

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4918344号

(P4918344)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月3日(2012.2.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-337701 (P2006-337701)	(73) 特許権者	000216759
(22) 出願日	平成18年12月15日(2006.12.15)		田中 元直
(65) 公開番号	特開2008-148794 (P2008-148794A)		宮城県仙台市青葉区国見4丁目4-26
(43) 公開日	平成20年7月3日(2008.7.3)	(73) 特許権者	506176685
審査請求日	平成21年10月16日(2009.10.16)		有限会社医用超音波技術研究所
			神奈川県相模原市横山2丁目12番15号
		(73) 特許権者	000112602
			フクダ電子株式会社
			東京都文京区本郷3-39-4
		(74) 代理人	100094330
			弁理士 山田 正紀
		(74) 代理人	100079175
			弁理士 小杉 佳男
		(74) 代理人	100109689
			弁理士 三上 結

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像生成方法および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内への超音波パルスの送信と被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、該受信により得られた受信信号に基づいて、二次元的に配列された複数の画素からなる画像を生成して表示する超音波診断装置における画像生成方法において、

前記受信信号に基づいて、観察面上の各画素における、該各画素と超音波送受信点に対応する画素とを結ぶ方向の血流速度成分を求める第1の演算ステップと、

前記第1の演算ステップで求められた血流速度成分に基づいて、前記観察面上の各画素における、該観察面内の、前記第1の演算ステップで求められた血流速度成分と、該血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分との合成からなる血流速度を求める第2の演算ステップと、

前記第2の演算ステップで求められた血流速度を構成する血流速さと血流方向とのうちの血流速さの、前記観察面上の各画素の集合からなる血流速さ分布に基づいて、該各画素の血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根上の画素の集合を抽出する尾根抽出ステップと、

前記尾根抽出ステップで抽出された尾根上の画素の集合を表わす画像を表示する表示ステップとを有することを特徴とする画像生成方法。

【請求項2】

前記尾根抽出ステップは、前記血流速さ分布に空間的な平滑化処理を施し、平滑化処理が施された後の血流速さ分布に基づいて前記尾根上の画素の集合を抽出するステップであ

10

20

ることを特徴とする請求項 1 記載の画像生成方法。

【請求項 3】

前記尾根抽出ステップは、観察面上の各画素を順次関心画素として選択し、選択した関心画素の血流速さが、該関心画素を間に挟んで該関心画素に隣接する 2 つの画素の血流速さよりも大きいという条件を満たす 2 つの画素が存在する場合に、該関心画素を尾根上の画素として抽出するステップであることを特徴とする請求項 1 記載の画像生成方法。

【請求項 4】

前記表示ステップは、前記尾根抽出ステップで抽出した尾根上の各画素を、該各画素の血流速さに応じた表示態様で表示するステップであることを特徴とする請求項 1 記載の画像生成方法。

【請求項 5】

被検体内への超音波パルスの送信と被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、該受信により得られた受信信号に基づいて、二次元的に配列された複数の画素からなる画像を生成して表示する超音波診断装置において、

前記受信信号に基づいて、観察面上の各画素における、該各画素と超音波送受信点に対応する画素とを結ぶ方向の血流速度成分を求める第 1 演算部と、

前記第 1 演算部で求められた血流速度成分に基づいて、前記観察面上の各画素における、該観察面内の、前記第 1 演算部で求められた血流速度成分と、該血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分との合成からなる血流速度を求める第 2 演算部と、

前記第 2 演算部で求められた血流速度を構成する血流速さと血流方向とのうちの血流速さの、前記観察面上の各画素の集合からなる血流速さ分布に基づいて、該各画素の血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根上の画素の集合を抽出する尾根抽出部と、

前記尾根抽出部で抽出された尾根上の画素の集合を表わす画像を表示する表示部とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記尾根抽出部は、前記血流速さ分布に空間的な平滑化処理を施し、平滑化処理が施された後の血流速さ分布に基づいて前記尾根上の画素の集合を抽出するものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記尾根抽出部は、観察面上の各画素を順次関心画素として選択し、選択した関心画素の血流速さが、該関心画素を間に挟んで該関心画素に隣接する 2 つの画素の血流速さよりも大きいという条件を満たす 2 つの画素が存在する場合に、該関心画素を尾根上の画素として抽出するものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示部は、前記尾根抽出部で抽出された尾根上の各画素を、該各画素の血流速さに応じた表示態様で表示するものであることを特徴とする請求項 5 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、被検体内への超音波パルスの送信と被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、反射超音波の受信により得られた受信信号に基づく画像を生成して表示する超音波診断装置、およびその超音波診断装置における画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、被検体内への超音波パルスの送信とその被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、その反射超音波の受信により得られた受信信号に基づく画像を生成して表示する超音波診断装置が、医療分野で採用されている。

【0003】

超音波診断装置の表示画面に診断用の画像を生成して表示する方法の一つとして、ドプラ効果を利用した超音波ドプラ法を使用して生体内の観察面上の各点の血流速度の、超音

10

20

30

40

50

波進行方向の成分を測定し、この血流速度分布を、パルス反射法により得られたモノクロ断層像上に重ねてカラー表示する表示方法が知られている。

【0004】

この超音波ドプラ法による血流速度成分の測定原理は、振動子アレイにより超音波ビームを一定周期で生体内にパルス放射し、被検体内部の反射体による反射波を受信し、その受信信号に含まれる、ドプラ効果による周波数変化成分を検出することにより、血流内の反射体の、超音波進行方向の運動速度成分を測定し、さらに反射波が返ってくるまでの時間からその位置を求め、これをリアルタイムで2次元の血流情報としてカラー表示するものである。

