

(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2010-17373

(P2010-17373A)

(43) 公開日 平成22年1月28日(2010.1.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-180998 (P2008-180998)
(22) 出願日 平成20年7月11日 (2008.7.11)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

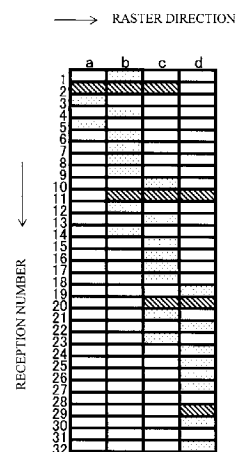
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】同一のラスタ方向についての超音波の送信間隔を不等間隔として超音波ドブラ法によるスキャンを行う場合に、より少ないスキャン時間の増加量で残留エコーの影響を除去または低減させた超音波ドブラ像を得ることが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムを提供することである。

【解決手段】超音波診断装置は、データ取得手段、データ補正手段および血流情報取得手段を備える。データ取得手段は、同一のラスタ方向について複数回に亘って不等間隔で超音波を送受信し、かつ超音波を送受信するラスタ方向a, b, c, dを変えることによって複数のラスタ方向からのドブラ受信データ（網掛け部分）および補正エコー（斜線部分）を取得する。データ補正手段は、前記補正エコー（斜線部分）を用いて前記ドブラ受信データ（網掛け部分）を補正することによって残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データを取得する。血流情報取得手段は、前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データから血流情報を求める。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

同一のラスタ方向について複数回に亘って不等間隔で超音波を送受信し、かつ超音波を送受信するラスタ方向を変えることによって複数のラスタ方向からのドブラ受信データおよび補正エコーを取得するデータ取得手段と、

前記補正エコーを用いて前記ドブラ受信データを補正することによって残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データを取得するデータ補正手段と、

前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データから血流情報を求める血流情報取得手段と、

を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記データ取得手段は、複数のラスタ方向間においてラスタを交互に変更しつつ等間隔で超音波を送受信する交互スキャンを行うことによって前記ドブラ受信データを受信し、対応する超音波の送信を伴わない受信タイミングにおいて前記補正エコーを受信するように構成され、

前記データ補正手段は、前記ドブラ受信データに含まれる残留エコーに相当する補正エコーを前記ドブラ受信データが減算するように構成される請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ取得手段は、複数の超音波振動子を用いて同時かつ並列に異なる複数のラスタ方向からの補正エコーを受信するように構成される請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記データ取得手段は、同一のラスタ方向への連続的な複数回に亘る超音波の不等間隔での送受信を複数のラスタ方向について順次行い、超音波送信パルスの送信間隔が最小でない期間において前記ドブラ受信データに続いて前記補正エコーを受信し、

前記データ補正手段は、前記ドブラ受信データに含まれる残留エコーに相当する補正エコーを前記ドブラ受信データが減算するように構成される請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血流情報取得手段は、前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データの不等間隔データ列に対して、最小 2 乗法による近似を行い原信号から減算することで静止または動きの小さい物体からの信号成分を除去するように構成される請求項 2 または 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記血流情報取得手段は、同一のラスタ方向からの受信間隔が異なるドブラ受信データのパルスペア間における位相差を利用することによって前記血流情報を求めるように構成される請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記データ取得手段は、基準となる周期の整数倍となる 3 通り以上の複数の受信間隔で前記同一のラスタ方向から前記ドブラ受信データを受信するように構成され、

40

前記血流情報取得手段は、互に同一の受信間隔で受信された複数のドブラ受信データのデータ列を用いてそれぞれ自己相関演算を行って、受信間隔ごとの自己相関演算値の自己相関の偏角を求めることにより前記ドブラ受信データの位相差の位相差を計算し、前記位相差の位相差に基づいて前記血流情報を求めるように構成される請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波診断装置を制御することによって前記超音波診断装置を、

同一のラスタ方向について複数回に亘って不等間隔で超音波を送受信し、かつ超音波を送受信するラスタ方向を変えることによって複数のラスタ方向からのドブラ受信データおよび補正エコーを取得するデータ取得手段、

50

前記補正エコーを用いて前記ドブラ受信データを補正することによって残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データを取得するデータ補正手段、および

前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データから血流情報を求める血流情報取得手段、

として機能させる超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受することによって取得したドブラ信号を利用して血流を2次元的に可視化する超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムに係り、特に同一方向への超音波の送信周期が不等間隔であるスキャンシーケンスに従ってスキャンを行う超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来のカラードブラ超音波診断装置では、超音波を同一方向に等間隔にN回に亘って送受信することによって得られたパケットと呼ばれるN個のデータ列に基づいて血流の平均速度、分散およびパワー情報等の血流情報を算出および表示される。具体的には、超音波の送信の間隔時間である送信周期をT、自己相関法によって算出されるドブラ信号の平均位相差を $\Delta\theta$ 、音速をC、受信される超音波の中心周波数を f_0 とすると、血流の平均速度Vは、式(1)により計算することができる。

20

【数1】

$$V = \frac{C \Delta\theta}{4\pi f_0 T} \quad (1)$$

【0003】

式(1)において $|\Delta\theta| < \pi$ であるので、折り返しが生じないように測定することが可能な血流の最高流速 $V_{\max}$ は式(2)で表される。

【数2】

$$V_{\max} = \frac{C}{4f_0 T} \quad (2)$$

30

【0004】

従って、血流の最高流速 $V_{\max}$ 以上の血流速度Vが存在すると折り返しが生じて正しい血流の方向と速度を計算することができなくなる。

【0005】

この折り返し速度の制約を解消する方法として、互いに異なる送信周期 $T=T_0, T_0+T_s, T_0+2T_s, T_0+3T_s$ で超音波の送信を行う方法が考案されている(例えば特許文献1参照)。この方法は、主としてレーダーの技術分野においてスタガパルス法と呼ばれ、血流の平均速度Vが超音波の送信周期の逆数 $1/T$ に比例するという式(1)から得られる性質を利用するものである。すなわち、異なる送信周期Tで超音波を送信して血流の平均速度Vの送信周期の逆数 $1/T$ に対する傾きを求めれば、仮に折り返しが起きていても傾きから正しい血流の平均速度Vを計算することができる。

40

【0006】

図1は、従来スタガパルス法による超音波スキャンシーケンスを示す図である。

【0007】

図1において横軸は時間を示す。図1に示すように、例えば超音波送信タイミングが不等間隔 $5T_s, 6T_s, 7T_s$ に設定され、複数の超音波の送信に続いて10個のデータ列が受信信号として受信される。

【0008】

しかしながら、スタガパルス法では残留エコーの影響により血流が存在しない場所にあ

50

たかも血流が存在するかのように血流情報が表示される場合があるという問題がある。残留エコーとは、ある超音波エコーの受信に送信される超音波よりも以前に送信された超音波によって発生する有効視野深度よりも深い位置で発生するエコーである。

【 0 0 0 9 】

図 2 は、従来の通常のカラードブラ法による超音波の送受において発生する残留エコーを示す図である。

【 0 0 1 0 】

図 2 において横軸は時間を示す。図 2 に示すように、超音波の送信周期を一定とした通常のカラードブラ法によるスキャンでは、超音波の送信タイミングが一定の間隔となる。このため、各送信タイミングで送信される超音波に続いて超音波エコーが受信信号として得られる。しかしながら、受信信号は、受信直前に送信された超音波に応答して発生した受信信号と、受信直前に送信された超音波よりも 1 つ前に送信された超音波に応答して発生した受信信号である残留エコーとが重ね合わさった多重信号となる。残留エコーは、受信信号の受信期間よりも長い時間をかけて超音波プローブに到達する信号であるため、有効視野深度よりも深い位置から発生した信号である。

