

(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2018-122082
(P2018-122082A)

(43) 公開日 平成30年8月9日(2018.8.9)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F1

A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2017-253370 (P2017-253370)
 (22) 出願日 平成29年12月28日(2017.12.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2017-15648 (P2017-15648)
 (32) 優先日 平成29年1月31日(2017.1.31)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 594164542
 キヤノン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 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 佐藤 武史
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 高橋 広樹
 栃木県大田原市下石上1385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 HH21
 JB24 JB30 JB34 JB35 JB49
 JB51

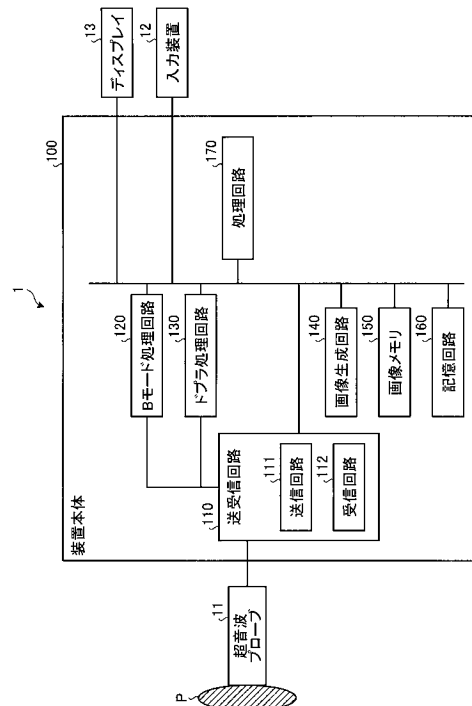
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】アーティファクトを低減した血流画像を得ること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、抽出部と、算出部と、制御部とを備える。送受信部は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から複数チャンネルの受信信号を生成する。抽出部は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第1の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第1の信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第2の信号を抽出する。算出部は、前記第2の信号から血流情報を算出する。制御部は、前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から複数チャンネルの受信信号を生成する送受信部と、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の信号を抽出する抽出部と、

前記第 2 の信号から血流情報を算出する算出部と、

前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる制御部とを備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から複数チャンネルの受信信号を生成する送受信部と、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の信号を抽出する抽出部と、

前記第 2 の信号から血流情報を算出する算出部と、

前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる制御部とを備える、超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記抽出部は、前記複数チャンネルの第 1 の信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧した後に、前記所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで前記第 2 の信号を抽出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記抽出部は、前記所定方向の成分として、チャンネル方向に対する傾きが所定の範囲内の直線となる成分を抽出し、抽出した成分を前記第 1 の信号から抑圧する、請求項 1 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記抽出部は、前記第 1 の信号をチャンネル方向にフーリエ変換して第 1 の変換信号を生成し、前記第 1 の変換信号において所定方向の成分を抑圧した後に、逆フーリエ変換してからビームフォーミングすることで前記第 2 の信号を抽出する、請求項 1 又は 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記抽出部は、前記第 1 の信号をチャンネル方向にフーリエ変換して第 1 の変換信号を生成し、前記第 1 の変換信号から所定方向の成分を抑圧した後に、深さ方向に更にフーリエ変換して第 2 の変換信号を生成し、前記第 2 の変換信号を 2 次元周波数空間で座標変換を行った後に、前記チャンネル方向及び前記深さ方向に逆フーリエ変換することで前記第 2 の信号を生成する、請求項 1 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記抽出部は、前記所定方向の成分として、チャンネル方向に対する傾きが所定の範囲内の直線となる成分を前記第 1 の変換信号から抽出し、抽出した成分を前記第 1 の変換信号から抑圧する、請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記送受信部は、前記超音波プローブに超音波を送受信させるごとに 1 フレームをスキャンして 1 フレーム分の受信信号を生成し、

前記抽出部は、組織由来の信号を抑圧するフィルタをフレーム間で掛けて第 1 の信号を抽出する、請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記抽出部は、1 フレームをスキャンする周期よりビームフォーミングを行う周期を長

50

く設定する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記抽出部は、各チャンネルの複数フレーム分の受信信号をメモリに保持し、フリーズ後に保持した受信信号を読み出して前記第 2 の信号を抽出する、請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記抽出部は、超音波の送受信を実行中は、前記第 1 の信号をビームフォーミングして血流情報を生成し、フリーズ後に、ビームフォーミングした前記第 2 の信号から前記血流情報を生成する、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記制御部は、フリーズ後に血流画像をスローモーションで前記表示部に表示させる、請求項 10 又は 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記制御部は、超音波の送受信を実行中は、1 心拍に要する時間に所定の係数を掛けた時間で、1 心拍分の血流画像を前記表示部に表示させる、請求項 1 ~ 12 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記制御部は、血流画像間でスペックルの動きを追跡することにより血液の流れを示す 2 次元ベクトルを特定し、特定した 2 次元ベクトルを表示部に表示させる、請求項 1 ~ 13 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記送受信部は、前記超音波プローブが有する複数の振動子を制御して平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波を送信させ、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から複数チャンネルの受信信号を生成する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する取得部と、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の信号を抽出する抽出部と、

前記第 2 の信号から血流情報を算出する算出部と、

前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる制御部とを備える、画像処理装置。

【請求項 17】

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する取得部と、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の信号を抽出する抽出部と

、前記第 2 の信号から血流情報を算出する算出部と、

前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる制御部とを備える、画像処理装置。

【請求項 18】

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得し、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の信号を抽出し、

10

20

30

40

50

前記第2の信号から血流情報を算出し、
前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる
処理をコンピュータに実行させる、画像処理プログラム。

【請求項19】

超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得し、

ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第1の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第1の信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第2の信号を抽出し、

前記第2の信号から血流情報を算出し、

前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる

処理をコンピュータに実行させる、画像処理プログラム。

【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、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、平面波送信或いは拡散波送信を行って1回の送信で超音波フレーム内の全受信ラスタで反射波信号をリアルタイムに受信する超音波走査（「全ラスタ並列同時受信」と呼ぶ）が可能になっている。また、フレーム間のデータ列をドブラデータ列として使用する超音波走査（「高フレームレート用超音波走査」と呼ぶ）を利用した血流映像法（「高フレームレート法」と呼ぶ）に、全ラスタ並列同時受信を適用する血流表示システム（「超高速フレームレート法」と呼ぶ）がある。

【0003】

超高速フレームレート法では、例えば、1回の超音波の送信間隔を200 μ sとすると、フレームレートは5000fps（Frames Per Second）となる。また、MTI（Moving Target Indicator）フィルタでは、フレームデータを何フレームでも処理可能である。すなわち、超高速フレームレート法では、超音波の送信間隔とフレームレートを一致させることが可能であるから、高フレームレート表示と高い折り返し速度とが確保されつつ、無限大の観測時間が得られる。すなわち、超高速フレームレート法では、低いカットオフ周波数の急峻なMTIフィルタを構成することが可能である。これにより、超高速フレームレート法では、クラッタを最大限に除去することで低流速の血流から高流速の血流まで検出可能になる。

【0004】

また、超高速フレームレート法の応用例として、5000fpsの動画像をスロー再生して観察することで、心臓や頸動脈等の中を流れる複雑な血液の流れの可視化が可能となる。更に、血流のスペックルをトラッキングすることで血液の流れの2次元ベクトル表示が可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3724846号公報

【特許文献2】特開2014-42823号公報

【特許文献3】特開2014-158698号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Takahashi et al, Echo motion imaging with adaptive clutter filter for assessment of cardiac blood flow, Japanese Journal of A

10

20

30

40

50

Applied Physics, June 2015, vol.54, no.7, pp.07HF09-1-8

【非特許文献2】Bercoff et al, Ultrafast Compound Doppler Imaging: Providing Full Blood Flow Characterization, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2011, Vol.58, No.1, pp.134-147

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、アーティファクトを低減した血流画像を得ることができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、抽出部と、算出部と、制御部とを備える。送受信部は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から複数チャンネルの受信信号を生成する。抽出部は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第1の信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第1の信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第2の信号を抽出する。算出部は、前記第2の信号から血流情報を算出する。制御部は、前記血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、セクタプローブを用いたセクタスキャン時に拡散波送信を行う場合の送信遅延制御を説明するための図である。

【図3】図3は、鏡面反射体によるアーティファクトの一例を示す図である。

【図4】図4は、鏡面反射体によるアーティファクトの一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る受信回路及びドブラ処理回路の構成例を示す図である。

【図6】図6は、アーティファクトの発生機序を説明するための図である。

【図7】図7は、アーティファクトの発生機序を説明するための図である。

【図8】図8は、アーティファクトの発生機序を説明するための図である。

【図9】図9は、アーティファクトの発生機序を説明するための図である。

【図10】図10は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図11】図11は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図12】図12は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図13】図13は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図14】図14は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図15】図15は、第1の実施形態に係るドブラ処理回路による第2の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。

【図16】図16は、第1の実施形態の変形例を説明するための図である。

【図17】図17は、第2の実施形態を説明するための図である。

【図18】図18は、第2の実施形態に係るドブラ処理回路による第2の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。

【図19】図19は、第3の実施形態に係る受信回路及びドブラ処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図20】図20は、第3の実施形態に係るドブラ処理回路による第2の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。

【図21】図21は、その他の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフ

10

20

30

40

50

ローチャートである。

【図 2 2】図 2 2 は、その他の実施形態を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用される。

【0011】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成例を示すブロック図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 と、入力装置 1 2 と、ディスプレイ 1 3 と、装置本体 1 0 0 とを備える。超音波プローブ 1 1 は、後述する装置本体 1 0 0 が備える送受信回路 1 1 0 と通信可能に接続される。また、入力装置 1 2、及びディスプレイ 1 3 は、装置本体 1 0 0 が備える各種の回路と通信可能に接続される。

10

【0012】

超音波プローブ 1 1 は、被検体 P の体表面に接触され、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ 1 1 は、複数の圧電振動子（振動子とも言う）を有する。これら複数の圧電振動子は、送受信回路 1 1 0 から供給される送信信号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体 P の体内組織において反射され、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。超音波プローブ 1 1 は、複数の圧電振動子にて受信した反射波信号を、送受信回路 1 1 0 へ送る。このように、超音波プローブ 1 1 は、超音波を送信して反射波を受信する。

20

【0013】

なお、第 1 の実施形態では、超音波プローブ 1 1 は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査（2 次元走査）する 1 D アレイプローブであってもよいし、被検体 P 内の 3 次元領域を走査（3 次元走査）するメカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブであってもよい。また、超音波プローブ 1 1 は、リニアプローブ、コンベックスプローブ及びセクタプローブであってもよい。

【0014】

入力装置 1 2 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等に対応する。入力装置 1 2 は、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 1 0 0 の各回路に対して適宜転送する。

30

【0015】

ディスプレイ 1 3 は、操作者が入力装置 1 2 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 0 において生成された超音波画像データに基づく画像（超音波画像）等を表示したりする。

【0016】

装置本体 1 0 0 は、超音波プローブ 1 1 が受信した反射波信号に基づいて、超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示すように、装置本体 1 0 0 は、例えば、送受信回路 1 1 0 と、B モード処理回路 1 2 0 と、ドプラ処理回路 1 3 0 と、画像生成回路 1 4 0 と、画像メモリ 1 5 0 と、記憶回路 1 6 0 と、処理回路 1 7 0 とを有する。送受信回路 1 1 0、B モード処理回路 1 2 0、ドプラ処理回路 1 3 0、画像生成回路 1 4 0、画像メモリ 1 5 0、記憶回路 1 6 0、及び処理回路 1 7 0 は、互いに通信可能に接続される。

40

【0017】

送受信回路 1 1 0 は、超音波プローブ 1 1 による超音波の送受信を制御する。例えば、送受信回路 1 1 0 は、送信回路 1 1 1 と受信回路 1 1 2 とを有し、後述する処理回路 1 7 0 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 1 が行う超音波送受信を制御する。

【0018】

50

送信回路 111 は、送信波形データを作成し、作成した送信波形データから超音波プローブ 11 が超音波を送信するための送信信号を生成する。そして、送信回路 111 は、超音波プローブ 11 に送信信号を印加することで、超音波がビーム状に集束された超音波ビームを送信させる。

【0019】

受信回路 112 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号に所定の遅延時間を与えて加算処理を行うことで、反射波信号の受信指向性に応じた方向から反射成分が強調された反射波データを生成し、生成した反射波データを B モード処理回路 120 及びドブラ処理回路 130 に送信する。

【0020】

例えば、受信回路 112 は、アンプ回路（適宜「Amp」と記載する）、A/D（Analog/Digital）変換器（適宜「ADC」と記載する）、直交検波回路（適宜「IQ」と記載する）等を有する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換する。

【0021】

そして、直交検波回路は、A/D 変換された反射波信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I：In-phase）と直交信号（Q 信号、Q：Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I 信号及び Q 信号（以下、IQ 信号と記載する）を反射波データとして、バッファに格納する。