【0005】

図1は従来の超音波診断装置の構成図である。

【0006】

この図1に示す超音波診断装置100Aには、探触子1が備えられており、この探触子1には圧電セラミック等の振動子とその先端に配列されている。探触子1には送信回路2と受信回路4が接続される。パルス発生回路3は送信の繰り返し周期（例えば4KHz）を与えるタイミング信号S11（レートパルス）を発生し、それを送信回路2に供給する。送信回路2は例えば64チャンネルの、パルスドライバ及び遅延回路から構成される。パルスドライバはレートパルスのタイミングで送信周波数（例えば2.5MHz）に等しい周期の駆動パルスを発生し、探触子1の振動子に印加する。遅延回路は超音波ビームを収束し、かつ指向性を与えるために各チャンネル毎のパルス発生タイミングに所定の遅延を与える。その結果、超音波ビームが指向性に応じた方向にパルス放射される。このようにして、レートパルス周期で、生体（図示せず）の内部に向けて、同一方向（例えば図1のa方向）への送受信を例えば6回繰り返して行い、さらに断層像取得のための1回の送受信を行い、計7回の送受信で一つの周期（ライン周期）を完了し、順次b、c、dと走査方向を切り替えながら、例えば64本の走査線について同様の処理を行い1フレーム分の走査を完了する。

【0007】

一方、生体内の音響インピーダンスの不連続面での反射超音波（エコー）は、探触子1を介して受信回路4でチャンネル毎に受信される。受信回路4はプリアンプ、遅延回路、加算回路から構成される。受信信号はプリアンプで増幅され、遅延回路により各チャンネル毎に所定の遅延を与えられ、加算回路により加算される。これにより指向性に応じた方向からのエコーが受信される。

【0008】

受信回路4から出力される受信信号はミキサ回路5に入力される。ミキサ回路5は図示しない発振器により生成された、送信周波数と同一の周期を持ち互いに位相が90°異なる一対の参照信号と、この受信信号とを混合することにより、直交検波を行い、ドプラ信号の同相信号S12a及び直交信号S12bを出力する。2つのローパスフィルタ6a、6bは、それぞれ、混合の結果生じたドプラ信号の同相信号S12aおよび直交信号S12bの高調波成分を除去する。

【0009】

各ローパスフィルタ6a、6bの出力信号は、各A/D変換器7a、7bにより、深さ方向に対して一定のサンプリング周期で例えば各256点のサンプリングが行なわれてデジタル値に変換される。MTIフィルタ8a、8bは、ドプラ信号に含まれる臓器の壁運動等による低周波成分を除去し血流成分のみを抽出するものであり、例えば図2に示す1次のエコーキャンセラから構成される。

【0010】

自己相関回路9にはMTIフィルタ8a、8bの出力信号が入力され、この自己相関回路9では、繰り返し周期を隔てて得られるドプラ信号の同相信号を実部、直交信号を虚部とする複素自己相関（R(1)）を、6回の繰り返し周期のデータについて計算する。特定の深さにおけるMTIフィルタ8a、8bの、k回目の出力信号をx(k)、y(k)と

10

20

30

40

50

した場合、この計算は実部、虚部ごとに式（１ a）及び式（１ b）で示される。

【００１１】

【数１】

$$\text{Re}[R(1)] = \sum_{k=2}^5 (x(k) \cdot x(k-1) + y(k) \cdot y(k-1)) \quad \dots\dots (1a)$$

10

【００１２】

【数２】

$$\text{Im}[R(1)] = \sum_{k=2}^5 (x(k-1) \cdot y(k) - x(k) \cdot y(k-1)) \quad \dots\dots (1b)$$

【００１３】

20

その演算結果は、実部、虚部ごとに各走査線の５回目のレートパルスのタイミングに同期して深さ毎に順次取り出される。

【００１４】

速度検出回路１０は自己相関回路９の演算結果である自己相関値（ $R(1)$ ）を入力し、その偏角値（ $\arctan \{ \text{Im}[R(1)] / \text{Re}[R(1)] \}$ ）を計算する。この偏角値はドプラ偏移周波数に比例した量を与える。この偏角値はその点の超音波ビームの方向の血流速度成分を出力している。このようにして求めた観察面上の各点の、超音波ビームの方向の血流速度成分の集合からなる血流分布を表わす血流分布画像データが画像処理回路１２に送られる。

【００１５】

30

一方、受信回路４の出力信号は断層像処理部１１にも送られる。断層像処理部１１は、受信信号の包絡線を検波した後、A/D変換し、モノクロ輝度データとして出力し、そのモノクロ輝度データも画像処理回路１２に送られる。

【００１６】

画像処理回路１２は順次入力される平均速度データに対して方向（探触子１に近づく方向、あるいは遠ざかる方向）及びその絶対値に基づき所定の配色を施し、断層像のモノクロ輝度データと共に、その走査方向及び深さに応じて２次元状にマッピングし、これを画像データとして、図示しない画像メモリに格納する。さらにその画像データは一定の周期で画像メモリから読み出され、TVモニタ１３上に、断層像を示すモノクロ画像と血流分布を示すカラー画像が合成された診断像が表示される。以上が、超音波診断装置の基本構成である。

40

【００１７】

近年、上記の基本構成を有する超音波診断装置において、血流速度が求められるのは直接的には超音波ビームの方向成分のみであるが、この超音波ビームの方向の血流速度成分から、超音波ビームに対し直角な方向の血流速度成分を含む観察面内の全方向の血流速度や血流量を求める技術が提示されている（非特許文献１、特許文献１、２参照）。

【００１８】

また、上記の技術を基にして、湧き出しや吸い込みを考慮した流線分布を求める技術も提案されている（特許文献３参照）。

【非特許文献１】 Journal of Visualization Vol 9 No 50

. 1 2006, Ohmsha, Ltd., IOS Press

【特許文献1】特開平11-83564号公報

【特許文献2】特開2005-110939号公報

【特許文献3】特開平11-108947号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

上記のとおり、超音波診断装置の技術は益々の発展を遂げてきているが、ここで問題となるのは、現在の超音波診断装置における各種表示態様に加え、さらにどのような態様の表示を行なうと診断上有用であるかという点である。