10

【 0 0 1 1 】

図 2 に示すように、超音波の送信間隔が一定で、かつ超音波の送受対象となる物体が動いていない場合には、最初の受信信号の受信直前に送信された超音波よりも前に送信された超音波のみが他の受信信号の受信直前に送信された超音波よりも前に送信された超音波と異なる。このため、最初の受信信号に含まれる残留エコーを除く残留エコーが一定となる。そのために、通常のカラードブラ法による撮像では、パケットに含まれる最初のデータ列はイメージング用に使用されず、2 番目以降の複数のデータ列がイメージング用に使用される。

20

【 0 0 1 2 】

そして、イメージング用の 2 番目以降の複数のデータ列に、動きのない物体あるいは動きの少ない物体からの信号を除去するための MTI (moving target indication) フィルタが掛けられる。これにより、動きのない物体からの信号である残留エコーを受信データから除去することができる。このように、超音波の送信間隔が一定である通常のカラードブラスキャンでは、最初にダミー送信を行うことによって残留エコーの影響を除去することができる。

30

【 0 0 1 3 】

この他、送信間隔を等間隔として超音波の送受信を複数回に亘って行い、得られた受信データから組織や造影剤からのハーモニック成分を抽出する際に、残留エコーを除去する方法も考案されている（例えば特許文献 2 参照）。

【 0 0 1 4 】

これに対して、スタガパルス法によるスキャンでは、ダミー送信による残留エコー対策が原理的に不可能である。すなわち、スタガパルス法の場合には超音波の送信間隔が不等間隔であるために残留エコーがパケット内の受信データ毎に変化する。従って、MTI フィルタによって残留エコーを除去することができない。そして、残留エコーが受信データ毎に変化すると、静止している物体からのエコーが動いているように誤認される。このため、スタガパルス法により得られた受信データにカラードブラ処理を行うと、動いていない組織が血流として動いているように表示される恐れがあるという問題がある。

40

【 0 0 1 5 】

他方、折り返し速度の制約を解消する別の方法として、送信超音波のラスト方向を交互に変えつつ等間隔で超音波を送信することによって同一のラスト方向について超音波を不等間隔に送信する不等間隔交互（インターリーブ）キャン法が考案されている（例えば特許文献 3 および特許文献 4 参照）。この不等間隔交互スキャン法では、受信データに最小 2 乗法を利用した MTI フィルタを掛けて、最小間隔の受信データ間における血流の速度が計算される。これにより、折り返し速度を向上させ、高流速感度、低流速感度およびフレームレートの 3 者の両立を図ることができる。尚、通常はデータの観測時間が長い程、MT

50

フィルタの特性が向上するので低流速感度が向上する。また、フレームレートは、1フレームに対応する超音波の送信間隔および送信回数により決定される。

【0016】

不等間隔交互スキャン法では、同一ラスタ方向への超音波の送信間隔が不等間隔ではあるが、ダミー送信を設ければ、MTIフィルタを受信データに掛けることによって残留エコーを除去することができる。

【0017】

図3は、従来の不等間隔交互スキャンにおける送信超音波のラスタ方向と送信回数との関係を示す図である。

【0018】

図3において横軸は送信超音波のラスタ方向を、縦軸は超音波の送信回数を示す。また、図3の斜線部分は、残留エコー対策のためのダミー送信を示し、網掛け部分は、イメージング用の有効な超音波の送信を示す。

【0019】

図3に示すように、イメージング用の有効な超音波送受信時において残留エコーが常に同じ条件で発生するように、ラスタ方向が変わらないが超音波の送信間隔が変化する場合やラスタ方向が変わる度にダミー送信が設けられる。図3に示す例では、3つのラスタ方向a, b, cについてそれぞれ1つのパケットを得るために13回に亘る超音波の送信が行われ、13回の送信のうち5回がダミー送信となっている。

【特許文献1】特開平11-94932号公報

【特許文献2】特開2004-181209号公報

【特許文献3】特開2005-176997号公報

【特許文献4】特開2005-312632号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

上述したように、超音波の送信間隔が異なる従来のスタガパルス法では、受信データから残留エコーを除去することができないという問題がある。

【0021】

一方、従来の不等間隔交互スキャン法では、残留エコー対策のためのダミー送信が多数必要となり無駄なスキャン時間が増加するという問題がある。このスキャン時間の増加は、従来の不等間隔交互スキャン法において、交互スキャン法でありながら期待されるほどフレームレートが向上しない原因となっている。

【0022】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、同一のラスタ方向についての超音波の送信間隔を不等間隔として超音波ドブラ法によるスキャンを行う場合に、より少ないスキャン時間の増加量で残留エコーの影響を除去または低減させた超音波ドブラ像を得ることが可能な超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラム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】

【0023】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、同一のラスタ方向について複数回に亘って不等間隔で超音波を送受信し、かつ超音波を送受信するラスタ方向を変えることによって複数のラスタ方向からのドブラ受信データおよび補正エコーを取得するデータ取得手段と、前記補正エコーを用いて前記ドブラ受信データを補正することによって残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データを取得するデータ補正手段と、前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データから血流情報を求める血流情報取得手段とを備えるものである。

【0024】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述の目的を達成するために

10

20

30

40

50

、超音波診断装置を制御することによって前記超音波診断装置を、同一のラスト方向について複数回に亘って不等間隔で超音波を送受信し、かつ超音波を送受信するラスト方向を変えることによって複数のラスト方向からのドブラ受信データおよび補正エコーを取得するデータ取得手段、前記補正エコーを用いて前記ドブラ受信データを補正することによって残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データを取得するデータ補正手段、および前記残留エコーが除去または低減されたドブラ受信データから血流情報を求める血流情報取得手段として機能させるものである。

【発明の効果】

【0025】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムにおいては、同一のラスト方向についての超音波の送信間隔を不等間隔として超音波ドブラ法によるスキャンを行う場合に、より少ないスキャン時間の増加量で残留エコーの影響を除去または低減させた超音波ドブラ像を得ることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御プログラムの実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0027】

(構成および機能)

図4は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す構成図である。

20

【0028】

超音波診断装置1は、送信回路2、超音波プローブ3、受信回路4、Bモード処理系5、カラードブラ処理系6、座標変換部7A、7B、画像合成部8、表示モニタ9および制御回路10を備えている。Bモード処理系5は、エコーフィルタ部5A、検波部5BおよびLOG処理部5Cを有する。カラードブラ処理系6は、CORNER TURNING BUFFER 6A、残留エコー補正部6B、MTI FILTER 6C、自己相関演算部6Dおよび速度・分散・パワー推定部6Eを有する。超音波診断装置1の各構成要素は回路に限らず超音波診断装置の制御プログラムを読み込ませたコンピュータにより構築することができる。従って、図4に示す回路の全部または一部を同等の機能を備えたコンピュータに置換することもできる。

【0029】

30

送信回路2は、所望の超音波画像を収集するために超音波プローブ3を制御するためのスキャンシーケンスを設定する機能、超音波プローブ3から被検体に送信されるべき超音波ビームの焦点位置や方向に応じた送信信号をスキャンシーケンスに従って生成する機能および超音波プローブ3に備えられる複数の超音波振動子にそれぞれ生成した送信パルス信号を所定の遅延時間を伴って印加する機能を有する。

