

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2004/105614

発行日 平成18年7月20日 (2006. 7. 20)

(43) 国際公開日 平成16年12月9日 (2004. 12. 9)

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F 1

A61B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 特願2005-506588 (P2005-506588)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2004/007852
 (22) 国際出願日 平成16年5月31日 (2004. 5. 31)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-152958 (P2003-152958)
 (32) 優先日 平成15年5月29日 (2003. 5. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

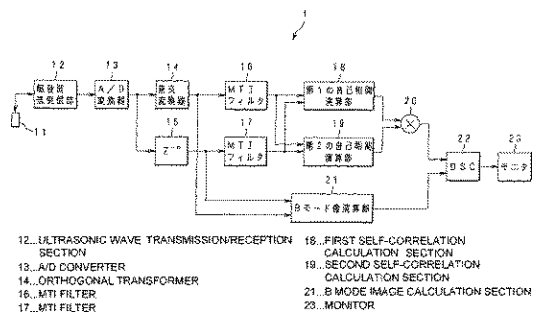
(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 宮木 浩仲
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号オリ
 ンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 DE05 EE04 HH16
 JB16 JB24 JB30 JB41 JB47
 JB48 JC11 KK02 KK19

最終頁に続く

(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

(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。



【特許請求の範囲】

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【請求項 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取得手段、

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

10

20

30

40

50

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。

【請求項8】

10

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。

【請求項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、

20

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。

【請求項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。

30

【請求項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。

【請求項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、

40

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。

【請求項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、

50

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。

【請求項 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。

【請求項 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。

【発明の詳細な説明】

【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 つにパワードブラ処理が知られている。このパワードブ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 S 1 5 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 S 1 6 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
。

10

20

【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 1 1 と、超音波送受信部 1 2 と、アナログ／デジタル変換器（以下、A／D 変換器と呼ぶ）1 3 と、直交変換器 1 4 と、遅延器 1 5 と、MTI フィルタ 1 6、1 7 と、第 1 及び第 2 の自己相関演算部 1 8、1 9 と、乗算器 2 0 と、B モード像演算部 2 1 と、デジタルスキャンコンバータ（以下、DSC と呼ぶ）2 2 と、モニタ 2 3 とを含んで構成されている。

30

超音波探触子 1 1 は、超音波送受信部 1 2 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 1 1 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 1 2 は、超音波探触子 1 1 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 1 1 は超音波送受信部 1 2 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 1 1 にアレイ振動子を用いた場合、超音波送受信部 1 2 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。

40

超音波送受信部 1 2 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 1 2 で生成された音線データは、A／D 変換器 1 3 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 1 2 と A／D 変換器 1 3 の間には図示しないアンチエイリアジングフィルタを備えており、A／D 変換時にエイリアジングを防ぐ役割を果たす。

ここで、エイリアジングとは、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。エイリアジングが発生するのは、

50

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イ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を越える周波数成分をカットするアンチエイ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。ヒ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度のコンベッ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 、 θ ）と直交座標（ x 、 y ）の変換を行う。

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

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

その際、音線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。

10

20

30

40

50

る。

$$R_k = b a * + c b * + d c * + e d * + f e * \quad \dots (7)$$

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

10

20

30

40

50

、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。

10

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。

20

(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。

30

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。

40

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)