10

【0020】

本発明は、上記事情に鑑み、超音波診断装置における、新たな態様の画像の生成方法および新たな態様の画像の生成を行うことのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記目的を達成する本発明の画像生成方法は、被検体内への超音波パルスの送信とその被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、その反射超音波の受信により得られた受信信号に基づいて、二次元的に配列された複数の画素からなる画像を生成して表示する超音波診断装置における画像生成方法において、

20

上記受信信号に基づいて、観察面上の各画素における、その各画素と超音波送受信点に対応する画素とを結ぶ方向の血流速度成分を求める第1の演算ステップと、

上記第1の演算ステップで求められた血流速度成分に基づいて、上記観察面上の各画素における、その観察面内の、上記第1の演算ステップで求められた血流速度成分と、その血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分との合成からなる血流速度を求める第2の演算ステップと、

上記第2の演算ステップで求められた血流速度を構成する血流速さと血流方向とのうちの血流速さの、上記観察面上の各画素の集合からなる血流速さ分布に基づいて、その各画素の血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根上の画素の集合を抽出する尾根抽出ステップと、

30

上記尾根抽出ステップで抽出された尾根上の画素の集合を表わす画像を表示する表示ステップとを有することを特徴とする。

【0022】

例えば心臓内の血流を観察するにあたり、血液がどのように流れているかを知ることが重要である。この観点からすると、血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根線は血流の強い流れを示しており、極めて有用な情報を与えることになる。

【0023】

本発明の画像生成方法は、二次元的な全方位の血流速度を求める技術をさらに発展させ、その二次元的な血流速度を構成する血流速さと血流方向とのうちの血流速さの情報を基にして上記尾根線上の画素の集合を抽出し、それを表示するものであるため、血流全体を把握するのに極めて有用な情報を与えることができる。

40

【0024】

ここで、本発明の画像生成方法において、上記尾根抽出ステップは、上記血流速さ分布に空間的な平滑化処理を施し、平滑化処理が施された後の血流速さ分布に基づいて上記尾根上の画素の集合を抽出するステップであることが好ましい。

【0025】

平滑化処理を施すことにより、血流速さ分布上に表れるノイズ成分を誤って尾根上の画素として抽出してしまうおそれが低減される。

【0026】

また、本発明の画像生成方法において、上記尾根抽出ステップは、観察面上の各画素を

50

順次関心画素として選択し、選択した関心画素の血流速さが、その関心画素を間に挟んでその関心画素に隣接する2つの画素の血流速さよりも大きいという条件を満たす2つの画素が存在する場合に、その関心画素を尾根上の画素として抽出するステップであることが好ましい。

【0027】

この演算方法を採用すると、複雑な数学的処理を必要とせず、尾根上の画素が実用上十分な精度で抽出される。

【0028】

また、本発明の画像生成方法において、上記尾根抽出ステップで抽出した尾根上の各画素を、その各画素の血流速さに応じた表示態様で表示するステップであることが好ましい。

10

【0029】

上記尾根抽出ステップで抽出した尾根上の各画素を、その各画素の血流速さに応じた表示態様で表示すると、血流速さの大小が視覚的にとらえやすくなり、血流全体の把握が一層容易となる。

【0030】

また、上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内への超音波パルスの送信とその被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを繰り返し、その反射超音波の受信により得られた受信信号に基づいて、二次元的に配列された複数の画素からなる画像を生成して表示する超音波診断装置において、

20

上記受信信号に基づいて、観察面上の各画素における、その各画素と超音波送受信点に対応する画素とを結ぶ方向の血流速度成分を求める第1演算部と、

上記第1演算部で求められた血流速度成分に基づいて、上記観察面上の各画素における、その観察面内の、上記第1演算部で求められた血流速度成分と、その血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分との合成からなる血流速度を求める第2演算部と、

上記第2演算部で求められた血流速度を構成する血流速さと血流方向とのうちの血流速さの、上記観察面上の各画素の集合からなる血流速さ分布に基づいて、その各画素の血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根上の画素の集合を抽出する尾根抽出部と、

上記尾根抽出部で抽出された尾根上の画素の集合を表わす画像を表示する表示部とを備えたことを特徴とする。

30

【0031】

上記本発明の超音波診断装置によれば、上記第2演算部で求められた血流速さ分布に基づいて、上記尾根抽出部で抽出された尾根上の画素の集合を表わす尾根線表示の画像を生成し、その画像を表示部に表示することにより、血液の流れの分布を容易に概観することができる。

【0032】

また、本発明の超音波診断装置において、上記尾根抽出部は、上記血流速さ分布に空間的な平滑化処理を施し、平滑化処理が施された後の血流速さ分布に基づいて上記尾根上の画素の集合を抽出するものであることが好ましい。

【0033】

40

上記尾根抽出部が上記血流速さ分布に空間的な平滑化処理を施すことで、血流速さ分布上に表れるノイズ成分が誤って尾根上の画素として抽出されるおそれが低減され、高精度の抽出が行われる。

【0034】

また、本発明の超音波診断装置において、上記尾根抽出部は、観察面上の各画素を順次関心画素として選択し、選択した関心画素の血流速さが、その関心画素を間に挟んでその関心画素に隣接する2つの画素の血流速さよりも大きいという条件を満たす2つの画素が存在する場合に、その関心画素を尾根上の画素として抽出するものであることが好ましい。