【0022】

このような送受信回路 110 において、送信回路 111 は、超音波プローブ 11 が有する複数の振動子を制御して平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波（平面波の超音波送信に類似する広範囲に渡る超音波）を送信させる。例えば、送信回路 111 は、処理回路 170 の制御により、平面波の超音波を超音波プローブ 11 に送信させたり、拡散波の超音波を超音波プローブ 11 に送信させたりする。

【0023】

ここで、例えば、超音波プローブ 11 としてリニアプローブを用いたリニアスキャン時に平面波送信を行う場合には、送信回路 111 は、開口内の振動子群で同時刻に超音波を送信させる。また、例えば、超音波プローブ 11 としてコンベックスプローブを用いたコンベックススキャン時に拡散波送信を行う場合にも同様に、送信回路 111 は、開口内の振動子群で同時刻に超音波を送信させる。また、例えば、超音波プローブ 11 としてセクタプローブを用いたセクタスキャン時に拡散波送信を行う場合には、送信回路 111 は、送信遅延制御を行って拡散波の超音波を送信させる。

【0024】

図 2 は、セクタプローブを用いたセクタスキャン時に拡散波送信を行う場合の送信遅延制御を説明するための図である。図 2 では、x 軸上に 8 つの振動子を示す。図 2 に示すように、送信回路 111 は、振動子の後方に仮想の送信フォーカス位置（0, z0）を設定して、振動子後方から波面が伝播しているかのような送信遅延制御を行って拡散波送信を行う。図 2 の例では、送信回路 111 は、仮想の送信フォーカス位置（0, z0）から角度 θ の範囲において同心円状に超音波が拡散するような送信遅延制御を行って、開口幅 D の 8 つの振動子から拡散波の超音波を送信させる場合を示す。

【0025】

そして、受信回路 112 は、超音波を送信した複数の振動子で同時に反射波信号を受信する超音波走査を超音波プローブ 11 に実行させる。そして、受信回路 112 は、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波信号から複数チャンネルの受信信号を生成する。なお、以下では、送信回路 111 に平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波を送信させて、かつ、受信回路 112 に超音波を送信した複数の振動子で同時に反射波信号を受信させる超音波走査のことを、「全ラスタ並列同時受信」と呼ぶ。なお、全ラスタ並列同時受信では、超音波プローブ 11 が有する複数の振動子の全てを同時に使用するものに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ 11 が有する複数の振動子をプロ

10

20

30

40

50

ックに分け、ブロック単位で振動子を使用して全ラスタ並列同時受信の超音波走査を行うようにしてもよい。

【0026】

更に、送信回路111は、処理回路170の制御により、フレーム間のデータ列をドブラデータ列として使用する超音波走査（以下、「高フレームレート用超音波走査」と記載する）を超音波プローブ11に実行させる（特許第3724846号公報，特開2014-42823号公報を参照）。例えば、送信回路111は、処理回路170の制御により、第1走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第1超音波走査を超音波プローブ11に実行させ、第2走査範囲内の組織形状の情報を取得する第2超音波走査として当該第2走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、第1超音波走査の間

10

【0027】

Bモード処理回路120は、受信回路112が反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行う。Bモード処理回路120は、受信回路112から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点（観測点）ごとの信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。Bモード処理回路120は、生成したBモードデータを画像生成回路140へ送る。

【0028】

また、Bモード処理回路120は、高調波成分を映像化するハーモニックイメージングを行うための信号処理を行なう。ハーモニックイメージングとしては、コントラストハーモニックイメージング（CHI：Contrast Harmonic Imaging）や組織ハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）が知られている。また、コントラストハーモニックイメージングや組織ハーモニックイメージングには、スキャン方式として、振幅変調（AM：Amplitude Modulation）、「Pulse Subtraction法」や「Pulse Inversion法」と呼ばれる位相変調（PM：Phase Modulation）、AMとPMとを組み合わせることで、AMの効果及びPMの効果の双方が得られるAMPMが知られている。

20

【0029】

ドブラ処理回路130は、受信回路112から受信した反射波データより、移動体のドブラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。具体的には、ドブラ処理回路130は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。ドブラ処理回路130は、生成したドブラデータを画像生成回路140へ送る。

30

【0030】

画像生成回路140は、Bモード処理回路120やドブラ処理回路130が生成したデータから超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成したBモードデータから、反射波の強度を輝度で表したBモード画像データを生成する。また、画像生成回路140は、ドブラ処理回路130が生成したドブラデータから、移動体情報（血流情報）を表すドブラ画像データを生成する。このドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。すなわち、画像生成回路140は、血流情報から血流画像を生成する。

40

【0031】

画像メモリ150は、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、及び画像生成回路140により生成されたデータを記憶するメモリである。例えば、画像メモリ150は、画像生成回路140により生成された超音波画像データを、被検体Pの心電波形に対応付けて記憶する。

【0032】

記憶回路160は、各種データを記憶する記憶装置である。例えば、記憶回路160は

50

、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路160に記憶されるデータは、図示しないインタフェース部を介して、外部装置へ転送することができる。

【0033】

また、記憶回路160は、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、及び画像生成回路140により生成されたデータを記憶する。例えば、記憶回路160は、操作者により指定された所定心拍分の超音波画像データを記憶する。

【0034】

処理回路170は、超音波診断装置1の処理全体を制御する。具体的には、処理回路170は、入力装置12を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路160から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づいて、送受信回路110、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、及び画像生成回路140等の処理を制御する。また、処理回路170は、画像メモリ150が記憶する超音波画像データをディスプレイ13に表示させる。例えば、処理回路170は、画像メモリ150が記憶するBモード画像データをディスプレイ13に表示させる。また、処理回路170は、画像メモリ150が記憶するドブラ画像データをディスプレイ13に表示させる。

【0035】

例えば、処理回路170は、送信回路111及び受信回路112を制御して、全ラスタ並列同時受信を超音波プローブ11に実行させる。すなわち、処理回路170は、送信回路111に平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波を送信させて、かつ、受信回路112に超音波を送信した複数の振動子で同時に反射波信号を受信させる。また、例えば、処理回路170は、送信回路111を制御して、高フレームレート用超音波走査を超音波プローブ11に実行させる。すなわち、処理回路170は、第1走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第1超音波走査を超音波プローブ11に実行させ、第2走査範囲内の組織形状の情報を取得する第2超音波走査として当該第2走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、第1超音波走査の間に時分割で超音波プローブ11に実行させる。また、例えば、処理回路170は、送信回路111及び受信回路112を制御して、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法を超音波プローブ11に実行させる。

【0036】

なお、図1における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路160に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路160にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。

【0037】

このように構成される超音波診断装置1では、超音波を用いて血流を映像化する手法 (カラードブラ法) は広く一般的に使用されている。ここで、Bモード像は60dBもの広いダイナミックレンジの信号を表示するが、血流像の場合は20dB程度の狭い範囲の信号を表示する。このため、例えば、平面波送信或いは拡散波送信を行って1回の送信で超

10

20

30

40

50

音波フレーム内の全受信ラスタで反射波信号をリアルタイムに受信する超音波走査（全ラスタ並列同時受信）を行った場合、Bモード像では明らかに方位方向の分解能低下が認められるが、血流像では方位方向の分解能の低下はあまり認められない。

【0038】

このように、血流像においては方位方向の分解能低下は大きな問題にならないので、平面波或いは拡散波送信による血流表示は、多くの場合で有用な臨床画像を提供できる可能性がある。しかしながら、全ラスタ並列同時受信では、心臓の弁や壁といった鏡面反射体（強反射体）からの信号が血流像の中にアーティファクトになって現れる場合がある。

【0039】

図3及び図4は、鏡面反射体によるアーティファクトの一例を示す図である。図3及び図4では、血流情報をパワー表示した場合の一例を示す。図3では、コンベックスプローブを用いて拡散波送信を行って、肝臓の血流信号を表示した画像の一例を示す。図3では、円弧状にアーティファクトAF-1及びAF-2が発生している。図4ではセクタプローブを用いて拡散波送信を行って心臓の血流信号を表示した画像を示す。図4では、図3と同様に円弧状にアーティファクトAF-3及びAF-4が発生している。

10

【0040】

ところで、このような円弧状のアーティファクトの低減を試みる方法が開示されている。例えば、非特許文献1に記載の第1の方法では、MTIフィルタのカットオフ周波数をBモードの心臓の動きに応じて変化させることで、円弧状のアーティファクトを低減させる。

20

【0041】

この第1の方法では、円弧状のアーティファクトが発生するのは弁等の強反射体が高速に移動する時相であり、この時相はMTIフィルタのカットオフ周波数を上げることでアーティファクトの発生を抑圧している。しかし、カットオフ周波数を上げることは血流信号も抑圧することになり、血液の流れの観察や2次元速度ベクトルの計算に支障がある場合がある。また、MTIフィルタのカットオフ周波数を上げて、円弧状のアーティファクトを完全には除去することはできない。

【0042】

また、非特許文献2に記載の第2の方法は、複数の方向から平面波を送信して位置補正後にコヒーレントに加算することで通常の送信フォーカスと同等以上の性能を得るものであり、至極まっとうな方法である。しかし、第2の方法では、複数の送信を行うためにフレームレートが低下するという問題がある。更に、受信信号を加算することはドプラ信号に対してLPF(Low Pass Filter)を掛けることになるので、高流速の血流が除去されてしまうという問題がある。この2つの問題は、目視で血液の流れを観察したり、2次元速度ベクトルを計算したりする上では看過できない問題である。

30

【0043】

なお、サイドローブ低減という目的に対しては、MV(Minimum Variance)法、APES(Amplitude and Phase Estimation)法、PCI(Phase Coherence Imaging)法といったアダプティブビームフォーミングの技術が知られている。しかし、MV法、APES法、PCI法といったアダプティブビームフォーミングを試みてみたが、円弧状のアーティファクトはほとんど低減しなかった。

40

【0044】

このようなことから、例えば、図3及び図4に示すような、平面波或いは拡散波送信を行って全ラスタ並列同時受信で血流表示を行った際に発生するアーティファクトを除去することが望まれる。そこで、以下では、強反射体から発生するサイドローブの対策方法について説明する。

【0045】

まず、図5を用いて、第1の実施形態に係る受信回路112及びドプラ処理回路130の構成例について説明する。図5は、第1の実施形態に係る受信回路112及びドプラ処理回路130の構成例を示す図である。振動子は、送信回路111から供給される送信信

50

号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体 P の体内組織において反射され、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。振動子は、受信した反射波信号を、受信回路 112 へ送る。なお、図 5 では、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明する。

【0046】

送信回路 111 は、処理回路 170 の制御により、フレーム間のデータ列をドブラデータ列として使用する超音波走査を超音波プローブ 11 に実行させる（特許第 3724846，特開 2014-42823 号公報を参照）。そして、受信回路 112 は、超音波プローブ 11 に超音波を送受信させるごとに 1 フレームをスキャンして 1 フレーム分の受信信号を生成する。

10

【0047】

また、送信回路 111 は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信させる。例えば、送信回路 111 は、超音波プローブ 11 が有する複数の振動子を制御して平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波を送信させる。そして、受信回路 112 は、超音波を送信した複数の振動子で同時に反射波信号を受信する超音波走査を超音波プローブ 11 に実行させる。

【0048】

図 5 に示すように、受信回路 112 は、N 個の振動子（振動子 - 1、・・・振動子 - N）に接続される。なお、各振動子は、各チャンネルに対応する。また、図 5 に示すように、受信回路 112 は、振動子 - 1 により受信された反射波信号を処理するためのサブ回路として、アンプ回路 201 - 1（図 5 中では Amp と記載）と、A/D 変換器 202 - 1（図 5 中では ADC と記載）と、直交検波回路 203 - 1（図 5 中では IQ と記載）とを有する。同様に、受信回路 112 は、振動子 - N により受信された反射波信号を処理するためのサブ回路として、アンプ回路 201 - N（図 5 中では Amp と記載）と、A/D 変換器 202 - N（図 5 中では ADC と記載）と、直交検波回路 203 - N（図 5 中では IQ と記載）とを有する。

20

【0049】

ここで、アンプ回路 201 - 1 とアンプ回路 201 - N とを区別しない場合には、アンプ回路 201 と記載し、A/D 変換器 202 - 1 と A/D 変換器 202 - N とを区別しない場合には、A/D 変換器 202 と記載し、直交検波回路 203 - 1 と直交検波回路 203 - N とを区別しない場合には、直交検波回路 203 と記載する。すなわち、受信回路 112 には、アンプ回路 201 と A/D 変換器 202 と直交検波回路 203 とが、振動子（チャンネル）ごとに設けられる。なお、上述したように、アンプ回路 201 は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。また、A/D 変換器 202 は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換する。直交検波回路 203 は、反射波信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I : In-phase）と直交信号（Q 信号、Q : Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路 203 は、変換した I 信号及び Q 信号をドブラ処理回路 130 に送る。また、直交検波回路 203 は、変換した I 信号及び Q 信号をビームフォーマー 204 に送る。

30

40

【0050】

ビームフォーマー 204 は、ビームフォーミング機能を実行する。すなわち、ビームフォーマー 204 は、直交検波回路 203 により変換された各チャンネルの I 信号及び Q 信号を用いた整相加算処理により、反射波データを生成する。ビームフォーマー 204 は、生成した反射波データを B モード処理回路 120 に出力する。

