるということは、その領域が黒抜け部分（すなわち、本来流れが有るはずのところがたまたま黒く抜けたところ）ではなく、実際に流れが無い部分である可能性が高い。そこで、そのような領域は領域判定によって黒抜け補正の対象から除外される。これによって、黒抜け補正のための空間フィルタリングの妥当性を高めることができる。連続画素数が所定限度以内でかつ探索範囲がフロー画像の存在範囲を逸脱したときも同様である。

30

【0049】

次に、ステージ715で、黒抜け補正を行う。黒抜け補正は、黒抜け補正ユニット706によって行われる。黒抜け補正ユニット706は、領域判定により補正対象と判定された領域について黒抜け補正を行う。黒抜け補正は、黒抜け領域内の画素値を、黒抜け領域の周囲の画素値から補間した画素値で置き換えることによって行う。補間は、単純補間、1次補間、2次補間等、適宜の補間であってよい。

【0050】

図12に、空間フィルタリングに着目したプロセッサ148の他の機能ブロック図を示す。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。

40

【0051】

同図に示すように、本フィルタは、黒抜け探索ユニット802、領域判定ユニット804、黒抜け補正ユニット806および補正確定ユニット808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。黒抜け探索ユニット802は、入力画像の黒抜けを探索する。領域判定ユニット804は、黒抜け探索ユニット802の探索結果に基づいて、黒抜け部分が補正領域に該当するか否かを判定する。補正ユニット806は、黒抜け探索ユニット802の探索結果に基づいて入力画像の黒抜けを補正する。補正確定ユニット808は、領域判定ユニット804の判定結果に基づいて、黒抜け補正ユニット806の補正を確定し、補正確定後の画像を出力する。出力画像には必要に応じて適宜の

50

スムージングを施すようにしてもよい。

【 0 0 5 2 】

黒抜け探索ユニット 8 0 2 は本発明における探索手段の一例である。領域判定ユニット 8 0 4 は本発明における判定手段の一例である。黒抜け補正ユニット 8 0 6 および補正確定ユニット 8 0 8 からなる部分は本発明における補正手段の一例である。

【 0 0 5 3 】

本フィルタの動作のフローチャートを図 1 3 に示す。同図に示すように、本フィルタは、ステージ 9 0 1 で黒抜け探索を行う。黒抜け探索は黒抜け探索ユニット 8 0 2 によって行われる。黒抜け探索は、入力画像について、所定の条件に当てはまる画素値を持つ画素の位置（座標）を検出するとともに、そのような画素が連続する数（連続画素数）を求め

10

【 0 0 5 4 】

次に、ステージ 9 0 3 で、黒抜け補正を行う。黒抜け補正は、黒抜け補正ユニット 8 0 6 によって行われる。黒抜け補正ユニット 8 0 6 は、探索ユニット 8 0 2 によって探索された黒抜け部分について、探索され次第に黒抜け補正を行う。黒抜け補正の要領は前述と同様である。

【 0 0 5 5 】

次に、ステージ 9 0 5 で、領域判定を行う。領域判定は領域判定ユニット 8 0 4 によって行われる。領域判定は、黒抜け探索によって求められた連続画素数に基づいて行われる。すなわち、連続画素数が所定限度以内であるときは、黒抜け補正を行うべき領域であると判定し、連続画素数が所定限度を超えるとときは、黒抜け補正を行うべき領域でないと判定する。所定限度は可変とするのが、フィルタリングの効果を調節可能とする点で好ましい。

20

【 0 0 5 6 】

なお、連続画素数が所定限度以内であっても、探索個所がフロー画像が存在する範囲を逸脱したときは、黒抜け補正を行うべき領域でないと判定する。入力画像におけるフロー画像の存在範囲は予め判明している。

【 0 0 5 7 】

連続画素数が所定限度を超えるということは、その領域が黒抜け部分ではなく、実際に流れが無い部分である可能性が高い。そこで、そのような領域は領域判定によって黒抜け補正の対象から除外される。これによって、黒抜け補正のための空間フィルタリングの妥当性を高めることができる。また、連続画素数が所定限度以内でかつ探索範囲がフロー画像の存在範囲を逸脱したときも同様である。

30

【 0 0 5 8 】

次に、ステージ 9 0 7 で、補正確定を行う。補正確定は補正確定ユニット 8 0 8 によって行われる。補正確定は、領域判定により黒抜け補正を行うべきでないと判定された領域について、黒抜け補正を取り消すことによって行われる。補正の取消は、黒抜け探索時に記憶した画素位置および画素値を用いて、黒抜け補正を行うべきでないと判定された領域について元の画素値を復元することにより行われる。