【0030】

特に送信回路2には、後述する受信回路4において生成されるドブラ受信信号から残留エコー成分を除去するための補正エコーの収集を伴うスキャンシーケンスを生成する機能が備えられる。スキャンシーケンスとしては、例えばスタガパルス法や不等間隔交互スキャン法によるシーケンスのように同一のラスト方向についての超音波の送信間隔を不等間隔にするシーケンスとすることができる。尚、スタガパルス法は、送信超音波のラストごとに、送信間隔を不等間隔に設定してスキャンを行い、順次スキャン対象となるラスト方向を変えていく手法である。また、不等間隔交互スキャン法は、送信超音波のラスト方向を交互に変えつつ等間隔で超音波を送信することによって同一のラスト方向について超音波を不等間隔に送信する交互スキャン法である。

40

【0031】

超音波プローブ3は、複数の超音波振動子を備えている。各超音波振動子は、それぞれ送信回路2から印加される電気信号としての送信パルス信号を送信超音波パルス信号に変換して被検体に送信する一方、被検体内において送信超音波パルスに应答して生じた超音波エコーを受信して電気信号としての受信信号に変換する機能と、得られた受信信号を受

50

信回路 4 に出力する機能とを有する。

【 0 0 3 2 】

受信回路 4 は、超音波プローブ 3 の各超音波振動子からそれぞれ出力された受信信号に対して整相加算処理を含む信号処理を施すことによって受信データを生成する機能と、静止した組織の断層像である B モード像用の受信データを B モード処理系 5 に、ダイナミックな血流情報を表すカラードブラ像用の受信データであるドブラ受信信号およびドブラ受信信号の補正用の補正エコー信号をカラードブラ処理系 6 に、それぞれ出力する機能を有する。

【 0 0 3 3 】

B モード処理系 5 は、受信回路 4 から取得した B モード像の生成用の受信データに対して B モード像の生成処理を施すことにより B モード像データを生成する機能と、生成した B モード像データに対応する座標変換部 7 A に出力する機能を有する。そのために、エコーフィルタ部 5 A は受信回路 4 から取得した受信データにフィルタ処理を施すことにより不要な信号成分を除去する機能を、検波部 5 B はフィルタ処理後の受信データに対して包絡線検波処理を施す機能を、LOG 処理部 5 C は検波後の受信データに対して対数変換処理を施して座標変換部 7 A に出力する機能を、それぞれ有する。

10

【 0 0 3 4 】

カラードブラ処理系 6 は、受信回路 4 から取得したカラードブラ像用の受信データに対してカラードブラ像の生成処理を施すことによりカラードブラ像データを生成する機能と、生成したカラードブラ像データに対応する座標変換部 7 B に出力する機能を有する。カラードブラ像の生成処理には、補正エコーデータを用いたカラードブラ像用の受信データの補正処理も含まれる。

20

【 0 0 3 5 】

そのために、CORNER TURNING BUFFER 6 A は、受信回路 4 から取得した時系列の受信データを一時的に記憶する機能を有する。残留エコー補正部 6 B は、CORNER TURNING BUFFER 6 A から補正エコーデータおよび複数の受信データを読み込んで、補正エコーデータに基づいて各受信データから残留エコー成分を除去する残留エコー補正処理を行う機能を有する。MTI FILTER 6 C は残留エコー補正処理後の複数の受信データに対して MTI フィルタ処理を施すことにより静止または動きの小さい組織等の物体からの信号成分のようにカラードブラ像データの生成に不要な成分を除去する機能を有する。自己相関演算部 6 D は MTI フィルタ処理によって得られる MTI FILTER 6 C からの複数の出力信号の自己相関演算を行う機能を有する。速度・分散・パワー推定部 6 E は、自己相関演算部 6 D の出力信号に基づいて血流の速度、分散、パワー等の血流情報を計算する機能と、血流情報をカラードブラ像データとして座標変換部 7 B に出力する機能を有する。

30

【 0 0 3 6 】

尚、残留エコー補正部 6 B は、MTI FILTER 6 C よりも前段であれば他の位置に設けてもよい。例えば、残留エコー補正部 6 B を受信回路 4 の直後に設けることが可能であり、残留エコー補正部 6 B の機能を受信回路 4 に設けることも可能である。

【 0 0 3 7 】

座標変換部 7 A、7 B は、それぞれ B モード処理系 5 およびカラードブラ処理系 6 から出力された B モード像データおよびカラードブラ像データのデータ座標軸をスキャン軸から表示画像用の直交軸に座標変換する機能を有する。

40

【 0 0 3 8 】

画像合成部 8 は、座標変換部 7 A、7 B からそれぞれ直交座標系の B モード像データおよびカラードブラ像データを取得して合成することにより、カラードブラ像と B モード像とを重ねて表示するための画像合成信号を生成する機能と、生成した画像合成信号を表示モニタ 9 に与えることによりカラードブラ像と B モード像の合成画像を表示モニタ 9 に表示させる機能とを有する。

【 0 0 3 9 】

制御回路 10 は、超音波診断装置 1 の超音波プローブ 3 を除く装置本体側における各構

50

成要素を統括制御するための回路である。

【 0 0 4 0 】

(動作および作用)

次に超音波診断装置 1 の動作および作用について説明する。

【 0 0 4 1 】

超音波診断装置 1 では、上述したようにスタガパルス法や不等間隔交互スキャン法によるシーケンスのように同一のラスト方向についての超音波の送信間隔を不等間隔にするシーケンスを設定してスキャンを行うことができる。そこで、スタガパルス法によるスキャンを行う場合と、不等間隔交互スキャン法によるスキャンを行う場合とについて説明する。

10

【 0 0 4 2 】

(不等間隔交互スキャン法によるスキャン)

不等間隔交互スキャン法では、超音波エコーの受信データを受信する最小の間隔で決定される折り返し速度が検出可能な最大の血流速度となる。また、不等間隔交互スキャン法では、受信データを受信する最小の間隔、すなわち超音波パルスの送信間隔は常に一定であるが、ラスト方向を交互に変える交互スキャンを行うことにより観測時間の拡大とフレームレートの向上を図ることができる。

【 0 0 4 3 】

不等間隔交互スキャン法によるスキャンを行う場合には、送信回路 2 において不等間隔交互スキャン法によるスキャンシーケンスが設定される。

20

【 0 0 4 4 】

図 5 は、図 4 に示す超音波診断装置 1 により不等間隔交互スキャン法によりスキャンを行う場合における超音波エコーのラスト方向と受信回数との関係の一例を示す図である。

【 0 0 4 5 】

図 5 において横軸は受信される超音波エコーのラスト方向を、縦軸は超音波エコーが受信される順番を示す。また、図 5 の斜線部分は、超音波を送信せずにドブラ受信信号から残留エコーを除去するための補正エコーを超音波エコーとして受信するタイミングを示し、網掛け部分は、イメージング用に超音波送信パルスを送信して有効な超音波エコーを受信するタイミングを示す。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示すように複数のラスト方向 a, b, c, d について交互にイメージング用の超音波を送受信することによって同一のラスト方向におけるイメージング用の超音波の送受信間隔が不等間隔となる。そして、イメージング用の超音波の送受信の間に、ドブラ受信信号から残留エコーを除去するための補正処理に必要な補正エコーが受信される。

30

【 0 0 4 7 】

尚、並列同時受信法を利用することによって、複数のラスト方向からの補正エコーを同時に受信することができる。このため、より短時間で多くの補正エコーを受信することができる。並列同時受信法は、複数の超音波振動子を個別に制御して異なるラスト方向からの複数の超音波エコーの受信用に割当てることによって同時に複数のラスト方向からの超音波エコーを受信する技術である。図 5 の例では、同時に 3 つのラスト方向からの補正エコーが並列に同時受信されている。

