

(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2017-55845

(P2017-55845A)

(43) 公開日 平成29年3月23日(2017.3.23)

|                               |              |             |
|-------------------------------|--------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                  | F I          | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 8/14 (2006.01) | A 6 1 B 8/14 | 4 C 6 0 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 8/06 (2006.01) | A 6 1 B 8/06 |             |

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 28 頁)

|           |                              |          |                                |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2015-181125 (P2015-181125) | (71) 出願人 | 594164542                      |
| (22) 出願日  | 平成27年9月14日 (2015.9.14)       |          | 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 | 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                |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C601 BB06 DD03 DE04 DE05 DE13 |
|           |                              |          | DE14 EE04 GB04 GB06 JB11       |
|           |                              |          | JB20 JB36 JB40 JB47            |

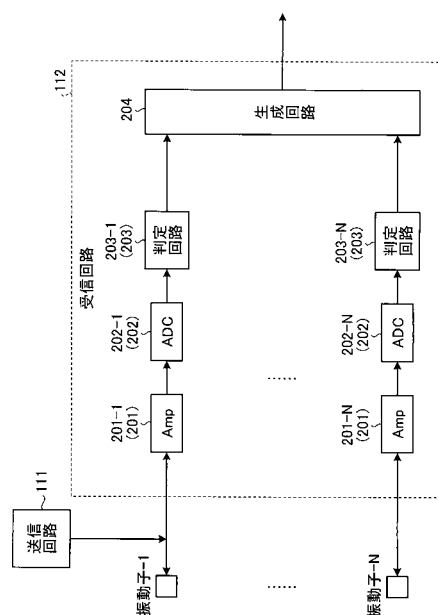
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び信号処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、判定部203と、生成部204とを備える。判定部203は、超音波プローブの各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。生成部204は、判定部203による判定結果に応じた各チャンネルの出力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。

【選択図】図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブの各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する判定部と、

前記判定部による判定結果に応じた各チャンネルの出力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生成部と  
を備える、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記判定部は、反射波信号の値が所定の閾値以上である場合に、当該反射波信号が飽和していると判定し、

前記生成部は、飽和しているチャンネルの反射波信号に、値が 1 以下の所定の係数を乗算した出力値を前記出力信号として用い、前記反射波データを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

各チャンネルの反射波信号を第 1 のゲイン値で補正して、前記反射波信号から第 1 の補正信号を取得する第 1 の補正部と、

前記各チャンネルの反射波信号を前記第 1 のゲイン値より小さいゲイン値を有する第 2 のゲイン値で補正して、前記反射波信号から第 2 の補正信号を取得する第 2 の補正部とを更に備え、

前記判定部は、前記第 1 の補正信号と前記第 2 の補正信号とを比較することで、前記各チャンネルの反射波信号が飽和しているか否かを判定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記超音波プローブと、前記第 1 の補正部及び前記第 2 の補正部とが接続された第 1 の状態と、前記超音波プローブと、前記第 1 の補正部又は前記第 2 の補正部のいずれか一方とが接続された第 2 の状態とを、超音波走査に用いるチャンネル数に応じて切替える切替制御部を更に備える、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

受信した反射波信号をフレーム単位でゲイン補正する際に、隣接するフレームごとにゲイン値を、第 1 のゲイン値と、前記第 1 のゲイン値より小さいゲイン値を有する第 2 のゲイン値とで交互に補正し、フレーム単位の前記反射波信号から第 1 の補正信号と第 2 の補正信号とを取得する補正部を更に備え、

前記判定部は、前記第 1 の補正信号と前記第 2 の補正信号とを比較することで、前記フレーム単位の反射波信号が飽和しているか否かを判定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記判定部は、前記第 1 の補正信号と前記第 2 の補正信号との差の絶対値が所定の閾値以下である場合に、反射波信号が飽和していないと判定し、

前記生成部は、前記反射波信号が飽和していないと判定された場合、前記第 1 の補正信号を前記出力信号として用い、前記反射波信号が飽和していると判定された場合、前記第 1 の補正信号と前記第 2 の補正信号とを所定の比率で混合して前記出力信号として用い、前記反射波データを生成する、請求項 3 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記生成部は、超音波走査の結果、各チャンネルからの反射波信号のうち、隣接する所定数以上の複数チャンネルの反射波信号が飽和している場合に、前記複数チャンネルの各反射波信号に値が 1 以下の所定の係数を乗算した出力値を前記出力信号として用い、前記反射波データを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

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 超音波走査を前記超音波プローブに実行させ、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

10

20

30

40

50

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、前記第 1 超音波走査の間に時分割で前記超音波プローブに実行させる制御部を更に備え、

前記判定部は、少なくとも前記第 1 超音波走査により前記超音波プローブの各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する、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】

移動体の運動に関する情報を取得する超音波走査を前記超音波プローブに実行させる制御部と、

前記第 2 のゲイン値を用いて、組織形状の情報を有する画像を生成する画像生成部とを更に備える、請求項 3 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

組織形状の情報を取得する超音波走査を前記超音波プローブに実行させる制御部と、

前記超音波走査の結果、前記生成部により生成された反射波データから高調波成分を抽出して画像を生成する画像生成部と

を更に備える、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 11】

第 1 の送信超音波と、前記第 1 の送信超音波の位相を反転させた第 2 の送信超音波とを 1 組とする超音波走査を前記超音波プローブに実行させる制御部と、

前記超音波走査の結果、前記生成部により生成された前記第 1 の送信超音波の反射波データと前記第 2 の送信超音波の反射波データとを加算して、高調波成分の反射波データを抽出する演算部と

