(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2004 年12 月9 日 (09.12.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/105614 A1

(51) 国際特許分類[7]: A61B 8/06

(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/007852

(22) 国際出願日: 2004 年5 月31 日 (31.05.2004)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2003-152958 2003 年5 月29 日 (29.05.2003) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都 渋谷区 幡ヶ谷二丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 宮木 浩仲 (MIYAKI,Hironaka) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都 渋谷区 幡ヶ谷二丁目４３番２号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

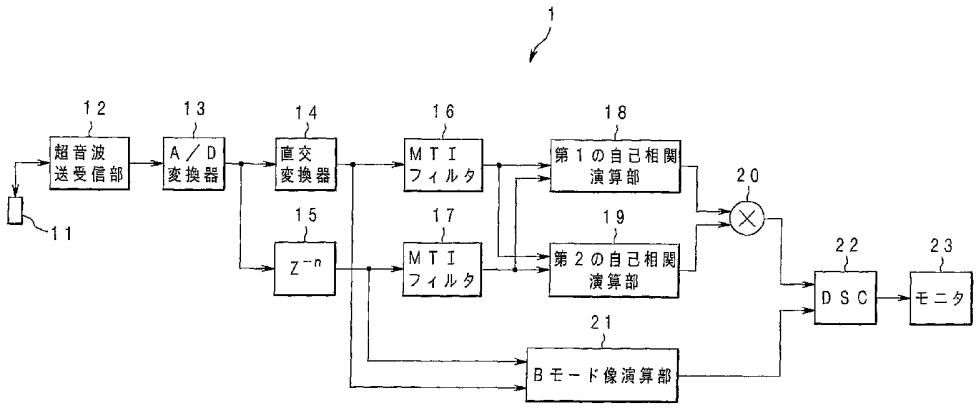
(74) 代理人: 伊藤 進 (ITOH,Susumu); 〒160-0023 東京都 新宿区 西新宿七丁目４番４号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPHIC DEVICE AND ULTRASONOGRAPHIC DEVICE DATA PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理方法



12...ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION/RECEPTION SECTION
13...A/D CONVERTER
14...ORTHOGONAL TRANSFORMER
16...MTI FILTER
17...MTI FILTER
18...FIRST SELF-CORRELATION CALCULATION SECTION
19...SECOND SELF-CORRELATION CALCULATION SECTION
21...B MODE IMAGE CALCULATION SECTION
23...MONITOR

(57) **Abstract:** An ultrasonographic device data processing method includes a step of acquiring data corresponding to a predetermined same depth among a plurality of ultrasonographic data obtained by performing ultrasonic wave transmission/reception a plurality of times in the same sound line direction at a predetermined interval; a step of filtering the obtained data corresponding to the predetermined same depth so as to extract echo data from a moving portion in a human body; a step of obtaining a first self-correlation amplitude value when the echo data is delayed by a first predetermined time; a step of obtaining a second self-correlation amplitude value when the echo data is delayed by a second predetermined time; and a step of matching a product obtained by multiplying the first and the second self-correlation amplitude values to the luminance of a predetermined hue.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置のデータ処理方法は、所定間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得、得られた所定の同一の深さに対応するデータをフィルタリングして体内の運動部位からのエコーデータを抽出し、このエコーデータを

[続葉有]

WO 2004/105614 A1

NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

第1所定時間遅延させた場合の第1自己相関の振幅値を得ると共に、同エコーデータを第2所定時間遅延させた場合の第2自己相関の振幅値を得て、さらに、上記第1、第2の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定色相の輝度に対応させる。

明　細　書

超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理方法

技術分野

本発明は、生体組織に対して超音波を送受波して生体内部の断層像を得る超音波診断装置のデータ処理方法及び超音波診断装置に関する。

背景技術

従来、超音波振動子から生体組織に対して超音波を送受信して生体組織の断層像を得る超音波診断装置が種々実用化されている。

さらに、この種の超音波診断装置においては、超音波を用いて生体組織における血流の有無を感度良く表示する方法の１つにパワードプラ処理が知られている。このパワードプラ処理を行う超音波診断装置の一例としては、受信した反射エコー信号に直交検波を施し、この検波信号をＭＴＩ(Moving Target Indicator)フィルタに通してからＩ信号とＱ信号の２乗和をとることで血流のパワーを求め、２次元画像として表示するものが知られている（例えば、特開昭６１－２５７６３１公報(第２－４頁、第１－５図)）

上記ＭＴＩフィルタは、ＭＴＩ(Moving Target Indicator) レーダーの原理を用いるもので、主として低い次数(order) の無限衝撃応答（ＩＩＲ）が使われている。

本発明は、血流可視化を行うとともにノイズの抑制効果を向上することができる超音波診断装置のデータ処理方法及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

発明の開示

簡略に本発明の超音波診断装置のデータ処理方法は、所定間隔

で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得、得られた所定の同一の深さに対応するデータをフィルタリングして体内の運動部位からのエコーデータを抽出し、このエコーデータを第１所定時間遅延させた場合の第１自己相関の振幅値を得ると共に、同エコーデータを第２所定時間遅延させた場合の第２自己相関の振幅値を得て、さらに、上記第１、第２の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定色相の輝度に対応させる。

図面の簡単な説明

図１：本発明の第１実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

図２：第１実施形態の超音波診断装置のデータ処理方法を示すフローチャート。

図３：第１実施形態の超音波診断装置における第１の自己相関演算部の動作を示すタイミングチャート。

図４：第１実施形態の超音波診断装置における第２の自己相関演算部の動作を示すタイミングチャート。

図５：第１実施形態の超音波診断装置における自己相関振幅値とホワイトノイズの関係を示す説明図。

図６：第１実施形態の超音波診断装置における超音波診断装置のデータ処理方法を更に具体的に示すフローチャート。

図７：第１実施形態の超音波診断装置における上記図６のステップＳ１５を詳細に示すフローチャート。

図８：第１実施形態の超音波診断装置における上記図６のステップＳ１６を詳細に示すフローチャート。

図９：本発明の第２実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す

説明図。

図１０：第２実施形態の超音波診断装置のデータ処理方法を示すフローチャート。

図１１：第２実施形態の超音波診断装置のデータ処理方法を更に具体的に示すフローチャート。

図１２：本発明の第３実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

図１３：第３実施形態の超音波診断装置のデータ処理方法を具体的に示すフローチャート。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第１の実施形態）

（構成）

図１～図８は本発明の第１実施形態の超音波診断装置を示したものである。

図１に示すように、超音波診断装置１は、超音波探触子１１と、超音波送受信部１２と、アナログ／デジタル変換器（以下、Ａ／Ｄ変換器と呼ぶ）１３と、直交変換器１４と、遅延器１５と、ＭＴＩフィルタ１６，１７と、第１及び第２の自己相関演算部１８，１９と、乗算器２０と、Ｂモード像演算部２１と、デジタルスキャンコンバータ（以下、ＤＳＣと呼ぶ）２２と、モニタ２３とを含んで構成されている。

超音波探触子１１は、超音波送受信部１２に接続され、超音波の送信及び受信を行う。

ここで、超音波探触子１１は、電気的な走査を行うアレイ振動子、または機械的な走査を行う単板あるいはアレイ振動子のいずれでも良い。

超音波送受信部１２は、超音波探触子１１にパルス信号を供給

するようになっている。超音波探触子１１は超音波送受信部１２からパルス信号を供給されると超音波パルスの送信を行い、生体から戻ってくる反射エコーを受信する。

ここで、超音波探触子１１にアレイ振動子を用いた場合、超音波送受信部１２は、ビームフォーミング処理を行い、音線データを生成する。

超音波送受信部１２は、血流情報を取得する場合に、同一の音線に対して所定の時間間隔で複数回送受信を行うように動作する。本第１実施形態の場合、同一の音線に対する送受信の回数は６回程度である。各音線では、所定の同一深さのデータが送受信の回数分得られる。

超音波送受信部１２で生成された音線データは、Ａ／Ｄ変換器１３に入力され、所定のサンプリング周波数にてデジタルデータ化される。なお、超音波送受信部１２とＡ／Ｄ変換器１３の間には図示しないアンチエリアジングフィルタを備えており、Ａ／Ｄ変換時にエリアジングを防ぐ役割を果たす。

ここで、エリアジングとは、アナログ信号をＡ／Ｄ変換する際に、本来の信号の周波数とは違う偽物の信号が発生してしまう現象のことである。エリアジングが発生するのは、Ａ／Ｄ変換器のサンプリング周波数の１／２を越える周波数の信号がＡ／Ｄ変換器に入力された場合である。例えば、４ＭＨｚのＡ／Ｄ変換器であれば２ＭＨｚ以上の信号を入力するとエリアジングが発生する。このため、本第１実施形態では、サンプリング周波数の１／２を超える周波数成分をカットするアンチエリアジングフィルタ（ローパスフィルタ）をＡ／Ｄ変換器１３の前に設けている。

Ａ／Ｄ変換器１３には直交変換器１４が接続されている。該直交変換器１４は直交変換を行う部分であってヒルベルト変換フィルタで構成されており、入力された信号の位相を９０度遅らせる働きを持つ。ビルベルト変換フィルタは所定のフィルタ係数を持

つデジタルＦＩＲフィルタで実現することができる。

遅延器１５は、直交変換器１４にて発生するデータ遅延量と等価な遅延を与える働きを持つ。直交変換器１４及び遅延器１５の出力データは互いに９０度の位相差を持つペア信号となる。

ＭＴＩフィルタ１６，１７は、それぞれ直交変換器１４及び遅延器１５からのデータに対して、血流以外の組織からのゆっくりとしたドプラ信号を除去するためのハイパスフィルタであり、デジタルＩＩＲフィルタで構成する。フィルタ係数は、図示しない外部入力部から任意に設定可能とする。

