

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5513976号
(P5513976)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2010-110423 (P2010-110423)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年5月12日 (2010.5.12)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2011-234980 (P2011-234980A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成23年11月24日 (2011.11.24)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成25年4月17日 (2013.4.17)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して複数の超音波ラスタそれぞれに対して超音波をN回ずつ繰り返し送受信して、エコー信号を発生する超音波送受信部と、

前記エコー信号から直交検波処理を介して複素データを生成するエコー処理部と、

前記超音波ラスタが同一であって同一深度に関するN個の複素データのセットについて、前記セットごとに前記N個の複素データのいずれかの基準位相に対する位相差を特定し、前記特定した位相差だけ前記セットごとに前記N個の複素データの位相をシフトする位相補正部と、

前記位相をシフトされた前記N個の複素データからなる前記セットから補間処理により、隣り合う超音波ラスタ間の補間ラスタに関する複素データからなる補間セットを生成する補間処理部と、

前記位相を補正された前記N個の複素データからなる前記セットと前記補間処理により生成された補間セットとから自己相関処理を介して血流又は他の移動体の移動情報に関する画像のデータを発生する画像データ発生部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記Nが奇数のとき、前記複素データのセットのうち、 $(N+1)/2$ 番目の複素データにより前記位相差を特定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記 N が偶数のとき、前記複素データのセットのうち、 $N/2$ 番目の複素データに関する位相差と、 $(N/2) + 1$ 番目の複素データに関する位相差との平均を特定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基準位相は、ゼロ°であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記補間処理部は、前記補間ラスタに関する複素データとして前記隣り合う超音波ラスタに関する複素データの実数部平均と虚数部平均とを計算することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血流などの移動体の移動速度に関する空間分布を生成するいわゆるカラードブラでは、同一の超音波ラスタ（以下単にラスタという）の方向に超音波の送受信を複数回繰り返す必要がある。そのため 1 秒当たりのフレーム数（フレームレート）をある程度確保しようとする、十分多いラスタ本数が得られない。フレームレート（時間分解能）とラスタ本数（空間分解能）にはトレードオフの関係がある。

20

【0003】

空間分解能をある程度維持したままで時間分解能の低下を抑える方法としては、ラスタ補間がある。ラスタ補間の主流は、最終的な血流などの平均速度を直接的に補間することである。しかし、例えば隣り合うラスタ間の速度情報が $+\alpha$ 、 $-\alpha$ だった場合、単純に平均化するとゼロ速度となってしまう、補間ラスタに不自然な黒抜けが発生してしまう恐れがある。それを改善した方法として、図 6、図 7 に例示するように、直交検波による複素データを用いたラスタ補間方法がある。この複素データ上でのラスタ補間処理（複素補間）では、元の振幅も考慮されるため、平均速度に変換した際に、補間した速度成分の推定精度をあげることができる。

30

【0004】

しかし、複素補間は、特に速度変化に対する補間精度の低下が、図 8 に示すように画像上に縦筋状のアーチファクトとして顕在化してしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 224107 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

目的は、カラードブラにおいて、複素データ上でのラスタ補間に起因するアーチファクトの発生を抑制することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して複数の超音波ラスタそれぞれに対して超音波を N 回ずつ繰り返し送受信して、エコー信号を発生する超音波送受信部と、前記エコー信号から直交検波処理を介して複素データを生成するエコー処理部と、前記超音波ラスタが同一であって同一深度に関する N 個の複素データのセットについて、前記セットごとに前記 N 個の複素データのいずれかの基準位相に対する位相差を特定し、前記特定した位相差だけ前記セットごとに前記 N 個の複素データ

50

の位相をシフトする位相補正部と、前記位相をシフトされた前記N個の複素データからなる前記セットから補間処理により、隣り合う超音波ラスタ間の補間ラスタに関する複素データからなる補間セットを生成する補間処理部と、前記位相を補正された前記N個の複素データからなる前記セットと前記補間処理により生成された補間セットとから自己相関処理を介して血流又は他の移動体の移動情報に関する画像のデータを発生する画像データ発生部とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】図2は図1の受信ユニット、補間部の構成を示す図である。