40

【 0 0 4 8 】

このように対応する超音波を送信せずに受信される補正エコーは、直前に送信された超音波に应答して生じた各ラスト方向における残留エコーに相当する。従って、補正エコーの発生条件と同じ条件で生じた残留エコーを成分として含む受信データから補正エコーを減じれば、受信データから残留エコー成分を除去できることになる。このため、各ラスト方向にそれぞれ送信される超音波の送信後に生じる各残留エコーがそれぞれ補正エコーとして受信されるように、補正エコーの受信タイミングが決定される。

【 0 0 4 9 】

例えば、図 5 において最初に並列に同時受信される 3 つのラスト方向 a, b, c からの補

50

正エコーは、それぞれ直前にラスト方向bに送信された超音波に応答して生じた各ラスト方向a, b, cにおける残留エコーに相当する。また、2番目に並列に同時受信される3つのラスト方向b, c, dからの補正エコーは、それぞれ直前にラスト方向cに送信された超音波に応答して生じた各ラスト方向b, c, dにおける残留エコーに相当する。

【0050】

このように決定された超音波の送受信タイミングおよび補正エコーの受信タイミングに沿ってスキャンシーケンスが送信回路2において決定され、さらにスキャンシーケンスに従って送信パルス信号が生成される。生成された送信パルス信号は、送信回路2から超音波プローブ3の各超音波振動子に印加される。そうすると、各超音波振動子からは超音波送信パルスが被検体に送信される。これにより被検体内において超音波送信パルスに

10

【0051】

超音波エコーは、スキャンシーケンスにより決定されたタイミングで各超音波振動子により受信され、イメージング用の受信信号として受信回路4に出力される。また、イメージング用の超音波エコーの受信タイミングよりも遅いタイミングに設定された補正エコーの受信タイミングにおいて、有効視野深度よりも深い位置で発生した残留エコーが各超音波振動子により受信される。補正エコーは電気信号として各超音波振動子から受信回路4に出力される。

【0052】

受信回路4では、受信信号に対する整相加算処理を含む信号処理によって受信データが生成される。そして、Bモード像用の受信データはBモード処理系5に、カラードブラ像用の受信データはカラードブラ処理系6に、それぞれ出力される。

20

【0053】

Bモード処理系5では、受信データに対するエコーフィルタ部5Aにおけるフィルタ処理、検波部5Bにおける包絡線検波処理、LOG処理部5Cにおける対数変換処理等のBモード像の生成処理によってBモード像データが生成される。生成されたBモード像データは、対応する座標変換部7Aに出力される。座標変換部7Aでは、Bモード像データの座標変換が行われ、直交座標系のBモード像データが画像合成部8に出力される。

【0054】

一方、カラードブラ処理系6では、受信データの残留エコー補正処理を含むカラードブラ像の生成処理によってカラードブラ像データが生成される。すなわち、CORNER TURNING BUFFER 6Aには、受信回路4から出力された時系列の受信データが一時的に保存される。CORNER TURNING BUFFER 6Aには、イメージング用の受信データその他、補正エコーデータも保存される。次に、残留エコー補正部6Bは、CORNER TURNING BUFFER 6Aから複数の時系列の受信データおよび対応する補正エコーデータを読み込んで、各受信データからそれぞれ対応する補正エコーデータを減じることにより残留エコー補正処理を行う。

30

【0055】

図6は、図5に示す超音波の送受信によって収集されたラスト方向cに対応する受信データを補正エコーによって補正して残留エコーを除去する方法を説明する図である。

【0056】

図6において横軸は受信データのラスト方向を、縦軸は受信データの受信タイミングを示す。また、図6の括弧内における数値は補正エコーを特定するためのパラメータ(ラスト方向、受信タイミング)を示し、マイナス記号は当該補正エコーの減算処理を表している。

40

【0057】

図6に示すように、イメージング用の各有効受信データに含まれる残留エコー成分に相当する補正エコーを各有効受信データからそれぞれ減じることにより有効受信データの残留エコー成分を除去する補正を行うことができる。

【0058】

例えば、ラスト方向cについて考えると、2番目にラスト方向cから受信された補正エコ

50

ー(c, 2)は、直前である1番目にラスト方向bに送信された超音波パルスに応答して生じた残留エコーに相当する。また、10番目にラスト方向cから受信された有効受信データ(c, 10)には、直前の9番目にラスト方向bから受信される受信データ(b, 9)を取得するために送信された超音波パルスに応答して生じた残留エコーが含まれる。従って、10番目にラスト方向cから受信された有効受信データ(c, 10)から2番目にラスト方向cから同条件で受信された補正エコー(c, 2)を減じれば、有効受信データ(c, 10)から残留エコーを除去することができる。

【0059】

図7は、図6に示す受信タイミングにおいて受信されたラスト方向cにおける各有効受信データに対する減算処理方法を示す図である。

10

【0060】

図7において左の欄は、有効受信データの packets 番号を、中央の欄は、有効受信データの受信タイミングを、右の欄は、受信データに対する減算処理を、それぞれ示す。また、減算処理の括弧内における数値は有効受信データおよび補正エコーを特定するためのパラメータ(ラスト方向、受信タイミング)を示し、第1項は有効受信データを、第2項は補正エコーを、それぞれ示す。

【0061】

図6に示す例では、ラスト方向cからは8つの packets が収集されるため、図7の左欄に示すように packets 番号は1から8となる。packets 番号1の有効受信データは、10番目に受信された受信データ(c, 10)であるから、上述した通り、受信データ(c, 10)から2番目にラスト方向cから受信された補正エコー(c, 2)を減じる減算処理が行われる。同様に、図6に示すように packets 番号2から8までの有効受信データに対する残留エコー対策の減算処理が行われる。尚、packets 番号7の有効受信データ(c, 21)は、図6に示すように21番目に受信された受信データであり、直前の20番目には補正エコーが受信されており超音波が送信されていない。従って、packets 番号7の有効受信データ(c, 21)には、残留エコー成分が含まれていないため減算処理も行われていない。すなわち第2項が存在しない。

20

【0062】

さらに、同様な残留エコー補正がラスト方向ごとに行われ、ラスト方向ごとに補正後の packets が得られる。そして、残留エコー補正された同一ラスト方向の各受信データは、1つの packets としてMTI FILTER 6 Cに入力される。MTI FILTER 6 Cでは、packets に対するMTIフィルタ処理が施され、静止または動きの小さい組織からの信号成分が packets を構成する受信データから除去される。MTIフィルタ処理は、具体的には、以下のように行うことができる。

30

【0063】

packets を構成する packets 番号1の受信データの受信時刻を1、受信データの受信間隔(超音波パルスの送信間隔)を1とすると、図7に示す packets 内における受信データ列の間隔は[0, 3, 5, 6, 7, 8, 11, 13]と記述することができる。この不等間隔の受信データ列を最小2乗法による2次多項式で近似し、近似した結果を原信号から減算することでMTIフィルタを構成することができる。従って、MTIフィルタを表すフィルタ行列Wは、式(3)で表される。

40

【数3】

$$W = I - A(A^T A)^{-1} A^T \quad (3)$$

$$\text{但し、} A = \begin{pmatrix} 0^0 & 3^0 & 5^0 & 6^0 & 7^0 & 8^0 & 11^0 & 13^0 \\ 0^1 & 3^1 & 5^1 & 6^1 & 7^1 & 8^1 & 11^1 & 13^1 \\ 0^2 & 3^2 & 5^2 & 6^2 & 7^2 & 8^2 & 11^2 & 13^2 \end{pmatrix}$$

【0064】

50

ただし、式(3)において、 I は単位行列を、 A^T は、行列 A の転置行列を、 A^{-1} は、行列 A の逆行列を、それぞれ示す。そして、MTI FILTER 6 Cでは、パケット内における受信データ列を x 、MTIフィルタの出力データ列を y として式(4)の演算が行われる。これにより受信データからカラードブラ像データの生成に不用な成分が除去される。

