

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-350962

(P2004-350962A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

F I

A61B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-152955 (P2003-152955)
 (22) 出願日 平成15年5月29日 (2003.5.29)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 宮木 浩仲
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 DE05 EE04
 JB30 JB36 JB40 JB43 KK02
 KK19

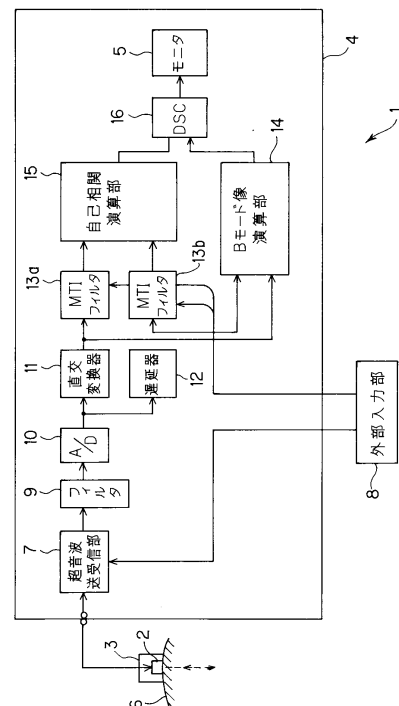
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置のデータ処理方法

(57) 【要約】

【課題】 ノイズ抑制に優れ、血流等の運動部位をカラー化して表示するのに適した超音波診断装置のデータ処理方法を提供する。

【解決手段】 生体6の同一領域に対して、一定時間の周期で繰り返し超音波振動子2から超音波の送受信を経て得られた超音波エコー信号はA/D変換器10によりデジタルの超音波データとなり、直交変換器11及び遅延器12を経て90度の位相差を持つペア信号データとなり、MTIフィルタ13a及び13bを通してゆっくりした信号成分がノイズとして除去された後、自己相関演算部15に入力され、時間的にシフトして同一の深さ位置から得られた複数のデータの自己相関値を算出する処理により、定常的な血流エコー成分をランダムな位相を持つランダムノイズを抑制した状態で算出し、さらに振幅値を算出してしきい値等により血流エコーを分離して擬似カラー化して表示できるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、前記データ抽出ステップで得られた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、
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、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップと、
前記振幅値取得ステップで得られた振幅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、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置のデータ処理方法。 10

【請求項 2】

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、
前記データ抽出ステップで得られた同一の深さに対応するデータを、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップと、
前記振幅値取得ステップで得られた振幅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、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置のデータ処理方法。 20

【請求項 3】

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と、
前記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同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出手段と、
所定のフィルタ特性を有し、前記データ抽出手段で得られた同一の深さに対応するデータから体内の運動部位からのエコーデータをこのフィルタ特性により抽出するフィルタ手段と、
前記フィルタ手段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、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得手段と、
前記振幅値取得手段により得られた振幅値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。 30

【請求項 4】

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送受信手段と、
前記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同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出手段と、
前記データ抽出手段により得られた同一の深さに対応するデータを、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得手段と、
前記振幅値取得手段で得られた振幅値を所定の色相の輝度に対応させるカラー化手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。 40

【請求項 5】

被検体に対して超音波振動子により同一の音線方向に対し異なるタイミングで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と、
前記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同一の深さに対応するデータを得るデータ抽出手段と、
前記データ抽出手段により得られた同一の深さに対応するデータを基に前記被検体の所望の部位を画像として表示するための信号の振幅値を得る振幅値取得手段と、 50

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波データから血流等の運動部位をカラー化して表示する超音波診断装置のデータ処理方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波を用いて血流の有無を感度良く表示する方法の1つにパワードブラ処理がある。血流のパワードブラ処理の従来技術として特開昭61-257631号公報がある。

10

【0003】

この特開昭61-257631号公報では、受信した反射エコー信号を直交検波し、さらにMTIフィルタを通したあとのI信号とQ信号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ことを開示している。

【0004】

【特許文献1】

特開昭61-257631号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来例ではホワイトノイズのようにランダムな信号はMTIフィルタで除去されない上に適度なパワー値を持つため、血流中の赤血球からの微弱な反射エコー信号との弁別には限界があった。