10

【図3】図3は図2の位相補正部による位相補正処理の説明図である。

【図4】図4は図1の補間部による補間処理の説明図である。

【図5】図5は本実施形態による画像例を示す図である。

【図6】図6は従来の補間処理の問題点を示す図である。

【図7】図7は従来の補間処理の説明図である。

【図8】図8は従来の画像例を示す図である。

【図9】図9は図2のメモリ42の出力データを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。

20

なお、カラードプラでは、各超音波ラスタ（以下単にラスタという）に対して所定の繰り返し周期（ $1 / PRF$ ）で繰り返し超音波をN回ずつ送受信する。この場合、Nがアンサンプル数として定義される。図9では $N = 5$ として示している。送受信ごとに得られるエコー信号は直交検波され、所定のサンプリング周期で繰り返しサンプリングされる。このサンプリングにより得られる各深度のデータを、サンプルデータと称する。サンプルデータは、実数部、虚数部からなる複素データとして扱われる。1回の送受信で得られる同一のラスタに関する深度の異なる複素データの1セットを“ラスタデータ”と称する。またラスタが同一であって同一深度に関する時系列のN個の複素データの1セットを“アンサンプルデータ”と称する。同一のラスタに対して、繰り返される送受信をアンサンプル番号で区別する。

30

【0010】

まず、本実施形態の処理手順の概要を以下に示す。

1) あるラスタのある深度に関するアンサンプルデータを構成するN個のサンプルデータのどれか一つの位相と基準位相（ゼロ°）との位相差を特定する。

2) 特定した位相差だけ、当該アンサンプルデータを構成するN個のサンプルデータ全てについて個々に位相シフトをする。位相差特定に用いたサンプルデータの位相はゼロ°となる。位相差特定に用いたサンプルデータと、他の（ $N - 1$ ）個のサンプルデータ各々との間の位相差は、位相シフト処理前の位相差のまま維持される。

【0011】

3) 全ての深度、全てのラスタについて上記1)の処理及び2)の処理を実行する。

40

4) 隣り合うラスタ間のラスタ上のサンプルデータの補間値を、同じ深度で同じアンサンプル番号のサンプルデータどうしで計算する。補間ラスタ上の各深度ごとにアンサンプルデータ（補間データ）が生成される。

5) 実測ラスタ及び補間ラスタ上の各深度ごとに、実測アンサンプルデータ、補間アンサンプルデータを自己相関処理にかけて、血流又は他の移動体の平均速度等の移動情報を計算する。カラードプラ画像が生成される。

【0012】

上述したとおり、ドプラ情報を得るためには自己相関法を用いるのが主流であり、この自己相関法を用いるためには、1ラスタにつき複数回（N回）の送受信を行い、複数個のラスタデータを収集する必要がある。自己相関法を用いることによって、速度表示に用い

50

られる位相情報を得る。本実施形態では、自己相関処理を行うこと、また直交検波による複素データ上での補間が可能であることを前提とする。以下に示す説明では、アンサンプル数を5、アンサンプル番号が1のサンプルデータがアンサンプルデータを構成する5個のサンプルデータの中で最も古いデータであり、アンサンプル番号が5のサンプルデータがアンサンプルデータを構成する5個のサンプルデータの中で最も新しいデータであるとする。基準位相はゼロ°とするが、それには限定されない。また基準位相との間の位相差を特定するサンプルデータは、それを含むアンサンプルデータを構成する5個のサンプルデータの中のいずれでもよいが、ここでは中心のサンプルデータとする。また、 $(n - 1)$ 本目のラストと n 本目のラストとの間で1本の中央ラストに関するアンサンプルデータを、 $(n - 1)$ 本目のラストに関するアンサンプルデータと n 本目のラストに関するアンサンプルデータとに基づいて、補間するものとして説明するが、 $(n - 1)$ 本目のラストと n 本目のラストとの間で複数本のラストを補間するものであってもよい。

10

【0013】

図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2は、一列に配列された複数の振動子を有する多チャンネル型である。振動子は、圧電素子と、圧電素子の表面に形成された個別電極と、圧電素子の裏面に形成された共通電極とからなる。電氣的に分離する1つのチャンネルは1つ又は近隣の数個の振動子から構成される。この超音波プローブ2はコンソールケースに収容された装置本体21のコネクタに着脱自在に接続される。

【0014】

20

装置本体21は、超音波プローブ2に接続された送信ユニット3と受信ユニット4とを有する。送信ユニット3は、チャンネル個々に設けられたパルサを有する。パルサは、パルス発生器から一定の周期（パルス繰り返し周波数PRFの逆数）で発生され、送信遅延回路でチャンネル毎に遅延されたパルス信号をトリガとして、振動子に駆動信号（高周波の電圧信号）を印加する。

