

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4528529号
(P4528529)

(45) 発行日 平成22年8月18日 (2010.8.18)

(24) 登録日 平成22年6月11日 (2010.6.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 12 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-11808 (P2004-11808) (22) 出願日 平成16年1月20日 (2004.1.20) (65) 公開番号 特開2005-204725 (P2005-204725A) (43) 公開日 平成17年8月4日 (2005.8.4) 審査請求日 平成19年1月19日 (2007.1.19)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 (73) 特許権者 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 100109900 弁理士 堀口 浩 (72) 発明者 坂口 文康 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 (72) 発明者 市岡 健一 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像データ処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波の送受波を行うための圧電振動子を備えた超音波プローブと、
 前記圧電振動子に対して信号の送受信を行う送受信手段と、
 この送受信手段によって得られた受信信号から第1の画像データを生成する第1の画像
 データ生成手段と、

前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値を大きさの順に配列する画素
 値配列手段と、

配列された前記画素値の中から所定配列順位の画素値を選択する画素値選択手段と、
 前記第1の画像データの所定画素における画素値の符号に基づいて、前記第1の画像デ
 ータの所定画素における画素値あるいは前記画素値選択手段が選択した前記所定順位の画
 素値の何れかを選択して第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段を
 備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体に対して超音波の送受波を行うための圧電振動子を備えた超音波プローブと、
 前記圧電振動子に対して信号の送受信を行う送受信手段と、
 この送受信手段によって得られた受信信号から第1の画像データを生成する第1の画像
 データ生成手段と、

前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値を変調して得られた変調画素
 値を大きさの順に配列する画素値配列手段と、

10

20

配列された前記変調画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、選択した変調画素値を復調する画素値選択手段と、

前記第1の画像データの画素値に基づいて、前記第1の画像データの所定画素における画素値あるいは前記画素値選択手段によって復調された画素値の何れかを選択して第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

前記第2の画像データ生成手段は、前記第1の画像データの所定画素における画素値の符号に加えて、前記所定画素における画素値の大きさに基づいて前記第2の画像データの生成を行う

10

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第2の画像データ生成手段は、前記第1の画像データの所定画素における画素値の大きさと符号に基づいて前記第2の画像データを生成する

ことを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記第2の画像データ生成手段は、前記第1の画像データの所定画素における画素値と予め設定された閾値との比較結果、及び前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値の符号の判定結果に基づいて前記第2の画像データの生成を行う

ことを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項6】

入力操作を受け付ける入力手段を備え、

前記画素値配列手段が配列を行う画素の範囲及び配列順位は、前記入力手段が受け付けた入力操作、前記入力手段において設定された診断部位、画像データ収集条件、及び画像データ表示条件のうち少なくとも1つに基づいて設定されることを特徴とする請求項1乃至5の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

入力操作を受け付ける入力手段を備え、

前記第2の画像データ生成手段が用いる閾値、前記画素値配列手段が配列を行う画素の範囲及び配列順位は、前記入力手段が受け付けた入力操作、前記入力手段において設定された診断部位、画像データ収集条件、及び画像データ表示条件のうち少なくとも1つに基づいて設定されることを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

30

【請求項8】

前記第1の画像データ生成手段は、前記送受信手段によって得られた受信信号のドブラ成分を用いて算出された血流の平均流速値、分散値、あるいはパワー値の少なくとも2種類の超音波物理量に基づいて前記第1の画像データを生成し、

前記第2の画像データ生成手段は、前記複数種類の第1の画像データの所定画素における画素値と前記複数の超音波物理量の各々に対応して設定された閾値との比較を行う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9】

表示手段を備え、この表示手段は、前記被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて前記第1の画像データ生成手段が生成したBモード画像データと、前記第2の画像データ生成手段が生成した血流の平均流速値、分散値、あるいはパワー値の少なくとも何れかに関する前記第2の画像データを重畳表示することを特徴とする請求項1乃至請求項8の何れか1項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項10】

前記画素値配列手段は、前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値から、前記第1の画像データの所定画素における画素値を減算して変調を行い、

前記画素値選択手段は、前記選択された所定順位の画素値に、前記第1の画像データの所定画素における画素値を加算して復調を行う

50

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

被検体に対して超音波の送受波を行い、得られた受信信号から第 1 の画像データを生成するステップと、

生成された前記第 1 の画像データの所定範囲における各画素の画素値を大きさの順に配列するステップと、

配列された前記画素値の中から所定配列順位の画素値を選択するステップと、

前記第 1 の画像データの所定画素における画素値の符号に基づいて、前記第 1 の画像データの所定画素における画素値あるいは前記所定配列順位の画素値の何れかを選択して第 2 の画像データを生成するステップを

10

有することを特徴とする超音波画像データ処理方法。

【請求項 1 2】

被検体に対して超音波の送受波を行い、得られた受信信号から第 1 の画像データを生成するステップと、

生成された前記第 1 の画像データの所定範囲における各画素の画素値を変調して得られた変調画素値を大きさの順に配列するステップと、

配列された前記変調画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、選択された変調画素値を復調するステップと、

前記第 1 の画像データの画素値に基づいて、前記第 1 の画像データの所定画素における画素値あるいは前記復調された変調画素値の何れかを選択して第 2 の画像データを生成するステップを

20

有することを特徴とする超音波画像データ処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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なう超音波診断装置及び超音波画像データ処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの 2 次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

30

【0003】

生体内の各組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の 2 つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られる B モード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

40

カラードプラ法は、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）など移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、上記反射体の速度（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。このカラードプラ法は、当初、血流速度の速い心腔内血流状態の画像化に用いられたが、今日では、腹部臓器の組織血流など極めて遅い血流の画像化に対しても適用が可能となってきた。

【0005】

上述のカラードプラ法にお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）や時間分解能、更には、空間分解能が要求される。

【0006】

移動している反射体に対して超音波パルスを照射し、その反射波のドプラ周波数偏移が

50

ら反射体の速度を計測する場合、この反射体に対して超音波による送受波をレート間隔 T_r で複数回 (L 回) 繰り返して行い、得られた一連の反射波から反射体の移動速度を計測する必要がある。この場合、低流速の反射体に対する検出能 (測定可能な流速の下限値) V_{min} は、上記 n 回の超音波送受波によって得られる一連の反射波に対して行われる周波数分析の周波数分解能 f_d に依存し、この周波数分解能 f_d は、超音波の送受波繰り返し周波数 (レート周波数) を f_r ($f_r = 1 / T_r$) とすれば、次式 (1) で示される。

【0007】

$$f_d = f_r / L \quad \dots (1)$$

即ち、カラードプラ法における第1の要求項目である低流速検出能を向上させるためにはレート周波数 f_r を遅くするか、所定方向に対して繰り返し行う送受波回数 L を大きくする必要がある。

10

【0008】

一方、第2の要求項目であるリアルタイム性は、単位時間当たりの表示画像枚数 (フレーム周波数) F_n によって決定され、このフレーム周波数 F_n は次式 (2) によって示される。但し、 M は、1枚のカラードプラ画像データの構成に必要な走査線総数 (ラスト総数) であり、リアルタイム性を向上させるためには、前記送受波回数 L 、あるいは前記走査線総数 M を小さく設定しなくてはならない。

【0009】

$$F_n = f_r / L / M = f_d / M \quad \dots (2)$$

20

又、第3の要求項目である空間分解能を向上させるためには、上記走査線総数 M を増加させる必要がある。即ち、フレーム周波数 F_n 、検出能 V_{min} 及び空間分解能は相反する関係にあり、これらを同時に満足させることは困難である。このため、循環器領域における血流計測の場合にはフレーム周波数、又、腹部や・末梢臓器における血流計測の場合には低流速検出能が重要視され、何れの場合においても空間分解能は犠牲にされてきた。