20

【0006】

従って、上記従来例では、特に超音波振動子の感度が低く血流からのエコー強度が十分確保できない場合には、ホワイトノイズの影響が大きくなりノイズの多い血流面像になりやすいという問題点があった。

【0007】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、ノイズ抑制に優れ、血流等の運動部位をカラー化して表示するのに適した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。

30

【0008】

【課題を解決するための手段】

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、

前記データ抽出ステップで得られた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、

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、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップと、

40

前記振幅値取得ステップで得られた振幅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、

を備えたことにより、自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップによりホワイトノイズの影響を抑制して血流等の運動部位をカラー化して表示できるようにしている。

【0009】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0010】

図1から図4を参照して本発明の1実施の形態を説明する。図1は本発明のデータ処理方

50

法を行う機能を備えた超音波診断装置の全体構成を示し、図2は自己相関演算器の動作説明のタイミング図を示し、図3は本実施の形態により自己相関の振幅値により血流成分とノイズとが識別される様子を示し、図4は本実施の形態におけるデータ処理の内容を示すフローチャートである。

【0011】

図1に示すように、本発明のデータ処理方法の機能を備えた超音波診断装置1は、超音波振動子2を内蔵した超音波探触子（超音波プローブ）3と、この超音波探触子3のコネクタが着脱自在に接続され、超音波振動子2を駆動する送信パルスを出力したり、超音波振動子2で受信され、電気信号に変換された超音波エコー信号に対する信号処理を行い、モニタ5に超音波画像を表示する超音波観測装置4と、から構成される。

10

【0012】

超音波探触子3に内蔵される超音波振動子2は、生体6に対して超音波を電氣的に走査するアレイ型超音波振動子、または機械的な走査を行う単板あるいはアレイ型超音波振動子のいずれでも良い。また、超音波探触子3は生体6の外表面からその内部に対して超音波診断を行うタイプのものでも良いし、体腔内に挿入して体腔内の内部組織に対して診断を行うタイプのものでも良い。

【0013】

超音波探触子3を超音波観測装置4に接続することにより、超音波振動子2は超音波観測装置4内に設けた超音波送受信部7と接続される。この超音波送受信部7は、送信パルスを超音波振動子2に出力して超音波振動子2から超音波パルスが生体6の内部側に送信されるようにすると共に、生体6の内部から戻ってくる反射超音波を超音波振動子2により変換されたエコー信号を受信し、アレイ型超音波振動子の場合はビームフォーミング処理を行い、各音線の信号を生成する。

20

【0014】

図1では超音波振動子2により生体6の表面（体腔内の組織表面からでも良い）からその内部の深さ方向に点線で示すように超音波を送信し、音響インピーダンスが変化している部分での反射超音波を受信して電氣的なエコー信号に変換し、超音波送受信部7の受信部に出力する。超音波振動子2が例えばコンベックス型の場合には、走査方向が少しずつ変化するようにして、設定された2次元的な走査領域を所定本数の音線でカバーする。

【0015】

超音波送受信部7は、運動部位の情報、具体的には血流情報を取得する場合には、同じ2次元的な走査領域に対して、例えば所定の時間間隔で複数回、超音波を送受信するように動作する。この場合、通常の2次元的な走査領域と同じ2次元的な走査領域を繰り返し走査しても良いし、通常の2次元的な走査領域における一部の指定された2次元的な走査領域（これが可能な場合には）を繰り返し走査しても良い。

30

【0016】

そして、2次元的な走査領域を複数回、繰り返すことにより、2次元的な走査領域をカバーする所定本数の音線に対するデータがそれぞれ複数個得られることになる。

【0017】

本実施の形態では、2次元的な走査領域を繰り返し走査する回数、つまり同一の音線に対するデータを得るための送受信の回数は、例えば8回程度である。

40

【0018】

このように運動部位としての血流に対する音響情報をS/N良く検出するために、少なくとも血流部分を含む2次元的な走査領域における血流部分を含む部位を含めて超音波振動子2からそれぞれの音線上の同一深さに対応するデータが送受信の回数分得られる。

【0019】

また、同じ音線に対するデータを得るための送受信の繰り返し周期は、ターゲットとする血流の流速によって決めることができ、例えば超音波観測装置4の外部に設けた外部入力部8からの設定や選択によって任意に変更可能である。