20

を更に備える、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 12】

第 1 の送信超音波と、前記第 1 の送信超音波の位相を反転させた第 2 の送信超音波とを 1 組とする超音波走査を前記超音波プローブに実行させる制御部と、

前記第 1 の送信超音波の反射波信号と前記第 2 の送信超音波の反射波信号とを加算して、高調波成分の反射波信号を抽出する演算部とを更に備え、

前記判定部は、前記超音波プローブの各チャンネルによって受信された、前記第 1 の送信超音波の反射波信号及び前記第 2 の送信超音波の反射波信号の少なくともいずれか一方が飽和しているか否かを判定し、

30

前記演算部は、前記判定部により飽和していると判定された場合、高調波成分の反射波信号の値が 0 である出力信号を出力し、前記判定部により飽和していないと判定されなかった場合、前記第 1 の送信超音波の反射波信号と前記第 2 の送信超音波の反射波信号とを加算して抽出した高調波成分の反射波信号を出力信号として出力し、

前記生成部は、前記演算部により出力された出力信号を用い、前記反射波データを生成する、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 13】

平面波を送信する超音波走査を前記超音波プローブに実行させる制御部を更に備える、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 14】

前記制御部は、複数の走査線で反射波信号を受信する超音波走査を前記超音波プローブに実行させる、請求項 13 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 15】

超音波プローブの各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する判定部と、

前記判定部による判定結果に応じた各チャンネルの出力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生成部と

を備える、信号処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

## 【 0 0 0 1 】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び信号処理装置に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

近年、平面波送信あるいは平面波送信に類似する広範囲に渡る送信を行って1回の送信で超音波フレーム内の全受信ラスタをリアルタイムで得ることが可能になっている。ここでは、これを全ラスタ並列同時受信と呼ぶ。フレーム間のデータを利用した血流映像法に、全ラスタ並列同時受信を適用すると、高フレームレート表示で低流速から高流速まで検出可能な血流表示システムを構築可能である。血流用の送信間隔とフレーム周期が一致することから高フレームレート表示と高い折り返し速度が確保され、無限大の観測時間が得られるので低いカットオフ周波数の急峻なMTI(Moving Target Indicator)フィルタが構成でき、低速のクラッタを抑えながら低流速血流まで検出可能になる。

10

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 0 3 1 6 5 4 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 3 - 0 0 0 3 5 2 号 公 報

【 特許文献 3 】 米国特許第 8 5 6 8 3 1 9 号 明 細 書

【 特許文献 4 】 特許第 3 7 2 4 8 4 6 号 公 報

【 特許文献 5 】 特開 2 0 1 4 - 4 2 8 2 3 号 公 報

20

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

本発明が解決しようとする課題は、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超音波診断装置及び信号処理装置を提供することである。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 5 】

実施形態の超音波診断装置は、判定部と、生成部とを備える。判定部は、超音波プローブの各チャネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。生成部は、前記判定部による判定結果に応じた各チャネルの出力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。

30

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 6 】

【 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、血流情報をパワー表示した場合の一例を示す図である。

【 図 3 】 図 3 は、通常の超音波送信における音場の一例を説明するための図である。

【 図 4 】 図 4 は、平面波送信における音場の一例を説明するための図である。

【 図 5 A 】 図 5 A は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、全 CH の反射波信号が飽和していない場合の距離方向における RF 信号の一例を示す図である。

40

【 図 5 B 】 図 5 B は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、全 CH の反射波信号が飽和していない場合の距離方向における IQ 信号の一例を示す図である。

【 図 5 C 】 図 5 C は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、全 CH の反射波信号が飽和していない場合のドブラ方向の IQ 信号の一例を示す図である。

【 図 5 D 】 図 5 D は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、全 CH の反射波信号が飽和していない場合のドブラ偏移の一例を示す図である。

【 図 5 E 】 図 5 E は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、一部の CH の反射波信号が飽和している場合の距離方向における RF 信号の一例を示す図である。

【 図 5 F 】 図 5 F は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、一部の CH の反射波信号が飽和している場合の距離方向における IQ 信号の一例を示す図である。

50

【図 5 G】図 5 G は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合のドブラ方向の I Q 信号の一例を示す図である。

【図 5 H】図 5 H は、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合のドブラ偏移の一例を示す図である。

【図 6 A】図 6 A は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、全 C H の反射波信号が飽和していない場合の距離方向における R F 信号の一例を示す図である。

【図 6 B】図 6 B は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、全 C H の反射波信号が飽和していない場合の距離方向における I Q 信号の一例を示す図である。

【図 6 C】図 6 C は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、全 C H の反射波信号が飽和していない場合のドブラ方向の I Q 信号の一例を示す図である。

10

【図 6 D】図 6 D は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、全 C H の反射波信号が飽和していない場合のドブラ偏移の一例を示す図である。

【図 6 E】図 6 E は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合の距離方向における R F 信号の一例を示す図である。

【図 6 F】図 6 F は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合の距離方向における I Q 信号の一例を示す図である。

【図 6 G】図 6 G は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合のドブラ方向の I Q 信号の一例を示す図である。