【0051】

ドブラ処理回路 130 は、振動子 - 1 により受信された反射波信号に対する処理を実行するサブ回路として、メモリ 131 - 1 と MTI フィルタ 132 - 1 とを有する。また、ドブラ処理回路 130 は、振動子 - N により受信された反射波信号に対する処理を実行するサブ回路として、メモリ 131 - N と MTI フィルタ 132 - N とを有する。ここで、メ

50

メモリ 131 - 1 とメモリ 131 - N とを区別しない場合には、メモリ 131 と記載し、MTI フィルタ 132 - 1 と MTI フィルタ 132 - N とを区別しない場合には、MTI フィルタ 132 と記載する。なお、MTI フィルタのことをフィルタ処理回路とも言う。また、ドブラ処理回路 130 は、ビームフォーマー 133 と自己相関回路 134 と算出回路 135 とを有する。

【0052】

メモリ 131 は、各チャンネルの複数フレーム分の受信信号をメモリに保持する。なお、メモリ 131 は、各チャンネルの複数フレーム分の受信信号を格納可能な容量を有するものとする。

【0053】

MTI フィル 132 は、MTI フィルタ機能を実行する。血流表示を行うためのスキャンには種々の方法があるが、ここでは高フレームレート法について説明する。すなわち、MTI フィルタ 132 は、組織由来の信号を抑圧するフィルタをフレーム間で掛けて第 1 の血流信号を抽出する。例えば、1 回の送信で全ラスタ並列同時受信を行って得られた 1 フレームの画像をメモリ 131 に数フレーム分記憶しておき、フレーム間でフィルタ処理を行うことによって組織からの信号を除去する。言い換えると、MTI フィル 132 は、フレーム間のデータ列をドブラデータ列としてフィルタ処理を行う。MTI フィル 132 は、これらのフィルタ処理をチャンネル毎に行う。ここで、MTI フィル 132 は、静止又は動きの小さい信号を除去するフィルタ処理を行う。例えば、MTI フィル 132 は、IIR (Infinite Impulse Response) フィルタでもよいし、特開 2014 - 15869 8 号公報にて開示されているような主成分分析によるフィルタでもよい。

【0054】

補正回路 300 は、強反射体から発生するサイドローブを抑圧する補正処理を実行する。なお、補正回路 300 の詳細については後述する。ビームフォーマー 133 は、ビームフォーミング機能を実行する。すなわち、ビームフォーマー 133 は、補正回路 300 による補正処理後の各チャンネルの反射波信号を用いた整相加算処理により、反射波データを生成する。ビームフォーマー 133 は、生成した反射波データを自己相関回路 134 に出力する。

【0055】

自己相関回路 134 は、ビームフォーマー 133 により生成された反射波データを用いて、自己相関演算を行い、算出回路 135 は、血流信号の速度 (V)、パワー (P)、分散 (T) を推定する。すなわち、算出回路 135 は、第 2 の血流信号から血流情報を算出する。

【0056】

ところで、平面波或いは拡散波送信で全ラスタ並列同時受信を行って血流表示を行った場合に、強反射体から発生するサイドローブの発生の機序については、解明されていなかった。また、本出願人は、特願 2015 - 181125 及び特願 2015 - 181126 で、円弧状アーティファクトの原因を回路の飽和と推定してアーティファクトを低減する方法を提案した。しかし、その後の調査により、回路が飽和していなくても円弧状アーティファクトが発生する場合があり、回路が飽和するとアーティファクトがより顕著になるということ突き止めた。そこで、平面波或いは拡散波送信で全ラスタ並列同時受信を行って血流表示を行った場合に、強反射体から発生するサイドローブの発生の機序について説明し、次いで強反射体から発生するサイドローブの対策方法について説明する。

【0057】

まず、強反射体から発生するサイドローブを抑圧する補正処理の説明に先立って、アーティファクトの発生機序を説明する。ここでは、アーティファクトの発生機序を説明するために、MTI フィルタ 132 を通過後の信号とアーティファクトの関係について説明する。図 6 から図 9 は、アーティファクトの発生機序を説明するための図である。

【0058】

図 6 では、セクタプローブで拡散波を送信した場合に、心臓内にアーティファクトが現

10

20

30

40

50

れている画像を示す。なお、図6に示す各画像はすべて対数圧縮を行って表示している。図6では、左側から順にCH-B画像、CH-血流画像、BF後-B画像、BF後-血流画像、SC後-B画像、SC後-血流画像を示す。

【0059】

CH-B画像は、直交検波回路203により出力された各チャンネルの信号の振幅を画像化したものである。CH-血流画像は、MTIフィルタ132を通過後の信号の振幅を画像化したものである。なお、CH-B画像及びCH-血流画像では、横方向がチャンネル方向を示し、縦方向が深さ(時間)を示す。また、CH-血流画像は、対数圧縮後の画像でもよいが、対数圧縮前の振幅の画像を使用した方が後述の直線検出の感度が高いので好適である。

10

【0060】

BF後-B画像は、ビームフォーマー204によりビームフォーミングされた後の信号を画像化したものである。BF後-血流画像は、ビームフォーマー133によりビームフォーミングされた後の信号を画像化したものである。SC後-B画像は、ディスプレイ13用に信号を座標変換した後のBモード画像であり、SC後-血流画像は、ディスプレイ13用に信号を座標変換した後の血流画像である。

【0061】

ここで、図6のSC後-B画像において囲んだ領域6aは、心臓の弁を示す。また、図6のSC後-血流画像において囲んだ領域6bには円弧状のアーティファクトが発生している。また、SC後-血流画像において、SC後-B画像の領域6aに対応する領域を領域6cで示す。図6のSC後-B画像とSC後-血流画像とを見比べると、SC後-血流画像において見える円弧状のアーティファクトと、SC後-B画像において囲んだ領域6aとが重なる位置関係にある。このため、SC後-血流画像において囲んだ領域6bに見える円弧状のアーティファクトは、SC後-血流画像において囲んだ領域6cの心臓の弁が原因であることが分かる。

20

【0062】

また、図6のCH-血流画像には、チャンネル方向に水平な線6dが表示されている。ここで、CH-B画像には、CH-血流画像において見られる線を観察できないことから、図6のCH-血流画像における線6dは、MTIフィルタ132を通過した信号である。すなわち、図6のCH-血流画像における線6dは、移動体に由来する信号である。また、図6のSC後-B画像から、この移動体が心臓の弁であると特定できる。

30

【0063】

図6のCH-血流画像において表示される線が常にチャンネル方向に水平な直線であることを別の画像で検証した例について説明する。図7では、図6と同様に、セクタプローブで拡散波を送信した場合に、心臓内にアーティファクトが現れている画像を示す。なお、図7で示す画像はすべて対数圧縮を行って表示している。また、図7では、図6と同様に、左側から順にCH-B画像、CH-血流画像、BF後-B画像、BF後-血流画像、SC後-B画像、SC後-血流画像を示す。図7に示すCH-B画像、CH-血流画像、BF後-B画像、BF後-血流画像、SC後-B画像、SC後-血流画像は、図6に示すCH-B画像、CH-血流画像、BF後-B画像、BF後-血流画像、SC後-B画像、SC後-血流画像と同様であるので、詳細な説明を省略する。

40

【0064】

図7のSC後-B画像において、画像のセンターから左右にほぼ対称な位置に強輝度の心臓壁7a及び心臓壁7bがある。また、図7のSC後-血流画像において囲んだ領域7cには円弧状のアーティファクトが発生している。また、SC後-血流画像において、SC後-B画像の領域7bに対応する領域を領域7dで示す。SC後-血流画像において見える円弧状のアーティファクトと、SC後-B画像における右側の心臓壁7bとが重なる位置関係にある。このため、SC後-血流画像における円弧状のアーティファクトは、右側の心臓壁7bの部分が原因であることが分かる。

【0065】

50

また、図7のCH - 血流画像において、チャンネル方向に水平な線7eが表れている。ここで、SC後 - 血流画像において、左側の心臓壁はほとんど見えないので、図7のCH - 血流画像におけるチャンネル方向に水平な線7eは、右側の心臓壁からの反射エコーが原因で現れていることが分かる。

【0066】

一方、図7のCH - B画像において、領域7fで示す右肩下がりの信号が現れている。SC後 - B画像において、左側の心臓壁7a付近の信号強度は周囲より高いから、CH - B画像の領域7fで見える右肩下がりの信号は、左側の心臓壁7aが原因であることが分かる。SC後 - B画像で左側の心臓壁7aの位置にある反射源から各チャンネルで受信するエコー信号は、左側のチャンネルは反射源からの距離が短いので早く反射波を受信し、右側のチャンネルは反射源からの距離が長いので遅れて反射波を受信することになるので、CH - B画像の領域7fの様に右肩下がりの信号になるのは自然である。

10

【0067】

また、図7のSC後 - B画像において、左側の心臓壁7aと対称の位置にある右側の心臓壁7bの位置にある反射源からのエコー信号では、右側のチャンネルは反射源からの距離が短いので早く反射波を受信し、左側のチャンネルは反射源からの距離が長いので遅れて反射波を受信することになり、左肩下がりの信号になるはずである。しかしながら、SC後 - B画像において、右側の心臓壁7bの位置にある反射源からのエコー信号が、図7のCH - 血流画像では、異常なことに水平の直線状になっている。

20

【0068】

上述した説明では、反射源からの受信エコーを、DAS(delay and sum)ビームフォーマーで想定しているような点反射体から発生する球面波と考えてきた。通常の送信フォーカスを掛けた場合には、主に送信ビーム上からエコーが返ってくる。したがって、反射源からの受信エコーを点反射体から発生する球面波と考えるのは自然である。また、平面波を送信する場合或いは拡散波を送信する場合であっても、散乱体や点反射体からのエコーはある1点からエコーが球面波で帰ってくると考えてよい。

【0069】

次に、反射源が鏡面反射体である場合の受信エコーについて検討する。図8では、リニアプローブでのリニアスキャン時に平面波の送信波面が鏡面反射体に対して垂直に入射して反射する場合を示す。図8では、破線で送信波面を示し、実線で受信波面を示す。送信波面が鏡面反射体に垂直に入射して反射すると、実線で示すように平面波で反射する。ここで、鏡面反射体の表面を多数の点反射体の集合として置き換えても、ホイヘンスの原理から波面の先端は直線になると理解できる。なお、厳密には鏡面反射体の端部で送信波面が回折するが、ここでは送信波面の回折を無視する。

30

【0070】

このような平面波の受信信号は、各チャンネルで同一時刻(深さ)にエコーが入力されるから、図6のCH - 血流画像や図7のCH - 血流画像に現れるような、各チャンネルの信号画像がチャンネル方向に水平な直線のパターンになる。つまり、チャンネル方向に水平な直線は、平面波を送信した場合に、鏡面反射体からの反射エコーが球面波ではなく、平面波であることに起因する。鏡面反射は、角度がわずかでも異なると反射方向が変わるので、定常的にアーティファクトが発生するのではなく、ちょうど角度が合った一瞬だけアーティファクトが発生する。これは実際の現象と一致する。なお、セクタプローブでのセクタスキャン時に拡散波を送信する場合も、座標変換する前の状態で考えれば、図8に示す、リニアプローブでのリニアスキャン時に平面波を送信する場合と同様に考えることができる。

40

【0071】

なお、通常の送信フォーカスを行っている場合には、仮に上述の鏡面反射体からのアーティファクトが発生したとしても問題が顕在化しない。図9では、通常の送信フォーカスを行っている場合を示す。図9に示す通常の超音波送信では、超音波の受信ラスタと同じラスタ上に送信フォーカスを掛けて、1送信につき1ラスタで受信する。つまり送信と受

50

信の双方によってフォーカスが掛かるために、送受信場のサイドローレベルは低く、ほぼラスタ上にある反射体の反射波信号だけを受信する。このような場合、鏡面反射体からの信号は送信ビーム内にしか広がらないので、仮にアーティファクトが見えたとしても並列同時受信数内のラスタ（通常 1 ~ 4）にしか現れない。一方で、図 8 に示すように、全ラスタ並列同時受信では、同一の送信ビームなので全ラスタに影響が及び、円弧状のアーティファクトが発生する。

【 0 0 7 2 】

このように、平面波を送信した際に、鏡面反射体からの反射エコーが平面波である場合に、各チャンネルの信号画像においてチャンネル方向に水平な直線パターンのアーティファクトが発生する。そこで、第 1 の実施形態では、ドブラ処理回路 1 3 0 は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。或いは、ドブラ処理回路 1 3 0 は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。

10

【 0 0 7 3 】

以下では、第 1 の実施形態に係るドブラ処理回路 1 3 0 の処理の詳細について説明する。より具体的には、MTI フィルタ 1 3 2 によるフィルタ処理後の信号に対する第 2 の血流信号抽出処理について説明する。図 1 0 から図 1 3 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 1 0 では、セクタプローブで拡散波を送信した場合に、心臓内にアーティファクトが現れている画像を示す。なお、図 1 0 で示す画像はすべて対数圧縮を行って表示している。