【0020】

50

この超音波送受信部 7 で生成された音線に対する信号は、アンチエリアジングフィルタ（図 1 では簡単化のため、単にフィルタと略記）9 を経て A / D 変換器 10 に入力され、所定のサンプリング周波数にてデジタル化された音線データとなる。

【0021】

なおこのアンチエリアジングフィルタは、A / D 変換時にエリアジング（折り返しノイズ）を防ぐ役割を果たす。

【0022】

A / D 変換器 10 で A / D 変換されたデータは直交変換器 11 及び遅延器 12 に入力される。直交変換器 11 は直交変換を行う部分である。直交変換器 11 はヒルベルト変換フィルタで構成され、入力された信号の位相を 90 度遅らせる働きをもつ。ヒルベルト変換フィルタは所定のフィルタ係数をもつデジタル FIR フィルタで実現することができる。 10

【0023】

また、遅延器 12 は、直交変換器 11 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もつ。従って、直交変換器 11 及び遅延器 12 の出力データは互いに 90 度の位相差をもつペア信号データとなり、それぞれ MTI フィルタ 13 a 及び 13 b に入力されると共に、B モード像演算部 14 にも入力される。

【0024】

MTI フィルタ 13 a 及び 13 b は血流以外の組織からのゆっくりとしたドプラ信号（クラッタノイズ）を除去するためのハイパスフィルタであり、デジタル IIR フィルタで構成される。フィルタ係数は、外部入力部 7 から任意に設定可能である。 20

【0025】

MTI フィルタ 13 a 及び 13 b の出力は自己相関演算部 15 に入力され、この自己相関演算部 15 は MTI フィルタ 13 a 及び 13 b の出力から血流情報データを演算する部分であり、詳細については後述する。

【0026】

一方、B モード像演算部 14 は、直交変換器 11 及び遅延器 12 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 11 及び遅延器 12 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。 30

【0027】

上記自己相関演算部 15 の出力と B モード像演算部 14 の出力とはデジタルスキャンコンバータ（DSC）16 に入力される。

【0028】

この DSC 16 は、自己相関演算部 15 で演算された血流情報データ及び B モード像演算部 14 で演算された B モード画像データを基に超音波振動子 2 のスキャン形状にあった形に座標変換及び補間処理し、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。

【0029】

例えば、超音波振動子 2 が曲率 5 mm で画角 180 度のコンベックス型超音波振動子の場合は、放射状の半円部分に相当する 2 次元の音線データが得られる。2 次元の音線データは、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（ y, θ ）形式のデータであるので座標変換の処理としては、極座標のデータをモニタ 5 の表示に適した直交座標（ x, y ）に変換する処理となる。 40

【0030】

具体的には

$$x = y \times \cos \theta$$

$$y = y \times \sin \theta$$

の関係式を利用して極座標（ y, θ ）から直交座標（ x, y ）の変換が行われる。その際、音線データの密度が粗いとデータとデータの間に隙間ができてしまうため、周囲のデー 50

タから補間処理によってデータを作り出す。一般的には周囲の4点のデータを利用して補間する4点補間が使われる。

【0031】

このようにしてDSC16で生成された超音波画像データはモニタ5に出力され、超音波画像が表示される。

【0032】

以下では、自己相関演算部15内部での演算について説明する。前述したように、各音線に対して、時間順にそれぞれ同一深さのデータが送受信する回数分得られている。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、それぞれ同一となる深さ（距離位置）のデータとして例えば図2に示す元データa～fのように6個得られる。

10

【0033】

各データa～fはそれぞれMTIフィルタ13aを通した虚数成分、MTIフィルタ13bを通した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)は以下のように表現される。

【0034】

$$Z(i) = X(i) + jY(i)$$

ただし、 $i = 1 \sim N$ の整数

前記元データZ(i)をMクロック分だけ遅延させたデータを図2のように遅延データZ_M(i)とする。ここで、クロックCLKの1周期は各元データを得る時間単位となっており、Mクロック分遅延させるとM個の元データ分だけ遅延（シフト）されることになる。