40

【 0 0 5 9 】

このように、黒抜けを、探索され次第に全てをいったん補正し、その後に領域判定に基づいて不要な補正を取り消す方法は、前述のように黒抜け補正を領域判定後に行うものよりもフィルタリング速度を高速化できる点で好ましい。

【 0 0 6 0 】

以上のように、本発明ではフロー画像における黒抜け領域を適切に判定し、その領域の画素値を周辺の画素値から補間した画素値で置き換えるので、複数画素にわたる黒抜けを効果的に補正することができる。このような補正は、黒抜け領域の判定を行わない通常の空間フィルタリングのように、空間分解能やコントラスト（contrast）を低下させることがなく、また、画像輪郭の拡大を生じるということもない。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 1 】

【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。

【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。

10

【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】画素の配列を示す図である。

【図 12】空間フィルタのブロック図である。

【図 13】空間フィルタの動作のフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 6 2 】

2 超音波プローブ

4 撮影対象

6 送受信部

20

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

20 操作部

702, 802 黒抜け探索ユニット

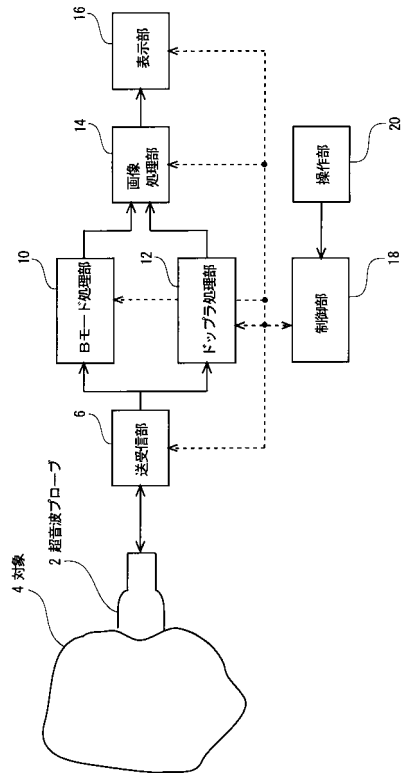
704, 804 領域判定ユニット

706, 806 黒抜け補正ユニット

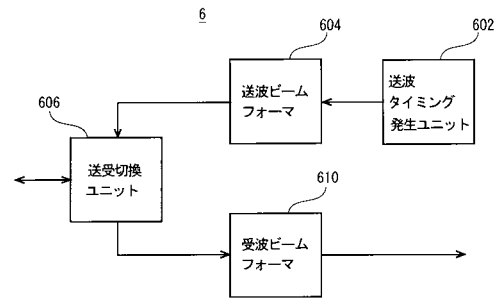
808 補正確定ユニット

30

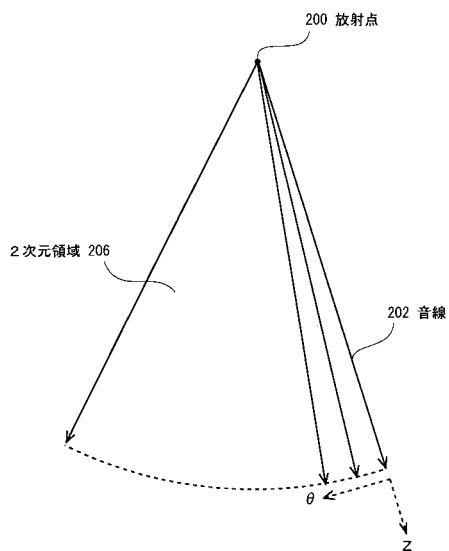
【図 1】



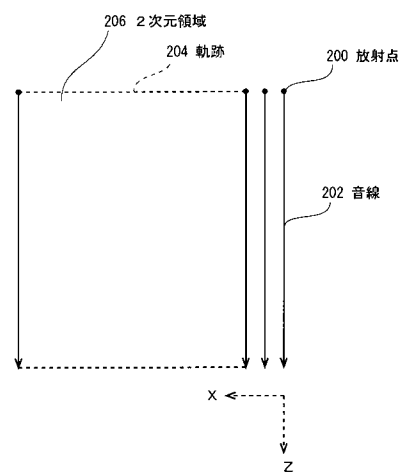
【図 2】



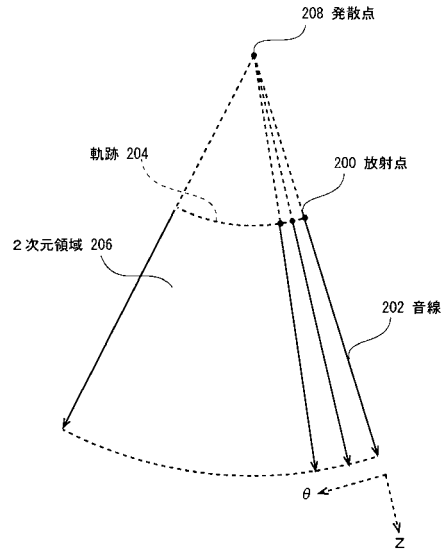
【図 3】



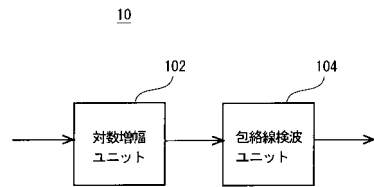
【図 4】



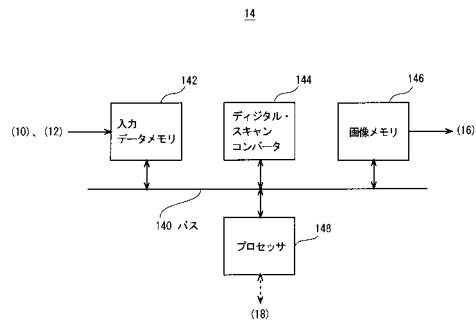
【図 5】



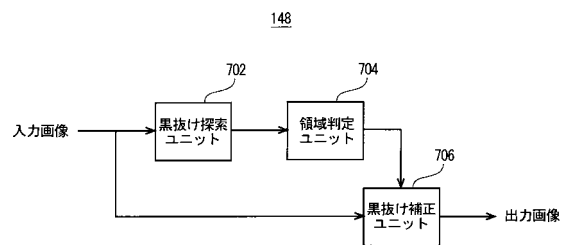