【数 4】

$$y = Wx \quad (4)$$

【 0 0 6 5 】

MTI FILTER 6 C の出力データ列 y は、自己相関演算部 6 D に入力される。自己相関演算部 6 D では、MTI FILTER 6 C の出力データ列 y に対して式(5)で示すラグ 1 の自己相関関数を用いた自己相関演算が行われる。

10

【数 5】

$$c1 = \frac{1}{(b-a)} \sum_{i=a}^{b-1} y^*(i) y(i+1) \quad (5)$$

【 0 0 6 6 】

但し、式(5)において、 y^* は、 y の共役複素数を、 a および b は、同一のラスタ方向について連続してデータ収集されるデータ列の最初のパケット番号および最後のパケット番号を、それぞれ示す。図 7 に示すスキャンの場合には、 $a=3$ 、 $b=6$ となる。

20

【 0 0 6 7 】

自己相関演算部 6 D から出力される自己相関演算後のデータ $c1$ は、速度・分散・パワー推定部 6 E に入力される。速度・分散・パワー推定部 6 E では、式(6)により自己相関演算後のデータ $c1$ に基づいて血流の速度 V 、分散 Var 、パワー P が計算される。

【数 6】

$$\Delta\theta = \text{angle}(c1)$$

$$V = \frac{C \Delta\theta}{4\pi f_0 T}$$

$$Var = 1 - \frac{|c1|}{P} \quad (6)$$

30

$$P = \frac{1}{(b-a+1)} \sum_{i=a}^b y^*(i) y(i)$$

【 0 0 6 8 】

但し、式(6)において、 $\text{angle}(c1)$ は、複素数 $c1$ の偏角 $\Delta\theta$ を計算する関数であり、 C は音速、 f_0 は受信される超音波エコーの中心周波数である。

【 0 0 6 9 】

速度・分散・パワー推定部 6 E において計算された血流の速度 V 、分散 Var 、パワー P 等の血流情報は、カラードブラ像データとして座標変換部 7 B に入力される。

40

【 0 0 7 0 】

そうすると、座標変換部 7 A、7 B では、B モード処理系 5 およびカラードブラ処理系 6 から出力された B モード像データおよびカラードブラ像データの座標変換が行われ、直交座標系の B モード像データおよびカラードブラ像データが画像合成部 8 に与えられる。画像合成部 8 では、B モード像データおよびカラードブラ像データが合成され、カラードブラ像と B モード像の合成画像が表示モニタ 9 に表示される。

【 0 0 7 1 】

このように表示モニタ 9 に表示された超音波画像は、残留エコー対策のためのダミー送信を伴わず、補正エコーを受信して残留エコー補正を行うことにより生成されたものであるため、従来よりも短いスキャン時間で得ることができる。

50

【 0 0 7 2 】

例えば、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンと図 5 に示す不等間隔交互スキャンとを比較すると、いずれもラスト方向 c の有効受信データ数は 8 で、最小データ受信間隔で受信される受信データの数 は 4 である。従って、受信データ数は従来と同等である。一方、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンでは、イメージングに用いられない無効な超音波の送受信回数が 5 回であるのに対して図 5 に示す不等間隔交互スキャンでは、並列同時受信を行うことによって、1 ラスタ方向当たりの無効な超音波の平均受信回数が 1 回に減っている。尚、各ラスタ方向について 2 回の無効な超音波の受信が存在するが、3 つのラスタ方向に跨って受信が行われるためフレームレートの計算に用いる無効な超音波の平均受信回数は 1 回となる。従って、図 5 に示す不等間隔交互スキャンのフレームレートは図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンから $(8+5)/(8+1)=1.44$ 倍に向上する。

10

【 0 0 7 3 】

ただし、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンの 1 ラスタ方向当たりの観測時間（スキャン時間）は 19 であるのに対して図 5 に示す不等間隔交互スキャンの 1 ラスタ方向当たりの観測時間は 13 であり、短くなっている。このため、図 5 に示す不等間隔交互スキャンでは、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンに比べて低流速の感度が低下する恐れがある。

【 0 0 7 4 】

そこで、不等間隔交互スキャンにおける受信データの受信タイミングを工夫しすることによって 1 ラスタ方向当たりの観測時間が短くならないようにすることができる。

20

【 0 0 7 5 】

図 8 は、図 4 に示す超音波診断装置 1 により不等間隔交互スキャン法によりスキャンを行う場合における超音波エコーのラスト方向と受信回数との関係の別の例を示す図である。

【 0 0 7 6 】

図 8 において横軸は受信される超音波エコーのラスト方向を、縦軸は超音波エコーが受信される順番を示す。また、図 5 の斜線部分は、補正エコーを受信するタイミングを示し、網掛け部分は、イメージング用の有効受信データを受信するタイミングを示す。

【 0 0 7 7 】

図 8 に示すように複数のラスト方向 a, b, c, d, e について交互に不等間隔でイメージング用の超音波が送受信される。そして、イメージング用の超音波の送受信の間に、補正エコーが受信される。図 8 に示す不等間隔交互スキャンのフレームレートおよび低流速感度は図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンとほぼ同等であるが、図 8 に示す不等間隔交互スキャンでは、有効受信データ数が 12、最小データ受信間隔で受信される受信データの数 が 6 と向上している。すなわち、図 8 の例では、 $a=4$ 、 $b=9$ となる。

30

【 0 0 7 8 】

このように、フレームレートおよび低流速感度を従来のフレームレートおよび低流速感度と同等に設定すると、受信データ数を増加させることができる。

【 0 0 7 9 】

一般に、組織や血流からの超音波エコー信号は位相干渉のため振幅および位相が位置ごとに変動する。また、血流のように観測対象が動いている場合にはノイズ成分によって振幅および位相の変動が同一のパケット内におけるデータ間で発生する。このため、少ないデータ数で血流の速度 V 、分散 Var 、パワー P 等の血流情報を推定すると誤差が大きくなる。この誤差を小さくするためには、血流のパワー P および自己相関演算後のデータ $c1$ を計算する際の加算回数を多くして統計的精度を向上させることが有効である。

40

【 0 0 8 0 】

図 8 に示す不等間隔交互スキャンでは、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンに比べてフレームレートおよび低流速感度が同等であるものの、血流のパワー P および自己相関演算後のデータ $c1$ を計算するためのデータ数が増加している。このため、図 8 に示す不等間隔交互スキャンを実行することにより、図 3 に示す従来の不等間隔交互スキャンを実行

50

する場合に比べて安定した高精度の速度 V 、分散 Var 、パワー P 等の血流情報画像を得ることができる。

【0081】

血流のパワー P および自己相関演算後のデータ $c1$ を計算する際の加算回数を多くすることによる統計的精度の向上効果を定量化するのは困難であるが、以下に述べるようにデータ数が1つでも増えると効果が得られる。超音波エコー信号が位相干渉を起こすと、観測対象の動きによる位相変化に影響を与えるため、血流速度の推定精度が大幅に悪くなる。従って血流速度の推定に使用するデータが全て位相干渉を起こしている場合には精度が悪い。しかし、位相干渉を起こしたデータは振幅が小さい。そこで、1つでも位相干渉を起こしていないデータがあれば、位相干渉を起こしていないデータの振幅が大きいことから、位相干渉を起こしていないデータの寄与率が大きくなり、血流速度の推定精度が向上する。以上より、データ数が増えると精度が大幅に向上すると考えられる。

10

【0082】

(スタガパルス法によるスキャン)