20

【0035】

この場合、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。図2の例ではMを2にして示している。このとき、図2のように各時刻においてベクトル偏移データR(i)を計算することができる。一般的には、

$$R(i) = Z_M(i)^* \times Z(i)$$

となる。ここで、*は共役な複素数（複素データ）を表す。

【0036】

図2において、ゲートパルスはベクトル偏移データR(i)から有効データが出力される期間と等価な時間幅をもつパルスである。ベクトル偏移データR(i)は、自己相関演算部15内部の図示しない積分器においてゲートパルスG(t)がHighの期間中だけ積分され、自己相関値Rが演算（算出）される。次にゲートパルスがHighになる前に積分値は0にリセットされる。

30

【0037】

図2のデータの例であれば、自己相関値Rは

$$R = ca^* + db^* + ec^* + fd^*$$

となる。最終的には、複素数である自己相関値Rの振幅値をとったものを血流情報データとする。

【0038】

ホワイトノイズは元データの複素平面上での方向（位相）がランダムで発生するため、Mクロック分遅延した時刻に同じ部位で発生するホワイトノイズとは全く相関が無い場合、それらを乗算して加算した自己相関値R或いはその振幅値は0に近い値となる。

40

【0039】

一方、血流からのエコーは、血流自身は通常、時間的に定常流となり、時間的な相関が大きく、従って各ベクトル偏移データがほぼ同じ位相をもつため、それらを乗算して加算した自己相関値R或いはその振幅値は特定の位相の向きに加算され、その振幅値はホワイトノイズの場合と比べて大きくなる。

【0040】

また、生体組織からのエコーは、同じ部位であれば通常、時間的に殆ど変化しないので各

50

ベクトル偏移データが殆ど同じ位相をもつ上に、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。

【 0 0 4 1 】

従って、血流情報データは、図 3 に示すように値が小さい領域はホワイトノイズを表し、
逆に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（
血流エコー）を表すことになる。そのため、特定の大きさの自己相関の振幅値を抽出して
表示することで、血流エコー成分のみを表示することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

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 T_{h1} 、及び生体組織からの
エコーと血流エコーの境界を定める閾値 T_{h2} を設け、閾値 T_{h1} 以上でかつ閾値 T_{h2} 10
以下の値をもつデータのみを画面表示すること、血流エコーのみを表示できる。また、
以下に説明するように、生体組織からのエコーによる B モード像に血流エコーをカラー化
して表示することもできる。

【 0 0 4 3 】

なお、閾値 T_{h1} 、 T_{h2} は超音波送受信部 7 の送信電圧と受信回路の増幅率が決まると
、通常は一意に決まる定数で、実際には送信電圧と受信回路が決まった状態で、実験的に
適切に分離できる値に設定すれば良い。

【 0 0 4 4 】

血流情報データは、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。 20

【 0 0 4 5 】

単純なパワー値では時間的にランダムに発生する（と共に、周波数的にもランダムに発生
する）ホワイトノイズもある程度の値をもつものに対して、本実施の形態では自己相関の振
幅値を算出するようにしているので、ホワイトノイズによる自己相関の振幅値を 0 に近い
値にして、このホワイトノイズの影響を抑制できるようにしている。

【 0 0 4 6 】

そのため、従来の血流のパワーを表示する方法と比べて本実施の形態のデータ処理方法に
よれば、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
して血流情報を S / N の良い状態で表示する効果に優れている。

【 0 0 4 7 】

このように処理する場合の処理手順を図 4 を参照して説明する。図 4 に示すように最初の
ステップ S 1 で超音波データの取得を行う。超音波振動子 2 を電氣的に或いはメカニカル
に走査するなどして超音波振動子 2 から超音波を 2 次元的に送受信して超音波データを取
得する。 30

【 0 0 4 8 】

生体の運動部位となる血流情報を取得するため、血流部分を含むような同一の領域に対し
て、例えば所定の時間間隔（ここでは例えばクロック CLK に同期したその周期の時間間
隔）で超音波を 2 次元的に送受信して超音波データを取得する。

【 0 0 4 9 】

得られた超音波データは、超音波送受信部 7 からさらにアンチエイジングフィルタ 9 40
を経て A / D 変換器 10 によりデジタルの超音波データとなり、直交変換器 11 により超
音波周波数の 90 度に相当する位相が変化させられ、また遅延器 12 によりその直交変換
器 11 による 90 度の位相変化させる処理の時間遅延の時間分だけ、時間遅延される。つ
まり、A / D 変換された超音波データから直交変換された信号データが生成される。