【図 6 H】図 6 H は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動し、一部の C H の反射波信号が飽和している場合のドブラ偏移の一例を示す図である。

20

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る受信回路の構成例を示すブロック図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による効果を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る受信回路の構成例を示すブロック図である。

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態に係る受信回路及びビームフォーマーの一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 4 の実施形態を説明するための図である。

【図 13】図 13 は、第 5 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。

30

【図 14】図 14 は、第 6 の実施形態に係る受信回路及び B モード処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図 15】図 15 は、第 6 の実施形態の変形例に係る受信回路の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び信号処理装置を説明する。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。

【0008】

40

(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 11 と、入力装置 12 と、ディスプレイ 13 と、装置本体 100 とを備える。超音波プローブ 11 は、後述する装置本体 100 が備える送受信回路 110 と通信可能に接続される。また、入力装置 12、及びディスプレイ 13 は、装置本体 100 が備える各種の回路と通信可能に接続される。

【0009】

超音波プローブ 11 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 11 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

50

圧電振動子は、送受信回路 110 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 11 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 110 へ送る。

【0010】

なお、第 1 の実施形態は、超音波プローブ 11 は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査（2 次元走査）する 1D アレイプローブであっても、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 4D プローブや 2D アレイプローブであっても適用可能である。

【0011】

入力装置 12 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコン  
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 12 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 100 の各回路に対して適宜転送する。

10

【0012】

ディスプレイ 13 は、操作者が入力装置 12 を用いて各種設定要求を入力するための G  
UI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 100 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。

【0013】

装置本体 100 は、超音波プローブ 11 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 100 は、例えば、送受信回  
路 110 と、B モード処理回路 120 と、ドプラ処理回路 130 と、画像生成回路 140  
と、画像メモリ 150 と、記憶回路 160 と、処理回路 170 とを有する。送受信回路 1  
10、B モード処理回路 120、ドプラ処理回路 130、画像生成回路 140、画像メモ  
リ 150、記憶回路 160、及び処理回路 170 は、互いに通信可能に接続される。

20

【0014】

送受信回路 110 は、超音波プローブ 11 による超音波の送受信を制御する。例えば、  
送受信回路 110 は、送信回路 111 と受信回路 112 とを有し、後述する処理回路 17  
0 の指示に基づいて、超音波プローブ 11 が行う超音波送受信を制御する。送信回路 11  
1 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 1  
1 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。

30

【0015】

例えば、送信回路 111 は、処理回路 170 の制御により、平面波を送信する超音波走  
査を超音波プローブ 11 に実行させる。また、送信回路 111 は、複数の走査線で反射波  
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。

【0016】

また、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プ  
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 372  
4846，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 超音波走査の間に時分割で超音波プローブ 11 に実行させる。

40

【0017】

また、送信回路 111 は、処理回路 170 の制御により、第 1 の送信超音波と、第 1 の  
送信超音波の位相を反転させた第 2 の送信超音波とを 1 組とする超音波走査を超音波プ  
ローブ 11 に実行させる。

【0018】

また、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

50

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。

【0019】

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）、生成回路、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。

【0020】

生成回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。そして生成回路は、受信遅延時間が与えられた反射波信号の加算処理を行う。生成回路の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0021】

そして、直交検波回路は、加算器の出力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。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、RF（Radio Frequency）信号に変換した上で、バッファに格納しても良い。IQ信号や、RF信号は、位相情報が含まれる信号（受信信号）となる。なお、直交検波回路は、生成回路の後段に配置され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、直交検波回路は、生成回路の前段に配置されてもよい。かかる場合、生成回路は、I信号及びQ信号の加算処理を行う。

【0022】

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。

【0023】

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な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。

【0024】

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。

【0025】

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

10

20

30

40

50

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。

【0026】

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。なお、画像メモリ150に記憶されるデータ量が画像メモリ150の記憶容量を超過する場合には、古いデータから順に削除され、更新される。

【0027】

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、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。

10

【0028】

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。なお、記憶回路160は、被検体Pを所定期間で走査して得られた複数の画像を記憶する記憶部の一例である。

【0029】

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。

20

【0030】

例えば、処理回路170は、送信回路111を制御して、平面波を送信する超音波走査を超音波プローブ11に実行させる。また、例えば、処理回路170は、送信回路111を制御して、複数の走査線で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。また、例えば、処理回路170は、送信回路111を制御して、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を制御して、第1の送信超音波と、第1の送信超音波の位相を反転させた第2の送信超音波とを1組とする超音波走査を超音波プローブ11に実行させる。

30

【0031】

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

40

50

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。

【0032】

このように構成される超音波診断装置1では、平面波送信あるいはそれに類似する広範囲に渡る送信を行って1回の送信で超音波フレーム内の全受信ラスタをリアルタイムで得る場合がある。なお、このような超音波走査のことを、「全ラスタ並列同時受信」と呼ぶ。

【0033】

しかし、実際に生体で「平面波送信＋全ラスタ並列同時受信」を用いて血流のパワー表示を行うと、強反射体を含む円弧状にアーティファクトが発生する場合がある。このようなアーティファクトが発生する問題について図2を用いて説明する。図2は、血流情報をパワー表示した場合の一例を示す図である。図2に示すように、AF-1及びAF-2に示すような円弧状のアーティファクトが発生する場合がある。これらAF-1及びAF-2のアーティファクトは、多数ある超音波振動子からの反射波信号のパスの中のどこかで一部の素子からの反射波信号が大幅に飽和し、かつ強反射体からの信号が急激に変化する場合に発生する。