【0015】

振動子の駆動信号による機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとして超音波プローブ2に返ってくる。このエコーは、超音波プローブ2の圧電素子を機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、受信ユニット4のプリアンプで増幅され、そしてアナログ/デジタル変換器でデジタルデータに変換され、受信遅延回路で遅延され、加算器で加算される（整相加算処理）。これによりエコー信号に指向性が与えられた受信データが生成される。

30

【0016】

受信データは、図2に示すように、直交検波回路41で直交検波処理を受けて、ラストコード、深さコード及びタイムコードを属性されて複素データとしてメモリ42に記憶される。カラードプラモードでは、上述したとおり、1ラストにつき複数回（ N 回）の送受信を行う。ラスト毎及び深さ毎にアンサンプル数分の複素データが揃った時点で、 N 個の複素データのセット、つまりアンサンプルデータとして位相補正部43に読み出される。

【0017】

40

位相補正部43は、ラストが同一であって同一深度に関する N 個の複素データのセット（アンサンプルデータ）ごとに基準位相に対する位相差を特定し、特定した位相差分だけ当該アンサンプルデータを構成する N 個の複素データの位相をシフトする。この位相シフト（位相補正）の処理は、全てのラスト、全ての深度（サンプル点）について個々に行われる。

【0018】

つまり、図3に示すように、典型的には基準位相はゼロ°として、この基準位相と、アンサンプルデータの中の中央のアンサンプル番号（この例では3番目、基準アンサンプル番号という）の複素データ（ A_3 ）の位相との間の位相差（ α_A ）を特定し、特定した位相差（ α_A ）だけ、当該アンサンプルデータを構成する5個の複素データ（ $A_1 \sim A_5$ ）

50

の全ての位相を個々にシフトする。換言すると、アンサンプルデータの中心の複素データ (A3) の位相がゼロ°になるように、当該アンサンプルデータを構成する5個の複素データ (A1 ~ A5) の位相をそれぞれ同じ位相角 (α_A) だけシフトする。なお、基準アンサンプル番号、基準位相は、入力部11を介して操作者により任意に変更可能である。

【0019】

アンサンプル番号3の複素データの位相角を基準位相としても良い。仮に、アンサンプル番号2の複素データの位相をアンサンプル番号3の複素データの位相に揃えるように補正する場合、アンサンプル番号2の複素データの位相は次のように補正される。

アンサンプル番号3の複素データ(基準); $a + b \cdot i$

アンサンプル番号2の複素データ(補正前); $c + d \cdot i$

アンサンプル番号2の複素データ(補正後); $(c + d \cdot i) / (a + b \cdot i) \cdot |a + b \cdot i|$

なお、今回の例ではアンサンプル数を5として説明したが、これが仮に偶数の6であり、かつ中心のアンサンプル番号の複素データを基準として位相シフトをする場合、アンサンプル番号3の複素データとアンサンプル番号4の複素データの平均を取って、位相補正のための新たな基準複素データを作り、基準複素データと基準位相との位相差だけアンサンプルデータの各複素データを位相シフトする方法を取ってもよい。この場合、基準位相データは位相補正処理のみに使われ、ドブラ信号処理ユニット7には供給されない。

【0020】

補間部5は、メモリ51、補間データ生成部52、遅延回路53を有する。n番目のラスタに関する位相補正部43で位相補正されたアンサンプルデータ (B1 ~ B5) と、n番目のラスタの隣の (n - 1) 番目のラスタに関する位相補正部43で位相補正されたアンサンプルデータ (A1 ~ A5) とがメモリ51を介して補間データ生成部52に供給される。

【0021】

補間データ生成部52は、隣り合う2本のラスタに関するアンサンプルデータ (実測アンサンプルデータ) に基づいて、隣り合う2本のラスタ間の典型的には中心に位置する1本のラスタ (補間ラスタ、 $(n + (n - 1)) / 2$ 番目のラスタ) に関するアンサンプルデータ (補間アンサンプルデータ) を生成する。