【 0 0 5 0 】

そして、ステップ S 3 に示すように同一の領域内におけるそれぞれ同一部位（同一深さ）
のデータの取り出しの処理が行われる。この場合、走査された同一領域内でも良いし、さ
らにその同一領域内で血流付近が分かるような場合にはその領域を含む指定領域の指定を
行い、その指定領域内の各同じ位置から順次データの取り出しを行う。その後それぞれ
MTI フィルタ 13 a、13 b に入力され、クラッタノイズ等低速のノイズを除去する M 50

ＴＩフィルタ処理が行われる（ステップＳ４参照）。

【００５１】

このＭＴＩフィルタ処理がされた超音波データは、自己相関演算部１５に入力され、カラーフローマッピング処理のために自己相関の処理が施される。この場合、自己相関演算部１５に入力されるカラーフローマッピング処理が施される超音波データ、つまり図２の元データ $Z(i)$ は、自己相関演算部１５内部のメモリ等を用いてステップＳ５に示すように、 M クロック分の時間遅延された遅延データ $Z_M(i)$ が生成される。

【００５２】

そして、次のステップＳ６で元データ $Z(i)$ と遅延データ $Z_M(i)$ （の複素データ）との相関量を算出する乗算処理によりベクトル偏移データ $R(i)$ が生成される。

10

【００５３】

ステップＳ６の処理は図２に示すゲートパルス $G(t)$ がHighのゲート時間行われ、乗算処理により生成されたベクトル偏移データ $R(i)$ はステップＳ７に示すように積分される。そして、この積分により自己相関値 R が算出されることになる。

【００５４】

次のステップＳ８では、自己相関値 R からその平均値を求め、その平均値の平方根を演算する処理により、振幅値を算出する演算が行われる。

【００５５】

この自己相関値 R の振幅値が算出されると、次のステップＳ９でしきい値処理が施される。例えば、図３を参照して説明したようにホワイトノイズと血流エコーとの境界付近となる振幅値を閾値 $Th1$ とし、血流エコーと生体組織からのエコーとの境界付近となる振幅値を閾値 $Th2$ とした場合、閾値 $Th1$ 以上でかつ閾値 $Th2$ 以下となる値を持つデータのみを血流データとして出力する（より具体的には、自己相関演算部１５内部のメモリ等に格納して残し、後述するカラー化の処理を行えるようにする）。

20

【００５６】

一方、閾値 $Th1$ 未満と閾値 $Th2$ 以上となるデータは血流情報に対応しないデータとして除去等する。なお、閾値 $Th2$ 以上となるデータは、Ｂモード像演算部１４側から生体組織からのエコーとしてＢモード像として表示される。

【００５７】

上記しきい値処理の後、ステップＳ１０に示すように全ての計算対象データの演算が終了かの判断を行い、指定された領域内となる全ての計算対象データの演算が終了していない場合にはステップＳ３に戻り、同様の処理を繰り返す。

30

【００５８】

そして、全ての計算対象データの演算が終了した場合には次のステップＳ１１に進み、しきい値処理がされて閾値 $Th1$ 以上でかつ閾値 $Th2$ 以下となる値を持つデータを血流情報データとして、この血流情報データに対してカラー表示を行うための色相及び輝度の割り当てを行う。

【００５９】

例えば上記振幅値を所定の色相の輝度に対応させて表示したり、振幅値を所定の色相に対応させた割り当て処理を行う。

40

【００６０】

より具体的には、上記メモリに格納された血流情報データは、振幅値が算出されているので、その振幅値を例えば赤等の所定の色相に対応つけるべく、自己相関演算部１５内部に設けたメモリ等にその音線位置のアドレスに対応付けて格納保持する。

【００６１】

このようにしてメモリ等に格納された血流情報データは読み出されて、ＤＳＣ１６に入力され、このＤＳＣ１６により、必要に応じて例えば極座標形式等から直交座標形式に変換処理されてＤＳＣ１６内部の R 、 G 、 B プレーンメモリにおける表示しようとする色相に対応する色プレーンメモリに格納される。