10

【0034】

赤血球からの散乱エコーによる微小な血流信号レベルを0dBとした場合に、血管壁や横隔膜からの鏡面反射エコーは100dB以上にもなる。この血管壁や横隔膜などの強反射体の反射波信号の値は、超音波診断装置1の1素子からの反射波信号のダイナミックレンジの限界（通常60dB程度）を遥かに超えている。このため、血管壁や横隔膜からの反射波信号は、主に受信回路112のアンプ回路で飽和する。カラードブラモードでは、微小な血流信号をS/N良く得るために、通常受信条件は、アンプ回路のゲインが高く設定される。このため、強反射体からの反射波信号は飽和する。反射波信号の飽和は、ビームフォーミング前に発生しているので、ビームフォーミング後の反射波データを観察しても飽和しているかどうかを認識することはできない。

20

【0035】

平面波送信＋全ラスタ並列同時受信の場合に、図2のような円弧状のアーティファクトが発生する理由を説明する。図3は、通常の超音波送信における音場の一例を説明するための図であり、図4は、平面波送信における音場の一例を説明するための図である。

30

【0036】

図3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。つまり送信と受信の双方によってフォーカスが掛かるために、送受信音場のサイドローブレベルは低く、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。あるチャンネル(CH)の反射波信号が強反射体からの反射波信号で飽和していても、飽和の影響はその地点だけに限定される。この場合、仮に血流信号と誤認して表示したとしても、強反射体が血流信号として誤って表示されることは良く知られているので大きな問題にはならない。また、速度を計算して低速度の場合は表示しないという論理によってこの強反射体を表示させなくすることも可能である。

40

【0037】

しかし、図4に示す平面波送信の場合は、送信にフォーカスが掛かっておらず、受信フォーカスのみでビームを絞る。このため、送受信のサイドローブレベルが高くなり、図4のようにB点に強反射体があって、B点の真上の素子AにおけるB点の深さの信号レベルが飽和すると、素子AからB点と等距離にある位置、例えばC点の信号レベルも上昇する。血流映像化の場合にはMTIフィルタがあるのでサイドローブレベルが高いだけでは映像化されないが、以下に示すような場合には映像化されてしまう。

【0038】

ここでは、点反射体をクラッタの発生源として扱う。図5Aから図5Hは、点反射体が超音波のビームから遠ざかる方向に移動している場合のシミュレーションの一例を示す図である。図5Aから図5Dでは全CHの反射波信号が飽和していない場合を示し、図5E

50

から図 5 H では一部の C H の反射波信号が飽和している場合の例を示す。

【 0 0 3 9 】

図 5 A 及び図 5 E では、距離方向における R F 信号の一例を示す。より具体的には、図 5 A 及び図 5 E では、超音波を 4 回送信した場合における 1 回目から 4 回目それぞれに受信する受信信号 ( R F 信号 ) を示す。ここで、図 5 A 及び図 5 E の横軸は時間すなわち距離方向を示し、図 5 A 及び図 5 E の縦軸は送信順序を示す。例えば、図 5 A 及び図 5 E の縦軸における「 1 」は、1 回目の送信時に受信する受信信号であることを示し、図 5 A 及び図 5 E の縦軸における「 2 」は、2 回目の送信時に受信する受信信号であることを示す。

【 0 0 4 0 】

図 5 B 及び図 5 F では、距離方向における I 信号及び Q 信号の一例を示す。ここで、図 5 B 及び図 5 F では、図 5 A 及び図 5 E と同様に超音波を 4 回送信した場合における受信信号から変換した I Q 信号を示す。ここで、図 5 B 及び図 5 F の横軸は時間すなわち距離方向を示し、図 5 B 及び図 5 F の縦軸は送信順序を示す。例えば、図 5 B 及び図 5 F の縦軸における「 1 」は、1 回目の送信時に受信する受信信号から得た I Q 信号であることを示し、図 5 B 及び図 5 F の縦軸における「 2 」は、2 回目の送信時に受信する受信信号から得た I Q 信号であることを示す。

【 0 0 4 1 】

図 5 C 及び図 5 G では、図 5 B 及び図 5 F に示す 4 つの I Q 信号から生成したドブラ方向の I Q 信号の一例を示す。ここで、図 5 C 及び図 5 G の横軸は時間すなわちドブラ方向を示し、図 5 C 及び図 5 G の縦軸は振幅を示す。

【 0 0 4 2 】

図 5 D 及び図 5 H では、図 5 C 及び図 5 G の I Q 信号を用いて算出したドブラ偏移の一例を示す。ここで、図 5 D 及び図 5 H の横軸はドブラ周波数を示し、図 5 C 及び図 5 G の縦軸はデジベルを示す。点反射体 ( クラッタ ) が超音波のビームから遠ざかる方向に移動している場合、図 5 D に示すように信号が飽和していない場合であっても、図 5 H に示すように信号が飽和している場合であっても、ドブラスペクトル上に大きな変化はない。また、図 5 H に示す程度にドブラスペクトルが変化しても、M T I フィルタによってクラッタを抑圧可能である。