【0010】

そして、空間分解能の劣化に対しては、ローパスフィルタやメディアンフィルタ (中央値抽出フィルタ) などを用いて空間方向あるいは時間方向のフィルタリング処理を行ない、例えば、血管や血流分布の境界線の平滑化、あるいは超音波の干渉現象等によって生ずる画像抜け (所謂、黒抜けパターン) の低減が行なわれている。しかしながら、従来行な

30

われてきた上記フィルタリング法を適用した場合、上記境界線の平滑化や黒抜けパターンの低減に伴って、血流パターンの境界を鮮明に表示することが困難となり、診断能の低下を招いた。

【0011】

このような問題点に対して、カラードプラ画像データ上の所定画素における画素値が黒抜けなどのような特異値であるか否かを判別する機能を有したメディアンフィルタが提案されている (例えば、特許文献1参照。)。この特許文献1の方法では、ドプラ画像データの所定画素 (注目画素) の画素値とその周囲の画素 (参照画素) の画素値の差分をとり、この差分値が予め設定された閾値より小さい場合には、参照画素の画素値を注目画素の画素値に置き換えた後、参照画素及び注目画素の画素値の中から中央値 (メディアン値) を抽出し、この中央値と前記注目画素の画素値との置換を行なっている。

40

【特許文献1】特開2000-262520号公報 (第2-3頁、第1-4図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献1の方法によれば、空間分解能を劣化することなく黒抜けパターンを低減することが可能となるが、この方法は、例えば、血管の狭窄部位に発生した乱流あるいは逆流に起因するモザイクパターン (以下、乱流モザイクパターンと呼ぶ。) の表示を困難にしている。

【0013】

50

ところで、血管の狭窄部位においては、血流速度が極めて速くなるため乱流が発生し、超音波プローブに近づく血流と遠ざかる血流が入り混じる。更に、速い血流速の場合には、そのドプラ周波数はサンプリング周期によって決定されるナイキスト周波数を超え折り返し現象が発生する。

【0014】

このような理由によって生ずる乱流モザイクパターンは狭窄部位の超音波診断において極めて重要な診断情報となるが、上述の特許文献1の方法によれば、この乱流モザイクパターンにおける各々の画素が特異点と判断されるため、画像の鮮明度あるいは明度が低下し観察を困難にしている。

【0015】

更に、前記参照画素及び注目画素が正の符号を有する画素値の数と略等しい数の負の符号を有する画素値によって構成される場合には、前記中央値は零に近づくため乱流モザイクパターンの表示が不可能となる。

【0016】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波カラードプラ法において、空間分解能を劣化させることなく、黒抜けパターンの低減と乱流モザイクパターンの強調表示を可能とした超音波診断装置及び超音波画像データ処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行うための圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子に対して信号の送受信を行う送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号から第1の画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値を大きさの順に配列する画素値配列手段と、配列された前記画素値の中から所定配列順位の画素値を選択する画素値選択手段と、前記第1の画像データの所定画素における画素値の符号に基づいて、前記第1の画像データの所定画素における画素値あるいは前記画素値選択手段が選択した前記所定順位の画素値の何れかを選択して第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段を備えたことを特徴とする。

【0018】

また、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行うための圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子に対して信号の送受信を行う送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号から第1の画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値を変調して得られた変調画素値を大きさの順に配列する画素値配列手段と、配列された前記変調画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、選択した変調画素値を復調する画素値選択手段と、前記第1の画像データの画素値に基づいて、前記第1の画像データの所定画素における画素値あるいは前記画素値選択手段によって復調された画素値の何れかを選択して第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段を備えたことを特徴とする。

【0019】

一方、請求項11に係る本発明の超音波画像データ処理方法は、被検体に対して超音波の送受波を行い、得られた受信信号から第1の画像データを生成するステップと、生成された前記第1の画像データの所定範囲における各画素の画素値を大きさの順に配列するステップと、配列された前記画素値の中から所定配列順位の画素値を選択するステップと、前記第1の画像データの所定画素における画素値の符号に基づいて、前記第1の画像データの所定画素における画素値あるいは前記所定配列順位の画素値の何れかを選択して第2の画像データを生成するステップを有することを特徴とする。

【0020】

更に、請求項12に係る本発明の超音波画像データ処理方法は、被検体に対して超音波

10

20

30

40

50

の送受波を行い、得られた受信信号から第 1 の画像データを生成するステップと、生成された前記第 1 の画像データの所定範囲における各画素の画素値を変調して得られた変調画素値を大きさの順に配列するステップと、配列された前記変調画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、選択された変調画素値を復調するステップと、前記第 1 の画像データの画素値に基づいて、前記第 1 の画像データの所定画素における画素値あるいは前記復調された変調画素値の何れかを選択して第 2 の画像データを生成するステップを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波カラードブラ法において、空間分解能を劣化させることなく、黒抜けパターンの低減と乱流モザイクパターンの強調表示が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、図1乃至図9を参照して本発明の実施例について説明する。

【実施例】

【0023】

本実施例の第 1 の特徴は、被検体に対する超音波の送受波によって得られたカラードブラ画像データ（第 1 の画像データ）のフィルタリング処理に際して、前記カラードブラ画像データの所定画素を基準（例えば、中心）に設定された所定範囲の前記カラードブラ画像データを抽出してカーネルデータを生成し、次いで、大きさの順に配列された前記カーネルデータの各画素値の中から所定の配列順位における画素値を選択することにある。

【0024】

又、本実施例の第 2 の特徴は、前記カラードブラ画像データに対して画像データ特性の判別を行ない、この判別結果に基づいて前記カラードブラ画像データの所定画素における画素値あるいは前記所定の配列順位における画素値の何れかを選択してフィルタリング処理後のカラードブラ画像データ（第 2 の画像データ）を生成することにある。

【0025】

（装置の構成）

以下では、本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、本実施の形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び画像データ生成部のブロック図を示す。

【0026】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ1と、所定の走査方向に対して超音波の送受波を行なうために超音波プローブ1に対して電気信号の送受信を行なう送受信部2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超音波画像データを生成する画像データ生成部3と、画像データ生成部3において生成された超音波画像データに対してフィルタリング処理を行なう画像データ処理部4を備えている。

【0027】

更に、超音波診断装置100は、前記画像データ処理部4においてフィルタリング処理した超音波画像データを表示する表示部8と、超音波画像データの収集条件や画像データ処理条件、更には種々のコマンド信号の入力などを行なう入力部6と、上記各ユニットを統括して制御するシステム制御部7を備えている。

【0028】

超音波プローブ1は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、例えば、1次元に配列された複数個（N個）の圧電振動子とその先端部分に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。この超音波プローブ1は小型

10

20

30

40

50

、軽量に構成されており、Nチャンネルのケーブルを介して送受信部2に接続されている。超音波プローブ1は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、これらの超音波プローブの中から診断部位に応じて任意に選択される。以下では、セクタ走査対応の超音波プローブ1について述べるが、コンベックス走査など他の走査に対応した超音波プローブであっても構わない。

【0029】

次に、図2に示した送受信部2は、超音波プローブ1から送信超音波を発生するための駆動信号を生成する送信部21と、超音波プローブ1の圧電振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備え、一方、画像データ生成部3は、整相加算された受信信号に対してBモード画像データを生成するための信号処理を行なうBモード画像データ生成部31と、上記整相加算された受信信号からIQ信号を検出し、更に、このIQ信号に基づいてカラードブラ画像データを生成するための信号処理を行なうドブラ画像データ生成部32を有している。

10

【0030】

そして、送受信部2の送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、パルサ213を備えている。レートパルス発生器211は、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期(T_r)を決定するレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

【0031】

送信遅延回路212は、超音波プローブ1において送信に使用される圧電振動子と同数(Nチャンネル)の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための集束用遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ213に供給する。

20

【0032】

パルサ213は、送信に使用される圧電振動子と同数(Nチャンネル)の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ1に内蔵されたN個の圧電振動子を駆動し、被検体に対して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