第１及び第２の自己相関演算部１８，１９は、本発明の特徴であるデータ処理を行う部分であり、ＭＴＩフィルタ１６，１７の出力に対してそれぞれ異なる遅延時間の自己相関の振幅値を得ことで、血流情報データを演算する演算処理を行い、乗算器２０に出力する。

乗算器２０は、第１及び第２の自己相関演算部１８，１９がそれぞれ出力する第１の血流情報データと第２の血流情報データを乗算して乗算血流情報データを出力する。

Ｂモード像演算部２１は、直交変換器１４及び遅延器１５の出力データを基にＢモード画像データを生成する部分である。直交変換器１４及び遅延器１５の出力データは互いに直交する関係にあり、両者の２乗和の平方根を計算することで、反射エコーの振幅情報を得ることができる。得られた振幅情報は、対数圧縮、ゲイン調整、コントラスト調整などの処理を行いＢモード画像データとなる。

ＤＳＣ２２は、乗算器２０で演算された乗算血流情報データ及びＢモード像演算部２１で演算されたＢモード画像データを基に超音波探触子１１のスキャン形状にあった形に座標変換及び補間処理し、乗算血流情報データ及びＢモード画像データが合成された超音波画像データを生成する。

ここで、例えば、超音波探触子１１として曲率６ｍｍで画角１８０度のコンベツクス探触子を用いた場合は、放射状の半円の２次元音線データが得られる。２次元音線データは、円の中心からの距離と音線の角度によって決まる極座標（ｒ，θ）形式のデータである。この場合、ＤＳＣ２２は、座標変換の処理として、極座標のデータをモニター表示に適した直交座標（ｘ，ｙ座標）に変換する。具体的には、以下の関係式（１）、（２）を利用して極座標（ｒ，０）と直交座標（ｘ，ｙ）の変換を行う。

$$x = r \times \cos\theta \quad \cdots (1)$$

$$y = r \times \sin\theta \quad \cdots (2)$$

その際、音腺データの密度が荒いとデータとデータの間に隙間ができてしまうため、ＤＳＣ２２は、周囲のデータから補間処理によってデータを作り出す。例えば、ＤＳＣ２２は、周囲の４点のデータを利用して補間する４点補間を行う。

モニタ２３は、ＤＳＣ２２で生成された超音波画像データを映像表示する。

（作用）

以下、第１実施形態の超音波診断装置の作用を図２～図５を参照して説明する。なお、この作用は当該超音波診断装置の観察動作として説明する。

まず、図２に示すステップＳ１において、超音波探触子１１と超音波送受信部１２は、所定の時間間隔で同一の音線方向に対して複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る。これにより、各音線では、所定の同一深さのデータが送受信の回数分得られる。

次に、超音波送受信部１２は、図２に示すステップＳ２において、ステップＳ１で得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを抽出する。

このようなステップＳ１，Ｓ２の処理において、例えば、同一

の音線に対して６回送受信を繰り返した場合は、所定の同一深さのデータが６個得られる。

次に、図２に示すステップＳ３において、超音波診断装置１は、ＭＴＩフィルタ１６，１７に、直交変換器１４及び遅延器１５を介したデータを出力する。これにより、ＭＴＩフィルタ１６，１７は、エコーデータを出力する。

以下、図２に示すステップＳ４における第１の自己相関演算部１８及び図２に示すステップＳ５における第２の自己相関演算部１９内部での演算について説明する。

前述したように、各音線では、所定の同一深さのデータが送受信の回数分得られる。例えば、同一の音線に対して６回送受信を繰り返した場合は、所定の同一深さのデータが図３Ｂに示す元データＺ（ｉ）のように６個得られている。データａ～データｆは、ＭＴＩフィルタ１６からのデータを虚数成分、ＭＴＩフイルタ１７を実数成分として組み合わせた複素データである。一般に同一の音線に対してＮ回送受信を繰り返した場合の元データＺ（ｉ）は以下の式（３）で表現される。

$$Z(i) = X(i) + jY(i) \quad \cdots (3)$$

但し、ｉ＝１～Ｎの整数である。

第１の自己相関演算部１８では、前記元データＺ（ｉ）を図３Ａに示すクロック信号ＣＬＫのＭクロック分だけ遅延させ、この遅延させたデータを図３Ｃに示す遅延データ$Z_M(i)$とする。Ｍは１からＮ－１までの任意の整数であるが、Ｍを大きくするとベクトル偏移データをとれるデータ数が減るのでＭ＝１～２程度が望ましい。

このとき、図３Ｄのように、各時刻においてベクトル偏移データ$R_M(i)$を計算することができる。$R_M(i)$は一般的に式（４）で表現される。

$$R_M(i) = Z_M(i) * \times Z(i) \quad \cdots (4)$$

但し、*は共役複素数を表す。

図３Ｅにおいて、ゲートパルスはベクトル偏移データR_M（ｉ）から有効データが出力される期間と等価な時間幅を持つパルスである。

ベクトル偏移データR_M（ｉ）は、第１の自己相関演算部１８内の図示しない積分器においてゲートパルスがＨｉｇｈの期間中だけ積分され、第１の自己相関値が演算される。

図３Ｅに示すゲートパルスは、図３Ｂに示す元データと図３Ｃに示す遅延データが重なり合う時間の間だけＨｉｇｈになるので、その期間中だけ図示しない積分器においてベクトル偏移データR_M（ｉ）が積分される。次にゲートパノレスがＨｉｇｈになる前に積分値は０にリセツトされる。

図３Ａ～図３Ｅに示すデータの例で考えると、図３Ｄに示す第１の自己相関データに対応する第１の自己相関値R_Mは以下の式（５）で表現される。

$$R_M = ca^* + db^* + ec^* + fd^* \quad \cdots (5)$$

最終的には、複素数である第１の自己相関値R_Mの振幅値をとったものを第１の血流情報データとする。

同様に、第２の自己相関演算部１９では、図４Ｂに示す元データＺ（ｉ）を図４Ａに示すクロック信号ＣＬＫのＫクロック分だけ遅延させ、この遅延させたデータを図４Ｃに示す遅延データZ_K（ｉ）とする。Ｋは１からＮ－１までの任意の整数であり、Ｍと同じ値であっても良い。Ｋの値もＫ＝１～２が望ましい。

このとき、図４Ｄのように、ベクトル偏移データR_K（ｉ）は一般的に式（６）で表現される。

$$R_K(i) = Z_K(i)^* \times Z(i) \quad \cdots (6)$$

図４Ｅにおいて、ゲートパルスはベクトル偏移データR_K（ｉ）から有効データが出力される期間と等価な時間幅を持つパルスである。

第２の自己相関演算部１９でも第１の自己相関演算部１８と同様に自己相関値が計算され、図４Ａ～図４Ｅに示すデータの例で考えると、第２の自己相関演算部１９における図４Ｄに示す第２の自己相関データに対応する第２の自己相関値R_Kは式（７）で表現される。

$$R_K = ba^* + cb^* + dc^* + ed^* + fe^* \quad \cdots (7)$$

最終的には、複素数である第２の自己相関値R_Kの振幅値をとったものを第２の血流情報データとする。

第１の血流情報データと第２の血流情報データに共通して、ホワイトノイズは各ベクトル偏移データがランダムな位相を持つため、それらを加算した自己相関の振幅値は０に近づく。

一方、血流からのエコーは各ベクトル偏移データがほぼ同じ位相を持つため、それらを加算した自己相関の振幅値は特定の位相の向きに加算され、振幅はホワイトノイズの場合と比べて大きくなる。生体組織からのエコーは各ベクトル偏移データがほぼ同じ位相を持つうえに各ベクトル偏移データの振幅が大きいため、自己相関の振幅値も大きくなる。

従って、第１の血流情報データ、第２の血流情報データともに、図５に示すように値が小さい領域はホワイトノイズを表し、値が大きい領域は生体組織からのエコーを表し、その中間の値が血流からのエコーを表すことになる.

第１の血流情報データと第２の血流情報データは、図２に示すステップＳ６において、乗算器２０で乗算され、乗算血流情報データが生成される。乗算器２０で乗算を行うことで、乗算血流情報データのうち、ホワイトノイズがとる値はより小さくなり、生体組織からのエコーがとる値はより大きくなるため、結果として、ホワイトノイズ、血流からのエコー、生体組織からのエコーそれぞれの比がより大きくなる。従って、ホワイトノイズ、血流からのエコー、生体組織からのエコーそれぞれの弁別がより容易とな

る。

そのため、ＤＳＣ２２が特定の大きさの乗算血流情報データを抽出してモニタ２３に画面表示することで、血流からのエコーのみを表示することが可能となる。例えば、ホワイトノイズと血流エコーとの境界を定める閾値Ｂ１、及び生体組織からのエコーと血流からのエコーの境界を定める閾値Ｂ２を設け、ＤＳＣ２２が閾値Ｂ１以上でかつ閾値Ｂ２以下の値を持つデータのみをモニタ２３に画面表示することで、血流からのエコーのみを表示できる。

閾値Ｂ１，Ｂ２は、超音波送受信部１２の送信電圧と超音波送受信部１２内の受信回路の増幅率により一意的に決まる定数である。閾値Ｂ１，Ｂ２は、実際に使用する送信電圧と受信回路を決めてから、実験的に求めて、一番効果的な値に設定する。

ＤＳＣ２２は、乗算血流情報データに対して、振幅値を所定の色相の輝度に対応させて表示、もしくは振幅値を所定の色相に対応させてカラー表示を行う。

このような動作により、図２に示すステップＳ１は、所定の時間間隔で同一の音線方向に対して複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波データ取得ステップとなっている。

図２に示すステップＳ２は、前記ステップＳ１で得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出ステップとなっている。