【 0 0 4 3 】

図 6 A 及び図 6 H は、点反射体が超音波のビームを高速で横切るように移動した場合のシミュレーションの一例を示す図である。図 6 A から図 6 D は全 C H の反射波信号が飽和していない場合を示し、図 6 E から図 6 H は一部の C H の反射波信号が飽和している場合の例を示す。図 6 A 及び図 6 E では、図 5 A 及び図 5 E と同様に距離方向における R F 信号を示す。図 6 B 及び図 6 F では、図 5 B 及び図 5 F と同様に距離方向における I 信号及び Q 信号を示す。図 6 C 及び図 6 G では、図 5 C 及び図 5 G と同様に 4 つの I Q 信号から生成したドブラ方向の I Q 信号を示す。

【 0 0 4 4 】

図 6 D 及び図 6 H では、図 5 D 及び図 5 H と同様にドブラ偏移を示す。ここで、図 6 D に示すように飽和がなければドブラスペクトルは多少広がるだけである。このため、図 6 D に示す場合、M T I フィルタのカットオフ周波数を図 5 D 及び図 5 H の場合よりも高く設定すればクラッタを抑圧可能である。しかし、図 6 H に示すように、飽和があるとドブラスペクトルがナイキスト周波数付近まで広がってしまい、M T I フィルタで抑圧するのが困難になってしまう。図 5 D 及び図 5 H と図 6 D 及び図 6 H の違いは、包絡線の変化が図 6 D 及び図 6 H の方が図 5 D 及び図 5 H よりも急峻である点である。実際の生体で組織がこのように高速で移動することはほとんどない。しかし、鏡面反射体の場合は微小な変位であっても角度が変化することで包絡線が急激に変化する。つまり、図 2 に現れたアーティファクトは横隔膜のある点がある受信素子に対して鏡面反射し、横隔膜の動きによって鏡面反射したりしなかったりして、鏡面反射している時にはその素子の受信信号が飽和し、鏡面反射しなかった時には飽和していないことが原因である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 5 】

このような問題は、「平面波送信 + 全ラスタ並列同時受信」以外の場合でも発生する。例えば 8 方向並列同時受信を行った際に鏡面反射体が動いていると、8 ラスタ間に超音波ビームにほぼ垂直にアーティファクトが観察され、同様な問題を確認することができる。

## 【 0 0 4 6 】

なお、図 2 に示すように、サイドローブレベルは高いのに、血流信号の方位方向の分解能は良い。これは、血流信号はもともと微弱であるので、メインローブの範囲でしか映像化されないことが理由である。送信音場を改善する方法として、方向を変えた複数方向の送信を行ってコヒーレントに合成する方法があるが、フレームレートが低下するのと、加算という LPF (Low Path Filter) 処理により高速の血流が除去されてしまう問題がある。特殊な場合でのみ円弧状のアーティファクトが発生し、それ以外は発生しないので、トレードオフのない方法でこの問題を解決できることが望ましい。

## 【 0 0 4 7 】

このような円弧状アーティファクトは、受信回路 1 1 2 で反射波信号が飽和しなければ発生しない。このため、受信回路 1 1 2 で飽和させない方法が対策として考えられる。そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、飽和したチャンネルをビームフォーミングに使用しないようにする。より具体的には、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 の各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。そして、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、判定結果に応じた各チャンネルの出力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。

## 【 0 0 4 8 】

図 7 は、第 1 の実施形態に係る受信回路 1 1 2 の構成例を示すブロック図である。図 7 に示すように、受信回路 1 1 2 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。

## 【 0 0 4 9 】

また、図 7 に示すように、受信回路 1 1 2 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 2 0 1 - 1 と、A / D 変換器 2 0 2 - 1 と、判定回路 2 0 3 - 1 とを有する。同様に、受信回路 1 1 2 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 2 0 1 - N と、A / D 変換器 2 0 2 - N と、判定回路 2 0 3 - N とを有する。ここで、アンプ回路 2 0 1 - 1 とアンプ回路 2 0 1 - N とを区別しない場合には、アンプ回路 2 0 1 と記載し、A / D 変換器 2 0 2 - 1 と A / D 変換器 2 0 2 - N とを区別しない場合には、A / D 変換器 2 0 2 と記載し、判定回路 2 0 3 - 1 と判定回路 2 0 3 - N とを区別しない場合には、判定回路 2 0 3 と記載する。すなわち、受信回路 1 1 2 には、アンプ回路 2 0 1 と A / D 変換器 2 0 2 と判定回路 2 0 3 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 2 0 1 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 2 0 2 は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換する。

## 【 0 0 5 0 】

判定回路 2 0 3 は、超音波プローブ 1 1 の各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。ここで、判定回路 2 0 3 は、A / D 変換器 2 0 2 の出力値がデジタルの正の上限または負の下限になることを利用して飽和を検出する。そして、判定回路 2 0 3 は、判定結果を生成回路 2 0 4 に出力する。なお、判定回路 2 0 3 は、反射波信号の値が所定の閾値以上である場合に、当該反射波信号が飽和していると判定するようにしてもよい。

## 【 0 0 5 1 】

生成回路 2 0 4 は、判定回路 2 0 3 による判定結果に応じた各チャンネルの出力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。例えば、生成回路 2 0 4 は、飽和を検出したチャンネルのこの深さのデータを 0 にする。すなわち、生成回路 2 0 4 は、飽和したチャンネルをビームフォーミングに使用しない。なお、生成回路 2 0 4 は、データを 0 にする代わりに、0 ~ 1 の範囲の予め決めた係数を乗算して寄与を小さくするようにしても