【００６２】

50

例えば赤の色相で表示する場合には、Rプレーンメモリのみに格納される。そして、DSC16のRプレーンメモリから読み出された血流情報データ部分はR信号としてモニタ5に出力され、モニタ5の表示面には赤の色でカラー表示される（ステップS12）。

【0063】

上記DSC16には、Bモード像演算部14からBモード像の輝度データも入力される。この場合、Bモード像の輝度データの表示は例えば白黒のBモード像で表示されるので、このBモード像の輝度データでR、G、Bプレーンメモリにそれぞれ同じ輝度で格納される。

【0064】

そして、DSC6から読み出された場合には、Bモード像はR、G、B信号として共通に出力され、白黒のBモード像で表示される。 10

【0065】

従って、モニタ5には白黒のBモード像上に、血流情報部分が赤等の色でスーパーインプーズ表示される。

【0066】

このスーパーインプーズ表示について補足説明すると、DSC16のR、G、BプレーンメモリにはBモード像の輝度データが直交座標形式で格納される。これに対して、上記血流情報データであると判断されたしきい値情報（例えば2値化した場合のHighレベル）により、DSC16のR、G、BプレーンメモリにおけるRプレーンメモリには血流情報データの振幅値が、G、Bプレーンメモリには0のデータが直交座標形式でオーバーライト 20 格納される。

【0067】

従って、このDSC16のR、G、Bプレーンメモリから読み出されたデータをモニタ5で表示すると上記のように白黒のBモード像上に、血流情報部分が赤等の色でスーパーインプーズ表示されるようになる。

【0068】

[付記]

1. 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集ステップと、
前記超音波データ収集ステップで得られた複数の超音波データの中から同一の深さに対応 30 するデータを得るデータ抽出ステップと、
前記データ抽出ステップで得られた同一の深さに対応するデータを所定のフィルタに入力し、血流などの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と、
前記フィルタリングステップで抽出された血流などの運動反射体からのエコーデータを、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップと、
前記振幅値取得ステップで得られた振幅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、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置のデータ処理方法。

【0069】

2. 請求項1又は2において、前記カラー化ステップは前記振幅値を前記所定の色相の輝度 40 に対応させる処理を行う場合、前記振幅値からさらにその平均値を求め、その平均値に対して、前記所定の色相の輝度に対応させる処理を行う。

【0070】

3. 請求項1又は2において、前記振幅値取得ステップは前記所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る処理により、位相がランダムなランダムノイズを抑圧する。

【0071】

4. 請求項1又は2において、前記振幅値取得ステップは前記所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る処理により、定常的な動きの運動部位からのデータによる自己相関の振幅値に対して位相がランダムなランダムノイズを抑圧する。

【0072】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、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、前記データ抽出ステップで得られた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、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、所定時間遅延させた場合の自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップと、前記振幅値取得ステップで得られた振幅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、
10
を備えているので、自己相関の振幅値を得る振幅値取得ステップによりホワイトノイズの影響を抑制して血流等の運動部位をカラー化して表示できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明のデータ処理方法を行う機能を備えた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】自己相関演算器の動作説明のタイミング図。