20

【 0 0 7 4 】

図 1 0 では、左側から順に CH - 血流画像、CH - 血流画像（直線検出）、CH - 血流画像（直線抽出）、CH - 血流画像（補正後）、SC 後 - 血流画像（未補正）、SC 後 - 血流画像（補正後）を示す。図 1 0 の CH - 血流画像の画像は図 6 及び図 7 の CH - 血流画像と同一である。なお、以下に示す CH - 血流画像は、横方向に CH（チャンネル）方向を取って、縦方向に深さ（時間）を取る。また、以下の図で示す CH - 血流画像は見やすいように対数圧縮を行って表示しているが、補正回路 3 0 0 で生成する CH - 血流画像は対数圧縮を行わない振幅信号を使用するものとする。

30

【 0 0 7 5 】

補正回路 3 0 0 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧する。例えば、補正回路 3 0 0 は、第 1 の血流信号から CH - 血流画像を生成する。ここで、補正回路 3 0 0 は、各 MTI フィルタ 1 3 2 から出力された、チャンネル毎の第 1 の血流信号の振幅を取って、CH - 血流画像を生成する。

【 0 0 7 6 】

そして、補正回路 3 0 0 は、CH - 血流画像から所定方向の成分を検出する。例えば、補正回路 3 0 0 は、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタを掛ける。ここで、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタとして、以下（式 1）に示す係数行列を畳み込む。

40

【 0 0 7 7 】

【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式 } 1)$$

【 0 0 7 8 】

補正回路 3 0 0 は、ソーベルフィルタを掛けることにより、図 1 0 の CH - 血流画像（

50

直線検出)を得る。続いて、補正回路300は、CH-血流画像(直線検出)に適切な閾値処理をして2値化した結果を縦方向に膨張処理のモフォロジー・フィルタを掛けてつながりを改善する。これにより、補正回路300は、図10のCH-血流画像(直線抽出)を得る。なお、補正回路300は、チャンネル方向に水平な直線を検出するのにソーベルフィルタを使用する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、補正回路300は、特定の傾きの直線を検出する公知の手法を使用することができる。

【0079】

そして、補正回路300は、抽出した複数チャンネルの第1の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧する。図11を用いて、補正回路300による抑圧処理を説明する。図11では、横軸に入力値を示し、縦軸に出力値を示す。図11に示すように、補正回路300は、図10のCH-血流画像(直線抽出)において、入力値が未満の場合は入力値を出力するが、入力値が以上の信号に対しては抑圧する。たとえば入力値を $1/4$ (-12 dB)にする。すなわち、補正回路300は、入力値に応じて抑圧値を変えるように制御する。これにより、アーティファクトが発生する位置により画像のゲイン変化の不自然さを低減することができる。このような抑圧処理により、補正回路300は、図10のCH-血流画像(補正後)を得る。図10のCH-血流画像(補正後)では、補正回路300は、抽出した領域の振幅値を -12 dBで抑圧した場合を示す。

10

【0080】

ビームフォーマー133は、複数チャンネルの第1の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第2の血流信号を抽出する。ビームフォーマー133は、DASによりビームフォーミングを行う。

20

【0081】

なお、ビームフォーマー133によるビームフォーミングに続いて、自己相関回路134は、ラグが0及び1の自己相関演算を行う。そして、算出回路135は、血流信号の速度・分散・パワーを血流情報として計算する。これらの信号は、図1の画像生成回路140で座標変換されて画像メモリ150に保存される。そして、処理回路170は、血流画像をディスプレイ13に表示させる。例えば、処理回路170は、図10のSC後-血流画像(補正後)に示す、座標変換後の血流信号のパワー画像をディスプレイ13に表示させる。なお、各MTIフィルタ132から出力された、チャンネル毎の第1の血流信号をビームフォーミングして、血流情報を計算した血流画像を、図10のSC後-血流画像(未補正)に示す。言い換えると、図10のSC後-血流画像(未補正)は、MTIフィルタ132によるフィルタ処理後の信号に対する第2の血流信号抽出処理を行わずに、生成した血流画像である。SC後-血流画像(未補正)とSC後-血流画像(補正後)とを比較した場合、SC後-血流画像(未補正)で見られるアーティファクトがSC後-血流画像(補正後)では消えていることが分かる。また、SC後-血流画像(補正後)では、直線を検出した領域を0にするのではなく $1/4$ の振幅(-12 dB)にしているのでも自然である。

30

【0082】

図12では、セクタプローブで拡散波を送信した場合に、心臓内にアーティファクトが現れている画像の別例を示す。図12では、動きが大きいクラッタ成分に由来する信号を含んだフレームを示す。なお、図12で示す画像はすべて対数圧縮を行って表示している。図12では、図10と同様に、左側から順にCH-血流画像、CH-血流画像(直線抽出)、CH-血流画像(直線抽出)、CH-血流画像(補正後)、SC後-血流画像(未補正)、SC後-血流画像(補正後)を示す。

40

【0083】

図12のCH-血流画像の画像は図6及び図7に示すCH-血流画像と同様にして生成される。なお、以下に示すCH-血流画像は、横方向にチャンネル方向を取って、縦方向に深さ(時間)を取る。また、以下の図で示すCH-血流画像は見やすいように対数圧縮を行って表示しているが、補正回路300で生成するCH-血流画像は対数圧縮を行わない

50

振幅信号を使用するものとする。

【 0 0 8 4 】

補正回路 3 0 0 は、第 1 の血流信号から図 1 2 に示す C H - 血流画像を生成する。ここで、補正回路 3 0 0 は、各 M T I フィルタ 1 3 2 から出力された、チャンネル毎の第 1 の血流信号の振幅を取って、C H - 血流画像を生成する。ここで、図 1 2 の C H - 血流画像の輝度がかなり明るくなっている。このような場合は、S C 後 - 血流画像（未補正）でモーションアーティファクトが多い画像になってしまう問題があるのと同時に、横流れの大きいサイドローブの多い画像になる。

【 0 0 8 5 】

M T I フィルタ 1 3 2 を通過した後の組織の消え残りは動きやスペックルの位相変化によってチャンネル毎に大きく変化する場合がある。このような場合に、例えば 1 つのチャンネルだけに振幅の大きな信号が残ると、D A S によるビームフォーミング後には大きなサイドローブになる。このように弁や壁のように反射強度が大きくて動きが大きい組織からの信号であって、M T I フィルタ 1 3 2 を通過した後の消え残りの信号の振幅が大きい場合には、S C 後 - 血流画像（未補正）において、問題が発生する。そこで、D A S によるビームフォーミング前に振幅を低減する、高輝度を抑える処理を実行することで、モーションアーティファクトを低減するとともに、サイドローブを低減するという 2 つの効果期待できる。

10

【 0 0 8 6 】

図 1 3 では、横軸に入力値を示し、縦軸に出力値を示す。図 1 3 に示すように、補正回路 3 0 0 は、図 1 2 の C H - 血流画像において、入力値が 以上である信号について、予め決められた方法で入力値を抑圧した出力値を出力する。すなわち、補正回路 3 0 0 は、入力値に応じて抑圧値を変えるように制御する。これにより、アーティファクトが発生する位置により画像におけるゲイン変化の不自然さを低減することができる。このような抑圧処理により、補正回路 3 0 0 は、図 1 2 の C H - 血流画像の振幅を低減する。更に、この高輝度を抑える処理により、補正回路 3 0 0 は、直線を検出する際の閾値を、最大値に対する所定の割合とすることが可能になり、処理をロバスト最適化できる。

20

【 0 0 8 7 】

図 1 2 の S C 後 - 血流画像（未補正）において、心腔内に見える円弧状のアーティファクトは、弁が原因である。しかし、C H - 血流画像（直線抽出）において、弁に対応する部分に直線を検出していない。S C 後 - 血流画像（補正後）では、S C 後 - 血流画像（未補正）と比較してアーティファクトが低減している。このアーティファクトの低減は、直線を検出して抑圧したことによる効果ではなく、高輝度の信号を抑圧する処理により得られる効果である。このように、各チャンネルの M T I フィルタ 1 3 2 の出力値が大きい信号を抑圧することで、サイドローブを低減したり、アーティファクトを低減したりすることができる。また、図 1 2 の S C 後 - 血流画像（未補正）において、画像下部の心臓壁のモーションアーティファクトによる高輝度な部分も、高輝度を抑える処理によって輝度が低下し、モーションアーティファクトを大幅に低減している。

30

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 1 4 では、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明する。図 1 4 に示すステップ S 1 は、送信回路 1 1 1 により実現されるステップである。ステップ S 1 では、送信回路 1 1 1 は、超音波プローブ 1 1 に平面波又は拡散波の超音波を送信させる。

40

【 0 0 8 9 】

ステップ S 2 は、受信回路 1 1 2 により実現されるステップである。ステップ S 2 では、受信回路 1 1 2 は、反射波信号を受信して受信信号を生成する。受信回路 1 1 2 は、生成した受信信号をドプラ処理回路 1 3 0 に出力する。これにより、各チャンネルの受信信号は、各振動子に対応するメモリ 1 3 1 に格納される。なお、受信回路 1 1 2 は、ビームフォーマー 2 0 4 を介して、生成した受信信号を B モード処理回路 1 2 0 に出力する。

50

【 0 0 9 0 】

ステップ S 3 及びステップ S 4 は、MTI フィルタ 1 3 2 により実現されるステップである。ステップ S 3 では、MTI フィルタ 1 3 2 は、各チャンネルの受信信号をメモリ 1 3 1 から取得する。例えば、MTI フィルタ 1 3 2 - 1 は、振動子 - 1 に対応するメモリ 1 3 1 - 1 から受信信号を取得し、MTI フィルタ 1 3 2 - N は、振動子 - N に対応するメモリ 1 3 1 - N から受信信号を取得する。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 4 では、MTI フィルタ 1 3 2 は、第 1 の血流信号を抽出する。例えば、MTI フィルタ 1 3 2 は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の血流信号を抽出する。

10

【 0 0 9 2 】

ステップ S 5 では、ドブラ処理回路 1 3 0 は、第 2 の血流信号抽出処理を実行する。図 1 5 は、第 1 の実施形態に係るドブラ処理回路による第 2 の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 1 5 に示す処理は、図 1 4 に示すステップ S 5 の処理に対応する。

【 0 0 9 3 】

図 1 5 に示すステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 4 は、補正回路 3 0 0 により実現されるステップである。ステップ S 1 0 1 では、補正回路 3 0 0 は、第 1 の血流信号から CH - 血流画像を生成する。ここで、補正回路 3 0 0 は、各 MTI フィルタ 1 3 2 から出力された、チャンネル毎の第 1 の血流信号の振幅を取って、CH - 血流画像を生成する。

20

【 0 0 9 4 】

ステップ S 1 0 2 では、補正回路 3 0 0 は、振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧する。例えば、補正回路 3 0 0 は、CH - 血流画像の入力値が所定の閾値以上である信号について、所定の比率を入力値に掛けて抑圧した出力値を出力する。言い換えると、補正回路 3 0 0 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧する。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 1 0 3 では、補正回路 3 0 0 は、所定方向の成分を検出する。例えば、補正回路 3 0 0 は、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタを CH - 血流画像に掛ける。ここで、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタとして、上記(式 1) に示す係数行列を置み込む。そして、補正回路 3 0 0 は、この出力に適切な閾値処理をして 2 値化した結果を縦方向に膨張処理のモフォロジー・フィルタを掛けてつながりを改善する。

30

【 0 0 9 6 】

ステップ S 1 0 4 では、補正回路 3 0 0 は、抽出した複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧する。ステップ S 1 0 5 では、ビームフォーマー 1 3 3 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 1 0 5 は、ビームフォーマー 1 3 3 により実現されるステップである。ビームフォーマー 1 3 3 は、DAS によりビームフォーミングを行う。すなわち、ビームフォーマー 1 3 3 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧した後に、所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。なお、補正回路 3 0 0 は、図 1 5 に示す、ステップ S 1 0 2 の処理、或いは、ステップ S 1 0 3 及びステップ S 1 0 4 の処理のいずれか一方を省略してもよい。すなわち、ビームフォーマー 1 3 3 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。或いは、ビームフォーマー 1 3 3 は、複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。

40

【 0 0 9 8 】

図 1 4 に戻る。ステップ S 6 は、算出回路 1 3 5 により実現されるステップである。ス

50

ステップ S 6 では、算出回路 1 3 5 は、第 2 の血流信号から血流情報を算出する。例えば、算出回路 1 3 5 は、血流情報として、血流信号の速度 (V)、パワー (P)、分散 (T) を推定する。

【 0 0 9 9 】

ステップ S 7 は、画像生成回路 1 4 0 により実現されるステップである。ステップ S 7 では、画像生成回路 1 4 0 は、血流情報から血流画像を生成する。ステップ S 8 は、処理回路 1 7 0 により実現されるステップである。ステップ S 8 では、処理回路 1 7 0 は、血流画像をディスプレイ 1 3 に表示させる。