よい。すなわち、生成回路 204 は、飽和しているチャンネルの反射波信号に、値が 1 以下の所定の係数を乗算した出力値を出力信号として用い、反射波データを生成する。生成回路 204 は、生成した反射波データをドブラ処理回路 130 に出力する。

#### 【0052】

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ドブラデータを生成する。そして、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。これにより画像生成回路 140 は、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。

#### 【0053】

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、飽和したチャンネルをビームフォーミングに使用しない或いは飽和したチャンネルの影響を軽減させてビームフォーミングに使用する。この結果、第 1 の実施形態によれば、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。図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による効果を説明するための図である。

#### 【0054】

図 8 では、血流情報をパワー表示した場合の一例を示す。図 8 左図は、図 2 と同様に、従来技術において「平面波送信 + 全ラスタ並列同時受信」を用いて血流のパワー表示を行った場合に、強反射体を含む円弧状にアーティファクトが発生する場合を示す。一方、図 8 右図は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 において「平面波送信 + 全ラスタ並列同時受信」を用いて血流のパワー表示を行った場合を示す。図 8 右図に示すように、図 8 左図で発生した円弧状のアーティファクトが消失している。特に「平面波送信 + 全ラスタ並列同時受信」を行った場合に顕著な効果を発揮する。

#### 【0055】

第 1 の実施形態では、鏡面反射体からの信号を抑圧するか、その部分の血流情報を表示しないような処理を行う。ここで、全ての CH の信号が使用されない場合があり得る。このような処理は B モード像にとっては血管壁等の構造を表示しなくなることで問題であるが、血流像にとってはそのような場所には血流は存在しないので問題にならない。また、第 1 の実施形態では、比較的簡単な回路構成で実現可能である。

#### 【0056】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 a の全体構成は、受信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ので、ここでは説明を省略する。また、第 2 の実施形態では、処理回路 170 は、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 に実行させるものとする。例えば、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。

#### 【0057】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る受信回路 112 a の構成例を示すブロック図である。図 9 に示すように、受信回路 112 a 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。

#### 【0058】

また、図 9 に示すように、受信回路 112 a 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、アンプ回路 303 - 1 と、A/D 変換器 304 - 1 と、アンプ回路 305 - 1 と、A/D 変換器 306 - 1 と、判定回路 307 - 1 とを有する。ここで、アンプ回路 303 - 1 と、A/D 変換器 304 - 1 とが振動子 - 1 の第 1 処理系統を構成し、アンプ回路 305 - 1 と、A/D 変換器 306 - 1 とが振動子 - 1 の第 2 処理系統を構

10

20

30

40

50

成する。同様に、受信回路 112a 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、アンプ回路 303 - N と、A/D 変換器 304 - N と、アンプ回路 305 - N と、A/D 変換器 306 - N と、判定回路 307 - N とを有する。ここで、アンプ回路 303 - N と、A/D 変換器 304 - N とが振動子 - N の第 1 処理系統を構成し、アンプ回路 305 - N と、A/D 変換器 306 - N とが振動子 - N の第 2 処理系統を構成する。

【0059】

ここで、アンプ回路 303 - 1 とアンプ回路 303 - N とを区別しない場合には、アンプ回路 303 と記載し、A/D 変換器 304 - 1 と A/D 変換器 304 - N とを区別しない場合には、A/D 変換器 304 と記載する。また、アンプ回路 305 - 1 とアンプ回路 305 - N とを区別しない場合には、アンプ回路 305 と記載し、A/D 変換器 306 - 1 と A/D 変換器 306 - N とを区別しない場合には、A/D 変換器 306 と記載し、判定回路 307 - 1 と判定回路 307 - N とを区別しない場合には、判定回路 307 と記載する。すなわち、受信回路 112a には、アンプ回路 303 と A/D 変換器 304 とアンプ回路 305 と A/D 変換器 306 と判定回路 307 とが、振動子（チャンネル）ごとに設けられる。そして、1つの振動子からの反射波信号に対してアンプ回路 303 とアンプ回路 305 との 2 つが接続される。

【0060】

また、受信回路 112a は、ATGC 301 及び ATGC 302 を有する。ATGC 301 は、第 1 のゲイン値を格納し、ATGC 302 は、第 2 のゲイン値を格納する。そして、アンプ回路 303 は、従来の血流映像法と同様に高い第 1 のゲイン値  $g_1$ （例えば  $g_1 = 100$ （40 dB））を持ち、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。アンプ回路 303 は、ゲイン補正処理した反射波信号を A/D 変換器 304 に出力する。言い換えると、アンプ回路 303 は、各チャンネルの反射波信号を第 1 のゲイン値  $g_1$  で補正して、反射波信号から第 1 の補正信号を取得する。

【0061】

アンプ回路 305 は、第 1 のゲイン値  $g_1$  よりも低い第 2 のゲイン値  $g_2$ （例えば  $g_2 = 10$ （20 dB））を持ち、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。アンプ回路 305 は、ゲイン補正処理した反射波信号を A/D 変換器 306 に出力する。言い換えると、アンプ回路 305 は、各チャンネルの反射波信号を第 1 のゲイン値より小さいゲイン値を有する第 2 のゲイン値で補正して、反射波信号から第 2 の補正信号を取得する。