【0033】

一方、受信部22は、Nチャンネルのプリアンプ221と、受信遅延回路222と、加算器223を備えている。プリアンプ221は、圧電振動子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅し十分なS/Nを確保する。又、受信遅延回路222は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための収束用遅延時間と、所定の方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ221の出力に与えた後、加算器223に送り、加算器223において受信遅延回路222からのNチャンネルの受信信号は加算合成される。

30

【0034】

次に、画像データ生成部3は、Bモード画像データ生成部31とドブラ画像データ生成部32と画像データ記憶部33を備え、Bモード画像データ生成部31は、対数変換器311と、包絡線検波器312と、A/D変換器313を有している。Bモード画像データ生成部31の入力信号振幅は、対数変換器311において対数変換され、弱い信号が相対的に強調される。又、包絡線検波器312は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行なって超音波周波数成分を除去し、A/D変換器313は、包絡線検波器312の出力信号をA/D変換してBモード画像データを生成する。

40

【0035】

一方、ドブラ画像データ生成部32は、基準信号発生器321、 $\pi/2$ 移相器322、ミキサ323-1及び323-2、LPF(ローパスフィルタ)324-1及び324-2、A/D変換器325-1及び325-2、更に、ドブラ信号記憶回路326を備え、超音波の受信信号に対して直交位相検波を行なってIQ信号を検出する。

【0036】

50

即ち、受信部 2 2 から供給されるドブラ画像データ生成部 3 2 の入力信号は、ミキサ 3 2 3 - 1 及び 3 2 3 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 2 1 1 のレートパルスに同期した基準信号発生器 3 2 1 の連続波出力は、ミキサ 3 2 3 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$ 移相器 3 2 2 において位相が 90 度シフトされてミキサ 3 2 3 - 2 の第 2 の入力端子に供給される。そして、ミキサ 3 2 3 - 1 及び 3 2 3 - 2 の出力は、LPF 3 2 4 - 1 及び 3 2 4 - 2 に供給され、受信部 2 2 の出力信号周波数と基準信号発生器 3 2 1 の出力信号周波数の差の成分のみが検出される。

【 0 0 3 7 】

次いで、A/D変換器 3 2 5 - 1 及び 3 2 5 - 2 は、LPF 3 2 4 - 1 及び 3 2 4 - 2 の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号を所定のサンプリング周期でサンプリングした後デジタル信号に変換し、ドブラ信号記憶回路 3 2 6 に保存する。

【 0 0 3 8 】

この場合、ドブラ画像データ生成部 3 2 は、所定の走査方向に対して行なわれる連続した複数回 (L 回) の超音波送受信において得られる受信信号に対して直交位相検波を行なう。そして、この直交位相検波によって得られた I 成分 (ドブラ信号の実数成分) 及び Q 成分 (ドブラ信号の虚数成分) を順次ドブラ信号記憶回路 3 2 6 に保存する。

【 0 0 3 9 】

更に、ドブラ画像データ生成部 3 2 は、得られた I Q 信号に対してカラードブラ画像データを生成するための MTI フィルタ 3 2 7 と、自己相関器 3 2 8 と、演算器 3 2 9 を備えており、ドブラ信号記憶回路 3 2 6 に保存されている同一走査方向の同一位置 (深さ) における時間方向に連続した L 個の I Q 信号を用いて周波数解析を行ない、更に、この解析結果に基づいてカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 4 0 】

前記 MTI フィルタ 3 2 7 は、高域通過用のデジタルフィルタであり、ドブラ信号記憶回路 3 2 6 に一旦保存された I Q 信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ信号成分 (クラッタ信号成分) の除去を行なう。

【 0 0 4 1 】

また、自己相関器 3 2 8 は、MTI フィルタ 3 2 7 によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関処理を行ない、演算器 3 2 9 は、こ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、更にはパワー値などを 2 次元的に算出してカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 4 2 】

又、画像データ記憶部 3 3 は、B モード画像データ生成部 3 1 の A/D 変換器 3 1 3 から出力された B モード画像データやドブラ画像データ生成部 3 2 の演算器 3 2 9 にて生成された血流の平均流速値や分散値、更にはパワー値に関する 2 次元のカラードブラ画像データを保存する。以下では、上記カラードブラ画像データを夫々、速度値画像データ、分散値画像データ、パワー値画像データと呼び、特に、速度値画像データに対してフィルタリング処理を行なう場合について説明するが、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 4 3 】

次に、本実施例の主要ユニットである画像データ処理部 4 の構成につき、図 3 のブロック図を用いて説明する。図 3 に示した画像データ処理部 4 は、図 2 の画像データ記憶部 3 3 に保存された流速値画像データの所定の画素を中心 (以下、中心画素と呼ぶ。) とした所定の範囲から抽出された流速値画像データを保存するカーネルデータ記憶回路 4 2 及び異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 と、カーネルデータ記憶回路 4 2 において保存された流速値画像データ (以下、カーネルデータと呼ぶ。) を画素値の大きさの順に配列する画素値配列回路 4 3 と、配列された画素値の中から所定の配列順位にある画素値の選択を行なう画素値選択回路 4 4 を有している。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

又、画像データ処理部 4 は、前記カーネルデータにおける中心画素の画素値と予め設定された閾値との比較を行なう比較回路 4 6 と、異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 において保存された流速値画像データ（以下、異符号判定用カーネルデータと呼ぶ。）の画素値に対して同符号 / 異符号の判定を行なう異符号判定回路 4 8 と、比較回路 4 6 の比較結果と異符号判定回路 4 8 の判定結果に基づいて画像データの特性を判別する特性判別回路 4 9 を備え、更に、この特性判別回路 4 9 の出力情報に基づいて前記画素値選択回路 4 4 から出力される所定配列順位の画素値、あるいはカーネルデータ記憶回路 4 2 のカーネルデータにおける中心画素の画素値の何れかを選択して出力する出力選択回路 5 0 と、上記各ユニットを制御する制御回路 5 1 及びカーネルデータ制御回路 5 2 を備えている。

【 0 0 4 5 】

10

次に、カーネルデータ記憶回路 4 2 及び異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 に記憶されるカーネルデータと異符号判定用カーネルデータにつき図 4 を用いて説明する。図 4 (a) は、画像データ記憶部 3 3 に保存された速度値画像データの画素アドレスを示しており、ドブラ画像データ生成部 3 2 の演算器 3 2 9 において算出された血流の平均流速値は、例えば 5 ビット (- 1 6 ~ + 1 5) で画像データ記憶部 3 3 に保存されている。尚、ここでは説明を簡単にするために、超音波の送受波方向に 1 5 画素、この送受波方向に垂直な走査方向に 5 画素で構成される速度値画像データ A 1 を用いて以下の説明を行なう。

【 0 0 4 6 】

図 4 (b) 及び図 4 (c) は、画像データ記憶部 3 3 の流速値画像データから抽出されるカーネルデータ記憶回路 4 2 及び異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 に夫々保存されるカーネルデータ A 2 及び異符号判定用カーネルデータ A 3 を示している。例えば、流速値画像データ A 1 の画素 a 7 3 に対してフィルタリング処理を行なう場合、画像データ記憶部 3 3 の流速値画像データ A 1 の中から画素 a 7 3 を中心として画素 a 3 2、a 3 4、a b 2、a b 4 で囲まれた 3 画素 x 9 画素 (2 7 画素) のカーネルデータ A 2 (図 4 (b)) が抽出されてカーネルデータ記憶回路 4 2 に保存され、同様に、画素 a 6 2、a 6 4、a 8 2、a 8 4 で囲まれた 3 画素 x 3 画素 (9 画素) の異符号判定用カーネルデータ A 3 (図 4 (c)) が異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 に保存される。尚、異符号判定用カーネルデータ A 3 の画素数は、ノイズあるいは生体組織の移動によって生ずるドブラ信号 (クラッタ信号) 等の影響を避けるためにカーネルデータ A 2 の画素数より少なく設定されることが望ましい。