【0035】

50

上記尾根抽出部では、この演算アルゴリズムを採用することにより、複雑な数学的処理は不要であり、実用上十分な精度で尾根上の点が抽出される。

【0036】

また、本発明の超音波診断装置において、上記表示部は、上記尾根抽出部で抽出された尾根上の各画素を、その各画素の血流速さに応じた表示態様で表示するものであることが好ましい。

【0037】

この好ましい表示態様によれば、上記表示部は、血流速さの大小が視覚的にとらえやすくなる画像が提供されるため、血液全体を一層的確に把握することができる。

【発明の効果】

10

【0038】

以上説明したとおり、本発明によれば、従来にない、新たな有用な画像が生成される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0039】

以下、本発明の実施形態について説明する。

【0040】

図3は、本発明の一実施形態としての超音波診断装置の構成図である。

【0041】

ここでは、図3の超音波診断装置の説明にあたり、図1を参照して説明した従来の超音波診断装置の構成要素と同一の構成要素についての説明は省略し、図1に示す従来の超音波診断装置とは異なる構成要素についてのみ説明する。

20

【0042】

図3の超音波診断装置100Bには、図1の超音波診断装置100Aと比べ、尾根線算出回路30が追加されている。

【0043】

速度検出回路10で求められた観察面上の各点の超音波ビーム方向の血流速度成分を表わす血流分布画像データは、そのまま表示に用いる場合は尾根線算出回路30をバイパスして画像処理回路12に送られる。その後の画像処理回路12での処理は、図1を参照して説明したとおりである。

【0044】

30

一方、尾根線を求めて表示するモードでは、速度検出回路10で求められた血流分布画像データは、尾根線算出回路30に入力され、尾根線を表わす尾根線画像データが生成されて画像処理回路12に送られる。画像処理回路12では、断層像のモノクロ輝度画像上に血流の尾根線が描かれた画像を表わす画像データが求められ、TVモニタ13上にその画像データに基づく画像が表示される。

【0045】

図4は、図3に1つのブロックで示す尾根線算出回路の構成図である。

【0046】

この尾根線算出回路30は、血流速度算出部301と尾根探索部302とから構成されている。

40

【0047】

血流速度算出部301は、速度検出回路10で求められた観察面上の各点の超音波ビーム方向の血流速度成分に基づいて、その血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分を算出し、それら双方の血流速度成分の合成からなる血流速度を求めるものである。

【0048】

尾根探索部302は、血流速度算出部301で得られた血流速度を構成する血流方向と血流速さとのうちの血流速さの、観察面上の各点の集合からなる血流速さ分布を求め、その血流速さ分布に基づいて、観察面上の各点の血流速さを地理上の標高に擬えたときの尾根上の点を探索して、その尾根上の点の集合を抽出するものである。詳細は後述する。

【0049】

50

なお、図3に示す速度検出回路10が本発明にいう第1演算部の一例に相当し、尾根線算出回路30を構成する血流速度算出部301および尾根探索部302が、本発明にいう、それぞれ第2演算部および尾根抽出部の各一例に相当する。

【0050】

図5は、本発明の一実施形態としての画像形成方法を説明するためのフローチャートである。

【0051】

このフローチャートは、尾根線を求めて表示するモードにおける、速度検出回路10以降の処理を示したものである。

【0052】

以下、各ステップの内容について述べる。

【0053】

まず、速度検出回路10において、反射超音波の受信信号に基づいて、観察面上の各点の、その各点と超音波送受信点とを結ぶ方向（超音波ビーム方向）の血流速度成分が求められる（ステップS101）。

【0054】

次に、血流速度算出部301において、ステップS101で求められた血流速度成分に基づいて、観察面上の各点の、ステップS101で求められた血流速度成分と、血流速度成分とは直角な方向の血流速度成分との合成からなる血流速度が求められる（ステップS102）。

【0055】

具体的には、血流速度算出部301では一例として以下に説明するようにして、血流速度が求められる。ここでは前掲の非特許文献1および特許文献3に記載された方法を採用するものとし、公知の内容なので以下ではその概要を説明するにとどめる。

【0056】

図6は、血流分布画像の一例を示す図である。

【0057】

この血流分布画像は通常はカラーで表示するためカラードプラ画像とも称される画像である。この画像上の各点には、探触子が置かれた中心点Cに向かう方向あるいは中心点Cから遠ざかる方向の血流速度データが対応づけられており、中心点Cに向かう方向の血流は赤色、中心点Cから遠ざかる方向の血流は青色で表示され、さらにその血流速度が、赤色もしくは青色の輝度で表示される。ここでは、各点の血流速度データに基づいて、以下に概要を示す演算により、超音波ビームの方向とは直交する方向の血流速度成分が求められ、超音波ビームの方向の血流速度成分とそれとは直交する方向の血流速度成分との合成により観察面上の各点における二次元的な血流速度が求められ、その二次元的な血流速度を構成する血流方向と血流速さとのうちの血流速さの、観察面上の分布である血流速さ分布が求められる。

【0058】

図7は図6に代表的に示す、中心点Cから等距離にある一本のラインL上の血流速度分布を示した図である。

【0059】

そのラインLに沿う領域(A)では、中心点Cに向かう方向の血流（ここでは「プラスの血流」と称する）が観測され、領域(B)では中心点Cから遠ざかる血流（ここでは「マイナスの血流」と称する）が観測され、領域(C)では中心点Cに向かうプラスの血流が観測されている。

【0060】

ここで、プラスの血流量とマイナスの血流量が同一となる渦流成分と、それ以外の成分とに二分する。

【0061】

図7に示す例では、全体としてはプラスの成分が多くマイナスの成分が少ないため、プ

10

20

30

40

50

ラスの血流が観察された2つの領域(A)(C)のうちの、領域(B)と同一面積分だけを第1の成分とする。この第1の成分は、ラインLを横切って循環していて、全体としてはラインLから出入りのない渦流成分である。一方、その渦流成分を除いた第2の成分は、全体としてラインLを横切って流れる成分である。図6には、一本のラインLが示されているが、中心点Cからの等距離を結ぶ各ラインについて上記のようにして渦流成分とそれ以外の成分とに二分する。