50

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

10

20

30

40

50

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。

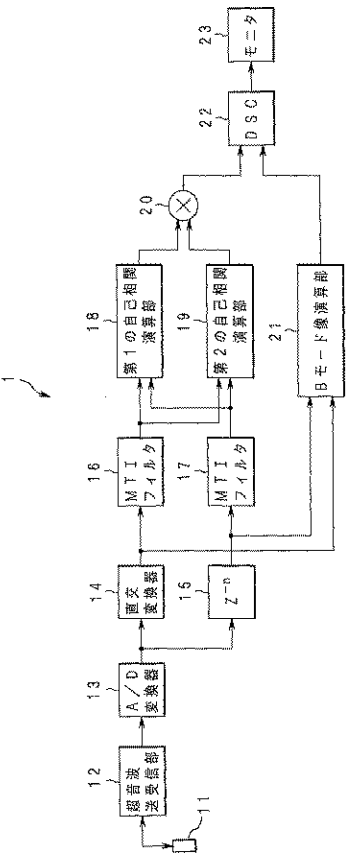
10

20

30

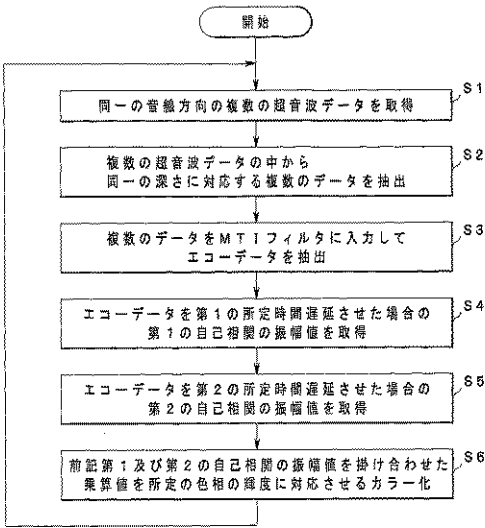
【図 1】

図 1



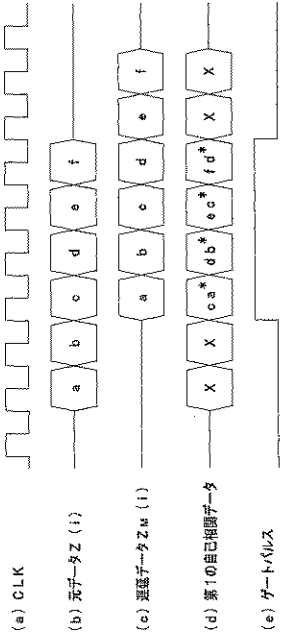
【図 2】

図 2



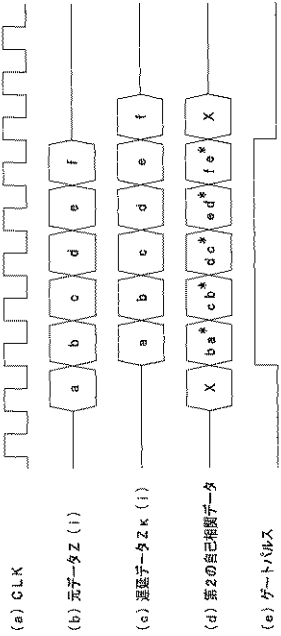
【図 3】

図 3



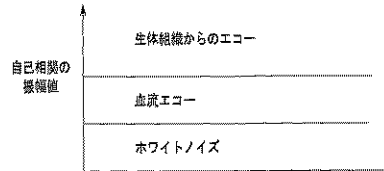
【図 4】

図 4



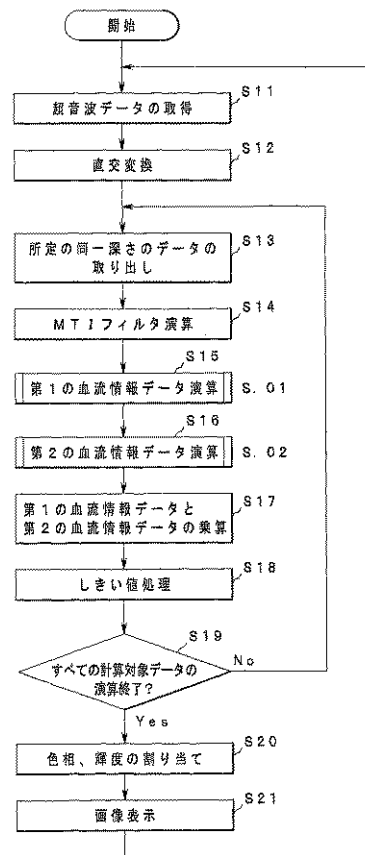
【図 5】

図 5



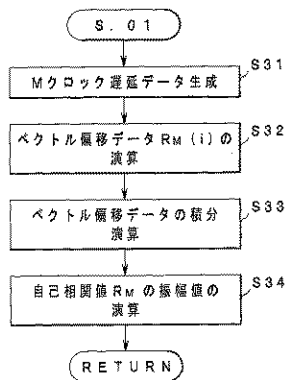
【図 6】

図 6



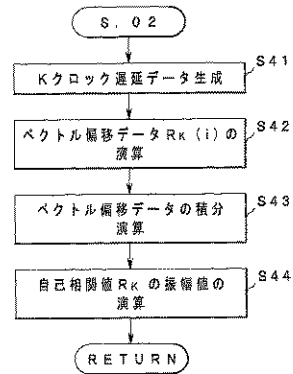
【図 7】

図 7



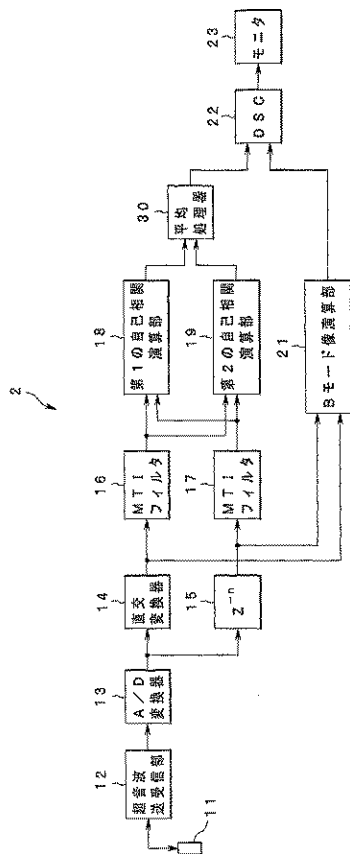
【図 8】

図 8



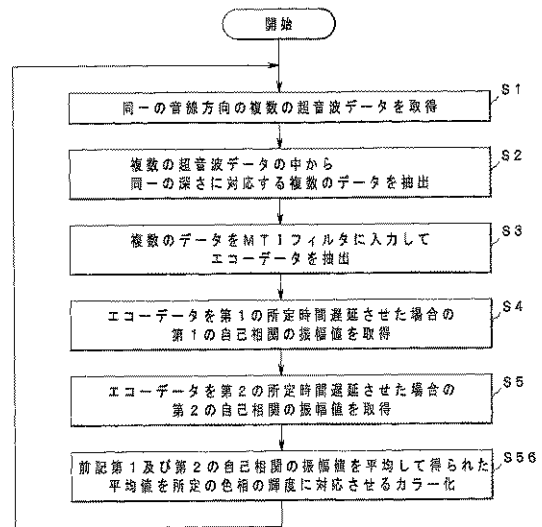
【図 9】

図 9



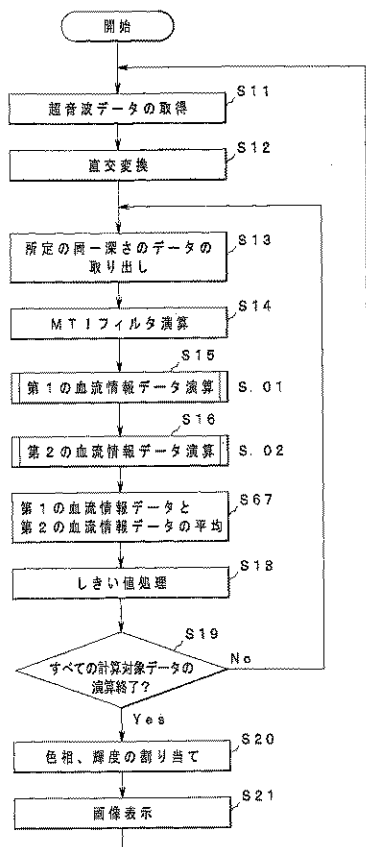
【図 10】

図 10



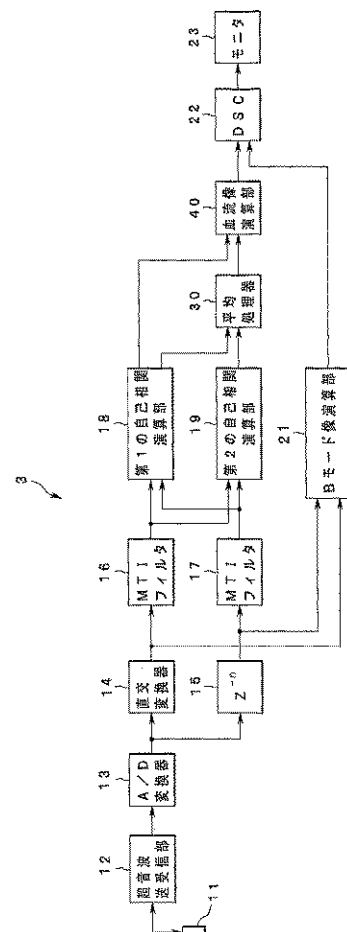
【図 11】

図 11

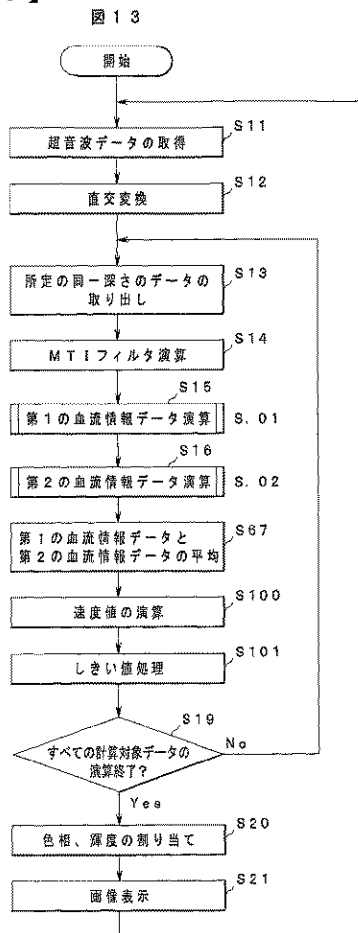


【図 12】

図 12



【図 13】



【国際調査報告】

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

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. ☒ 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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007852