図２に示すステップＳ３は、前記ステップＳ２で得られたで得られた所定の同一の深さに対応するデータを所定の特性を有するフィルタ手段に入力し、体内の運動部位からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップとなっている。

図２に示すステップＳ４は、前記ステップＳ３で得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステッ

プと、

図２に示すステップＳ５は、前記ステップＳ３で得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップとなっている。

図２に示すステップＳ６は、前記第１及び第２の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップとなっている。

図２に示した超音波診断装置のデータ処理方法について、図６を用いて具体的な処理として説明する。

まず、図６に示すステップＳ１１において、超音波探触子１１と超音波送受信部１２は、複数の超音波データを取得する。

次に、図６に示すステップＳ１２において、直交変換器１４により複数の超音波データの直交変換を行う。

次に、図６に示すステップＳ１３において、超音波送受信部１２は、図６に示すステップＳ１１で得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを抽出する。

このようなステップＳ１１，Ｓ１２，Ｓ１３の処理により、所定の同一深さのデータが図３Ａ～図３Ｅ及び図４Ａ～図４Ｅに示すように６個得られる。

次に、図６に示すステップＳ１４において、ＭＴＩフィルタ１６，１７は、直交変換器１４及び遅延器１５を介した所定の同一深さのデータに対してＭＴＩフィルタ演算を行いエコーデータを出力する。

次に、図６に示すステップＳ１５において、第１の自己相関演算部１８は、ＭＴＩフィルタ１６，１７のエコーデータに対して第１の血流情報データ演算を行う。

次に、図６に示すステップＳ１６において、第２の自己相関演算部１９は、ＭＴＩフィルタ１６，１７のエコーデータに対して

第２の血流情報データ演算を行う。

次に、図６に示すステップＳ１７において、乗算器２０は、ステップＳ１５，Ｓ１６で生成した第１の血流情報データと第２の血流情報データを乗算し、乗算血流情報データを生成する。

次に、図６に示すステップＳ１８において、ＤＳＣ２２は、乗算器２０からの乗算血流情報データに対して閾値Ｂ１以上でかつ閾値Ｂ２以下の値を持つ乗算血流情報データを抽出する。この後、図６に示すステップＳ１９において、ＤＳＣ２２は、すべての計算対象データの演算が終了したかの判別を行い、演算が終了していない場合にはステップＳ１３の処理に戻り、演算が終了した場合にはステップＳ２０の処理に移行する。

図６に示すステップＳ２０において、ＤＳＣ２２は、ステップＳ１８で抽出された乗算血流情報データに色相と輝度の割り当てを行い、図６に示すステップＳ２１において、ＤＳＣ２２は、Ｂモード像演算部２１で演算されたＢモード画像データと前記乗算血流情報データが合成された超音波画像データを生成して、モニタ２３に表示する。この後、図６に示すステップＳ１１の処理に戻る。

以下、図７を用いてステップＳ１５の処理について説明する。

図７に示すステップＳ３１～Ｓ３４は図６に示すステップＳ１５を構成している。

まず、図７に示すステップＳ３１において、第１の自己相関演算部１８は、図３Ｂに示す元データＺ（ｉ）を図３Ａに示すクロック信号ＣＬＫのＭクロック分だけ遅延させ図３Ｃに示す遅延データZ_M（ｉ）を生成する。

次に、図７に示すステップＳ３２において、第１の自己相関演算部１８は、前記式（４）に示した演算を行い、ベクトル偏移データR_M（ｉ）を生成する。

次に、図７に示すステップＳ３３において、第１の自己相関演

算部１８は、ベクトル偏移データR_M（ｉ）の積分を行い第１の自己相関値R_Mを生成する。

次に、図７に示すステップＳ３４において、第１の自己相関演算部１８は、第１の自己相関値R_Mの振幅値を演算すること第１の血流情報データで生成する。

以下、図８を用いてステップＳ１６の処理について説明する。

図８に示すステップＳ４１～Ｓ４４は図６に示すステップＳ１６を構成している。

まず、図８に示すステップＳ４１において、第２の自己相関演算部１９は、図４Ｂに示す元データＺ（ｉ）を図４Ａに示すクロック信号ＣＬＫのＫクロック分だけ遅延させ図４Ｃに示す遅延データZ_K（ｉ）を生成する。

次に、図８に示すステップＳ４２において、第２の自己相関演算部１９は、前記式（６）に示した演算を行い、ベクトル偏移データR_K（ｉ）を生成する。

次に、図８に示すステップＳ４３において、第２の自己相関演算部１９は、ベクトル偏移データR_K（ｉ）の積分を行い第２の自己相関値R_Kを生成する。

次に、図８に示すステップＳ４４において、第２の自己相関演算部１９は、第２の自己相関値R_Kの振幅値を演算すること第２の血流情報データで生成する。

（効果）

血流情報データが単純なパワー値ではホワイトノイズもある程度の値を持つのに対して、乗算器２０が出力する乗算血流情報データにおけるホワイトノイズの値は０に近づく。そのため、従来の血流のパワーを表示する方法と比べて第１実施形態における超音波診断装置のデータ処理方法では血流信号とホワイトノイズの比が大きくなる。すなわち、ホワイトノイズを抑制する効果に優れている。

これにより、第１実施形態の超音波診断装置は、血流可視化を行うとともにノイズの抑制効果を向上することができ、血流情報をより正確に検出できる。

（第２の実施形態）

図９～図１１は本発明の第２実施形態の超音波診断装置を示したものである。

なお、図９～図１１において、図１～図８に示した上記第１実施形態の超音波診断装置と同様の構成要素には同じ符号を付するものとし、ここでの詳しい説明は省略する。

（構成）

図９に示すように、本発明の第２実施形態の超音波診断装置２では、上述した第１実施形態の超音波診断装置における乗算器２０の代わりに平均処理器３０を設けている。

この平均処理器３０は第１及び第２の自己相関演算部１８，１９がそれぞれ出力する第１の血流情報データと第２の血流情報データを振幅値を平均して得られた平均血流情報データを出力する。

ＤＳＣ２２は、平均処理器３０で演算された平均血流情報データ及びＢモード像演算部２１で演算されたＢモード画像データを基に超音波探触子１１のスキャン形状にあった形に座標変換及び補間処理し、平均血流情報データ及びＢモード画像データが合成された超音波画像データを生成する。

（作用）

図１０に示すように、第２実施形態の超音波診断装置２では、第１実施形態におけるステップＳ６の処理の代わりに、ステップＳ５６に示す前記第１及び第２の自己相関の振幅値を平均して得られた平均値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップを用いている。

また、図１１に示すように、第２実施形態の超音波診断装置２では、第１実施形態におけるステップＳ１７の処理の代わりに、

ステップＳ６７に示す処理を用いている。

ステップＳ６７において、平均処理器３０は、ステップＳ１５，Ｓ１６で生成した第１の血流情報データと第２の血流情報データの平均を演算することで平均血流情報データを出力する。

上記第１実施形態の超音波診断装置について説明したように、第１の自己相関演算部１８が出力する第１の血流情報データ及び第２の自己相関演算部１９が出力する第２の血流情報データにおいて、ホワイトノイズ、血流からのエコー、生体組織からのエコーのそれぞれは図５に示すような大きさの関係にある。

従って、第１の血流情報データ及び第２の血流情報データを平均処理器３０で平均した平均血流情報データにおいても、血流からのエコー、生体組織からのエコーのそれぞれは図５とほぼ同じ大きさの関係にある。ただし、ホワイトノイズに関しては、平均をとることで突発的な大きな値を抑制する効果が得られるため、より低い値を安定してとるようになる。

従って、ステップＳ５６（図１１の場合ステップＳ６７）において特定の大きさの平均血流情報データを抽出して表示することで、血流からのエコーのみを表示することが可能となる。例えば、ホワイトノイズと血流エコーとの境界を定める閾値Ｂ１、及び生体組織からのエコーと血流からのエコーの境界を定める閾値Ｂ２を設け、閾値Ｂ１以上でかつ閾値Ｂ２以下の値を持つデータのみを画面表示することで、血流からのエコーのみを表示できる。

ＤＳＣ２２は、平均血流情報データを、振幅値を所定の色相の輝度に対応させて表示、もしくは振幅値を所定の色相に対応させてカラー表示を行う。

（効果）

血流情報データが単純なパワー値ではホワイトノイズもある程度の値を持つのに対して、平均処理器３０からの平均血流情報データにおけるホワイトノイズの値は０に近づく。これにより、第

２実施形態の超音波診断装置は、第１実施形態の超音波診断装置と同様に、血流可視化を行うとともにノイズの抑制効果を向上することができ、血流情報をより正確に検出できる。

また、第２実施形態の超音波診断装置では、ホワイトノイズに関して突発的な大きな値を抑制する効果が得られるため、血流情報をより安定に検出できる。

（第３の実施形態）

図１２～図１３は本発明の第３実施形態の超音波診断装置を示したものである。

なお、図１２～図１３において、図１～図８に示した上記第１実施形態および図９～図１１に示した第２実施形態の超音波診断装置と同様の構成要素には同じ符号を付するものとし、ここでの詳しい説明は省略する。

（構成）

図１２に示すように、本発明の第３実施形態の超音波診断装置３は、上述した第２実施形態の超音波診断装置に対して、前記平均処理器３０の後段にさらに血流像演算部４０が配設されている。

この血流像演算部４０は、第１の自己相関演算部１８において演算された第１の自己相関値R_M、及び平均処理器３０で演算された平均血流情報データを入力し、所定の演算を経て血流像データを出力する。

この血流像データは、図示しない操作パネルから操作者が選択した動作モードに応じて血流速度データ、もしくは処理された平均血流情報データの何れかとなる。

また、本実施形態において、デジタルスキャンコンバータ２２は血流像演算部４０で演算された血流像データ及びＢモード像演算部２１で演算されたＢモード画像データを基に超音波探触子１１のスキャン形状にあった形に座標変換および補間処理を行い、血流像データ及びＢモード画像データが合成された超音波画像デ