次に、スタガパルス法によるスキャンを行う場合について説明する。スタガパルス法では、同一のラスタ方向への超音波送信パルスの送信間隔を不等間隔とすることで、折り返し速度以上の速度を検出することが可能となる。この場合にも送信回路2においてスタガパルス法によるスキャンシーケンスが設定される。

【0083】

図9は、図4に示す超音波診断装置1によりスタガパルス法によりスキャンを行う場合に設定されるスキャンシーケンスの一例を示す図であり、図10は、図9に示す2番目の送信パルスと3番目の送信パルスとの間において受信される受信エコーおよび補正エコーの拡大図である。

20

【0084】

図9および図10において横軸は時間を示す。図9に示すように、例えば11回に亘って同一のラスタ方向に対して送信パルスが不等間隔で送信される。送信パルスは、例えば基準となる周期 T_s の整数倍 nT_s とすることができる。そして、 n の種類に応じて異なる複数の送信パルスの送信間隔を設定することができる。

【0085】

図9の例では、 $5T_s$ 、 $6T_s$ 、 $7T_s$ の3種類の送信間隔で送信パルスが送信される。そうすると、同一のラスタ方向からイメージング用の受信データと残留エコーが重ね合わさった多重エコーが順次受信される。そして、このような送信パルスの送信および多重エコーの受信が各ラスタ方向について行われる。

30

【0086】

このため、ラスタ方向が変わった場合において変更前のラスタ方向に送信された送信パルスにより生じる残留エコー対策として1番目の送信パルスはダミー送信とされる。すなわち1番目の送信パルスの送信後には多重エコーは受信されない。そして、2番目以降の各送信パルスが送信された後には、送信パルスの間隔に抛らず送信パルスの最小の送信間隔に相当する時間だけ多重エコーが受信される。

【0087】

さらに、送信パルスの送信間隔が最長となる $7T_s$ の期間に、残留エコーを除去するための補正エコーが受信される。図9の例では、2番目の送信パルスの後および11番目の送信パルスの後に補正エコーが受信されているが、送信パルスの送信間隔が最大である期間であれば任意のタイミングで補正エコーを受信することができる。

40

【0088】

具体的には、図10に示すように、2番目の送信パルスの送信後、送信パルスの最小の送信間隔に相当する0から $5T_s$ の期間に2番目の送信パルスに応答して生じた受信データがイメージング用の有効受信データとして受信される。次に、2番目の送信パルスに応答して有効視野深度よりも深い位置で発生したエコーが補正エコーとして有効受信データの受信後に受信される。図10の例では、送信パルスの送信後、 $6T_s$ から $7T_s$ の期間に補正エコー

50

ーが受信されている。

【0089】

尚、通常、超音波診断装置では、受信の時刻に応じて受信フォーカス、受信開口、受信信号のゲイン等の受信条件を変化させるが、6Tsから7Tsの期間は、0から1Tsの期間と同じ受信条件で補正エコーが受信される。

【0090】

同様に、11番目の送信パルスの送信後の5Tsから7Tsの期間に0から2Tsの期間と同じ受信条件で補正エコーが受信される。そうすると、送信パルスの送信後6Tsから7Tsの期間に受信される補正エコーは、ある有効受信データを取得するために送信された送信パルスと1つ前の送信パルスとの送信間隔が6Tsである場合において、1つ前の送信パルスにより6Tsから7Ts後の期間に生じた残留エコーに相当する。同様に、送信パルスの送信後5Tsから7Tsの期間に受信される補正エコーは、ある有効受信データを取得するために送信された送信パルスと1つ前の送信パルスとの送信間隔が5Tsである場合において、1つ前の送信パルスにより5Tsから7Ts後の期間に生じた残留エコーに相当する。

【0091】

従って、多重受信エコーに含まれる残留エコー成分に相当する補正エコーを多重受信エコーから減算すれば、多重受信エコーから残留エコーを除去した受信データを得ることができる。すなわち、受信データの残留エコー補正処理を行うことができる。従って、送信パルスの送信間隔の最大送信間隔からの差分値に相当する期間に補正エコーが受信されるようにスキャンシーケンスが設定される。このため補正エコーは、最大でない送信間隔の種類の数だけ取得される。図9の例では、最大でない送信間隔は6Tsと5Tsの2種類であり、最大送信間隔7Tsからの差分値である1Ts、2Tsの期間において2つの補正エコーが受信される。

【0092】

そして、最長の送信間隔で送信パルスが送信される間のうち任意の期間において、受信エコーとともに必要な期間および数の補正エコーが受信され、最長でない送信間隔で送信パルスが送信された後に受信される多重エコーが補正エコーにより補正される。尚、多重エコーデータおよび補正エコーデータがCORNER TURNING BUFFER 6 Aに一時的に保存されるまでの流れは、不等間隔交互スキャン法によるスキャンの場合と同様である。そして、多重エコーからの補正エコーの減算処理は、残留エコー補正部6Bにおいて行われる。

【0093】

具体的には、図9の例において、3番目の送信パルスと4番目の送信パルスとの間の送信間隔は6Tsであるが1つ前の送信パルスの送信間隔は最長の7Tsであるため、3番目の送信パルスに応答して得られた受信エコーデータに対する減算処理は行われない。

【0094】

また、4番目の送信パルスの前における送信パルスの送信間隔は6Tsであるため、4番目の送信パルスの後に受信される受信エコーの0から1Tsの期間には3番目の送信パルスにより6Tsから7Ts後に生じた残留エコーが重畳している。そこで、この残留エコーに相当する、2番目の送信パルスの送信後6Tsから7Tsの期間に受信した補正エコーが4番目の送信パルスの後に受信される受信エコーから減算される。これにより、残留エコーが除去される。

【0095】

5番目の送信パルスの後に受信される受信エコーに対する補正は4番目の送信パルスの後に受信される受信エコーに対する補正と同様である。

【0096】

また、6番目の送信パルスの前における送信パルスの送信間隔は5Tsであるため、6番目の送信パルスの後に受信される受信エコーの0から2Tsの期間には5番目の送信パルスにより5Tsから7Ts後に生じた残留エコーが重畳している。そこで、この残留エコーに相当する、11番目の送信パルスの送信後5Tsから7Tsの期間に受信される補正エコーが6番目の送信パルスの後に受信される受信エコーから減算される。これにより、残留エコーが除去

される。

【 0 0 9 7 】

そして、同様に 7 番目、8 番目、9 番目、10 番目の各送信パルスの送信後において受信された受信エコーの残留エコー補正が行われる。11 番目の送信パルスの送信後の 0 から 5Ts の期間において受信される受信エコーは、補正せずにイメージングに使用することができる。

【 0 0 9 8 】

次に、残留エコー補正後の受信エコーデータの packets は、MTI FILTER 6 C において MTI フィルタ処理される。図 9 に示すスキャンシーケンスによって得られた packets の場合、packets を構成する複数のデータの間の間隔は [0, 7, 13, 19, 24, 29, 34, 40, 46, 53]Ts となる。このため、式(7)に示すような MTI フィルタ行列 W によって受信データに対する MTI フィルタ処理が行われる。

【 数 7 】

$$W = I - A(A^T A)^{-1} A^T \quad (7)$$

$$\text{但し、} A = \begin{pmatrix} 0^0 & 7^0 & 13^0 & 19^0 & 24^0 & 29^0 & 34^0 & 40^0 & 46^0 & 53^0 \\ 0^1 & 7^1 & 13^1 & 19^1 & 24^1 & 29^1 & 34^1 & 40^1 & 46^1 & 53^1 \\ 0^2 & 7^2 & 13^2 & 19^2 & 24^2 & 29^2 & 34^2 & 40^2 & 46^2 & 53^2 \end{pmatrix}$$