20

30

【 0 0 4 7 】

次に、図 5 を用いて、画素値配列回路 4 3 及び画素値選択回路 4 4 について説明する。図 5 (a) に示した数値は、上述のカーネルデータ A 2 における各画素の画素値 (流速値) であり、超音波プローブ 1 に対して近づく血流の流速値を + 6 乃至 + 8 で、又、血流の無い生体組織の流速値を 0 で模式的に示している。

【 0 0 4 8 】

画素値配列回路 4 3 は、カーネルデータ記憶回路 4 2 に保存されているカーネルデータ A 2 を読み出し、図 5 (b) に示すように画素値の大ききの順に配列し直す。即ち、画素値順配列回路 4 3 には画素値「 8 」から画素値「 0 」までの配列順位が設定される。一方、画素値選択回路 4 4 は、画素値配列回路 4 3 において大ききの順に配列された複数の画素値の中から予め設定された配列順位の画素値 (ここでは、 1 0 番目の画素値「 6 」) を選択する。そして、この画素値「 6 」を画素 a 7 3 におけるフィルタリング処理後の画素値として仮設定する。

40

【 0 0 4 9 】

一方、比較回路 4 6 は、カーネルデータ A 2 における中心画素 a 7 3 の画素値と予め設定された閾値との比較を行ない、「閾値以下」あるいは「閾値以上」に対応した信号を出力する。

【 0 0 5 0 】

又、異符号判定回路 4 8 は、異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 に保存されてい

50

る3画素×3画素の異符号判定用カーネルデータA3を読み出して各画素値における符号ビットを比較する。そして、全ての画素値が正の値あるいは負の値の場合には「同符号」に対応した信号を出力し、正の画素値と負の画素値が混在している場合には「異符号」に対応した信号を出力する。

【0051】

次に、特性判別回路49は、比較回路46から供給される比較結果「閾値以下」及び「閾値以上」と異符号判定回路48から供給される判別結果「同符号」及び「異符号」に基づいて流速値画像データA1の血流特性を判別し、この血流特性に好適な画素値選択方法を設定する。

【0052】

例えば、特性判別回路49は、図6に示した内容が予め保存されたルックアップテーブルを備え、異符号判定回路48から供給される符号判定情報と比較回路46から供給される閾値比較情報によって判別される流速値画像データA1の血流特性に基づいて画素値の選択方法を設定する。

【0053】

以下、上述の流速値画像データにおける血流特性の判別と画素値選択方法の具体例につき図6を用いて説明する。図6の分類「A」及び分類「C」に示すように、カーネルデータA2における中心画素の画素値が予め設定された閾値より小さい場合（あるいは閾値以下の場合）には、符号判定用カーネルデータA3の符号の如何にかかわらず前記中心画素の血流情報は血管辺縁部等における遅い血流を示しており、システムノイズやクラッタ信号（クラッタノイズ）等の影響を受け易いために血管辺縁部との境界や流速分布を滑らかに表示することが困難となる。このような場合には、特性判別回路49は、画素値選択回路44において仮設定された画素値を出力選択回路50から出力するための画素値選択制御信号を生成する。

【0054】

一方、図6の分類「B」に示すように、カーネルデータA2における中心画素の画素値が前記閾値より大きく（あるいは閾値以上）、符号判定用カーネルデータA3の符号が同符号の場合には、前記中心画素の血流情報は同一方向に流れる高流速の血流状態を示しており、ノイズの影響をあまり受けなためフィルタリング処理を必要としない。このような場合には、特性判別回路49は、カーネルデータA2における中心画素の画素値を出力選択回路50より出力させるための画素値選択制御信号を生成する。

【0055】

更に、図6の分類「D」に示すように、カーネルデータA2における中心画素の画素値が前記閾値より大きく（あるいは閾値以上）、符号判定用カーネルデータA3の符号が異符号の場合には、前記中心画素の血流情報は折り返り現象あるいは逆流が混入した速い血流状態を示しており、ノイズの影響をあまり受けていない。このような場合には、特性判別回路49は、折り返り現象や逆流現象を更に強調して表示するための処理を行なう。即ち、画素値選択回路44において仮設定された画素値の絶対値とカーネルデータA2の中心画素における画素値の絶対値を比較し、絶対値の大きな方の画素値を選択して出力選択回路50より出力するための画素値選択制御信号を生成する。

【0056】

一方、出力選択回路50は、特性判別回路49にて生成された画素値選択制御信号に基づいて、前記画素値選択回路44において仮設定された所定配列順位の画素値、あるいはカーネルデータA2の中心画素における画素値の何れかを選択して出力する。この場合、画素値配列回路43及び画素値選択回路44における動作速度が十分速くない場合には、タイミング調整用の遅延回路45をカーネルデータ記憶回路42と出力選択回路50の間に設けることが望ましい。

【0057】

次に、制御回路51は、CPUと記憶回路を備え、上述の画像データ処理部4における各ユニットを制御する。特に、前記記憶回路に予め保存されている画素値の閾値に関する

10

20

30

40

50

情報の比較回路 4 6 への供給や画素値の配列順位に関する情報の画素値選択回路 4 4 への供給を行なう。

【 0 0 5 8 】

一方、カーネルデータ制御回路 5 2 は、カーネルデータ A 2 の画素数（例えば、3 画素 × 9 画素）に関する情報のカーネルデータ記憶回路 4 2 への供給と、異符号判定用カーネルデータの画素数（例えば、3 画素 × 3 画素）に関する情報の異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 への供給を行なう。

【 0 0 5 9 】

図 1 に戻って、表示部 8 は、D S C（Digital Scan Converter）8 1 とカラーモニタ 8 2 を備え、画像データ処理部 4 の出力選択回路 5 0 より供給されるフィルタリング処理後の流速値画像データと画像データ記憶部 3 3 より供給される B モード画像データを合成して表示する。

10

【 0 0 6 0 】

即ち、D S C 8 1 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、画像データ記憶部 3 3 から直接出力された B モード画像データは D S C 8 1 の B モード画像データ記憶領域に、又、この B モード画像データと略同時に収集され出力選択回路 5 0 から出力されたフィルタリング処理後の流速値画像データは D S C 8 1 のカラードプリア画像データ記憶領域に一旦保存される。更に、D S C 8 1 は、上記流速値画像データと B モード画像データとの合成を行なって表示用画像データを生成する。一方、カラーモニタ 8 2 は、D S C 8 1 において生成された表示用画像データの表示を行なう。

20

【 0 0 6 1 】

この場合、D S C 8 1 は、背景画像としての B モード画像データに流速値画像データが重畳された 1 枚の表示用画像データを生成し、カラーモニタ 8 2 は、白黒の B モード画像データを背景に流速値画像データをカラー表示する。

【 0 0 6 2 】

次に、入力部 6 は、入力パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備え、患者情報、診断部位、画像データ収集モード、画像データ処理方法、画像データ表示方法、更には各種コマンド信号の入力が行なわれる。又、この入力部 6 において、カーネルデータ記憶回路 4 2 及び異符号判定用カーネルデータ記憶回路 4 7 における画素数や比較回路 4 6 における閾値、更には、画素値選択回路 4 4 における配列順位の設定を行なう。

30

【 0 0 6 3 】

そして、システム制御部 7 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、超音波診断装置 1 0 0 の上記各ユニットの制御やシステム全体を統括的に制御する。特に、入力部 6 において設定されたカーネルデータ A 2 及び異符号判定用カーネルデータ A 3 における画素数や比較回路 4 6 における閾値、更には、画素値選択回路 4 4 における配列順位に関する情報を前記記憶回路に一旦保存した後、これらの情報を当該ユニットに供給する。