ータを生成する。

（作用）

図１３に示すように、本第３実施形態の超音波診断装置３は、上記第２実施形態におけるステップＳ１８の代わりにステップＳ１０１に示すしきい値処理ステップを有し、さらに、ステップＳ１００に示す速度値の演算ステップを有する。

まず、ステップＳ１００について説明する。

血流の速度ｖは血流像演算部４０において以下の式により演算される。

$$v = \{c / (4\pi f_0 T M)\} \tan^{-1}(R_{My} / R_{Mx})$$

ｃ：音速

f_0：送受信した超音波パルスの中心周波数

Ｔ：同一の音線に送受信の繰り返しを行う際の時間周期

Ｍ：上記第１実施形態で述べた遅延を定める整数

R_{Mx}：自己相関値R_Mの実数成分

R_{My}：自己相関値R_Mの虚数成分

次にステップＳ１０１について説明する。

はじめに血流像演算部４０は、以下のしきい値処理を行って血流速度データを演算する。すなわち、平均血流情報データをしきい値Ｂ１、Ｂ２と比較し、平均血流情報データがしきい値Ｂ１以上でかつしきい値Ｂ２以下の値を持つ場合は、血流からのエコーであると判断できるため、血流速度データは速度ｖの値そのものとする。

平均血流情報データがしきい値Ｂ１より小さい場合、もしくはしきい値Ｂ２より大きい場合には、血流からのエコーではないと判断し、血流速度データはゼロに置き換える。一般に、血流速度

データがゼロの場合はカラー表示を行わないため、血流からのエコーの速度値のみをカラー表示することができる。

また、血流像演算部４０は、処理された平均血流情報データを以下のように求める。

血流の速度ｖの絶対値を所定のしきい値v_0と比較し、血流の速度ｖの絶対値がしきい値v_0よりも大きい場合は、血流からのエコーであると判断し、処理された平均血流情報データは平均血流情報データそのものとする。血流の速度ｖの絶対値がしきい値v_0よりも小さい場合は、生体組織からのエコーであると判断し、処理された平均血流情報データとしてゼロを出力する。

一般に、処理された平均血流情報データがゼロの場合はカラー表示を行わないため、血流からのエコーの平均血流情報データのみをカラー表示することができる。

血流像演算部４０は、図示しない操作パネルから操作者が選択した動作モードに応じて血流速度データもしくは処理された平均血流情報データの何れかを血流像データとして出力する。

なお、ステップＳ１００における速度値の演算ステップは第１の自己相関演算部１８において演算された第１の自己相関値R_Mを用いる場合について説明したが、第１の自己相関演算部１８の代わりに第２の自己相関演算部１９で演算された第２の自己相関値R_Kを用いてもよい。

また、上述した第１の実施形態および第２の実施形態における説明から、本第３の実施形態において平均処理器３０の代わりに乗算器２０を用いる構成でも良いことは明かである。

さらに、平均処理器３０での処理は必ずしも単純な平均処理に限定されず、所定の重みを掛けた平均もしくは加算であっても良い。

さらに、本発明におけるＭＴＩフィルタはデジタルＩＩＲフィルタに限定されず、デジタルＦＩＲで構成しても良い。

（効果）

血流像データをカラー表示する場合に、平均処理器３０から出力される平均血流情報データ及び血流像演算部４０で演算される速度値を用いたしきい値処理を行うことで、ホワイトノイズおよび生体組織からのエコーのカラー表示を抑制することができ、血流の速度情報をより正確に検出できる超音波診断装置を実現することができる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

また、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

産業上の利用可能性

以上説明したように本発明によれば、血流可視化を行うとともにノイズの抑制効果を向上できるので、血流情報をより正確に検出できる超音波診断装置を実現できる。

関連出願へのクロスリファレンス

本出願は、２００３年５月２９日に日本国に出願された特願２００３－１５２９５８号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

請求の範囲

１．超音波診断装置のデータ処理方法は以下を含む；

所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波送受信手段により得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出ステップ、

前記データ抽出ステップで得られた所定の同一の深さに対応するデータを所定の特性を有するフィルタに入力し、体内の運動部位からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップ、

前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステップ、

前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップ、

前記第１、第２の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップ。

２．クレーム１の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記データ抽出ステップにおける超音波送受信は超音波探触子を用いて行う。

３．クレーム１の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記所定のフィルタは、ＭＴＩフィルタである。

４．超音波診断装置のデータ処理方法は以下を含む；

所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受

信を行って複数の超音波データを得る超音波送受信手段により得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出ステップ、

前記データ抽出ステップで得られた所定の同一の深さに対応するデータを所定の特性を有するフィルタに入力し、体内の運動部位からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップ、

前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステップ、

前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップ、

前記第１、第２の自己相関の振幅値を平均して得られた平均値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップ。

５．クレーム４の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記データ抽出ステップにおける超音波送受信は超音波探触子を用いて行う。

６．クレーム４の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記所定のフィルタは、ＭＴＩフィルタである。

７．超音波診断装置は、以下を含む；

超音波振動子により所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波データ収得手段、

前記超音波データ取得手段により得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出手

段、

所定のフィルタ特性を有し、前記データ抽出手段により得られた所定の同一の深さに対応するデータを入力し、体内の運動部位からのエコーデータを抽出するフィルタ、

前記フィルタにより得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得手段、

前記フィルタにより得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得手段、

前記第１、第２の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化手段。

８．クレーム７の超音波診断装置において、

前記フィルタは、ＭＴＩフィルタである。

９．超音波診断装置のデータ処理方法は、以下を含む；

所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波データ取得ステップ、

前記超音波データ取得ステップで得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応する複数のデータを得るデータ抽出ステップ、

前記データ抽出ステップで得られた所定の同一の深さに対応する複数のデータを所定のフィルタに入力し、血流を含む運動反射体からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップ、

前記フィルタリングステップで抽出された前記運動反射体からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステップ、

前記フィルタリングステップで抽出された前記運動反射体からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップ、

前記第１及び第２の自己相関の振幅値を掛け合わせて得られた乗算値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップ。

１０．クレーム９の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記データ抽出ステップにおける超音波送受信は超音波探触子を用いて行う。

１１．クレーム９の超音波診断装置のデータ処理方法において、

前記所定のフィルタは、ＭＴＩフィルタである。

１２．超音波診断装置のデータ処理方法は、以下を含む；

所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波データ取得ステップ、

前記超音波データ取得ステップで得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応する複数のデータを得るデータ抽出ステップ、

前記データ抽出ステップで得られた所定の同一の深さに対応する複数のデータを所定のフィルタに入力し、血流を含む運動反射体からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップ、

前記フィルタリングステップで抽出された前記運動反射体からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステップ、

前記フィルタリングステップで抽出された前記運動反射体からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップ、

前記第１及び第２の自己相関の振幅値を平均して得られた平均値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップ。

１３.クレーム１２の超音波診断装置のデータ処理方法において、
前記データ抽出ステップにおける超音波送受信は超音波探触子を用いて行う。

１４.クレーム１２の超音波診断装置のデータ処理方法において、
前記所定のフィルタは、ＭＴＩフィルタである。

１５．超音波診断装置のデータ処理方法は以下を含む；
所定の時間間隔で同一の音線方向に対する複数回の超音波送受信を行って複数の超音波データを得る超音波送受信手段により得られた複数の超音波データの中から所定の同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出ステップ、
前記データ抽出ステップで得られた所定の同一の深さに対応するデータを所定の特性を有するフィルタに入力し、体内の運動部位からのエコーデータを抽出するフィルタリングステップ、
前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第１の所定時間遅延させた場合の第１の自己相関の振幅値を得る第１の振幅値取得ステップ、
前記フィルタリングステップで得られた前記体内の運動部位からのエコーデータを、第２の所定時間遅延させた場合の第２の自己相関の振幅値を得る第２の振幅値取得ステップ、
前記第１の自己相関の実数および虚数部から速度値を得るステップ、
前記第１、第２の自己相関の振幅値を平均して得られた平均値を用いて前記速度値をしきい値処理するしきい値処理ステップ、

前記しきい値処理ステップでしきい値処理された前記速度値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化ステップ。