【0062】

また、A/D 変換器 304 は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換し、A/D 変換後の反射波信号を判定回路 307 に出力する。また、A/D 変換器 306 は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換し、A/D 変換後の反射波信号を判定回路 307 に出力する。

【0063】

判定回路 307 は、少なくとも第 1 超音波走査により超音波プローブ 11 の各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。ここで、判定回路 307 は、第 1 の補正信号と第 2 の補正信号とを比較することで、各チャンネルの反射波信号が飽和しているか否かを判定する。例えば、判定回路 307 は、第 1 の補正信号と第 2 の補正信号との差の絶対値が所定の閾値以下である場合に、反射波信号が飽和していないと判定する。ここで、飽和がない場合にはアンプ回路 303 を通った A/D 変換器 304 の出力信号  $s_1$  を  $1/10$  にすれば、アンプ回路 305 を通った A/D 変換器 306 の出力信号  $s_2$  に近い信号が得られるはずである。このようなことから、判定回路 307 は、両者の差の絶対値が閾値  $Th$  よりも小さい場合には飽和はないと判定する。一方、判定回路 307 は、閾値  $Th$  よりも大きい場合には飽和があると判定する。

【0064】

生成回路 308 は、反射波信号が飽和していないと判定された場合、第 1 の補正信号を出力信号として用い、反射波信号が飽和していると判定された場合、第 1 の補正信号と第

10

20

30

40

50

2の補正信号とを所定の比率で混合して出力信号として用い、反射波データを生成する。  
以下に生成回路308による処理の詳細について説明する。

【0065】

生成回路308は、以下に示す判定方式1～判定方式3の3種類の判定処理を適宜用いることが可能である。まず、判定方式1では、判定回路307は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 < Th$ の時は、 $s = s_1$ を出力する（ノイズにより $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 < 0$ の場合もここに含む）。一方、生成回路308は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 \geq Th$ の時は、 $s = 0$ を出力する。

【0066】

判定方式2では、生成回路308は、閾値で $s_1$ と $s_2$ を切り替える。より具体的には、判定回路307は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 < Th$ の時は、 $s = s_1$ を出力する。一方、生成回路308は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 \geq Th$ の時は、 $s = s_2 * g_1 / g_2$ を出力する。

【0067】

判定方式3では、生成回路308は、 $s_1$ と $s_2$ とを混合して出力する。より具体的には、生成回路308は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 < Th$ の時は、 $s = s_1$ を出力する。一方、生成回路308は、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 \geq Th$ の時は、 $s = a * s_1 + (1 - a) * s_2 * g_1 / g_2$ を出力する。但し、 $a$ は $s_1$ 、 $s_2$ の関数で0～1の値を取る。一例としては、 $Th_2$ を閾値として、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 - Th < Th_2$ の時は、 $a = (s_2 - s_1 * g_2 / g_1 - Th) / Th_2$ であり、 $s_2 - s_1 * g_2 / g_1 - Th \geq Th_2$ の時は、 $a = 1$ （ $s = s_1$ ）である。なお、信号 $s_1$ 、 $s_2$ 、 $s$ はA/D変換器304及びA/D変換器306の出力レートで演算される。

【0068】

このように生成回路308は、判定方式1～判定方式3の3種類の判定処理を適宜用い、第1の補正信号と第2の補正信号とを所定の比率で混合して反射波データを生成する。生成回路308は、生成した反射波データをドブラ処理回路130に出力する。

【0069】

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ドブラデータを生成する。そして、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。これにより画像生成回路140は、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。

【0070】

上述したように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1aは、飽和したチャネルをビームフォーミングに使用しない或いは飽和したチャネルの影響を軽減させてビームフォーミングに使用する。この結果、第2の実施形態によれば、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。

【0071】

（第2の実施形態の変形例1）

図9では1つのチャネルにつき2つのアンプ回路及びA/D変換器が常に接続された構成である場合を示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、第2の実施形態の変形例1として、切替回路などのスイッチを更に有し、このスイッチによって振動子からの反射波信号とアンプ回路以降の回路とを自由に接続可能な構成にしてもよい。例えば、超音波プローブ11と、アンプ回路303及びアンプ回路305とが接続された第1の状態と、超音波プローブ11と、アンプ回路303又はアンプ回路305のいずれか一方とが接続された第2の状態とを、超音波走査に用いるチャネル数に応じて切替えるようにしてもよい。そして、3次元スキャンのような多数のチャネルを使用する場合には1つのチャネルに対して1つのアンプ回路以降の回路を接続し、2次元血流映像法の場合には1つのチャネルに2つのアンプ回路以降の回路を接続する。なお、切替回路は、例えば、処理回路170の制御により、第1の状態と第2の状態とを、超音波走査に用いるチ

10

20

30

40

50

ャネル数に応じて切替える。

【0072】

第2の実施形態の変形例1は、リアルタイムに3次元的に超音波スキャンするシステムでは2次元スキャン時には不必要なほどのCH数を持っているので、その余っている回路を有効に利用することでコストの問題を解決できる。

【0073】

(第2の実施形態の変形例2)