【0062】

渦流成分は、全体として観察面内で循環している成分であるから、この拘束条件の下に演算すると、各点における、超音波ビームの方向とは直角な方向の渦流成分についての血流速度成分を求めることができ、図7に示す超音波ビームの方向の、渦流成分についての血流速度成分と合わせて、各点での渦流成分に関する二次元的な速度ベクトルが求められる。

10

【0063】

図8はこのようにして求めた各点の、渦流成分の血流を表した図である。

【0064】

渦流成分を除く成分については、以下のようにして速度ベクトルが求められる。

【0065】

図6の、渦流成分を除いた成分を、ラインLに沿って、図6の左右の一端(ここでは図7の右側とする)から左右のもう一端(図6の左側)に向かって積分し、そのラインLの最終まで積分して得た値を100%とし、ラインL上の、積分値が、例えば10%, 20%, ..., 100%の各ポイントを求める。

20

【0066】

この演算を図6に示す中心点Cからの等距離の点を結んだ各ラインについて行ない、10%のポイントどうし、20%のポイントどうし、..., 100%のポイントどうしを結ぶ線を求める。

【0067】

図9は、このようにして求めた、各ライン上の渦流成分を除く成分の積分の%が同一のポイントを結んだ線を示した図である。

【0068】

この図9上の各線上の各点の接線は、血流の方向を示しており、各点の超音波ビームの方向の血流速度成分(渦流成分を除いた成分の血流速度成分; 図7参照)は超音波ドプラ法による元々の血流速度成分から渦流成分の超音波ビーム方向の血流速度成分を引き算することにより求められることから、各点の血流の方向が分かることにより、各点の、超音波ビームに直角な方向の、渦流成分を除いた成分についての血流速度成分が求められ、結局、各点の、方向と大きさとの双方を示す血流速度ベクトルが求められる。この血流速度ベクトルは、上述したとおり、渦流成分を除いた成分の血流速度ベクトルであり、この血流速度ベクトルと、図8に示す渦流の血流速度ベクトルとを合成することにより、観察面上の各点の、渦流成分とそれ以外の成分とを合算したときの全体としての血流速度ベクトルが求められる。

30

【0069】

尚、ここでは、渦流についての二次元的な血流速度と、渦流を除く血流成分についての二次元的な血流速度をそれぞれ求めて合成する演算方法を採用したが、渦流についての、超音波ビームに直交する方向の血流速度成分と、渦流を除く血流成分についての、超音波ビームに直交する方向の血流速度成分との双方を先に求め、この2つを合算したときの超音波ビームに直交する方向の血流速度成分と、超音波ビームの方向の血流速度成分(図7に示す渦流成分と渦流成分を除いた成分との合算)とに基づいて、二次元的な血流速度を求めてもよい。

40

【0070】

図10は、観察面上の各点の、渦流成分とそれ以外の成分とを合算したときの血流を示す図である。

50

【0071】

図10に示す、超音波ビームに対し直角な方向の成分も含んだ血流速度情報には、血流方向の情報と血流速さの情報との双方が含まれており、ここでは血流速さの観察面上の分布である血流速さ分布に基づいて尾根線が求められる。詳細は後述する。

【0072】

再び、図5に戻って説明を続ける。血流速度が求められた後、図4に示す尾根探索部302において尾根探索処理が行なわれる（ステップS103）。

【0073】

図11は、図5に1つのステップで示す尾根探索処理の詳細を示すフローチャートである。

10

【0074】

この図11に示す処理は、図4に示す尾根線探索部302で行なわれる。

【0075】

ここで、超音波走査線の間隔は、表示画面の画素ピッチよりも粗く、ここでは、まず、走査線上の各点の血流速さのデータから、補間演算処理により、表示画面の画素ピッチに対応したピッチで、二次元的にマッピングされた血流速さデータが求められる（ステップS201）。

【0076】

次いで、ステップS201で求められた表示画面上の画素ピッチに対応した間隔の血流速さ分布に平滑化処理が施される（ステップS202）。

20

【0077】

図12は、平滑化処理を示すフローチャート、図13は、その平滑化処理の説明図である。

【0078】

図13（a）および図13（b）は、画像を構成する多数の画素を表わしている。

【0079】

平滑化処理は、画像上の関心点の画素を選択し、その関心点の周囲の8つの画素を含めて、以下に示す演算により平均値を求める。その平均値を新たな関心点の血流速さを表わす値とする。なお、周囲に8つの画素がない場合は、周囲に存在するだけの画素を除いた演算を行なう。

30

【0080】

この平滑化処理では、血流速さのデータが格納されている画像メモリ上の各点を順次関心点として選択する（ステップS301）。

【0081】

ここでは、一例として、図13（a）において、例えば、 $(X, Y) = (5, 4)$ の座標点を関心点として選択する。この関心点の画素値はP5である。

【0082】

次に、このP5の画素値を持つ関心点に隣接する点として、太枠で囲った3×3のマス目の点の値P1～P9を抽出する（ステップS302）。

【0083】

なお、図13（a）において、画像上の空白のマス目にも実際には画素値が存在するが、ここでは説明の都合上、空白にしている。

40

【0084】

次に、抽出した点の値を用いて、平滑化の演算を実行する（ステップS303）。

【0085】

平滑化の演算は、3×3のマス目の点の値を加算し、その平均値を求める。この場合、 $P5' = (1/9) \times (P1 + P2 + P3 + P4 + P5 + P6 + P7 + P8 + P9)$ とする。