【 0 0 6 4 】

（画像データの処理手順）

次に、図 1 乃至図 9 を用いて本発明の実施例における画像データの処理手順を説明する。尚、図 7 は、本実施例における画像データの処理手順を示すフローチャートである。

40

【 0 0 6 5 】

画像データの収集に先立って、操作者は入力部 6 にて患者情報、診断部位、画像データ収集モード、画像データ処理方法、画像データ表示方法等に関する初期設定を行ない、これらの設定情報をシステム制御部 7 の記憶回路に保存する。本実施例では、画像データ収集モードとして、セクタ走査による B モード画像データとカラードプリア画像データの収集モードを設定する。又、画像データ処理方法として、血流の平均速度値に関するカラードプリア画像データ（即ち、流速値画像データ）に対するフィルタリング処理の設定を行ない、このフィルタリング処理に必要なカーネルデータ A 2 及び異符号判定用カーネルデータ A 3 の画素数や比較回路 4 6 における閾値、更には、画素値選択回路 4 4 における配列順

50

位の設定を行う。(図7のステップS1)。

【0066】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ1の先端(超音波送受信面)を被検体の体表面上の所定の位置に固定して超音波画像データの収集を開始する。超音波の送信に際して、図2のレートパルス発生器211は、システム制御部7からの制御信号に同期し、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

【0067】

送信遅延回路212は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、第1の走査方向(1)に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ213に供給する。次いで、パルサ213は、前記レートパルスの供給によって生成される圧電振動子駆動パルスを用い、超音波プローブ1に内蔵されている圧電振動子を駆動して被検体内に超音波パルス(送信超音波)を放射する。

10

【0068】

被検体内に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【0069】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波(受信超音波)は、超音波プローブ1の圧電振動子によって受信されて電気信号(受信信号)に変換され、この受信信号は、送受信部2の受信部22におけるNチャンネルの独立なプリアンプ221にて増幅され、更に、Nチャンネルの受信遅延回路222に供給される。

20

【0070】

受信遅延回路222は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第1の走査方向(1)に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、この受信信号を加算器223に供給する。そして、加算器223は、受信遅延回路222から出力されるNチャンネルの受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、画像データ生成部3のBモード画像データ生成部31とドプラ画像データ生成部32に供給する。

30

【0071】

Bモード画像データ生成部31に供給された加算器223の出力信号は、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、画像データ記憶部33におけるBモード画像データ記憶領域に保存される。

【0072】

一方、流速値画像データの生成においては、受信信号のドプラ偏移を求めるために上述と同様な手順によって、前記第1の走査方向に対して連続した複数回(L回)の超音波送受信を行ない、このとき得られる受信信号に対して周波数解析を行なう。

【0073】

即ち、図2のドプラ画像データ生成部32に供給された加算器223の出力信号は、ミキサ323-1、323-2及びLPF324-1、324-2によって直交位相検波されて2チャンネルのIQ信号に変換される。そして、このIQ信号のI成分及びQ成分の各々は、A/D変換器325-1、325-2にてデジタル信号に変換された後、ドプラ信号記憶回路326に保存される。次いで、前記第1の走査方向(1)に対するL回の超音波送受信によって得られた受信信号についても同様な手順によってIQ信号を検出し、ドプラ信号記憶回路326に保存する。

40

【0074】

そして、第1の走査方向(1)に対するL回の超音波送受信によって得られたIQ信号のドプラ信号記憶回路326への保存が終了したならば、システム制御部7は、ドプラ信号記憶回路326に保存されているL個のIQ信号の中から所定位置(深さ)に対応し

50

たI成分及びQ成分を順次読み出してMTIフィルタ327に供給する。MTIフィルタ327は、供給されたL個のI成分及びQ成分に対して時間方向でフィルタ処理を行ない、例えば、心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドプラ成分（クラッタ成分）を排除して血流の流れによって生ずる血流ドプラ成分のみを抽出する。

【0075】

血流成分のIQ信号が供給された自己相関器328は、このIQ信号を用いて自己相関演算を行ない、演算器329は、自己相関演算結果に基づいて血流の平均速度や分散値、更にはパワー値を算出する。次いで、同様の演算を、前記所定位置（深さ）以外の反射体から得られるIQ信号に対しても行ない、生成された前記第1の走査方向における流速値画像データ、分散値画像データ、パワー値画像データを画像データ記憶部33における各々の記憶領域に保存する。

10

【0076】

次いで、システム制御部7は、第2の走査方向（2方向）乃至第Mの走査方向（M方向）に対しても超音波送受波を行なう。そして、このとき得られたBモード画像データ、流速値画像データ、分散値画像データ及びパワー値画像データを画像データ記憶部33における前記記憶領域に保存する（図7のステップS2）。

【0077】

上記4種類の画像データの収集と保存が終了したならば、システム制御部7は、カーネルデータA2や異符号判定用カーネルデータA3の画素数に関する初期設定データを画像データ処理部4のカーネルデータ制御回路52に供給し、更に、比較回路46の閾値や画素値選択回路44の配列順位に関する初期設定データを制御回路51に供給すると共に、流速値画像データのフィルタリング処理を開始するためのコマンド信号を画像データ処理部4の各ユニットに供給する。

20

【0078】

フィルタリング処理の開始コマンドを受けたカーネルデータ制御回路52は、カーネルデータ記憶回路42及び異符号判定用カーネルデータ記憶回路47に対し、入力部6にて設定されたカーネルデータA2及び異符号判定用カーネルデータA3の画素数に関する情報と第1の中心画素の位置情報を供給する。

【0079】

そして、カーネルデータ記憶回路42は、画像データ生成部3の画像データ記憶部33に保存された流速値画像データA1の中から前記第1の中心画素を中心とした所定範囲（例えば、3画素×9画素）のカーネルデータを抽出して保存する。

30

【0080】

同様に、異符号判定用カーネルデータ記憶回路47は、画像データ記憶部33の流速値画像データA1の中から前記第1の中心画素を中心とした所定範囲（例えば、3画素×3画素）の異符号判定用カーネルデータを抽出して保存する（図7のステップS3）。

【0081】

次に、画素値配列回路43は、カーネルデータ記憶回路42に保存されたカーネルデータの27個の画素値（流速値）を大きい順に配列する（図7のステップS4）。そして、画素値選択回路44は、配列されたこれらの画素値の中から、予め設定された配列順位の画素値を選択し、フィルタリング処理後の画素値として仮設定する（図7のステップS5）。

40

【0082】

一方、比較回路46は、入力部6において予め設定され制御回路51を介して供給された閾値とカーネルデータ記憶回路42のカーネルデータA2における中心画素の画素値を比較し、この画素値が閾値以上の場合は「閾値以上」、閾値より小さい場合は「閾値以下」の比較結果を特性判別回路49に出力する（図7のステップS6）。

【0083】

又、異符号判定回路48は、異符号判定用カーネルデータ記憶回路47に保存されている異符号判定用カーネルデータA3の画素値を読み出し、その符号ビットを比較する。そ

50

して、全ての画素値が、正の値あるいは負の値の場合には「同符号」の判定結果を、又、正の画素値と負の画素値が混在している場合には「異符号」の判定結果を特性判別回路49に出力する(図7のステップS7)。

【0084】

次に、特性判別回路49は、比較回路46から供給された「閾値以下」あるいは「閾値以上」の比較結果と異符号判定回路48から供給された「同符号」あるいは「異符号」の判定結果を図6に示したテーブルに入力してカーネルデータA2の血流特性を判別し、この血流特性に好適な画素値選択方法を設定する。そして、設定した画素値選択方法に基づいた画素値選択制御信号を出力選択回路50に供給する(図7のステップS8)。

【0085】

画素値選択制御信号を特性判別回路49から受信した出力選択回路50は、画素値選択回路44において仮設定された画素値、あるいはカーネルデータ記憶回路42のカーネルデータA2における中心画素の画素値の何れかを選択して出力し、出力された画素値は、表示部8のDSC81におけるカラードブラ画像データ記憶領域に保存される。