【0022】

複素データの補間は、以下のように計算される。

(n - 1) 本目のラスタのアンサンプル番号2のある深さの複素データ; $A_{n-1} + B_{n-1} \cdot j$

n 本目のラスタのアンサンプル番号2の深さの複素データ; $A_n + B_n \cdot j$

とした場合、補間ラスタの同じ深さの複素データは、

$(A_{n-1} + A_n) / 2 + (B_{n-1} + B_n) \cdot i / 2$

で得られる。なお、補間データを作る際に隣り合うラスタ間の複素データの平均を取ったが、どのような方法を用いてもよい。

【0023】

補間処理としては具体的には、図4に示すように、n番目のラスタ上のある深度に関する実測アンサンプルデータを構成する5個の複素データのうち各アンサンプル番号の複素データと、(n - 1) 番目のラスタ上の同一深度に関する実測アンサンプルデータのうち同一アンサンプル番号の複素データとの間で、典型的には平均値を計算して、補間ラスタのアンサンプルデータ (AB1 ~ AB5) を生成する。この処理を全てのアンサンプル番号、さらに全ての深度 (サンプル点) 及びラスタ間に関して繰り返す。全てのアンサンプルデータ間で、基準アンサンプル番号の複素データの位相がゼロ°に統一される。それによりラスタ間の位相ズレが解消又は軽減される。従って、複素補間による特に速度変化に対する補間精度の低下が抑制され、図5に示すように、図8に示す画像と比較すると分かるように、画像上の縦筋状のアーチファクトが軽減され得る。しかも補間によるラスタ本数の増加により、時間分解能を維持したまま空間分解能を略2倍に向上させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

補間されたラスタのラスタデータ（補間ラスタ上の複素データのセット）は、遅延回路 5 3 を介して（ $n - 1$ ）番目の実測ラスタデータの後であって、 n 番目の実測ラスタデータの前に出力される。

【 0 0 2 5 】

ドブラ信号処理ユニット 7 はウォールフィルタ 7 1 と自己相関回路 7 2 とを有する。ウォールフィルタ 7 1 は、位相補正されたラスタデータから、主に血球等の速い移動体での反射により周波数偏移を受けた高周波成分（血流成分）だけを通過し、主に心臓壁等の遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分（クラッタ成分）を除去する。自己相関回路 7 2 は、ウォールフィルタ 7 1 でクラッタ成分を除去されたラスタデータから自己相関処理により速度情報（平均速度、分散、パワー）を求める。

10

【 0 0 2 6 】

得られた血流情報は画像生成ユニット 8 によりテレビ走査方式に変換され、またアナログ信号に変換されて表示用モニター 9 に、入力部 1 1 を介して操作者から指示された平均速度画像、分散画像、パワー画像、又はこれらの任意の組み合わせ画像としてカラーで表示される。

【 0 0 2 7 】

なお、本装置には B モード処理ユニット 6 も装備されている。B モード処理ユニット 6 は、検波回路と、対数増幅器と、アナログデジタルコンバータとから構成され、複素データ上で位相補正されたラスタデータ又は位相補正を受けずに受信遅延及び加算されたままの受信データを検波し、対数増幅して、組織形態を反映した画像データを生成する。この画像データは、画像生成ユニット 8 を介して表示用モニター 9 に濃淡画像として表示される。