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/J P 2004/007852	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ 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. Cl ⁷ 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	J P 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	J P 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	J P 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 25. 06. 2004		国際調査報告の発送日 13. 7. 2004	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2W 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 4 / 0 0 7 8 5 2

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	J P 5 - 2 1 2 0 3 2 A (アロカ株式会社) 1 9 9 3 . 0 8 . 2 4 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. ☒ 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ため、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ため、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。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(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),OA(BF,BJ,CF,CG,
CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),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,M
A,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,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

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的数据处理方法		
公开(公告)号	JPWO2004105614A1	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2005506588	申请日	2004-05-31
[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 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 A61B8/06 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/HH16 4C601/JB16 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB41 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/JC11 4C601/KK02 4C601/KK19		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2003152958 2003-05-29 JP		
其他公开文献	JP4312202B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置的数据处理方法的特征在于，包括以下步骤：
从通过在所述多个超声波数据中进行所述多次超声波发送接收操作而取得的多个超声波数据中，取得与相同的规定深度对应的数据相同的声线方向和预定的时间间隔；对与所述相同的预定深度对应的采集数据进行滤波，并且从体内的运动部分提取回波数据；当该回声数据延迟第一预定时间段时获取第一自相关幅度值；当上述回声数据被延迟第二预定时间段时获取第二自相关幅度值；并且进一步将通过将第一自相关幅度值乘以第二自相关幅度值而获得的相乘值与预定色相的亮度相关联。