【 0 1 0 0 】

ここで、超音波走査のフレームレートが 6 0 0 0 f p s であり、表示レートが 6 0 f p s の場合、リアルタイムでディスプレイ 1 3 に表示される情報は、超音波走査したフレームのうち僅かなフレームになる。このようなことから、処理回路 1 7 0 は、心臓の血液の流れを観察する場合には、超音波走査をフリーズした後に 6 0 0 0 f p s 或いは 1 / 1 0 に間引いた 6 0 0 f p s の情報をスローで再生する。こうすることで、操作者は、血液の流れを目視で観察することができる。このように、スローで再生する場合は、6 0 0 0 f p s もしくは 6 0 0 f p s の画像が必要になる。この場合、処理回路 1 7 0 は、リアルタイムに必要なフレーム数の画像を生成してもよいし、メモリ 1 3 1 に 1 心拍分のデータを保存しておいて、フリーズ後に 1 心拍分の画像を生成するようにしてもよい。

10

【 0 1 0 1 】

なお、処理回路 1 7 0 は、超音波走査をフリーズした後にスローモーション表示を行う代わりに、超音波の送受信を実行中は、1 心拍に要する時間に所定の係数を掛けた時間で、1 心拍分の血流画像をディスプレイ 1 3 に表示させるようにしてもよい。例えば、処理回路 1 7 0 は、特開 2 0 0 1 - 1 7 8 7 2 3 号公報に開示されているような方法でスキャン時に 1 心拍を N 心拍の時間を掛けて表示することで N 倍のスローモーション表示を行う。

20

【 0 1 0 2 】

また、処理回路 1 7 0 は、血流画像間でスペックルの動きを追跡することにより血液の流れを示す 2 次元ベクトルを特定し、特定した 2 次元ベクトルをディスプレイ 1 3 に表示させるようにしてもよい。例えば、処理回路 1 7 0 は、6 0 0 0 f p s もしくは間引いた 6 0 0 f p s の画像から相互相関法によって血液のスペックルの動きを追跡して血液の流れを 2 次元ベクトル表示する。

30

【 0 1 0 3 】

上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、ビームフォーミング前に各チャネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。或いは、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、ビームフォーミング前に各チャネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。この結果、第 1 の実施形態によれば、平面波或いは拡散波送信を送信した場合に、鏡面反射体によるアーティファクトを低減することができる。この結果、アーティファクトによる影響の少ない血流画像をディスプレイ 1 3 に表示させることができる。

40

【 0 1 0 4 】

また、第 1 の実施形態では、MTI フィルタ 1 3 2 によるフィルタ処理後の CH - 血流画像において、水平方向の直線となる信号を抑圧する。この結果、第 1 の実施形態によれば、鏡面反射による送信サイドローブを低減することができる。

【 0 1 0 5 】

また、第 1 の実施形態では、MTI フィルタ 1 3 2 によるフィルタ処理後の CH - 血流画像で振幅の大きい信号を抑圧する。この結果、第 1 の実施形態によれば、強反射体によ

50

る送信サイドローブを低減することができる。

【0106】

また、散乱体からの散乱エコーの場合にはCH - 血流画像では明瞭な線となって現れない。CH - 血流画像において明瞭な直線が現れるのは鏡面反射エコーのみである。このため、上述した実施形態は、血流像においては有効に機能する。なお、上述した実施形態は、Bモード像においては適応が難しい場合がある。

【0107】

また、MV法、APES法、PCI法では、受信遅延後で加算前の信号に対してアダプティブビームフォーミングを行う。しかし、鏡面反射体からの信号は平面波なので球面波を想定した通常の受信遅延では位相が揃わない。このため、MV法、APES法、PCI法では鏡面反射によるアーティファクトを低減できない。

【0108】

(第1の実施形態の変形例)

上述した実施形態では、リニアプローブで平面波送信を行った場合や、セクタプローブで拡散波送信を行った場合に、鏡面反射体に平面波が垂直に入射する場合を示した。かかる場合、受信信号のチャンネル方向に水平な直線成分が、血流画像におけるアーティファクトの原因となった。ところで、リニアプローブで平面波送信を行った場合に、鏡面反射体に斜めに平面波が入射する場合がある。そこで、鏡面反射体に斜めに平面波が入射した場合を図16に示す。図16は、第1の実施形態の変形例を説明するための図である。

【0109】

図16では、超音波プローブ11が有する振動子のうち12個の振動子を示す。また、図16では、鏡面反射体が振動子のチャンネル方向に対して、傾いている場合を示す。図16では、破線で送信波面を示し、実線で受信波面を示す。図16に示すように、鏡面反射体に斜めに平面波が入射した場合、受信波面は、振動子のチャンネル方向に対して、傾いた波面となる。ここで、斜めに反射した波面を受信開口内の受信チャンネルで受信できない場合には、アーティファクトの問題は発生しない。しかし、斜めに反射した波面を受信開口内の受信チャンネルで受信できる場合には、アーティファクトの問題が発生する。

【0110】

例えば、斜めに反射した波面が受信開口内にある場合、CH - 血流画像における鏡面反射体からの信号は斜めの直線となる。このため補正回路300は、チャンネル方向に水平な直線だけを検出するのではなく、ある範囲の傾きを持った直線を検出するようにする。すなわち、補正回路300は、所定方向の成分として、チャンネル方向に対する傾きが所定の範囲内の直線となる成分を抽出する。具体的には、補正回路300は、直線検出方向の異なる複数のソーベルフィルタを掛けて結果の論理和を取る。なお、補正回路300は、特定の傾きの直線を検出する公知の手法を用いてもよい。そして、補正回路300は、抽出した成分を第1の血流信号から抑圧する。

【0111】

上述の第1の実施形態の実現手段として、ハードウェアで行う方式でも、ソフトウェアで行う方式でも良い。例えば、第1の実施形態をソフトウェアで実現する場合、受信回路の後段であってドブラ処理回路の前段に、MTIフィルタ132と、補正回路300と、ビームフォーマー133とに対応する機能を有するビームフォーマーを配置する。このビームフォーマーは、例えば、処理回路とメモリとを有し、例えば、記憶回路160が記憶するプログラムを読み出すことで、MTIフィルタ132と、補正回路300と、ビームフォーマー133とに対応する機能を実行する。

【0112】

以上の説明では受信回路およびドブラ処理回路はハードウェアで構成されているように記述したが、すべてをハードウェアで行わないで、一部をソフトウェアで行ってもよい。具体的には、図5において、MTIフィルタ132、補正回路300、ビームフォーマー133、自己相関回路134及び算出回路135による処理をソフトウェアで行ってもよい。

10

20

30

40

50

【0113】

また、ソフトウェアでビームフォーミングを行うことで、ドブラ処理回路130は、チャンネル毎に同一のハードウェアを持つ必要がなくなる。ソフトウェアはCPUあるいはDSPあるいはGPUのいずれの上で動作してもよい。また、ソフトウェアでビームフォーミングを行う場合に最も負荷の大きい処理は、ビームフォーマー133により実現される処理である。

【0114】

ここで、全ラスタ並列同時受信で得られるフレームレートを6000fpsとする。また、画像生成回路140で画像を構成してディスプレイ13で表示するレートを60fpsとする。かかる場合、ビームフォーマーは、ビームフォーミングを60fpsで行えば良い。これによってビームフォーミングの処理を1/100に低減することができる。すなわち、ビームフォーマーは、1フレームをスキャンする周期よりビームフォーミングを行う周期を長く設定する。

10

【0115】

ここで、受信回路内でビームフォーミングしてドブラ処理回路に受信信号を出力する従来技術では、ビームフォーミングのレートはフレームレートと同じ6000fpsである必要がある。なお、従来技術では、各チャンネルの受信信号をビームフォーミングしているので、ドブラ処理回路は1つの受信信号を処理する1系統である。

【0116】

一方、第1の実施形態のドブラ処理回路130は、チャンネル数に対応する受信信号を処理する複数系統である。例えば、チャンネル数を100とした場合、従来技術に比べてMTIフィルタ132の処理は100倍の時間が必要になる。しかし、ビームフォーマーを配置して第1の実施形態のドブラ処理回路130をソフトウェアで実現する場合、ビームフォーミングの処理を1/100に低減することができるので、処理時間を1/100に短縮できる。したがって、ビームフォーマーを配置することで、チャンネル毎にMTIフィルタ132の処理を行ったとしても、従来技術に比べて、処理負荷を軽減できる。

20

【0117】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、血流のチャンネル画像から鏡面反射で発生するチャンネル方向に水平な直線を検出した。ところで、心腔内の血流信号と弁からの鏡面反射信号とが混在している場合には、CH-血流画像から直線を検出するのが困難な場合がある。

30

【0118】

このようなことから、第2の実施形態として、第1の血流信号(CH-血流画像ではなくIQ信号)をチャンネル方向にフーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)することで血流信号と鏡面反射信号とを分離して直線を検出しやすくする場合について説明する。

【0119】

なお、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成は、補正回路300の一部の機能が異なる点を除いて、図1に示した第1の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成と同様であるので、ここでは説明を省略する。なお、第2の実施形態では、第1の実施形態と同様に、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明する。また、第1の実施形態と同様に、送信回路111は、処理回路170の制御により、フレーム間のデータ列をドブラデータ列として使用する超音波走査を超音波プローブ11に実行させる。また、送信回路111は、超音波プローブ11が有する複数の振動子を制御して平面波の超音波を送信或いは拡散波の超音波を送信させる。そして、受信回路112は、超音波を送信した複数の振動子で同時に反射波信号を受信する超音波走査を超音波プローブ11に実行させる。

40

【0120】

図17は、第2の実施形態を説明するための図である。図17で示す画像はすべて対数圧縮を行って表示している。図17では、左側から順にCH-血流画像、FFT-血流画

50

像、FFT - 血流画像（直線検出）、FFT - 血流画像（直線抽出）、FFT - 血流画像（補正後）、CH - 血流画像（補正後）、SC後 - 血流画像（未補正）、SC後 - 血流画像（補正後）を示す。なお、以下に示すFFT - 血流画像は横方向にチャンネル方向を取って、縦方向に深さ（時間）を取る。また、以下の図で示すCH - 血流画像は見やすいように対数圧縮を行って表示しているが、補正回路300で生成するCH - 血流画像は対数圧縮を行わない振幅信号を使用するものとする。

【0121】

補正回路300は、各MTIフィルタ132からチャンネル毎の第1の血流信号（IQ信号）を取得する。そして、補正回路300は、各MTIフィルタ132から出力されたチャンネル毎の第1の血流信号（IQ信号）をチャンネル方向にフーリエ変換してFFT - 血流画像（第1の変換信号とも言う）を生成する。なお、補正回路300は、各MTIフィルタ132から取得したチャンネル毎の第1の血流信号から、CH - 血流画像を生成しなくてもよいが、図17には参照用としてCH - 血流画像を図示している。

10

【0122】

続いて、補正回路300は、FFT - 血流画像から所定方向の成分を検出する。ここで、例えば、補正回路300は、所定方向の成分として、チャンネル方向に対する傾きが所定の範囲内の直線となる成分を第1の変換信号から抽出する。より具体的には、補正回路300は、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタを掛ける。チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタとして、上記（式1）に示す係数行列を畳み込む。補正回路300は、ソーベルフィルタを掛けることにより、図17のFFT - 血流画像（直線検出）を得る。続いて、補正回路300は、FFT - 血流画像（直線検出）に適切な閾値処理をして2値化した結果を縦方向に膨張処理のモフォロジー・フィルタを掛けてつながりを改善する。これにより、補正回路300は、図17のFFT - 血流画像（直線抽出）を得る。なお、補正回路300は、チャンネル方向に水平な直線を検出するのにソーベルフィルタを使用する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、補正回路300は、特定の傾きの直線を検出する公知の手法を使用することができる。

20

【0123】

そして、補正回路300は、FFT - 血流画像において所定方向の成分を抑圧する。すなわち、補正回路300は、抽出した成分を第1の変換信号から抑圧する。これにより、補正回路300は、図17のFFT - 血流画像（補正後）を得る。なお、補正回路300は、図11で説明した抑圧処理と同様にして、FFT - 血流画像において所定方向の成分を抑圧する。続いて、補正回路300は、FFT - 血流画像（補正後）を逆フーリエ変換（IFFT: Inverse FFT）した信号について、振幅をチャンネル方向に画像化したCH - 血流画像（補正後）を得る。

30

【0124】

ビームフォーマー133は、第1の変換信号において所定方向の成分を抑圧した後に、逆フーリエ変換してからビームフォーミングすることで第2の血流信号を抽出する。ここで、図17のSC後 - 血流画像（未補正）はCH - 血流画像をビームフォーミングして座標変換した画像であり、SC後 - 血流画像（補正後）は、CH - 血流画像（補正後）をビームフォーミングして座標変換した画像である。SC後 - 血流画像（補正後）では、弁のアーティファクトが除去されていることが分かる。