20

【 0 0 2 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

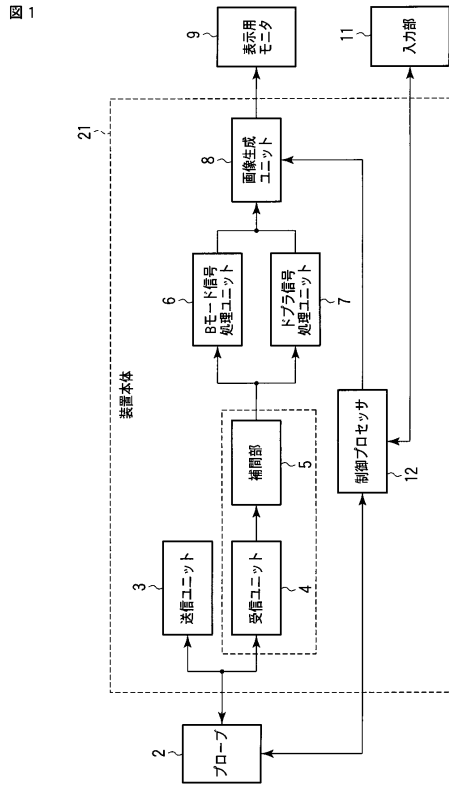
【 符号の説明 】

30

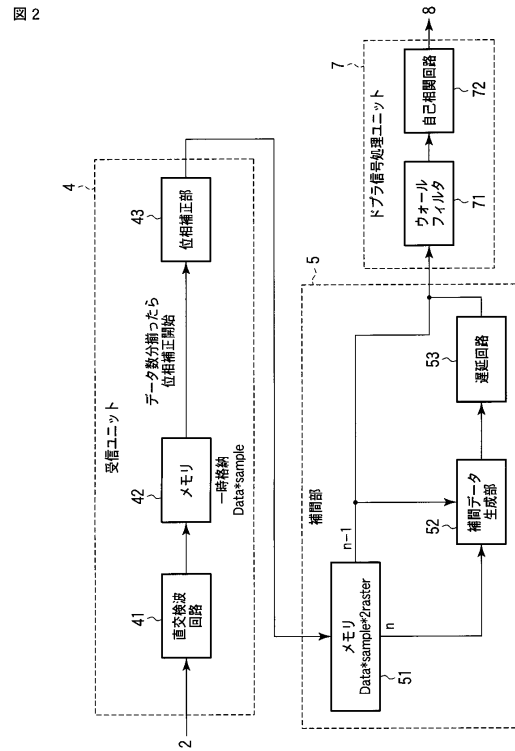
【 0 0 2 9 】

2 ... 超音波プローブ、3 ... 送信ユニット、4 ... 受信ユニット、5 ... 補間部、6 ... B モード信号処理ユニット、7 ... ドブラ信号処理ユニット、8 ... 画像生成ユニット、9 ... 表示用モニター、2 1 ... 装置本体、4 1 ... 直交検波回路、4 2 ... メモリ、4 3 ... 位相補正部、5 1 ... メモリ、5 2 ... 補間データ生成部、5 3 ... 遅延回路、7 1 ... ウォールフィルタ、7 2 ... 自己相関回路。