図1

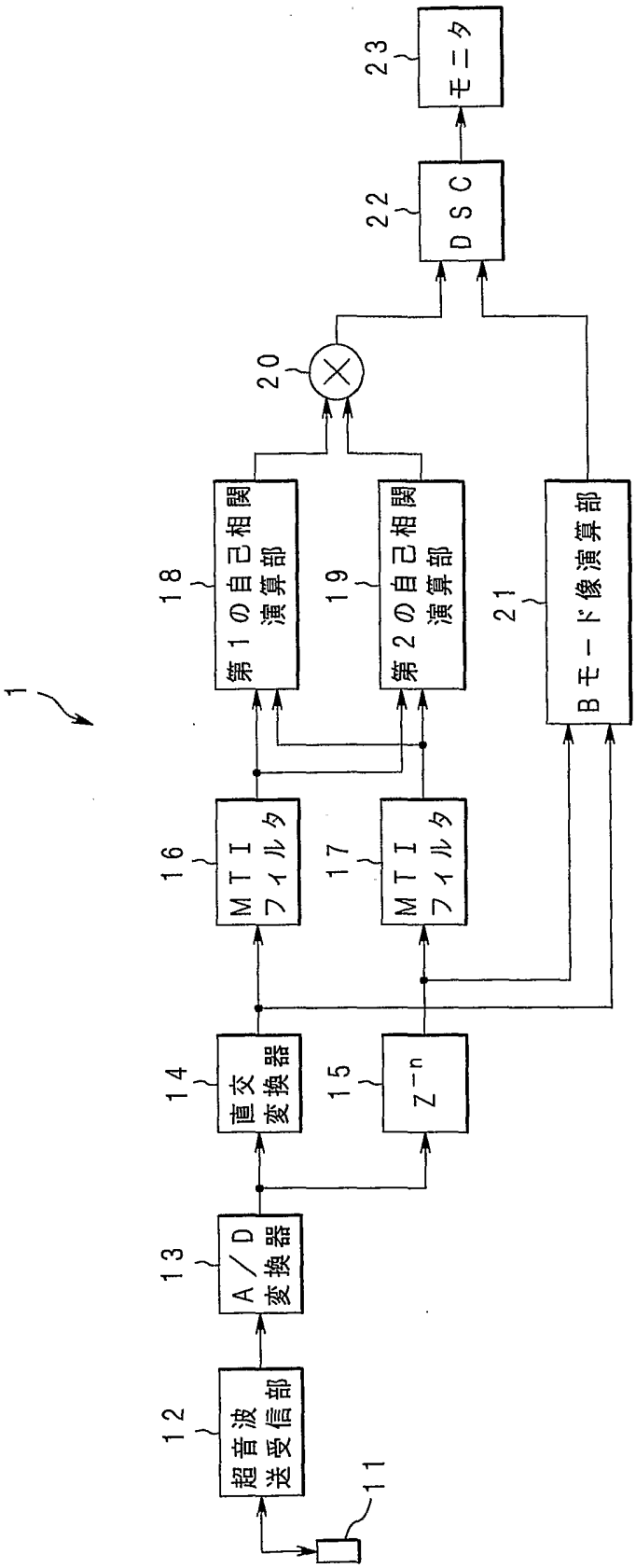

1
11
超音波送受信部
12
A／D変換器
13
直交変換器
14
Z^{-n}
15
MTIフィルタ
16
MTIフィルタ
17
第1の自己相関演算部
18
第2の自己相関演算部
19
20
Bモード像演算部
21
DSC
22
モニタ
23

図２

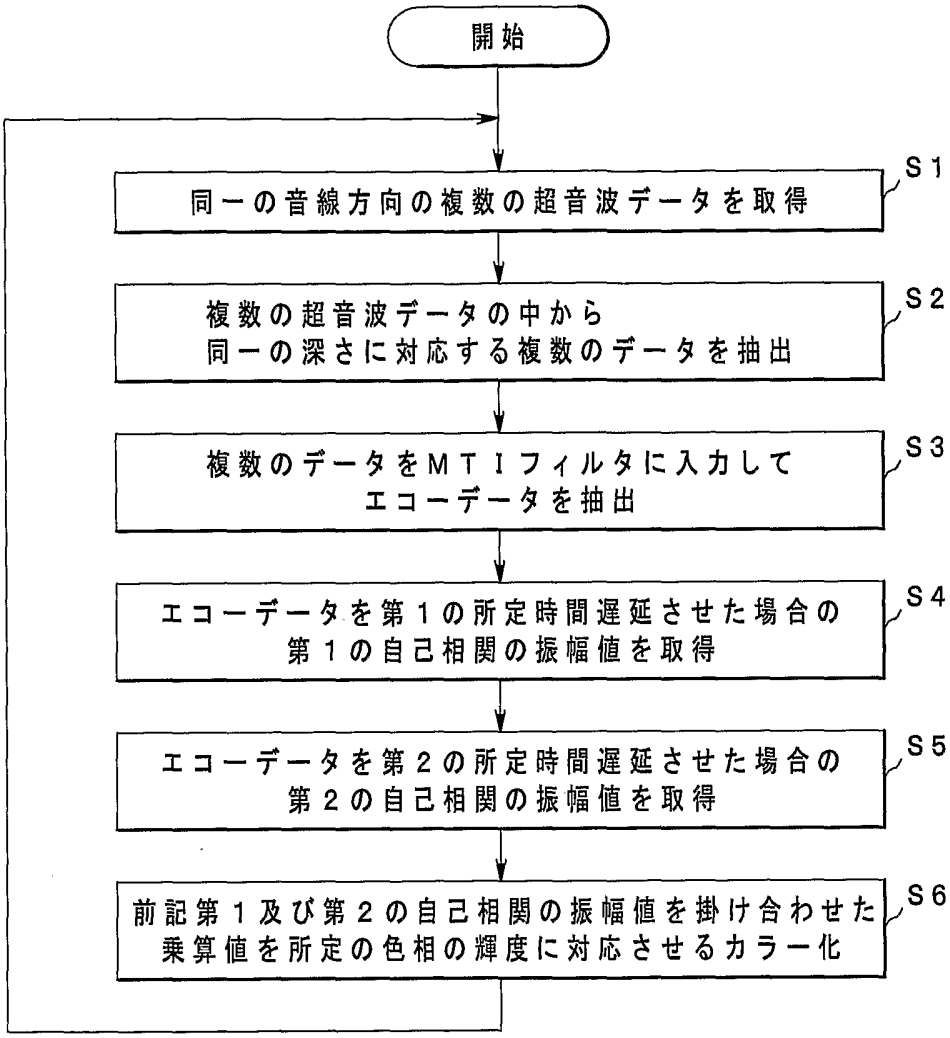

開始
同一の音線方向の複数の超音波データを取得
S1
複数の超音波データの中から
同一の深さに対応する複数のデータを抽出
S2
複数のデータをＭＴＩフィルタに入力して
エコーデータを抽出
S3
エコーデータを第１の所定時間遅延させた場合の
第１の自己相関の振幅値を取得
S4
エコーデータを第２の所定時間遅延させた場合の
第２の自己相関の振幅値を取得
S5
前記第１及び第２の自己相関の振幅値を掛け合わせた
乗算値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化
S6

図３

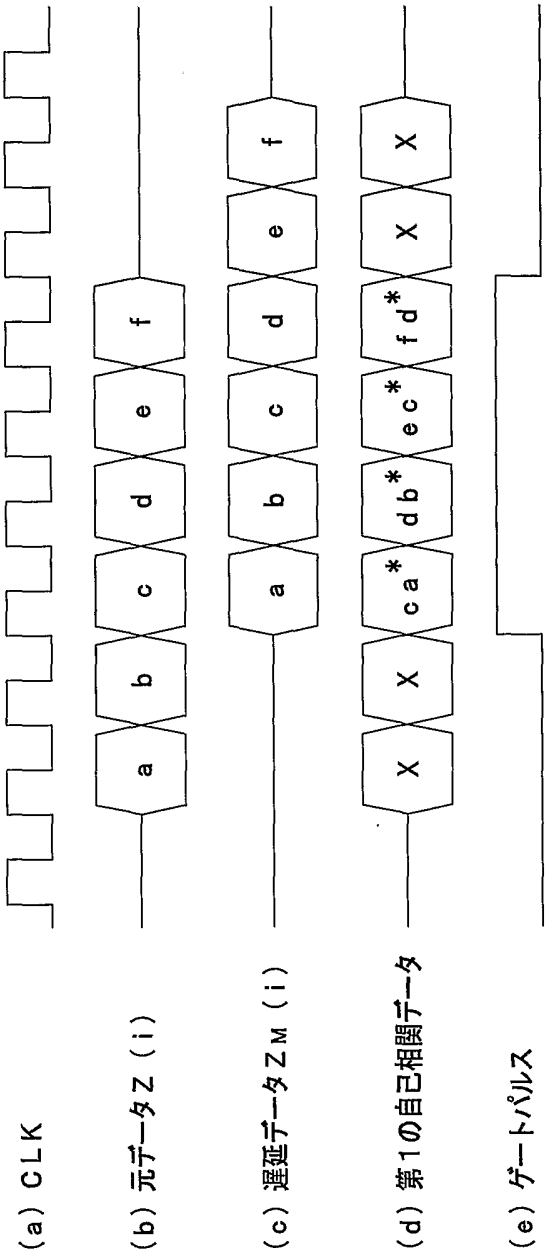

(a) CLK
(b) 元データZ(i)
(c) 遅延データZM(i)
(d) 第1の自己相関データ
(e) ゲートパルス
a b c d e f
a b c d e f
X X ca* db* ec* fd* X X

図４

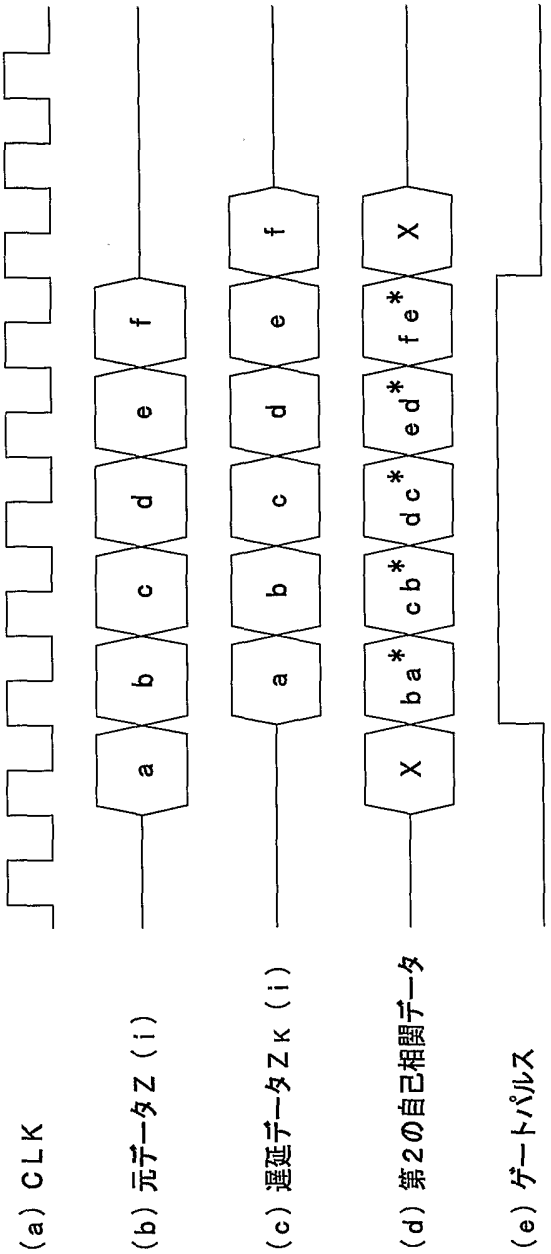

(a) CLK
(b) 元データZ(i)
a b c d e f
(c) 遅延データZK(i)
a b c d e f
(d) 第2の自己相関データ
X ba* cb* dc* ed* fe* X
(e) ゲートパルス