40

【0125】

また、CH - 血流画像から直線を検出するより、FFT - 血流画像から直線を検出する方が容易である。具体的には、セクタプローブで拡散波送信を行った第1の血流信号をチャンネル方向にフーリエ変換すると、ビームフォーミングしたかのような信号が得られる。エコー源が十分遠距離にある場合には、フラウンホッフ近似が成立して、開口分布のフーリエ変換によってエコー源分布が得られる。エコー源が十分遠距離でない場合でもフーリエ変換によって、CH - 血流画像よりもエコー源分布が得られる。これによってCH - 血流画像では広く分布していた血流信号を、FFT - 血流画像のようにエコー源分布に

50

近い領域に限定することができる。一方、鏡面反射信号は平面波で帰ってくるためにフーリエ変換によってエコー源分布像は得られず、位相はチャンネル間で変化しているため全周波数領域にまたがって直線の画像になる。なお、チャンネル方向のフーリエ変換によってエコー源分布に近い画像が得られるのはセクタプローブで拡散波送信を行った場合のみで、リニアプローブで平面波送信を行った場合にはエコー源分布に近い画像は得られない。

【0126】

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を説明する。第2の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順は、図14のステップS5に示す第2の血流信号抽出処理の手順が異なる点を除いて、図14に示す処理の手順と同様である。このため、以下では、第2の実施形態に係る第2の血流信号抽出処理について説明する。図18は、第2の実施形態に係るドプラ処理回路による第2の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。なお、図18に示す処理は、図14に示すステップS5の処理に対応する。

10

【0127】

図18に示すステップS201からステップS205は、補正回路300により実現されるステップである。ステップS201では、補正回路300は、第1の血流信号をチャンネル方向にFFT変換して第1の変換信号を生成する。ここで、補正回路300は、各MTIフィルタ132から出力された、チャンネル毎の第1の血流信号をチャンネル方向にFFT変換する。これにより、補正回路300は、図17に示すFFT-血流画像を得る。

【0128】

ステップS202では、補正回路300は、所定方向の成分を検出する。例えば、補正回路300は、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタを第1の変換信号に掛ける。ここで、チャンネル方向に水平な直線を検出するソーベルフィルタとして、上記(式1)に示す係数行列を畳み込む。これにより、補正回路300は、第1の変換信号として、図17に示すFFT-血流画像(直線検出)を得る。そして、補正回路300は、この出力に適切な閾値処理をして2値化した結果を縦方向に膨張処理のモフォロジー・フィルタを掛けてつながりを改善する。これにより、補正回路300は、図17に示すFFT-血流画像(直線抽出)を得る。

20

【0129】

ステップS203では、補正回路300は、第1の変換信号において所定方向の成分を抑圧する。例えば、補正回路300は、図17に示すFFT-血流画像(補正後)を得る。ステップS204では、補正回路300は、所定方向の成分を抑圧した第1の変換信号をチャンネル方向にIFFTする。これにより、補正回路300は、FFT-血流画像(補正後)を逆フーリエ変換した信号について、振幅をチャンネル方向に画像化したCH-血流画像(補正後)を得る。

30

【0130】

ステップS205は、ビームフォーマー133により実現されるステップである。ステップS205では、ビームフォーマー133は、図17に示すCH-血流画像(補正後)をビームフォーミングすることで第2の血流信号を抽出する。ビームフォーマー133は、DASによりビームフォーミングを行う。なお、補正回路300は、ステップS201の処理に先立って、図15に示すステップS102の抑圧処理を更に実行してもよい。

40

【0131】

上述したように、第2の実施形態では、第1の血流信号をチャンネル方向にフーリエ変換することで血流信号と鏡面反射信号とを分離して直線を検出しやすくする。この結果、第2の実施形態によれば、例えば、心腔内の血流信号と弁からの鏡面反射信号とが混在している場合にも、CH-血流画像から直線を検出することが可能になる。これにより、第2の実施形態では、強反射体によるアーティファクトを低減することができる。

【0132】

(第3の実施形態)

第2の実施形態では、第1の血流信号をチャンネル方向にフーリエ変換して、直線部分の

50

信号を抑圧してから逆フーリエ変換してDASのビームフォーミングを行う場合について説明した。ところで、1回の平面波あるいは拡散波を送信して得られた各チャンネルの受信信号を時間方向とチャンネル方向の2次元信号とみなして2次元フーリエ変換を行って、2次元周波数空間で座標変換を行った後に2次元逆フーリエ変換を行うことでビームフォーミングが可能であることが知られている（参考文献1「Garcia et al, "Stolt's f-k migration for plane wave ultrasound imaging", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2013, Vol.60, No.9, pp.1853-1867」及び参考文献2「米国特許第6685641号明細書」）。

【0133】

このようなことから、チャンネル方向にフーリエ変換したのなら、更に深さ（時間）方向にフーリエ変換して2次元周波数空間（k空間とも呼ぶ）でビームフォーミングを行った方が効率的である。そこで、第3の実施形態では、チャンネル方向にフーリエ変換した後に更に深さ（時間）方向にフーリエ変換してビームフォーミングする場合について説明する。

10

【0134】

なお、第3の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成は、ドブラ処理回路の一部の構成が異なる点を除いて、図1に示した第1の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成と同様である。このため、以下では、第3の実施形態に係るドブラ処理回路の構成について説明する。

【0135】

図19は、第3の実施形態に係る受信回路112及びドブラ処理回路130の構成例を示すブロック図である。なお、図19に示す受信回路112の構成は、図5に示す受信回路112の構成と同様であるので、詳細な説明を省略する。また、図19では、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明する。

20

【0136】

ドブラ処理回路130は、図5に示すドブラ処理回路130と同様に、振動子-1により受信された反射波信号に対する処理を実行するサブ回路として、メモリ131-1とMTIフィルタ132-1とを有し、振動子-Nにより受信された反射波信号に対する処理を実行するサブ回路として、メモリ131-NとMTIフィルタ132-Nとを有する。なお、メモリ131-1とメモリ131-Nとを区別しない場合には、メモリ131と記載し、MTIフィルタ132-1とMTIフィルタ132-Nとを区別しない場合には、MTIフィルタ132と記載する。

30

【0137】

補正回路400は、強反射体から発生するサイドローブを抑圧する補正処理を実行する。すなわち、第3の実施形態に係る補正回路400は、第1の血流信号をチャンネル方向にフーリエ変換して第1の変換信号を生成し、第1の変換信号から所定方向の成分を抑圧する。ここで、補正回路400は、所定方向の成分として、チャンネル方向に対する傾きが所定の範囲内の直線となる成分を第1の変換信号から抽出し、抽出した成分を第1の変換信号から抑圧する。

40

【0138】

続いて、第3の実施形態に係る補正回路400は、第1の変換信号から所定方向の成分を抑圧した後に、深さ方向に更にフーリエ変換して第2の変換信号を生成する。ここで、第1の血流信号を2次元フーリエ変換して得られたk空間のチャンネル方向にフーリエ変換した軸をkx軸とし、時間方向にフーリエ変換した軸をkt軸とする。エコー分布のk空間はkx軸とkz軸であるので、kx-kt座標からkx-kz座標への座標変換が必要である。このため、第3の実施形態に係る補正回路400は、第2の変換信号を2次元周波数空間で座標変換を行う。

【0139】

そして、第3の実施形態に係る補正回路400は、第2の変換信号を2次元周波数空間

50

で座標変換を行った後に、チャンネル方向及び深さ方向に逆フーリエ変換することで第2の血流信号を生成する。言い換えると、補正回路400は、第2の変換信号を座標変換した後に2次元逆フーリエ変換(2D-IFFT)することでビームフォーミングされた信号を得る。

【0140】

なお、自己相関回路134は、ビームフォーマー133により生成された反射波データを用いて、自己相関演算を行い、算出回路135は、血流信号の速度(V)、パワー(P)、分散(T)を推定する。

【0141】

次に、第3の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を説明する。第3の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順は、図14のステップS5に示す第2の血流信号抽出処理の手順が異なる点を除いて、図14に示す処理の手順と同様である。このため、以下では、第3の実施形態に係る第2の血流信号抽出処理について説明する。図20は、第3の実施形態に係るドプラ処理回路による第2の血流信号抽出処理の手順を示すフローチャートである。なお、図20に示す処理は、図14に示すステップS5の処理に対応する。

10

【0142】

図20に示すステップS301からステップS306は、補正回路400により実現されるステップである。なお、図20に示すステップS301からステップS303の処理は、図18に示すステップS201からステップS203の処理と同様である。

20

【0143】

ステップS304では、補正回路400は、所定方向の成分を抑圧した第1の変換信号を深さ方向にFFTする。これにより、補正回路400は、第2の変換信号を得る。そして、ステップS305では、補正回路400は、第2の変換信号をk空間で座標変換を行う。続いて、補正回路400は、ステップS306では、第2の変換信号を座標変換した後に2D-IFFTする。なお、補正回路400は、ステップS301の処理に先立って、図15に示すステップS102の抑圧処理を更に実行してもよい。

【0144】

上述したように、第3の実施形態では、第1の血流信号をチャンネル方向にフーリエ変換し、更に深さ(時間)方向にフーリエ変換して2次元周波数空間でビームフォーミングを行なう。この2次元フーリエ変換によるビームフォーミングは、平面波或いは拡散波を送信した場合には最も演算量が少ない。この結果、第3の実施形態では、ビームフォーミング処理を効率化できる。

30

【0145】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【0146】

上述した実施形態では、超音波走査中に補正処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ドプラ処理回路130において、補正回路300及びビームフォーマー133は、超音波の送受信を実行中は、第1の血流信号をビームフォーミングして血流情報を生成し、フリーズ後に、ビームフォーミングした第2の血流信号から血流情報を生成するようにしてもよい。図21を用いて、その他の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を説明する。

40

【0147】

図21は、その他の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。図21に示すステップS401からステップS404の処理は、図14に示すステップS1からステップS4の処理に対応する。なお、図21では、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明する。

【0148】

50

ステップS 4 0 5は、ビームフォーマー1 3 3により実現されるステップである。ステップS 4 0 5では、ビームフォーマー1 3 3は、第1の血流信号をビームフォーミング処理する。かかる場合、補正回路3 0 0は、MTIフィルタ1 3 2から受付けた第1の血流信号をビームフォーマー1 3 3に受け渡す。

【0 1 4 9】

ステップS 4 0 6は、算出回路1 3 5により実現されるステップである。ステップS 4 0 6では、算出回路1 3 5は、ビームフォーミング処理後の第1の血流信号から血流情報を算出する。例えば、算出回路1 3 5は、血流情報として、血流信号の速度(V)、パワー(P)、分散(T)を推定する。

【0 1 5 0】

ステップS 4 0 7は、画像生成回路1 4 0により実現されるステップである。ステップS 4 0 7では、画像生成回路1 4 0は、血流情報から血流画像を生成する。ステップS 4 0 8及びステップS 4 0 9は、処理回路1 7 0により実現されるステップである。ステップS 4 0 8では、処理回路1 7 0は、血流画像をディスプレイ1 3に表示させる。かかる場合、強反射体から発生するサイドローブを抑圧する補正処理を実行していないので、ディスプレイ1 3に表示される血流画像には、円弧状のアーティファクトが発生する場合がある。

【0 1 5 1】

ステップS 4 0 9では、処理回路1 7 0は、フリーズを受け付けたか否かを判定する。ここで、処理回路1 7 0は、フリーズを受け付けたと判定しなかった場合(ステップS 4 0 9、No)、ステップS 4 0 9の判定処理を繰り返す。一方、処理回路1 7 0は、フリーズを受け付けたと判定した場合(ステップS 4 0 9、Yes)、ステップS 4 1 0の第2の血流画像抽出処理をドブラ処理回路1 3 0に実行させる。なお、ステップS 4 1 0の第2の血流画像抽出処理は、図1 5、図1 8及び図2 0で説明したいずれかの処理手順にて実行される。すなわち、ドブラ処理回路1 3 0は、各チャンネルの複数フレーム分の受信信号をメモリに保持し、フリーズ後に保持した受信信号を読み出して第2の血流信号を抽出する。

【0 1 5 2】

図2 1に示すステップS 4 1 1からステップS 4 1 3の処理は、図1 4に示すステップS 6からステップS 8の処理と同様である。かかる場合、強反射体から発生するサイドローブを抑圧する補正処理を実行するので、円弧状のアーティファクトが抑制された血流画像がディスプレイ1 3に表示される。なお、処理回路1 7 0は、フリーズ後に血流画像をスローモーションでディスプレイ1 3に表示させるようにしてもよい。

【0 1 5 3】

このように、その他の実施形態では、超音波走査中はアーティファクトを抑圧する処理は行わないで、血流画像を生成する。ここで、超音波診断装置1は、MTIフィルタ1 3 2によって、ビームフォーミング前の受信信号に対して、組織由来の信号を抑圧するフィルタをフレーム間で掛けて第1の血流信号を抽出し、この第1の血流信号から生成した血流情報に基づいて、血流画像を生成する。或いは、超音波診断装置1は、ビームフォーミング後の受信信号に対して、MTIフィルタ1 3 2を掛けて第1の血流信号を抽出し、この第1の血流信号から生成した血流情報に基づいて、血流画像を生成する。そして、超音波診断装置1は、超音波走査をフリーズした後に、メモリ1 3 1からデータを読み出して、アーティファクトを抑圧する処理を実行して、第2の血流信号を抽出し、この第2の血流信号から生成した血流情報に基づいて、血流画像を生成する。そして、超音波診断装置1は、生成した血流画像をスローモーションでディスプレイ1 3に表示させる。これにより、ソフトウェアによってビームフォーミング処理を行う場合、ビームフォーミング処理の負荷を大幅に低減することもできる。