【0086】

以下、同様の手順によって流速値画像データA1の他の画素に対しても順次フィルタリング処理を行ない、処理後の画素値を上記カラードブラ画像データ記憶領域に保存する。即ち、DSC81のカラードブラ画像データ記憶領域にはフィルタリング処理後の2次元流速値画像データが生成される(図7のステップS9)。

【0087】

一方、画像データ生成部3の画像データ記憶部33に保存されたBモード画像データは、直接表示部8に供給され、DSC81のBモード画像データ記憶領域に保存される。そして、DSC81は、カラードブラ画像データ記憶領域に保存された流速値画像データに対してカラー情報を付加した後Bモード画像データと合成して表示用画像データを生成し、更に、標準テレビフォーマット信号に変換してカラーモニタ82に表示する(図7のステップS10)。

【0088】

次に、本実施例におけるフィルタリング処理の効果につき図8及び図9を用いて説明する。図8及び図9は、図6の分類A及び分類Cに夫々対応しており、何れも辺縁部が滑らかに表示されていない場合を想定している。即ち、図8(a)の流速値画像データA1は、超音波プローブ1に対して近づく血流の流速値を+6乃至+9で、又、血流の無い生体組織を0で模式的に示している。

【0089】

画像データ生成部3の画像データ記憶部33に保存された流速値画像データA1に対して、カーネルデータ記憶回路42は、任意の画素(例えば、太枠で囲われた画素B1)を中心画素として予め設定された範囲(例えば、3画素x9画素)のカーネルデータA2を抽出して保存し、次いで、画素値配列回路43は、このカーネルデータA2の各画素値を図8(b)に示すように大きさの順に配列する。そして、画素値選択回路44は、配列された画素値の中から予め設定された配列順位(例えば、14番目(中間値))の画素値「6」を選択し、前記カーネルデータA2の中心画素における画素値「0」を画素値「6」に置換える。

【0090】

同様な処理(フィルタリング処理)をカーネルデータA2の他の画素についても繰り返し行ない、図8(c)に示したフィルタリング処理後の流速値画像データA10を生成する。このようなフィルタリング処理によって、血流が存在する血管と血流の無い生体組織との境界を滑らかに表示することができ、血流分布を正確に把握することが可能となる。

【0091】

一方、図9(a)は、超音波プローブ1に近づく血流の流速値(+6乃至+9)と遠ざかる血流の流速値(-6乃至-8)によって構成された流速値画像データA1を示してお

10

20

30

40

50

り、図9(c)は、この流速値画像データA1に対して同様の処理(図9(b))を行って生成されたフィルタリング処理後の流速値画像データA10を示している。この場合も図8の場合と同様に、異なる方向に流れる血流の境界を滑らかに表示することが可能となる。

【0092】

尚、上述の実施例における比較回路46は、流速値画像データA1から抽出したカーネルデータA2の中央画素の画素値と予め設定された閾値との比較を行なったが、前記中央画素と同一の位置にある分散値画像データやパワー値画像データの画素の画素値についても予め設定した分散値の閾値あるいはパワー値の閾値との比較を行ない、特性判別回路49は、これらの比較結果を加味して画素値選択方法を設定してもよい。

10

【0093】

例えば、比較回路46においてカーネルデータA2の中央画素における流速値と、この中央画素に対応したパワー値画像データの画素における画素値(パワー値)の何れもが夫々の閾値より小さい場合には、血管辺縁部の処理として、画素値配列回路43において配列された複数の画素値(流速値)の中から中央値より遅い画素値を選択し、一方、カーネルデータA2の中央画素における流速値と、この中央画素に対応した分散値画像データの画素における画素値(分散値)の何れもが夫々の閾値より大きい場合には、乱流の処理として、前記画素値配列回路43において配列された画素値(流速値)の中から中央値より速い流速値を選択して出力選択回路50に供給する。

【0094】

(変形例)

次に、本実施例の変形例につき図10乃至図12を用いて説明する。この変形例の特徴は、流速値画像データが正の流速値の画素と負の流速値の画素によりモザイク状に構成されている場合、臨床的に有用な乱流モザイクパターンや折り返りパターンを強調して表示するために画素値配列回路43及び画素値選択回路44に変調-復調機能を設けたことにある。

20

【0095】

図6に示した分類Dにおいて、上述の実施例によるフィルタリング法を適用した場合、出力選択回路50は、画素値選択回路44によって選択された所定配列順位の画素値の絶対値とカーネルデータA2の中心画素における画素値の絶対値を比較し、絶対値の大きな方の画素値を表示部8に出力した。しかしながら、カーネルデータA2において正の流速値と負の流速値が略等しい頻度で発生する場合には、画素値配列回路43によって配列された画素値の中間値近傍には小さな画素値が配置される。従って、出力選択回路50は、常にカーネルデータA2の中心画素における画素値を出力することになり、フィルタリング処理の効果を得ることが不可能となる。

30

【0096】

このような問題点に対して、画素値配列回路43は、カーネルデータ記憶回路42において保存されたカーネルデータA2における中心画素の流速値に基づいて、このカーネルデータA2の各画素値を変調し、変調後の画素値(変調画素値)を大きさの順に配列する。そして、画素値選択回路44は、配列された変調画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、この画素値を前記カーネルデータA2の中心画素の画素値に基づいて復調してフィルタリング処理後の画素値(流速値)として仮設定する。次いで、出力選択回路50は、図6の分類Dに示した画素値選択方法に基づいて、画素値選択回路44が仮設定したフィルタリング処理後の画素値あるいは前記カーネルデータA2の中心画素における画素値の何れかを表示部8に出力する。

40

【0097】

具体的には、前記カーネルデータA2の各画素における画素値から中心画素における画素値を減算(変調)し、減算された画素値を大きさの順に配列する。次いで配列された複数の画素値の中から所定配列順位の画素値を選択し、この画素値に前記中心画素の画素値を加算(復調)してフィルタリング処理後の画素値を求める。但し、本変形例の変調-復

50

調処理は、上述の方法に限定されない。

【0098】

図10は、本変形例における画素値の配列方法を、上記実施例における配列方法と比較して示したものであり、図10(b)に示した上記実施例の配列順位と図10(a)に示した本変形例の配列順位を、折り返りの連続性が明確になるように円グラフ上で定義し、特に、本変形例の場合には、カーネルデータA1の中心画素における画素値を基準にして他の画素値の配列を行なう。尚、この変形例による変調復調処理は、比較回路46による閾値との比較結果と異符号判定回路48による判定結果によって設定される特性判別回路49の出力信号によって制御される。

【0099】

次に、本変形例の効果を図11及び図12に示す。図11(a)は、折り返りあるいは逆流が発生した場合に得られる流速値画像データA1を示したものであり、正の画素値と負の画素値がモザイク状に分布して構成されている。このような流速値画像データA1に対して破線で示した3画素×9画素のカーネルデータA2を設定して上記変形例のフィルタリング処理を適用した場合、出力選択回路50から得られるフィルタ処理後の流速値画像データA10を図11(b)に示す。即ち、本変形例のフィルタリング法によって太枠で囲われた黒抜けの画素は消滅し、折り返りあるいは逆流によるモザイクパターンは強調して表示される。尚、この場合、画素値選択回路44は、画素値配列回路43が配列した変調後の複数の画素値の中から中間値(14番目)の画素値を選択している。

【0100】

一方、図12(a)は、同一方向に流れる血流の流速値画像データA1において黒抜けパターン等の特異点が発生した場合であり、負の流速値に対して太枠で囲まれた部分に特異点が見られる。図12(b)は、上記流速値画像データに対して本変形例のフィルタリング処理を適用した場合に得られるフィルタリング処理後の流速値画像データA10であり、上記特異点を消滅させることが可能となる。尚、この場合のカーネルデータの画素数や変調後の画素値に対する配列順位は図11の場合と同様である。