【図 3】本実施の形態により自己相関の振幅値により血流成分とノイズとが識別される様子を示す図。

【図 4】本実施の形態におけるデータ処理の内容を示すフローチャート図。

10

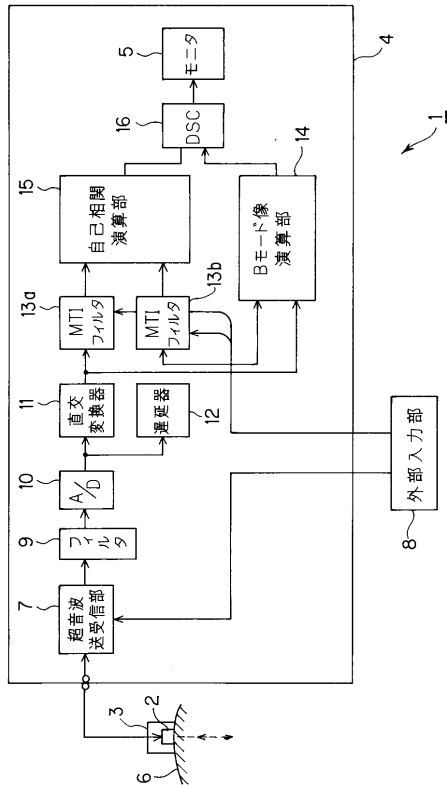
20

【符号の説明】

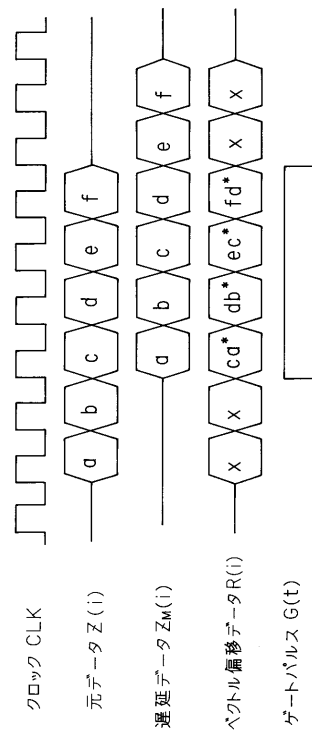
- 1 ... 超音波診断装置
- 2 ... 超音波振動子
- 3 ... 超音波探触子
- 4 ... 超音波観測装置
- 5 ... モニタ
- 6 ... 生体
- 7 ... 超音波送受信部
- 8 ... 外部入力部
- 10 ... A / D 変換器
- 11 ... 直交変換器
- 12 ... 遅延器
- 13 a、13 b ... M T I フィルタ
- 14 ... B モード演算部
- 15 ... 自己相関演算部
- 16 ... D S C

30

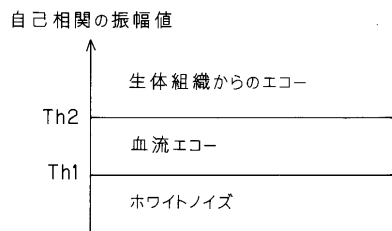
【図 1】



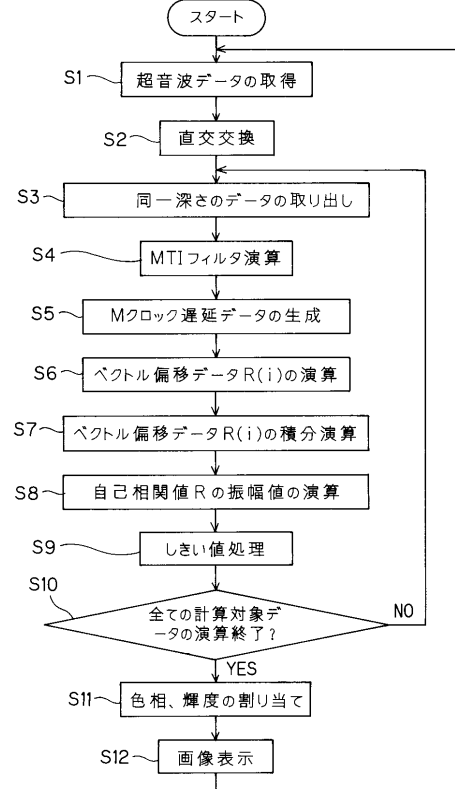
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备的数据处理方法		
公开(公告)号	JP2004350962A	公开(公告)日	2004-12-16
申请号	JP2003152955	申请日	2003-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫木浩仲		
发明人	宫木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JB30 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/KK02 4C601/KK19		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置的数据处理方法，该方法在噪声抑制方面优异，并且适合于对诸如血液流动的运动部位进行着色和显示。 解决方案：通过将超声波从超声波换能器2重复发送和接收到活体6的同一区域而获得的超声波回波信号由A/D转换器10通过数字超声波发送。 它变成数据，通过正交变换器11和延迟器12成为具有90度相位差的成对信号数据，并且通过MTI滤波器13a和13b将慢信号分量作为噪声去除，然后输入到自相关计算单元15。 时移过程计算从同一深度位置获得的多个数据的自相关值。 然后，计算振幅值，并且用阈值等将血流回波分开，从而可以伪彩色显示它。 [选型图]图1