【0086】

次に、平滑化された関心点の値P5'を、平滑化される前のP5の座標点と同じ座標点

50

(X, Y) = (5, 4) の画素値とする (ステップ S 3 0 4)。

【0 0 8 7】

次に、画像上の点をすべて選択したか否かの判定がなされる (ステップ S 3 0 5)。

【0 0 8 8】

すべては選択されていない旨の判定結果の場合は、ステップ 3 0 1 の次の関心点の選択に戻る。そして、次の関心点について、上述した平滑化の演算と同様にして次の関心点および周囲の 8 つの点 (3 × 3 のマス目の点) を選択して演算を実行する。

【0 0 8 9】

一方、画像上の点をすべて選択した旨の判定結果の場合は、画像全域について平滑化処理が終了し平滑化後の血流速さ分布が求められたことになり、この平滑化処理を終了する。

10

【0 0 9 0】

続いて、図 1 1 に示す尾根上の点の抽出処理が行われる (ステップ S 2 0 4)。

【0 0 9 1】

図 1 4 は、図 1 1 に 1 つのブロックで示す尾根上の点の抽出処理の詳細を示すフローチャート、図 1 5 は、尾根上の点の抽出処理の説明図である。

【0 0 9 2】

ここでも、まず、観察面上の 1 点を関心点として選択し (ステップ S 4 0 1)、次いで、その選択した関心点を間に挟んで隣接する 2 つの点からなる組合せを抽出する (ステップ S 4 0 2)。

20

【0 0 9 3】

ここで、図 1 3 (b) に示す、P 5 ' の値を持つ座標が関心点として選択された場合の、尾根上の点の抽出処理は以下の通りである。その関心点を間に挟んで隣接する 2 つの点の組合せは、図 1 5 (a) ~ 図 1 5 (d) に示す組合せになる。

【0 0 9 4】

次に、以下に示すようにして、血流速さの比較がなされる (ステップ S 4 0 3)。

【0 0 9 5】

図 1 5 (a) では、P 5 ' が P 2 '、P 8 ' の双方よりも大きい値であるかが判定される。図 1 5 (b) では、P 5 ' が P 4 '、P 6 ' の双方よりも大きい値であるかが判定される。図 1 5 (c) では、P 5 ' が P 1 '、P 9 ' の双方よりも大きい値であるかが判定される。図 1 5 (d) では、P 5 ' が P 3 '、P 7 ' の双方よりも大きい値であるかが判定される。

30

【0 0 9 6】

このようにして、図 1 5 (a) ~ 図 1 5 (d) のいずれかにおいて、P 5 ' が、その P 5 ' の関心点を挟む両隣よりも大きい値であったときに、その関心点が尾根上の点として抽出される (ステップ S 4 0 3)。

【0 0 9 7】

続いて、観察面上のすべての点を関心点として選択し終ったか否かの判定が行われる (ステップ S 4 0 6)。

【0 0 9 8】

40

一方、ステップ S 4 0 4 で関心点の血流速さの方がその両隣りよりも大きい組合せが存在しない場合は、その関心点については尾根上の点であるという抽出はなされずに、そのままステップ S 4 0 6 に進み、観察面上のすべての点を関心点として選択したか否かの判定が行なわれる。ステップ S 4 0 6 において、選択されていない観察点が残っていると判定された場合には、ステップ S 4 0 1 に戻って次の関心点を選択され、選択された次の関心点について、上述した尾根抽出処理が行われる (ステップ S 4 0 2 ~ S 4 0 5)。

【0 0 9 9】

一方、ステップ S 4 0 6 の判定において、すべての関心点の選択が完了したと判定された場合には、この図 1 4 に示す尾根上の点の抽出処理を終了し、図 5 の尾根線表示のステップ (ステップ S 1 0 4) に進む。

50

【0100】

図3に示す画像処理回路12には、断層像処理部11で得られたモノクロ輝度データと共に尾根上の点のデータが読み込まれて、画像メモリ上にマッピングされ、TVモニタ13上に断層像と尾根線を表わす画像とが合成された尾根線画像が表示される。

【0101】

図16は、断層像に尾根線が重畳された尾根線画像を示す模式図である。

【0102】

図に示す線で囲まれた領域a'は、心臓内の領域を示す。

【0103】

黒丸の点(図中b')は、尾根上の点を表わす。

10

【0104】

図17は、尾根線上の各点を血流速さに応じた表示態様で表示した尾根線画像を示す模式図である。

【0105】

白丸(図中b')の大きさが血流速さに対応している。

【0106】

この尾根線画像には、血流が枝分かれする様子が表わされている。また、血流の流れが、強い所から弱い所に変わる箇所の様子が表わされている。

【0107】

この尾根線画像は、心臓内部の尾根線を表示しているので、心臓疾患の診断に大きな貢献をなす可能性がある。

20

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図1】従来の超音波診断装置の構成図である。

【図2】MTIフィルタとして使用される1次のエコーキャンセラの回路ブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態としての超音波診断装置の構成図である。