【0 1 5 4】

また、上述した実施形態では、送信回路1 1 1は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して平面波或いは拡散波の超音波を送信する場合について説明したが、実施形態

10

20

30

40

50

はこれに限定されるものではない。例えば、映像化する領域が狭い場合には、送信フォーカスを掛けて超音波を送信してもよい。図 2 2 は、その他の実施形態を説明するための図である。図 2 2 では、超音波プローブ 1 1 と、超音波プローブ 1 1 の全振動子を用いた場合に映像化可能な領域 R 1 と、実際に映像化の対象とする領域 R 2 とを示す。ここで、例えば、超音波プローブ 1 1 の全振動子を用いて映像化する際に、映像化可能な領域 R 1 に対して実際に映像化の対象とする領域 R 2 が狭い場合には、送信回路 1 1 1 は、図 2 2 中の破線で示すように送信フォーカスを掛けてもよい。すなわち、送信回路 1 1 1 は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して送信フォーカスを掛けて超音波を送信させる。

【 0 1 5 5 】

また、上述した実施形態では、高フレームレート法に、全ラスタ並列同時受信を適用する超高速フレームレート法において、血流画像を表示する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、上述した実施形態は、高フレームレート法を使用せずに、全ラスタ並列同時受信を使用する場合にも適用可能である。

【 0 1 5 6 】

また、上述した実施形態で説明した超音波診断装置にて実行される処理は、超音波診断装置以外の他の装置で実行されてもよい。例えば、各チャンネルのビームフォーミング前の信号は、受信回路 1 1 2 からバスを介して記憶回路 1 6 0 にて記憶される。そして、超音波診断装置以外の他の装置は、例えば、超音波のスキャン停止後に各チャンネルのビームフォーミング前の信号を読み出して、上述した第 1 の実施形態から第 3 の実施形態に記述するいずれかの方法で第 2 の血流信号を抽出して血流情報を算出し、血流情報から血流画像を生成して、ディスプレイ 1 3 に表示させるようにしてもよい。

【 0 1 5 7 】

例えば、画像処理装置は、取得部と、抽出部と、算出部と、制御部とを備える。取得部は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。ここで、例えば、取得部は、超音波を送信して反射波を受信する超音波プローブが有する複数の振動子を制御して平面波の超音波或いは拡散波の超音波を送信させ、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。或いは、取得部は、超音波を送信して反射波を受信する超音波プローブが有する複数の振動子を制御して送信フォーカスを掛けて超音波を送信させ、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。抽出部は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち所定方向の成分を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。算出部は、第 2 の血流信号から血流情報を算出する。制御部は、血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる。或いは、画像処理装置は、取得部と、抽出部と、算出部と、制御部とを備える。取得部は、超音波プローブが有する複数の振動子を制御して超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。ここで、例えば、取得部は、超音波を送信して反射波を受信する超音波プローブが有する複数の振動子を制御して平面波の超音波或いは拡散波の超音波を送信させ、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。或いは、取得部は、超音波を送信して反射波を受信する超音波プローブが有する複数の振動子を制御して送信フォーカスを掛けて超音波を送信させ、超音波を送信した複数の振動子で同時に受信させた反射波から生成された複数チャンネルの受信信号を取得する。抽出部は、ビームフォーミング前に各チャンネルの受信信号から組織由来の信号を抑圧して複数チャンネルの第 1 の血流信号を抽出し、抽出した複数チャンネルの第 1 の血流信号のうち振幅が所定の閾値以上の信号を抑圧してからビームフォーミングすることで第 2 の血流信号を抽出する。算出部は、第 2 の血流信号から血流情報を算出する。制御部は、血流情報から血流画像を生成して、表示部に表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 8 】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【 0 1 5 9 】

また、上記の実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【 0 1 6 0 】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、アーティファクトを低減した血流画像を得ることができる。

【 0 1 6 1 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

【符号の説明】

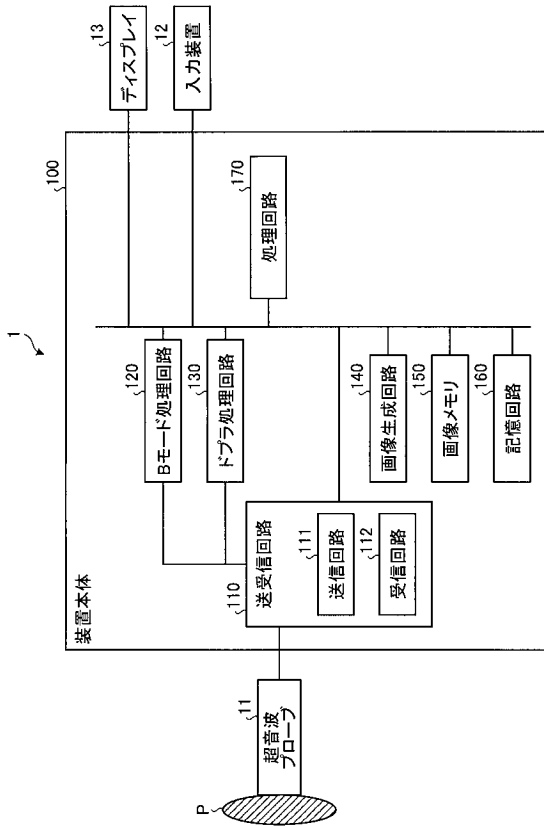
【 0 1 6 2 】

- 1 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 1 0 送受信回路
- 1 1 1 送信回路
- 1 1 2 受信回路
- 1 3 0 ドブラ処理回路
- 1 3 2 M T Iフィルタ
- 1 3 3 ビームフォーマー
- 1 3 4 自己相関回路
- 1 3 5 算出回路
- 1 4 0 画像生成回路
- 1 7 0 処理回路
- 3 0 0 補正回路