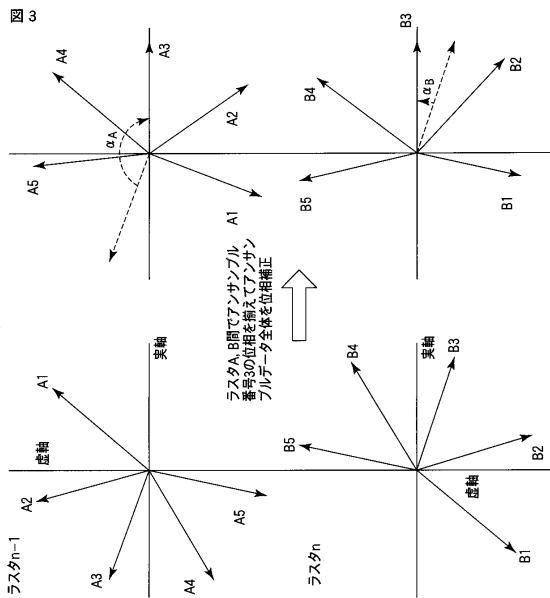
【図 1】



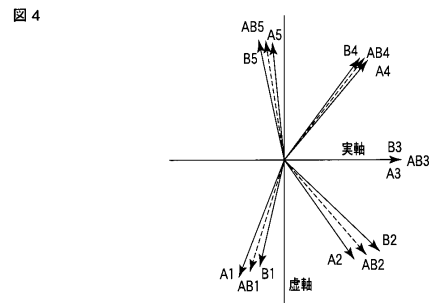
【図 2】



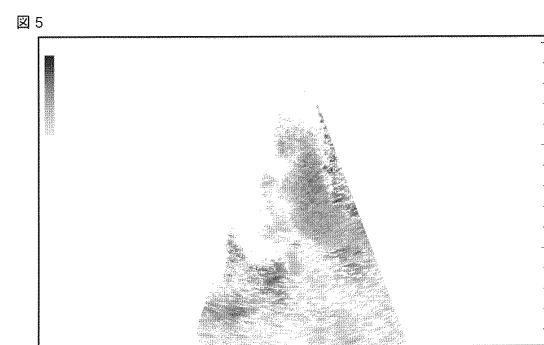
【図 3】



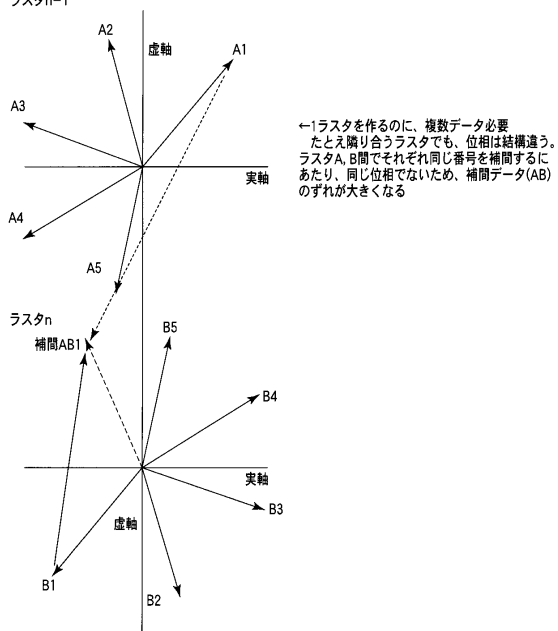
【図 4】



【図 5】

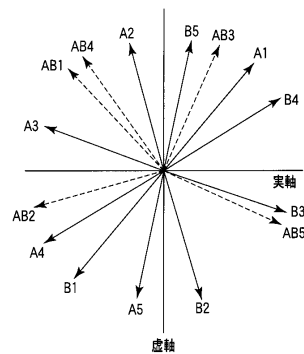


【図 6】

図 6
ラスタ $n-1$ 

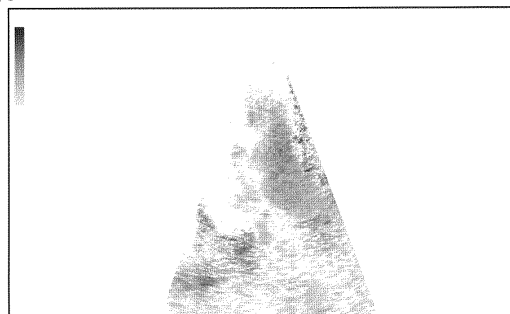
【図 7】

図 7



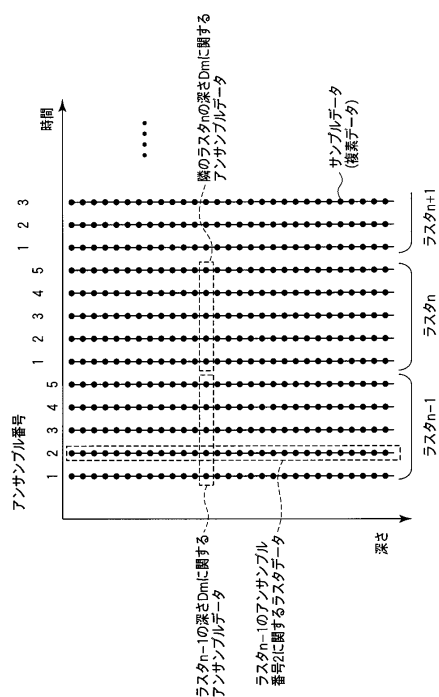
【図 8】

図 8



【図 9】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 柴田 千尋
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 市岡 健一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 西原 財光
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 2 2 4 1 0 7 (J P , A)
特開平 0 7 - 3 0 3 6 4 4 (J P , A)
米国特許第 0 5 6 2 3 9 2 8 (U S , A)
特開平 1 0 - 0 8 0 4 2 4 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
J S T P l u s (J D r e a m I I I)
J M E D P l u s (J D r e a m I I I)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5513976B2	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	JP2010110423	申请日	2010-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	柴田千尋 掛江明弘 市岡健一 西原財光		
发明人	柴田 千尋 掛江 明弘 市岡 健一 西原 財光		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 G01S7/52034 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JB24 4C601/JB37 4C601/JB43 4C601/JB51 4C601/JB57 4C601/KK02 4C601/KK19		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 岡田隆		
其他公开文献	JP2011234980A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在与彩色多普勒相关的复杂数据上抑制由于光栅插值引起的伪影。
SOLUTION：超声诊断设备包括超声探头2；超声波发送/接收单元4，用于相对于多个超声波光栅中的每一个，通过超声波探头重复发送/接收超声波N次；正交波检测电路41，用于根据回波信号生成复数数据；相位校正单元43，用于在同一超声波光栅上定义与一组有关的相同深度的N种复数数据，指定每组相对于参考相位的相位差，并响应于该组校正复数数据的相位。指定的相位差；内插处理单元5，用于根据相移的复数数据，通过内插处理，产生与相邻超声波光栅之间的内插光栅有关的复数数据；图像数据生成单元7，用于基于相移复数数据和由插值处理生成的复数数据，经由自相关处理生成关于血流的图像的数据或其他移动体的运动信息。
FIG