【図4】図3に1つのブロックで示す尾根線算出回路の構成図である。

【図5】本発明の一実施形態としての画像形成方法を説明するためのフローチャートである。

30

【図6】血流分布画像の一例を示す図である。

【図7】図6に代表的に示す、中心点Cから等距離にある一本のラインL上の血流速度分布を示した図である。

【図8】各点の、渦流成分の血流を表した図である。

【図9】各ライン上の渦流成分を除く成分の積分の%が同一のポイントを結んだ線を示した図である。

【図10】観察面上の各点の、渦流成分とそれ以外の成分とを合算したときの血流を示す図である。

【図11】尾根探索処理の詳細を示すフローチャートである。

【図12】平滑化処理の詳細を示すフローチャートである。

40

【図13】平滑化処理の説明図である。

【図14】尾根上の点の抽出処理の詳細を示すフローチャートである。

【図15】尾根上の点の抽出処理の説明図である。

【図16】断層像に尾根線が重畳された尾根線画像を示す模式図である。

【図17】尾根線上の各点を血流速さに応じた表示態様で表示した尾根線画像を示す模式図である。

【符号の説明】

【0109】

1 探触子

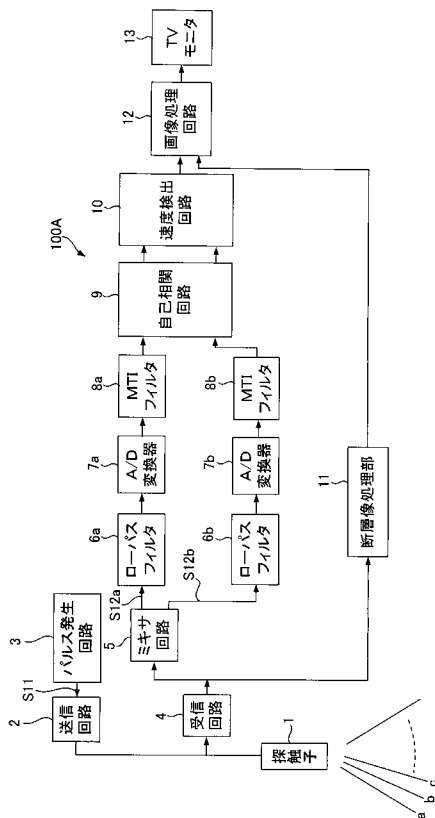
2 送信回路

50

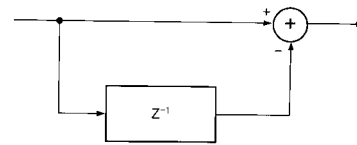
- 3 パルス発生回路
- 4 受信回路
- 5 ミキサ回路
- 6 a, 6 b ローパスフィルタ
- 7 a, 7 b 変換器
- 8 a, 8 b M T I フィルタ
- 9 自己相関回路
- 10 速度検出回路
- 11 断層像処理部
- 12 画像処理回路
- 13 T V モニタ
- 30 尾根線算出回路
- 100 A, 100 B 超音波診断装置
- 301 血流速度算出部
- 302 尾根探索部