【0101】

以上述べた本実施例によれば、大きさの順に配列されたカーネルデータの画素値の中から所定の配列順位の画素値を選択することによって、空間分解能を劣化することなく黒抜けパターンのような特異点の低減が可能となり、更に、乱流や折り返り現象によって発生するモザイクパターンを強調表示することが可能となる。更に、上記変形例に拠れば、カーネルデータの画素値から所定順位の画素値を選択する場合に変調復調処理を行うことによって、折り返りにおける連続性が維持され、高い頻度で発生したモザイクパターンに対しても強調表示することができる。

【0102】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上記の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、カラードブラ画像データは、流速値画像データについて述べたが、分散値画像データやパワー値画像データであってもよく、更に、流速値と分散値を明度と色相によって合成表示する方法のように複数種類のカラードブラ画像データを合成表示する際に、これらの画像データの少なくとも1つに対して上述の実施例あるいは変形例に述べたフィルタリング法を適用してもよい。

【0103】

尚、比較回路における閾値や画素値選択回路における配列順位は、診断部位や画像データ収集モード、更には画像データ表示方法などの情報に基づいて設定されてもよい。

【0104】

又、本発明の実施例によるフィルタリング法あるいは変形例によるフィルタリング法の選択は操作者が随時行なってもよいが、初期設定された診断部位や画像データ収集モードなどの情報によって自動的に選択されてもよい。

【0105】

ところで、本発明の実施例では、圧電振動子が1次元配列された超音波プローブとアナ

10

20

30

40

50

ログ方式の受信部を備えた超音波診断装置について説明したが、この実施例に限定されるものではなく、例えば、２次元配列の圧電振動子を備えた超音波プローブに対応した超音波診断装置であってもよく、又、デジタル方式の受信部を備えた超音波診断装置であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 6 】

【図 1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例における送受信部及び画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例における画像データ処理部の構成を示すブロック図。

【図 4】同実施例におけるカーネルデータと異符号判定用カーネルデータを説明するための図。 10

【図 5】同実施例における画素値配列回路及び画素値選択回路の機能を示す図。

【図 6】同実施例の特性判別回路による血流特性の判別と画素値選択方法の具体例を示す図。

【図 7】同実施例における画像データ処理手順を示すフローチャート。

【図 8】同実施例の画像データ処理による効果を示す図。

【図 9】同実施例の画像データ処理による他の効果を示す図。

【図 10】同実施例及びその変形例における画素値の配列方法を示す図。

【図 11】同実施例の変形例における画像データ処理の効果を示す図。

【図 12】同変形例における画像データ処理の他の効果を示す図。 20

【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 送受信部

3 ... 画像データ生成部

4 ... 画像データ処理部

6 ... 入力部

8 ... 表示部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 受信部 30

3 1 ... Bモード画像データ生成部

3 2 ... ドブラ画像データ生成部

4 2 ... カーネルデータ記憶回路

4 3 ... 画素値配列回路

4 4 ... 画素値選択回路

4 5 ... 遅延回路

4 6 ... 比較回路

4 7 ... 異符号判定用カーネルデータ記憶回路

4 8 ... 異符号判定回路

4 9 ... 特性判別回路 40

5 0 ... 出力選択回路

5 1 ... 制御回路

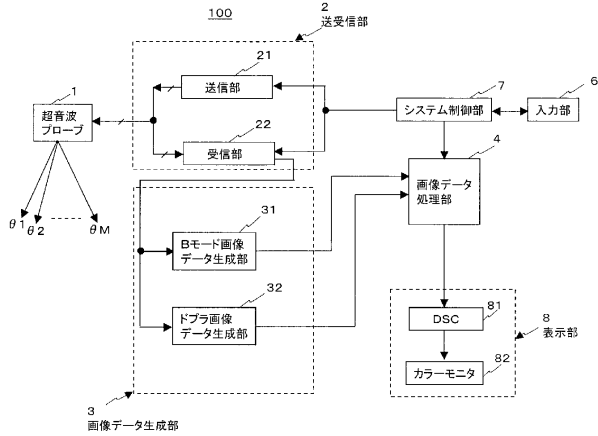
5 2 ... カーネルデータ制御回路

8 1 ... D S C

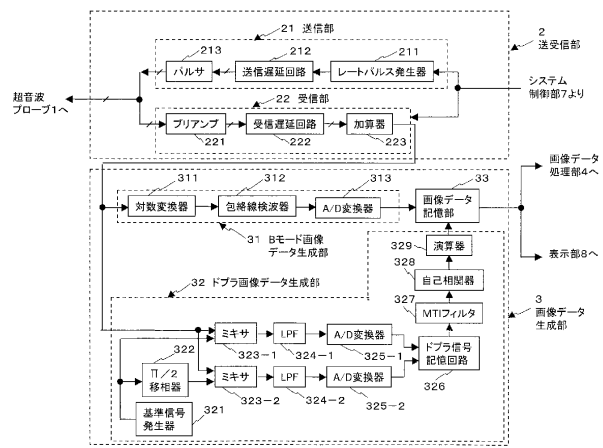
8 2 ... カラーモニタ

1 0 0 ... 超音波診断装置

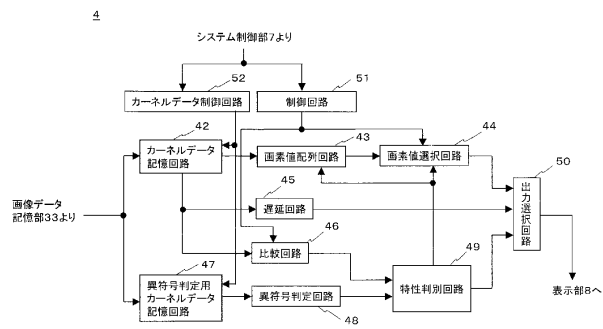
【図1】



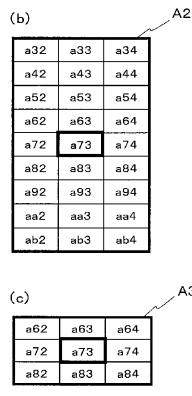
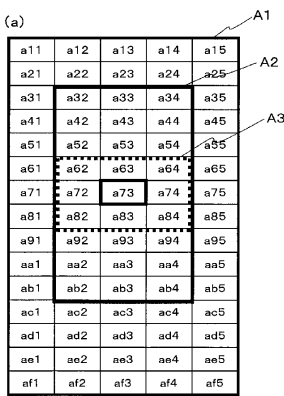
【図2】