【 0 0 9 9 】

ただし、式(7)において、I は単位行列を、 A^T は、行列 A の転置行列を、 A^{-1} は、行列 A の逆行列を、それぞれ示す。そして、MTI FILTER 6 C では、packets 内における受信データ列を x、MTI フィルタの出力データ列を y として式(8)の演算が行われる。これにより受信データからカラードブラ像データの生成に不用な成分が除去される。

【 数 8 】

$$y = Wx \quad (8)$$

【 0 1 0 0 】

MTI FILTER 6 C の出力データ列 y は、自己相関演算部 6 D に入力される。自己相関演算部 6 D では、MTI FILTER 6 C の出力データ列 y に対して式(9)で示す自己相関演算が行われる。

【 数 9 】

$$\begin{aligned} c5 &= \frac{1}{3} \sum_i^{4,5,6} y^*(i) y(i+1) \\ c6 &= \frac{1}{4} \sum_i^{2,3,7,8} y^*(i) y(i+1) \\ c7 &= \frac{1}{2} \sum_i^{1,9} y^*(i) y(i+1) \end{aligned} \quad (9)$$

【 0 1 0 1 】

但し、式(9)において、 y^* は、y の共役複素数を示す。すなわち、データ間隔が同じデータ同士でそれぞれ自己相関演算が行われる。式(9)は、図 9 の例の場合に対応しており、データ間隔が 5Ts の 3 つのデータ、データ間隔が 6Ts の 4 つのデータ、データ間隔が 7Ts の 2 つのデータに対してそれぞれラグ 1 の自己相関関数を用いた自己相関演算が行われる。

【 0 1 0 2 】

自己相関演算部 6 D から出力される自己相関演算後のデータ c5, c6, c7 は、速度・分散

・パワー推定部 6 E に入力される。速度・分散・パワー推定部 6 E では、式(10)に示すようにデータ間隔ごとの自己相関演算値であるデータ c_5 , c_6 , c_7 の自己相関値がラグ 1 の自己相関関数を用いて計算され、得られた自己相関値の偏角を求めることにより受信データの位相差の位相差 $\Delta \Delta \theta$ が求められる。

【数 1 0】

$$\Delta \Delta \theta = \text{angle}(c_5^* c_6 + c_6^* c_7) \quad (10)$$

【0 1 0 3】

但し、式(10)において、 $\text{angle}(c)$ は、複素数 c の偏角 $\Delta \theta$ を計算する関数である。位相差の位相差 $\Delta \Delta \theta$ は、 $1/T_s$ についての位相の変化率であるから、送信パルスの送信間隔が中央値 $5T_s$ のときの血流の速度は、式(11)のように求められる。

10

【数 1 1】

$$V = \frac{C}{4\pi f_0} \frac{\Delta \Delta \theta}{5T_s} \quad (11)$$

【0 1 0 4】

但し、式(11)において、 C は音速、 f_0 は受信される超音波エコーの中心周波数である。

【0 1 0 5】

そして、このように求められた血流情報は不等間隔交互スキャン法によるスキャンの場合と同様に、座標変換処理および画像合成処理を伴って、Bモード像上に重畳表示される。

20

【0 1 0 6】

式(11)に示すように、図 9 に示すスタガパルス法による不等間隔スキャンを行えば、等間隔 $5T_s$ で超音波を送受信した場合の折り返し速度の 5 倍の速度まで検出が可能になることが分かる。一般化すると、周期 T_s の n 倍に相当する等間隔 nT_s で超音波を送受信する場合における折り返し速度の n 倍の速度をスタガパルス法による不等間隔スキャンによって検出することができる。このように、同一のラスタ方向からの受信間隔が異なるパルスペア間における位相差を利用することによって、最小の送信パルスの送信周期で決定される折り返し速度よりも高速の速度を検出することが可能となる。

【0 1 0 7】

30

加えて、補正エコーの減算処理によって残留エコーの影響が受信データから除去されるため、アーティファクトのない血流情報を得ることができる。

【0 1 0 8】

つまり以上のような超音波診断装置 1 は、同一のラスタ方向について不等間隔に超音波を送受信するカラードプラスキャンにおいて、残留エコーに相当する補正エコーを受信して受信データから減算することにより残留エコーの影響を除去した血流情報を求めることができるようにしたものである。

【0 1 0 9】

具体的には、不等間隔交互スキャン法によるスキャンの場合には、ダミー送信を行う代わりに、超音波の送信を行わずに 1 つ前の送信パルスによって生じた残留エコーを補正エコーとして受信し、補正エコーを受信データから減算することで残留エコーの影響を除去または低減することができる。また、スタガパルス法によるスキャンの場合には、送信パルス間の間隔が最長となる期間において深部からのエコーを補正エコーとして収集し、浅部から収集されたイメージング用の受信エコーから補正エコーを減算することで残留エコーの影響を除去または低減することができる。

40

【0 1 1 0】

(効果)

このため、上述した超音波診断装置 1 によれば、同一のラスタ方向についての超音波の送信間隔を不等間隔としてスキャンを行う場合に、より少ないスキャン時間の増加量で残留エコーの影響を除去または低減させた超音波ドブラ像を得ることができる。

50

【 0 1 1 1 】

例えば、従来の不等間隔交互スキャンにおいて残留エコー対策のために必要であったダミー送信を大幅に低減することができる。このため、従来の不等間隔交互スキャンに比べてデータ数が同じであればフレームレートを向上させることができ、フレームレートが同じであればパケット内のデータ数を増加させることにより描画性を向上させることができる。これにより、クラッタ除去能を向上させることができる。さらに、データ数を増加させることにより、位相干渉の悪影響を抑えることができる。このため、血流速度の推定精度を向上させることができる。

【 0 1 1 2 】

また、従来のスタガパルス法によるスキャンでは、残留エコーを低減させる方法がなかったが、上述した超音波診断装置 1 においては、スタガパルス法によるスキャンを行う場合であっても残留エコーを低減することが可能である。このため、血流が存在しないにも関わらず血流が存在するかのように見えるアーティファクトを低減することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 1 3 】

【 図 1 】従来のスタガパルス法による超音波スキャンシーケンスを示す図。

【 図 2 】従来の通常のカラードブラ法による超音波の送受において発生する残留エコーを示す図。

【 図 3 】従来の不等間隔交互スキャンにおける送信超音波のラスト方向と送信回数との関係を示す図。

【 図 4 】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す構成図。

【 図 5 】図 4 に示す超音波診断装置により不等間隔交互スキャン法によりスキャンを行う場合における超音波エコーのラスト方向と受信回数との関係の一例を示す図。

【 図 6 】図 5 に示す超音波の送受信によって収集されたラスト方向 c に対応する受信データを補正エコーによって補正して残留エコーを除去する方法を説明する図。

【 図 7 】図 6 に示す受信タイミングにおいて受信されたラスト方向 c における各有効受信データに対する減算処理方法を示す図。

【 図 8 】図 4 に示す超音波診断装置により不等間隔交互スキャン法によりスキャンを行う場合における超音波エコーのラスト方向と受信回数との関係の別の例を示す図。

【 図 9 】図 4 に示す超音波診断装置によりスタガパルス法によりスキャンを行う場合に設定されるスキャンシーケンスの一例を示す図。

【 図 10 】図 9 に示す 2 番目の送信パルスと 3 番目の送信パルスとの間において受信される受信エコーおよび補正エコーの拡大図。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 4 】