10

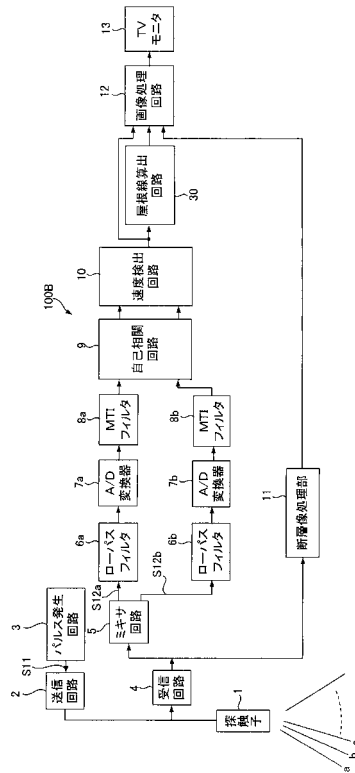
【図 1】



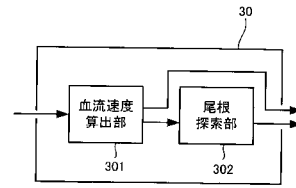
【図 2】



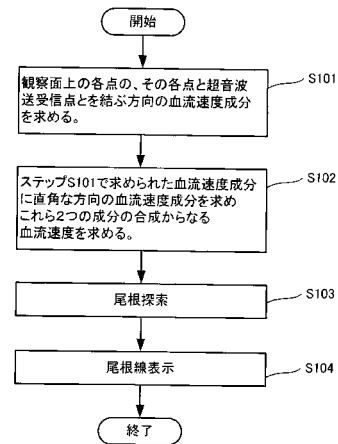
【図 3】



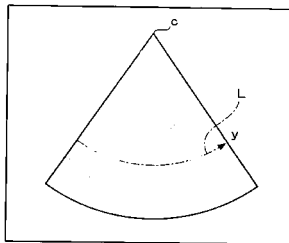
【図 4】



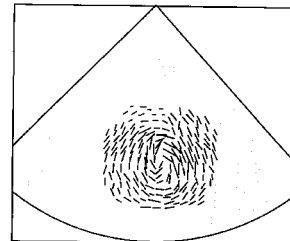
【図 5】



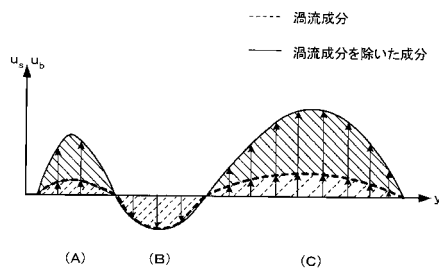
【図 6】



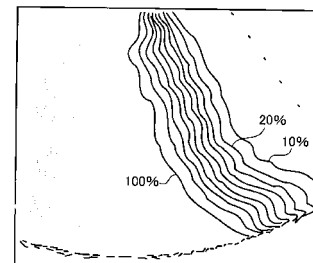
【図 8】



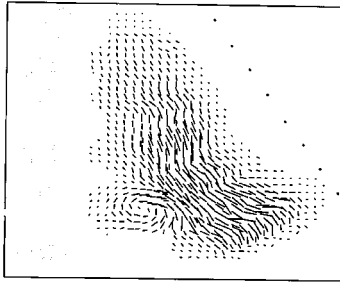
【図 7】



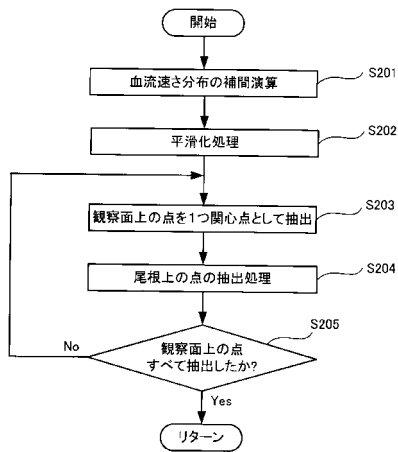
【図 9】



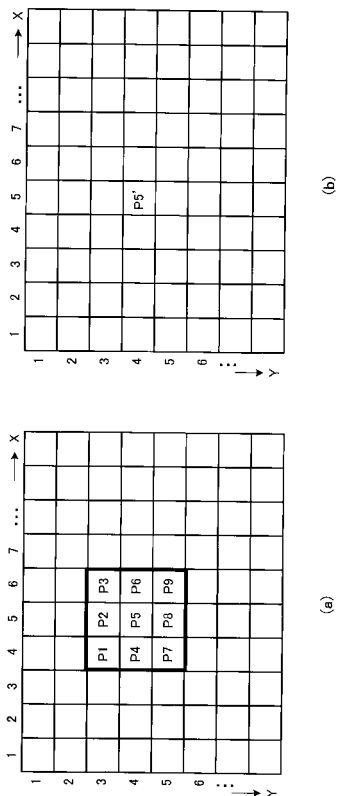
【図 10】



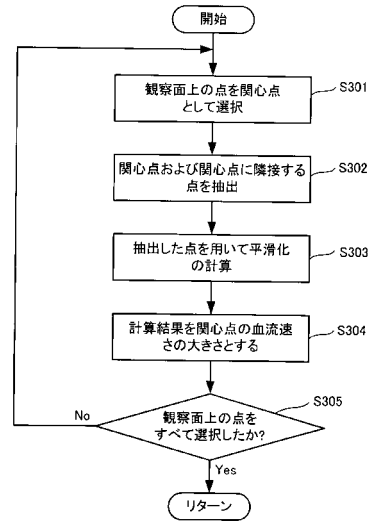
【図 11】



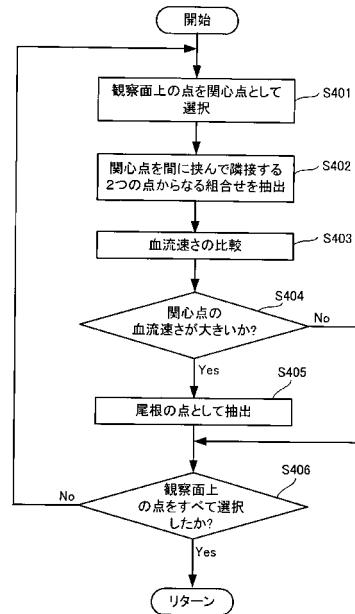
【図 13】



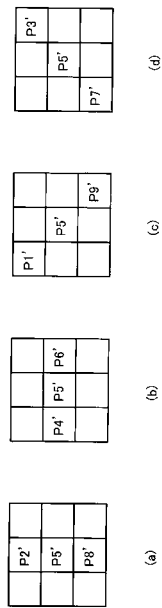
【図 12】



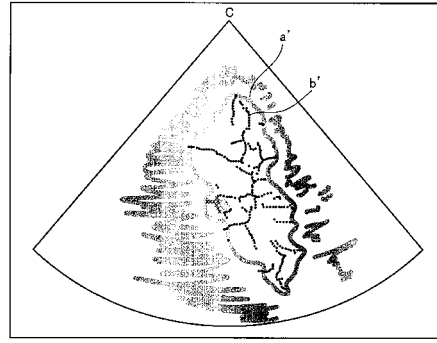
【図 14】



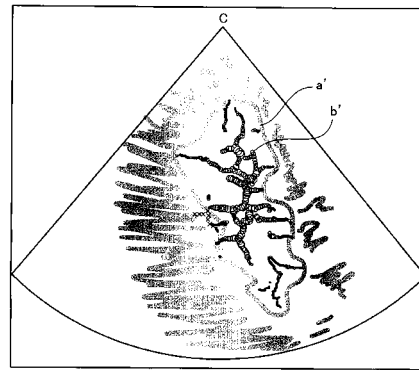
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (72)発明者 田中 元直
宮城県仙台市青葉区国見4丁目4-26
(72)発明者 大槻 茂雄
神奈川県相模原市横山2丁目12番15号

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開2008-000583 (JP, A)
特開2005-110939 (JP, A)
特開2005-312578 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	图像生成方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4918344B2	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	JP2006337701	申请日	2006-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	田中 元直 福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	田中 元直 有限会社医用超音波技术研究所 福田电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	田中 元直 有限会社医用超音波技术研究所 福田电子株式会社		
[标]发明人	田中元直 大槻茂雄		
发明人	田中 元直 大槻 茂雄		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK24		
代理人(译)	山田正树		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008148794A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码： 超声波诊断装置本发明涉及超声波诊断装置等，并以新的形式产生和显示图像。 — 第一计算步骤，基于接收信号，在连接观察面上的点的每个点和超声波发送和接收点的方向上获得血流速度分量；基于速度分量上，在上观察平面的每个点，在观察面，在所述第一计算步骤中获得的血流速度分量，垂直于血流速度分量的血液流动速率的方向确定的合成的和成分的血液流量的第二计算步骤中，构成由第二计算步骤获得的血流速度的血流速度和血液流动方向的血流速度，基于由所述观看表面上的一组点的血流速度分布，脊中提取一组在脊点，当有似的各点电子血流速度地理高度，一种显示器，用于显示表示在脊提取步骤中提取的脊上的一组点的图像以及步骤。 点域5

1