図５

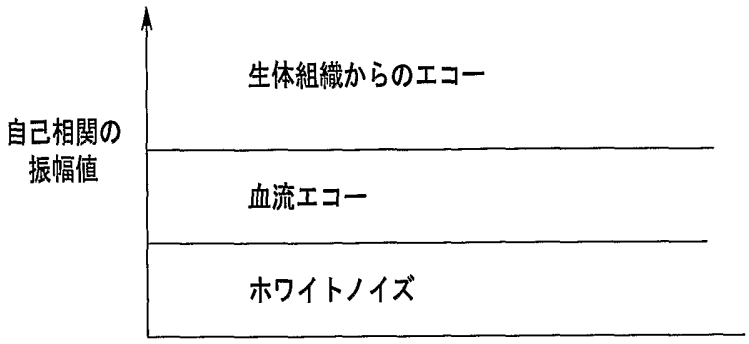


図６

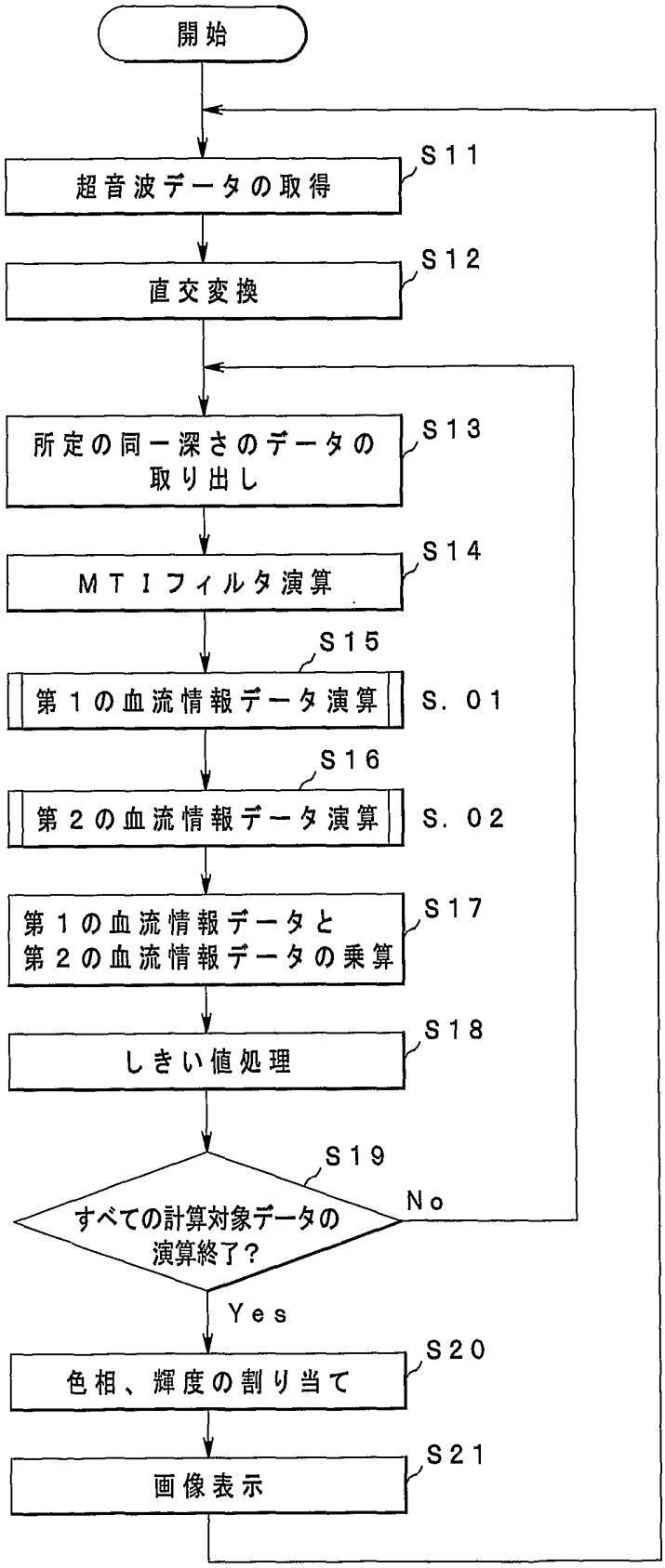

開始
超音波データの取得
S11
直交変換
S12
所定の同一深さのデータの取り出し
S13
ＭＴＩフィルタ演算
S14
S15
第１の血流情報データ演算
S.01
S16
第２の血流情報データ演算
S.02
第１の血流情報データと第２の血流情報データの乗算
S17
しきい値処理
S18
S19
すべての計算対象データの演算終了？
No
Yes
色相、輝度の割り当て
S20
画像表示
S21

図７

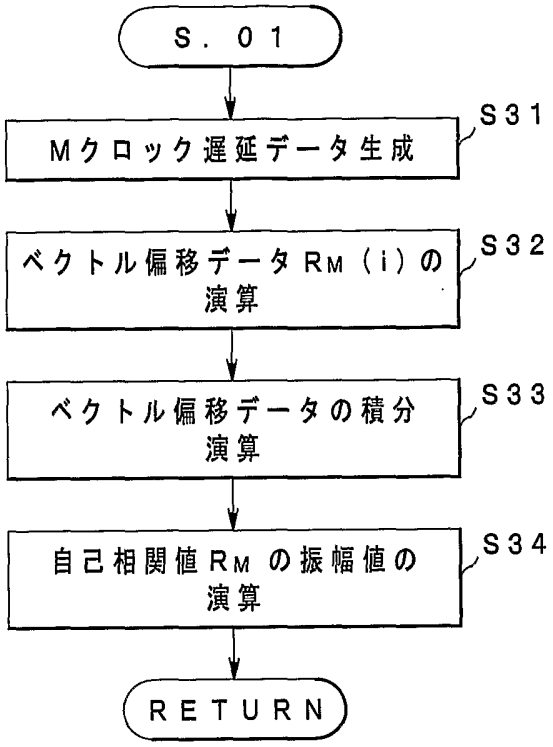

S．０１
Mクロック遅延データ生成
S３１
ベクトル偏移データ RM（i）の演算
S３２
ベクトル偏移データの積分演算
S３３
自己相関値 RM の振幅値の演算
S３４
RETURN

図８

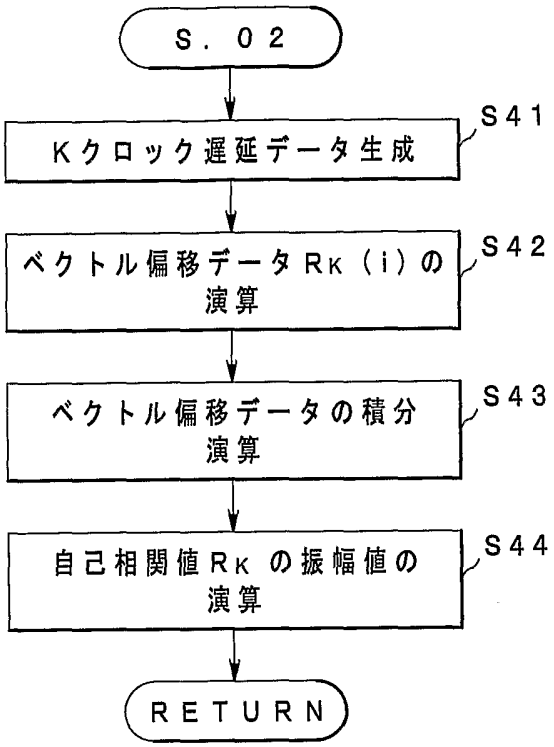

S．０２
Kクロック遅延データ生成
S４１
ベクトル偏移データRK（i）の演算
S４２
ベクトル偏移データの積分演算
S４３
自己相関値RK の振幅値の演算
S４４
RETURN