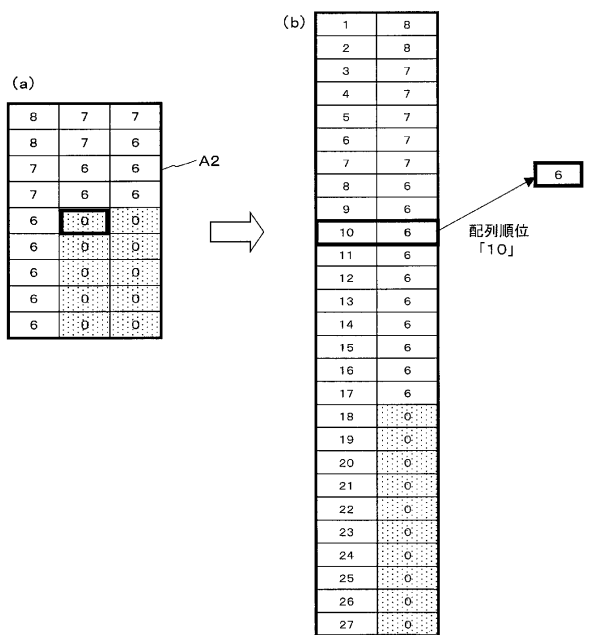
【図3】



【図4】



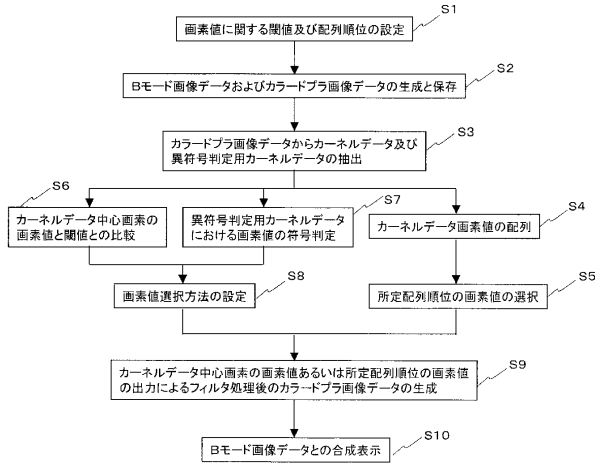
【図5】



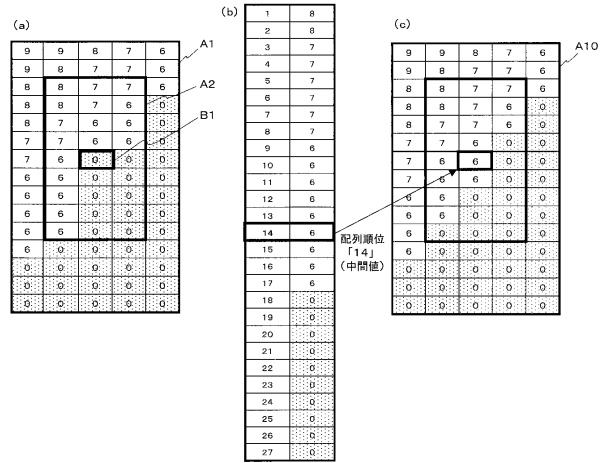
【図 6】

分類	異符号判定用カーネルデータの符号	閾値との比較	血流特性の判別	画素値選択方法
A	同符号	閾値以下	血管辺縁部等における速い血流情報。ノイズの影響大。辺縁部あるいは血流分布を滑らかに表示するためのフィルタ処理が必要。	画素値選択回路において選択された所定順位の画素値を出力。
B	同符号	閾値以上	同一方向の速い血流情報。ノイズの影響小。フィルタリング処理は不要。	カーネルデータの中心画素における画素値を出力。
C	異符号	閾値以下	血管辺縁部等における速い血流情報。ノイズの影響大。辺縁部あるいは血流分布を滑らかに表示するためのフィルタ処理が必要。	画素値選択回路において選択された所定順位の画素値を出力。
D	異符号	閾値以上	折り返り現象あるいは逆流が発生している速い血流情報。ノイズの影響小。折り返り、逆流を強調表示のための処理が必要	画素値選択回路による所定順位の画素値の絶対値とカーネルデータの中心画素における画素値の絶対値を比較し絶対値の大きな方の画素値を表示。

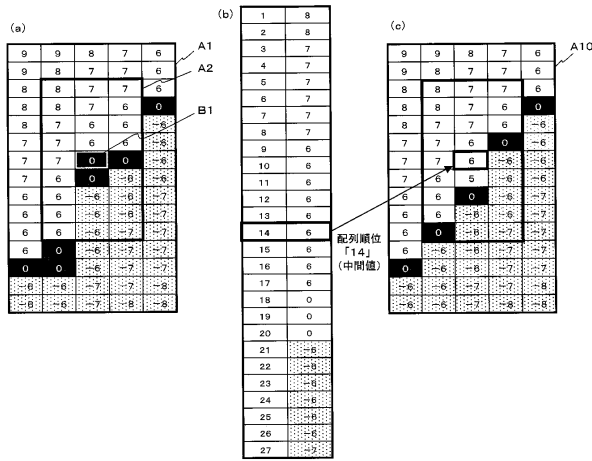
【図 7】



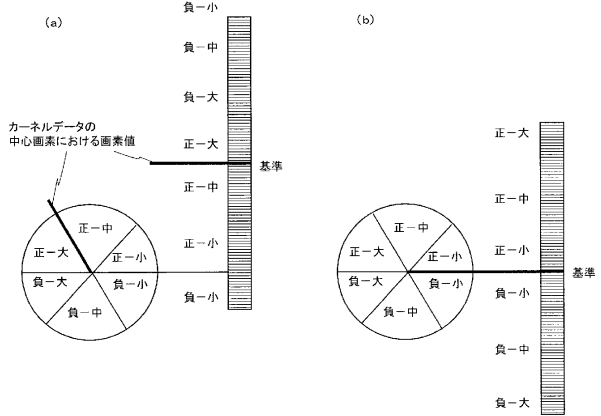
【図 8】



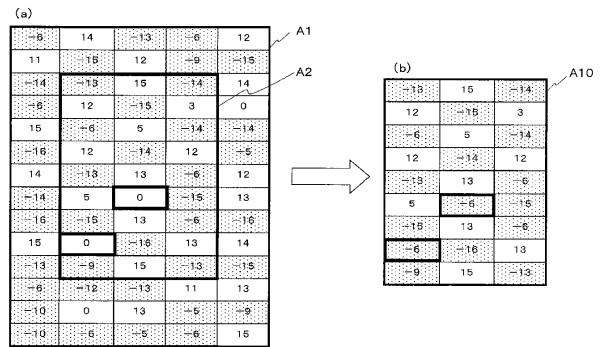
【図 9】



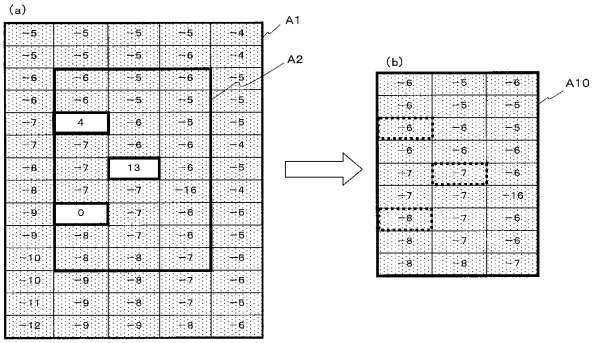
【図 10】



【図 11】



【 1 2】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平05 - 146441 (JP, A)
特開2000 - 262520 (JP, A)
特開2000 - 126179 (JP, A)
特開平09 - 206304 (JP, A)
株式会社東芝 / 東芝メディカル株式会社, 医用画像辞典, 日本, 株式会社日経メディカル開発,
1999年 3月10日, P.104

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像数据处理方法		
公开(公告)号	JP4528529B2	公开(公告)日	2010-08-18
申请号	JP2004011808	申请日	2004-01-20
[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	坂口文康 市岡健一		
发明人	坂口 文康 市岡 健一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/12 A61B8/14 G01N29/00 G06T5/00		
CPC分类号	G06T5/002 G01S7/52071 G01S15/8979 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/KK19		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2005204725A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波彩色多普勒方法中，减少黑色空洞图案并着重显示湍流马赛克图案而不降低空间分辨率。解决方案：内核数据存储电路42利用通过向作为中心像素的被测者身体发送和接收超声波而生成的彩色多普勒图像数据的可选像素来提取规定范围的核心数据，以及像素值排列电路43按大小顺序排列内核数据的像素值。然后，像素值选择电路44从多个排列的像素值中选择规定的排列顺序的像素值。同时，特征鉴别电路49根据核心数据的像素值的大小和符号的信息来区分血流特性，并设置适合于血流特性的像素值选择方法。然后，输出选择电路50基于像素值选择方法选择并输出中心像素中的像素值和像素值选择电路44选择的像素值中的任何一个。 Z