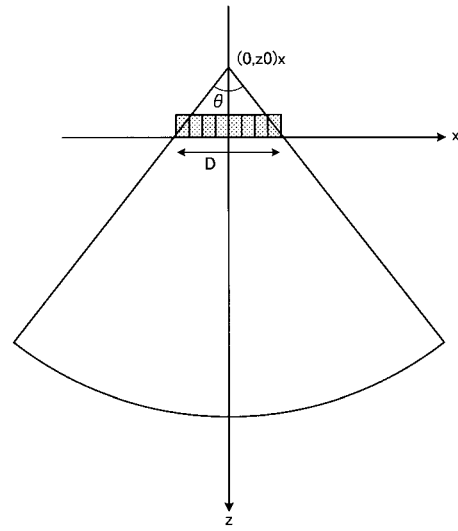
30

40

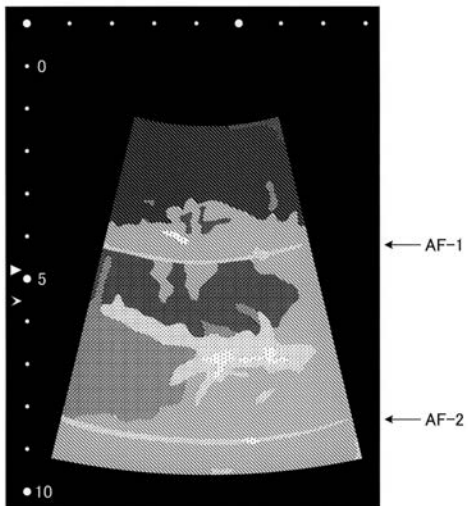
【 図 1 】



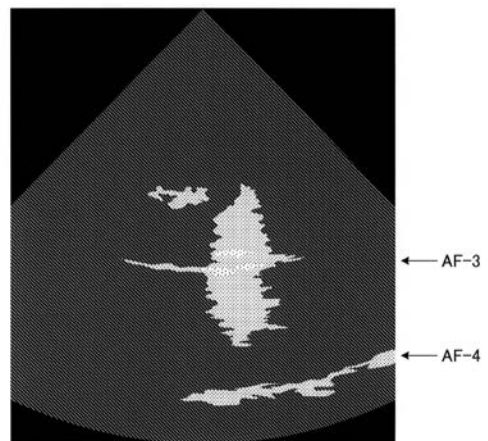
【 図 2 】



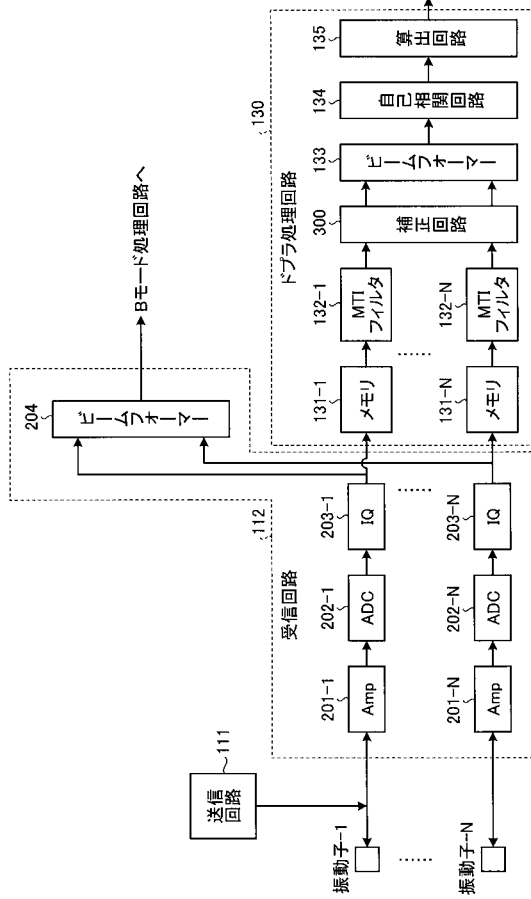
【 図 3 】



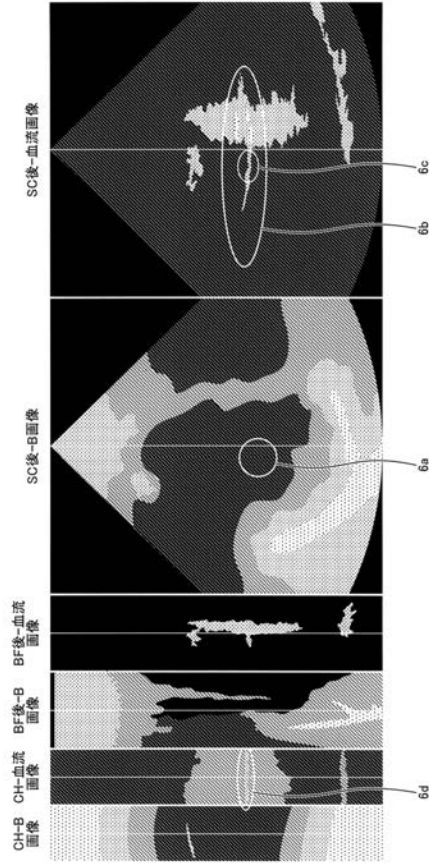
【 図 4 】



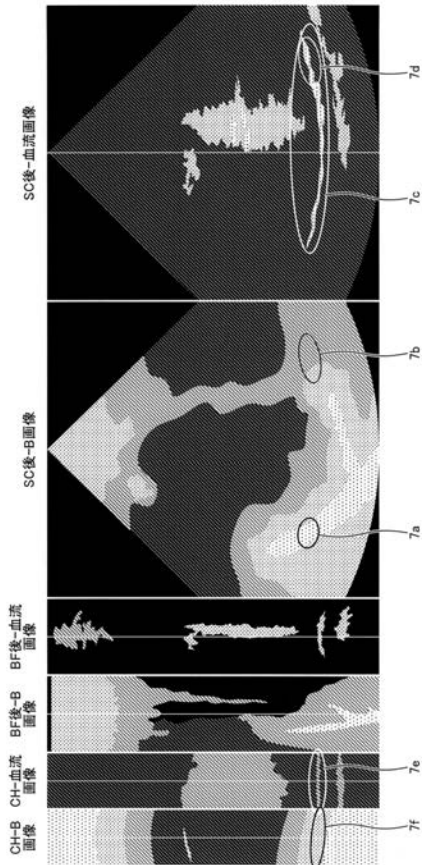
【 図 5 】



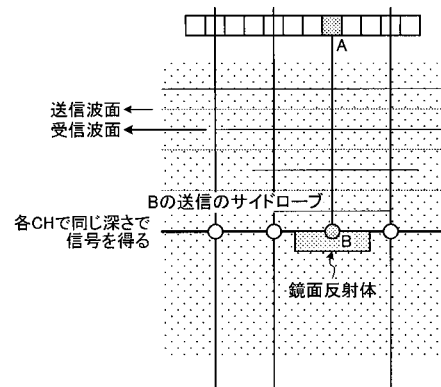
【 図 6 】



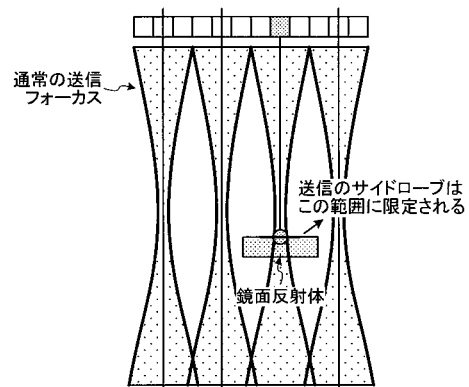
【 図 7 】



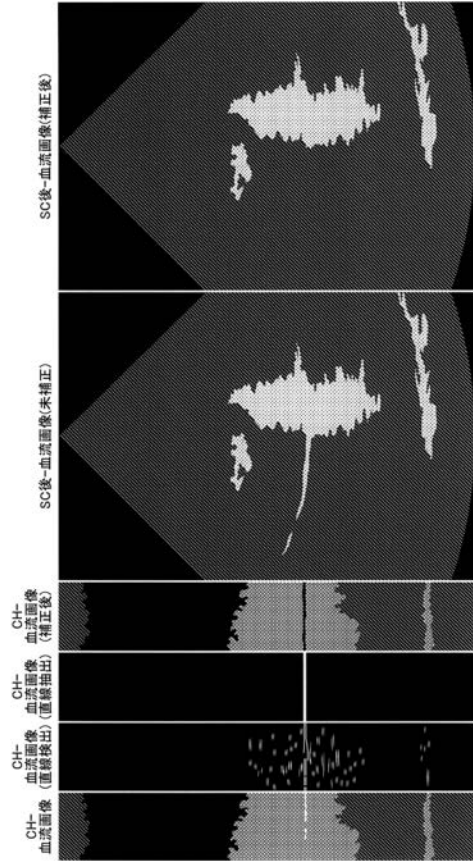
【 図 8 】



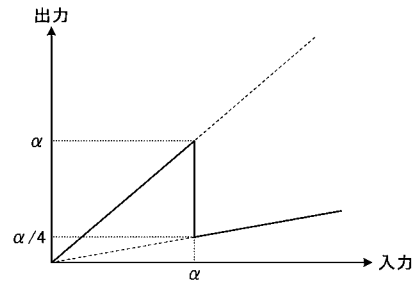
【 図 9 】



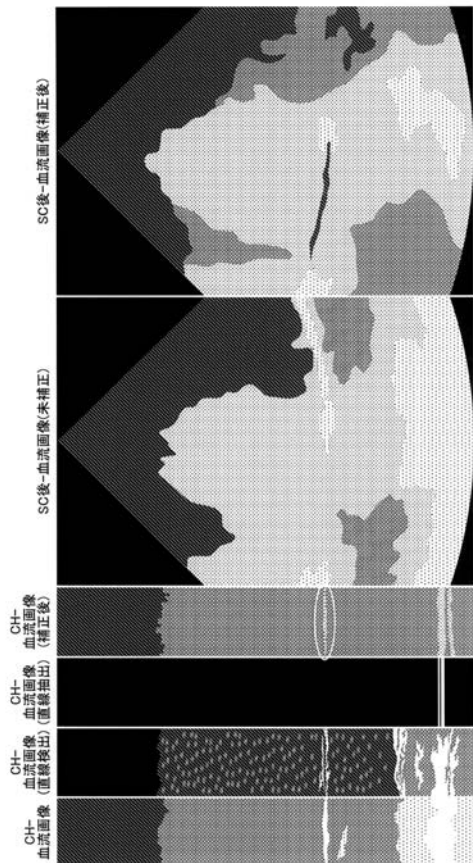
【 図 1 0 】



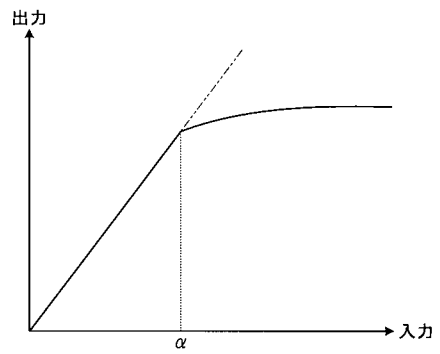
【 図 1 1 】



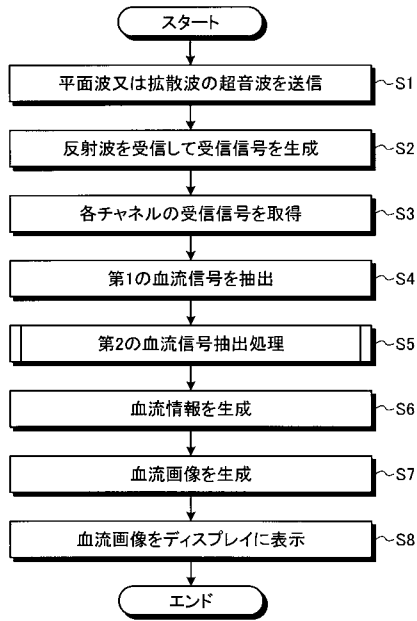
【 図 1 2 】



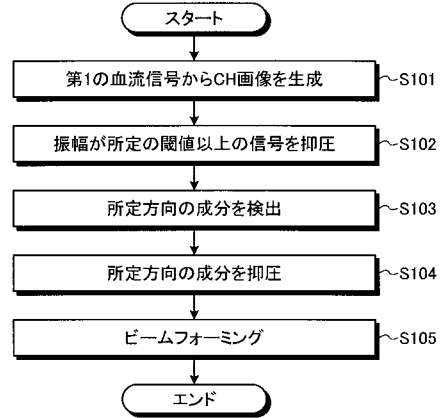
【 図 1 3 】



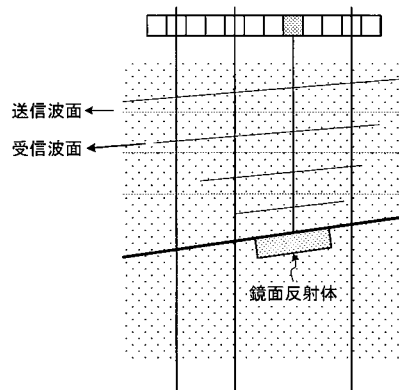
【 図 1 4 】



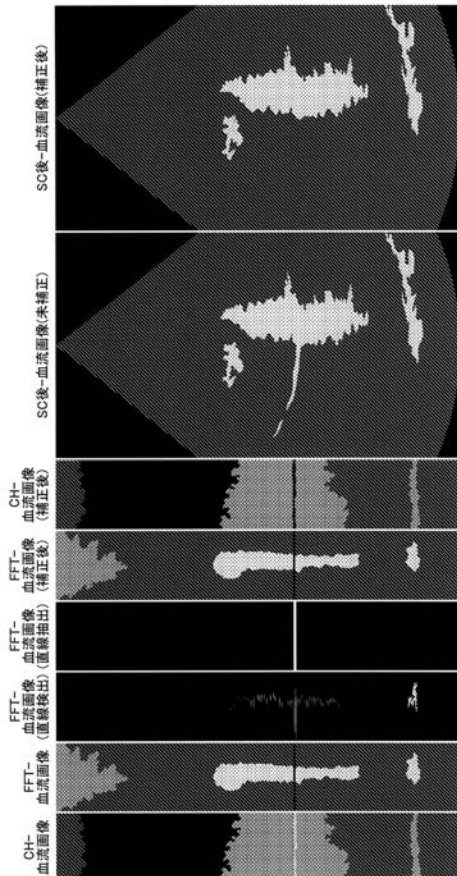
【 図 1 5 】



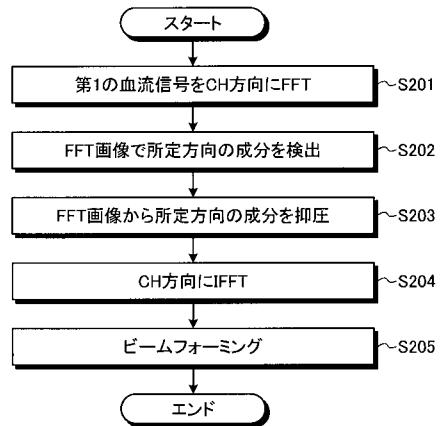
【 図 1 6 】



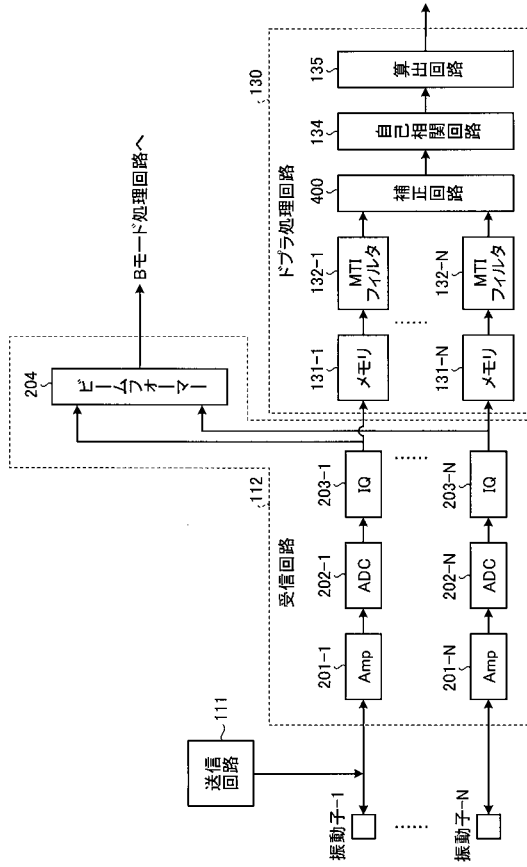
【 図 1 7 】



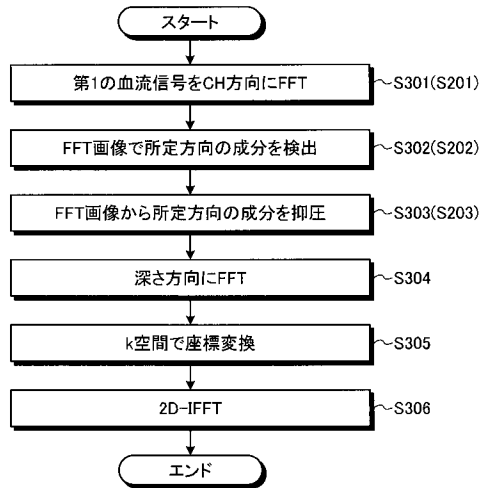
【 図 1 8 】



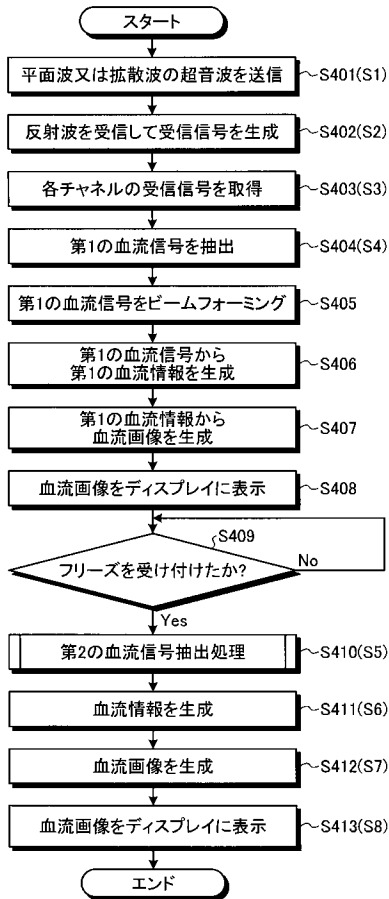
【図 19】



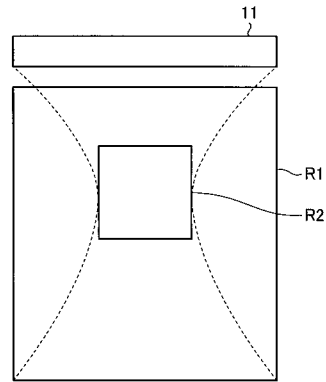
【図 20】



【図 21】



【図 22】



专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2018122082A	公开(公告)日	2018-08-09
申请号	JP2017253370	申请日	2017-12-28
[标]发明人	佐藤武史 高橋広樹		
发明人	佐藤 武史 高橋 広樹		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH21 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB49 4C601/JB51		
优先权	2017015648 2017-01-31 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得具有减少的伪影的血流图像。根据实施例的超声诊断设备包括发送和接收单元，提取单元，计算单元和控制单元。收发器单元控制超声波探头的多个换能器，以从由发送超声波的多个换能器同时接收的反射波产生多个通道的接收信号。提取单元在波束形成之前抑制来自每个信道的接收信号的组织来源信号，提取多个信道中的第一信号，从提取的多个信道的第一信号中抑制预定方向上的分量然后执行波束成形以提取第二信号。计算单元根据第二信号计算血流信息。控制单元根据血流信息生成血流图像，并使显示单元显示血流图像。点域1