図９

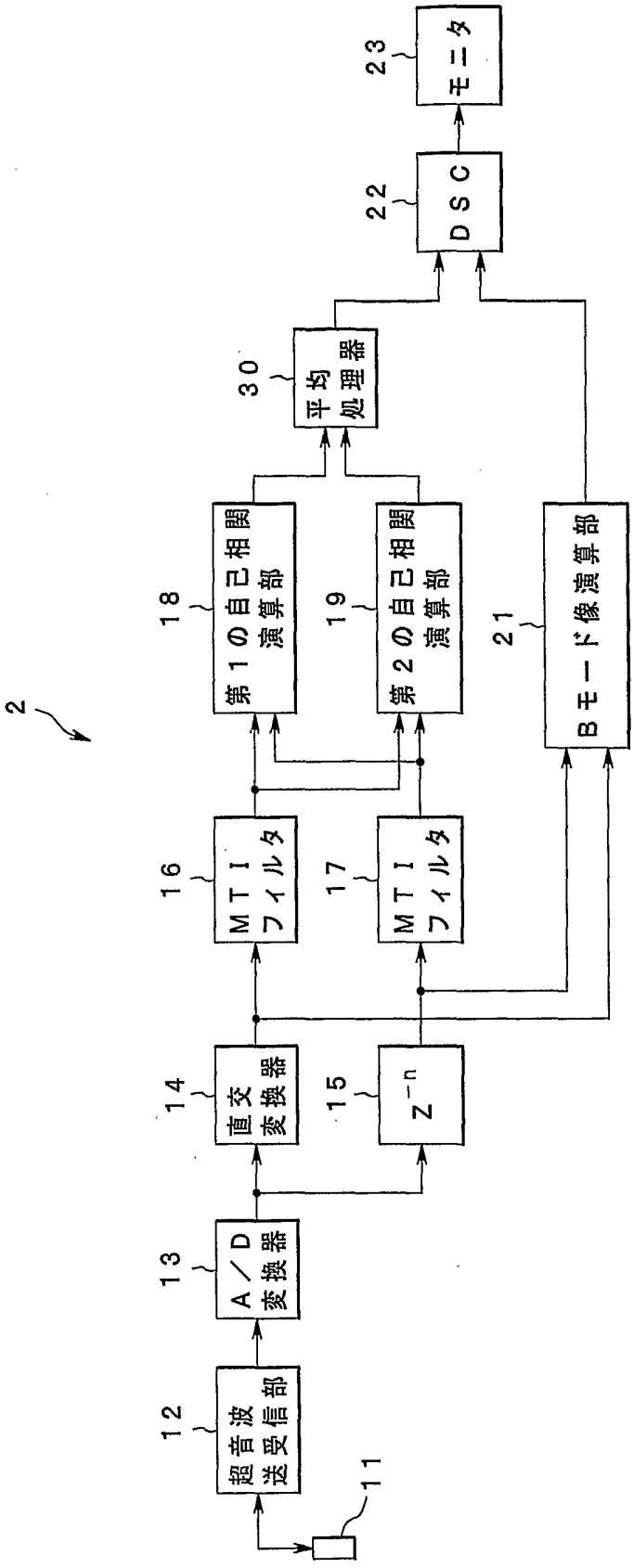

2
11
超音波送受信部
12
A／D変換器
13
直交変換器
14
Z^{-n}
15
MTIフィルタ
16
MTIフィルタ
17
第１の自己相関演算部
18
第２の自己相関演算部
19
Bモード像演算部
21
DSC
22
モニタ
23
平均処理器
30

図１０

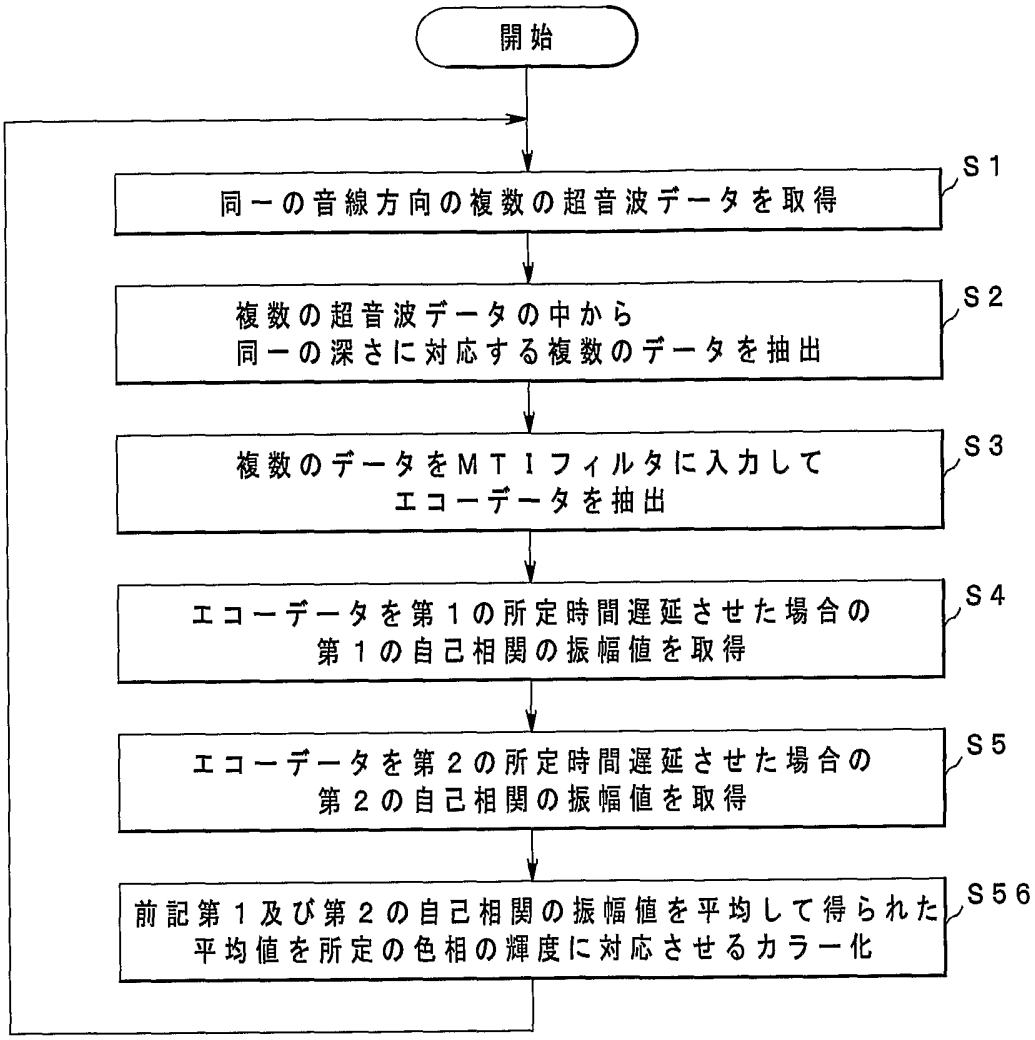

開始
同一の音線方向の複数の超音波データを取得
S1
複数の超音波データの中から
同一の深さに対応する複数のデータを抽出
S2
複数のデータをＭＴＩフィルタに入力して
エコーデータを抽出
S3
エコーデータを第１の所定時間遅延させた場合の
第１の自己相関の振幅値を取得
S4
エコーデータを第２の所定時間遅延させた場合の
第２の自己相関の振幅値を取得
S5
前記第１及び第２の自己相関の振幅値を平均して得られた
平均値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化
S56

図１１

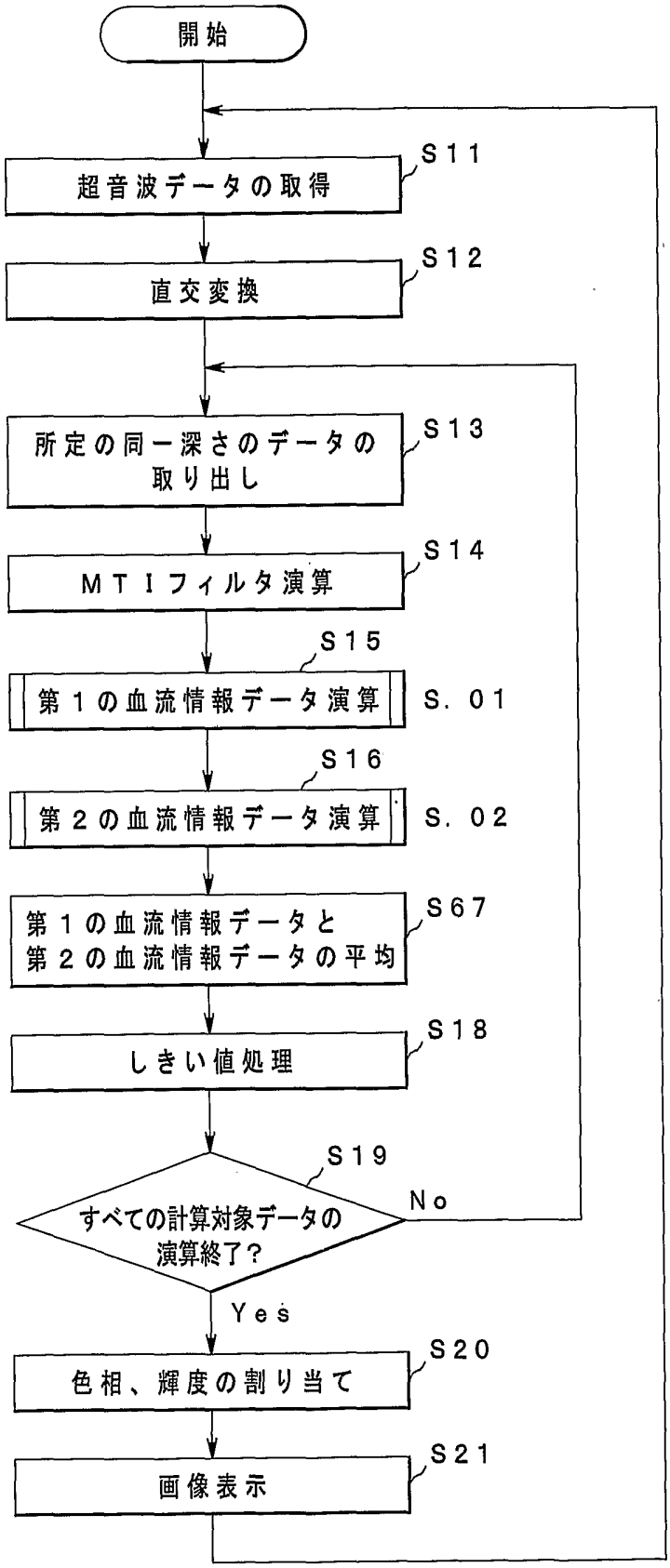

開始
超音波データの取得
S11
直交変換
S12
所定の同一深さのデータの取り出し
S13
ＭＴＩフィルタ演算
S14
S15
第１の血流情報データ演算
S.01
S16
第２の血流情報データ演算
S.02
第１の血流情報データと第２の血流情報データの平均
S67
しきい値処理
S18
S19
すべての計算対象データの演算終了？
No
Yes
色相、輝度の割り当て
S20
画像表示
S21