【図 6】



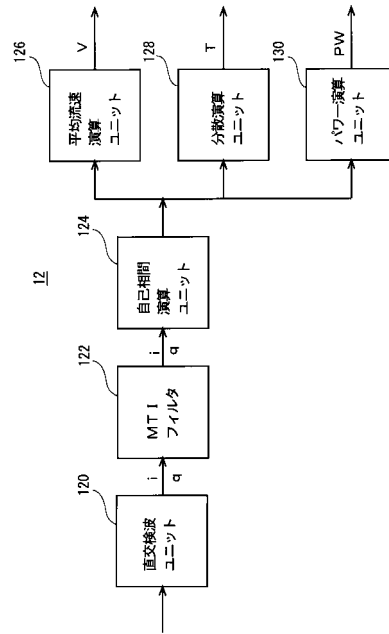
【図 8】



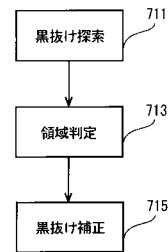
【図 9】



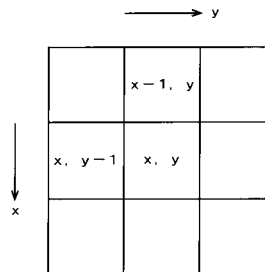
【図 7】



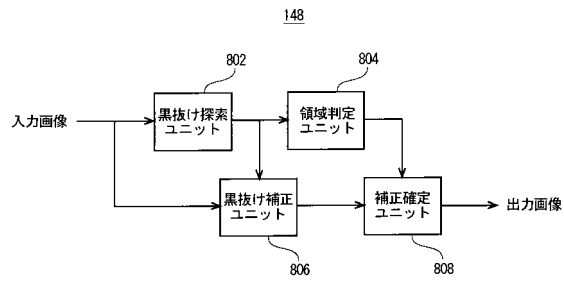
【図 10】



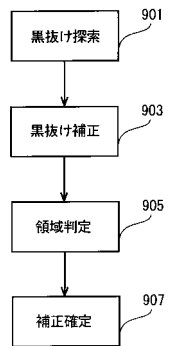
【図 11】



【図 12】



【図 13】



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4 - 28355 (J P , A)

特開平8 - 621 (J P , A)

特開平8 - 280683 (J P , A)

特開平11 - 113909 (J P , A)

特開2000 - 172829 (J P , A)

特開2002 - 207992 (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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4726407B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2003298673	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		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JB41 4C601/JC01 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/JC07 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK19		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP2005065936A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供空间滤波方法和空间滤波器以减少流动图像的周边部分中的暗缺陷而没有恶劣的影响，以及具有这种空间滤波器的超声诊断设备。解决方案：对于流图像，获取具有适用于预定条件的像素值的像素的位置和连续像素的数量（901）。当连续像素的数量在预定限度内时，判断存在像素的区域是校正区域（903），并且校正区域中的像素值被从周围插值的像素值替换。像素值（905）。像素值的条件由阈值规定。可以改变连续像素数量的限制。Ž

【図 2】