- 1 超音波診断装置
- 2 送信回路
- 3 超音波プローブ
- 4 受信回路
- 5 Bモード処理系
- 5 A エコーフィルタ部
- 5 B 検波部
- 5 C LOG処理部
- 6 カラードブラ処理系
- 6 A CORNER TURNING BUFFER
- 6 B 残留エコー補正部
- 6 C MTI FILTER
- 6 D 自己相関演算部
- 6 E 速度・分散・パワー推定部
- 7 A、7 B 座標変換部

10

20

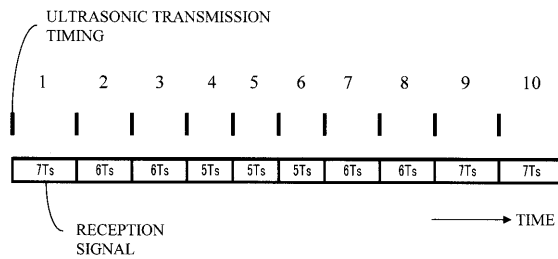
30

40

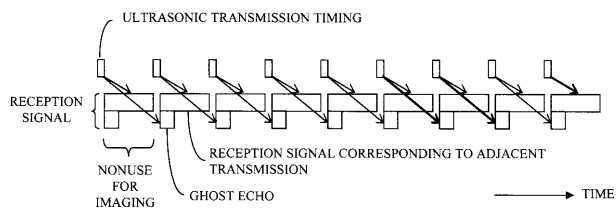
50

- 8 画像合成部
- 9 表示モニタ
- 10 制御回路

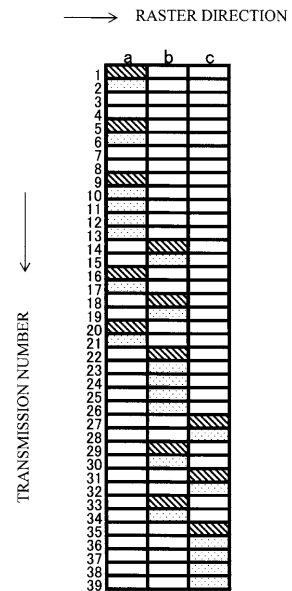
【図 1】



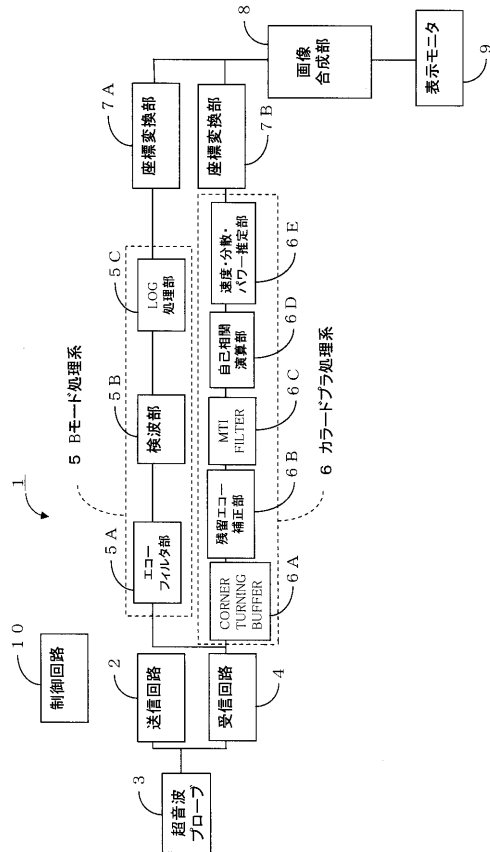
【図 2】



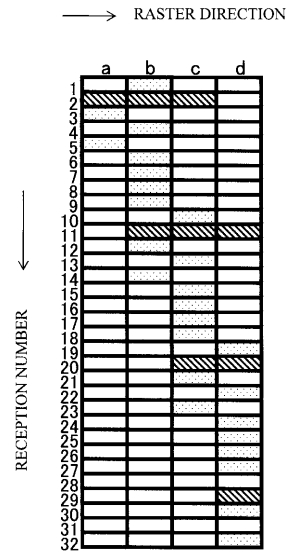
【図 3】



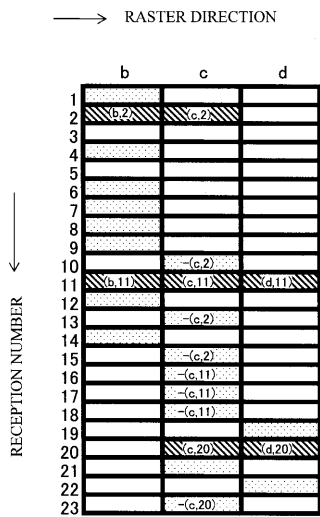
【 図 4 】



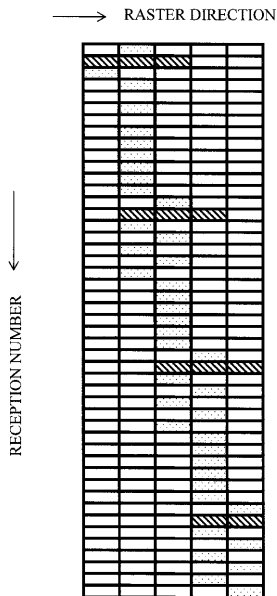
【 図 5 】



【 図 6 】



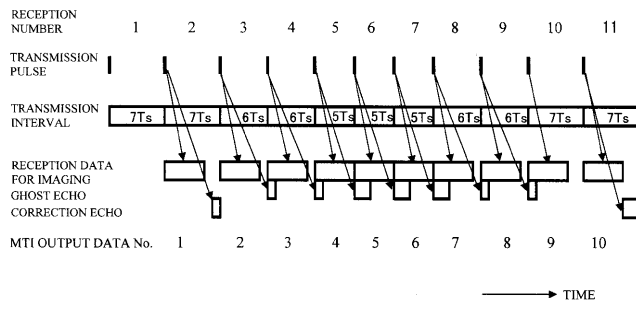
【 図 8 】



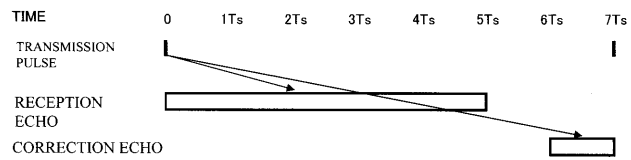
【 図 7 】

EFFECTIVE PACKET NO.	RECEPTION NO.	PROCESSING
1	10	(C,10)-(C,2)
2	13	(C,13)-(C,2)
3	15	(C,15)-(C,2)
4	16	(C,16)-(C,11)
5	17	(C,17)-(C,11)
6	18	(C,18)-(C,11)
7	21	(C,21)
8	23	(C,23)-(C,20)

【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 佐藤 武史

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内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE04 EE08 HH16 JB45 KK02 KK18

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2010017373A	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2008180998	申请日	2008-07-11
[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		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH16 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK18		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5159480B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当以相同光栅方向上的超声波传输间隔为不相等的间隔通过超声多普勒方法进行扫描时，以较小的扫描时间增加量消除或减少残留回波的影响。能够获得多普勒图像的超声诊断设备和超声诊断设备控制程序。超声波诊断装置包括数据获取单元，数据校正单元和血流信息获取单元。数据获取装置针对相同的光栅方向多次以不相等的间隔发送和接收超声波，并且改变光栅方向a，b，c，d以从多个光栅方向发送和接收超声波。采集多普勒接收到的数据（阴影区域）和校正后的回波（阴影区域）。数据校正装置使用校正后的回波（阴影部分）校正多普勒接收数据（阴影部分），以获得去除或减少了残留回波的多普勒接收数据。血流信息获取装置从已经去除或减少了残留回波的多普勒接收数据中获得血流信息。[选择图]图5