図１２

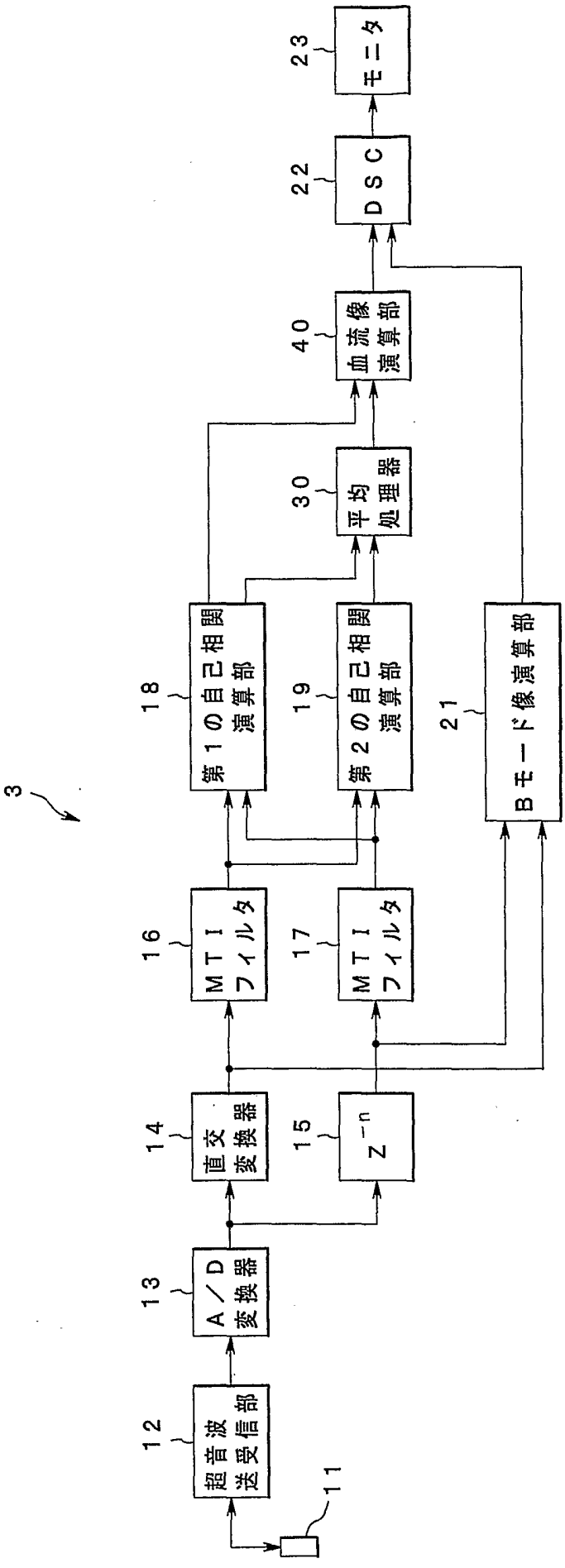
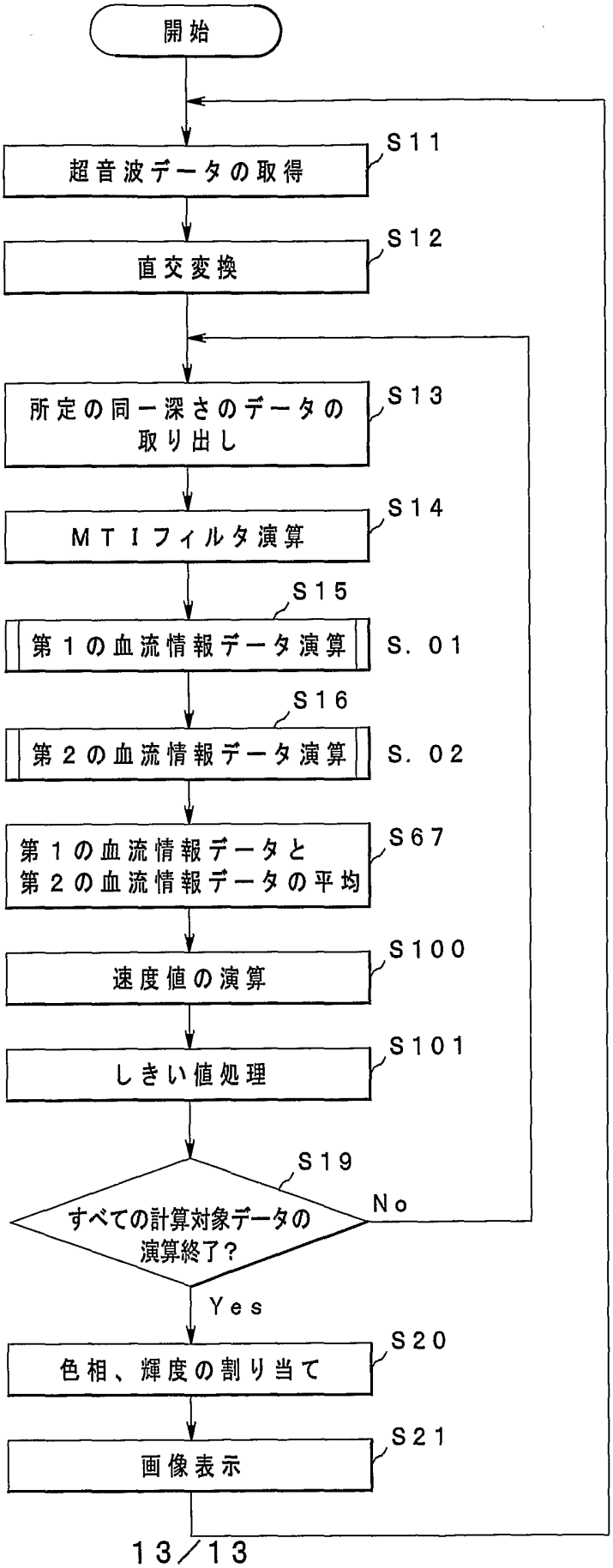

3
11
超音波送受信部
12
A／D変換器
13
直交変換器
14
Z^{-n}
15
MTIフィルタ
16
MTIフィルタ
17
第１の自己相関演算部
18
第２の自己相関演算部
19
Bモード像演算部
21
平均処理器
30
血流像演算部
40
DSC
22
モニタ
23

図１３


開始
超音波データの取得
S11
直交変換
S12
所定の同一深さのデータの取り出し
S13
ＭＴＩフィルタ演算
S14
第１の血流情報データ演算
S15
S.01
第２の血流情報データ演算
S16
S.02
第１の血流情報データと第２の血流情報データの平均
S67
速度値の演算
S100
しきい値処理
S101
すべての計算対象データの演算終了？
S19
No
Yes
色相、輝度の割り当て
S20
画像表示
S21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/007852

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl[7] A61B8/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl[7] A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-56847 A (Fujitsu Ltd.), 02 March, 1999 (02.03.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-8,15
A	JP 2001-276076 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-8,15
A	JP 2001-137242 A (Aloka Co., Ltd.), 22 May, 2001 (22.05.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-8,15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
25 June, 2004 (25.06.04)	13 July, 2004 (13.07.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/007852

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-212032 A (Aloka Co., Ltd.), 24 August, 1993 (24.08.93), Full text; all drawings (Family: none)	1-8,15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/007852

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. [X] Claims Nos.: 9-14
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The inventions as set forth in claims 9 to 14 is considered diagnostic methods to be practiced on the human body and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT, (continued to extra sheet)

2. [ ] Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. [ ] Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. [ ] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. [ ] As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. [ ] As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. [ ] No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

[ ] The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

[ ] No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告

国際出願番号　PCT／JP2004／007852

A.　発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int. Cl⁷　A61B8／06

B.　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int. Cl⁷　A61B8／00－8／15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
日本国実用新案公報　1922－1996年
日本国公開実用新案公報　1971－2004年
日本国実用新案登録公報　1996－2004年
日本国登録実用新案公報　1994－2004年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C.　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
A	JP　11－56847　A（富士通株式会社） 1999．03．02　全文、全図（ファミリーなし）	1-8, 15
A	JP　2001－276076　A（松下電器産業株式会社） 2001．10．09　全文、全図（ファミリーなし）	1-8, 15
A	JP　2001－137242　A（アロカ株式会社） 2001．05．22　全文、全図（ファミリーなし）	1-8, 15

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。　☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
25．06．2004	13．7．2004

国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官（権限のある職員）		
日本国特許庁（ISA／JP） 郵便番号100－8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	後藤　順也	2W	3101
	電話番号　03－3581－1101　内線　3290		

様式PCT／ISA／210（第2ページ）（2004年1月）

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
Ａ	ＪＰ　５－２１２０３２　Ａ（アロカ株式会社） １９９３．０８．２４　全文、全図（ファミリーなし）	1-8, 15

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００４／００７８５２

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第８条第３項（ＰＣＴ１７条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1．[X] 請求の範囲　９－１４　は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求の範囲９－１４に記載された発明は、人の身体の診断方法と認められるので、ＰＣＴ第１７条（２）（ａ）（ｉ）及びＰＣＴ規則３９．１（ⅳ）の規定により、この国際調査機関が、調査をすることを要しない対象に係るものである。

2．[ ] 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3．[ ] 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第３文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1．[ ] 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

2．[ ] 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

3．[ ] 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。

4．[ ] 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意
[ ] 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
[ ] 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。