また第2の実施形態の変形例2として、ゲインの低い方の信号を用いてBモード用の画像を生成するようにしてもよい。通常の流れ情報用に送受信した超音波信号からBモード画像を生成すると、ゲインが高いために強反射体からの信号が飽和する場合が多く、組織像をコントラスト良く表示することができない。しかし、ゲインを下げた信号を用いることでコントラストの良いBモード画像を生成することができる。これにより、第2の実施形態の変形例2に係る超音波診断装置は、ドプラモード用のスキャンとは別にBモード用のスキャンを行う必要がなくなり、フレームレートを上げることができる。また、Bモードスキャンによる残留多重の影響を完全に排除してノイズの少ない血流像を表示することが可能になる。なお、かかる場合、生成回路308は、第1のゲイン値より小さいゲイン値を有する第2のゲイン値で補正して取得した第2の補正信号を出力信号として用い、反射波データを生成する。そして、生成回路308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。

【0074】

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より、Bモードデータを生成する。そして、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。これにより画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成したデータから超音波画像データを生成する。

【0075】

なお、第2の実施形態では、ハードウェアでビームフォーミングする構成を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、A/D変換器の出力データをメモリに転送し、CPUがソフトウェアを実行することでビームフォーミングする構成にしてもよい。

【0076】

(第3の実施形態)

第3の実施形態に係る超音波診断装置1bの全体構成は、受信回路の一部の機能が異なる点と、受信回路の後段でありかつBモード処理回路及びドプラ処理回路の前段にビームフォーマーを配置する点とを除いて、図1に示した構成例と同様である。このため、第3の実施形態では、図10を用いて、受信回路及びビームフォーマーについてのみ説明する。図10は、第3の実施形態に係る受信回路112b及びビームフォーマー113の一例を示す図である。

【0077】

図10に示すように、受信回路112b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、各チャネルに対応する。また、図10に示すように、受信回路112b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、アンプ回路201-1と、A/D変換器202-1と、直交検波回路(適宜「IQ」と記載する)205-1とを有する。同様に、受信回路112b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、アンプ回路201-Nと、A/D変換器202-Nと、直交検波回路205-Nとを有する。

【0078】

アンプ回路201は、受信した反射波信号をフレーム単位でゲイン補正する際に、隣接するフレームごとにゲイン値を、第1のゲイン値と、第1のゲイン値より小さいゲイン値を有する第2のゲイン値とで交互に補正する。そして、アンプ回路201は、フレーム単位の反射波信号から第1のゲイン値で補正した第1の補正信号と、第2のゲイン値で補正

10

20

30

40

50

した第2の補正信号とを取得する。言い換えると、アンプ回路201は、フレーム毎にゲイン値を変化させる。図11は、第3の実施形態を説明するための図である。

【0079】

図11に示すように、例えば、アンプ回路201は、2フレーム毎に偶数フレームは高いゲイン（第1のゲイン値） $g_1$ （例えば $g_1 = 100$ （40dB））で、奇数フレームは低いゲイン（第2のゲイン値） $g_2$ （例えば $g_2 = 10$ （20dB））に設定する。一例をあげると、アンプ回路201は、1フレーム目をゲイン $g_2$ に設定し、2フレーム目をゲイン $g_1$ に設定する。これにより、1フレーム目から第2の補正信号を取得し、2フレーム目から第1の補正信号を取得する。また、アンプ回路201は、3フレーム目をゲイン $g_2$ に設定し、4フレーム目をゲイン $g_1$ に設定する。これにより、3フレーム目から第2の補正信号を取得し、4フレーム目から第1の補正信号を取得する。

10

【0080】

A/D変換器202は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、A/D変換後の反射波信号を直交検波回路205に出力する。そして直交検波回路205は、各チャンネルのA/D変換後の出力をビームフォーマー113に転送する。

【0081】

ビームフォーマー113は、各チャンネルのA/D変換後の出力を用いてビームフォーミングを行う。ビームフォーマー113の実現手段としてはハードウェアとソフトウェアのどちらでも実現可能である。なお、第3の実施形態では、ビームフォーマー113をソフトウェアで実現する場合について説明する。

20

【0082】

ビームフォーマー113は、メモリ113aと処理回路113bとを備える。メモリ113aは、2種類のゲインに対応する2フレーム分の反射波信号を格納する容量を保持するものとする。

【0083】

処理回路113bは、判定機能114と生成機能115とを実行する。ここで、例えば、図10に示す処理回路113bの構成要素である判定機能114と生成機能115とが実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路160に記録されている。処理回路113bは、各プログラムを記憶回路160から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路113bは、図10の処理回路113b内に示された各機能を有することとなる。

30

【0084】

判定機能114は、図9に示す判定回路307と同様の機能を有する。すなわち、判定機能114は、第1の補正信号と第2の補正信号とを比較することで、フレーム単位の反射波信号が飽和しているか否かを判定する。また、生成機能115は、図9に示す生成回路308と同様の機能を有する。すなわち、生成機能115は、反射波信号が飽和していないと判定された場合、第1の補正信号を出力信号として用い、反射波信号が飽和していると判定された場合、第1の補正信号と第2の補正信号とを所定の比率で混合して出力信号として用い、反射波データを生成する。生成機能115は、生成した反射波データをドブラ処理回路130に出力する。

40

【0085】

ドブラ処理回路130は、ビームフォーマー113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ドブラデータを生成する。そして、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。これにより画像生成回路140は、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。

【0086】

（第3の実施形態の変形例）

また、第3の実施形態の変形例2として、ゲインの低い方の信号を用いてBモード用の

50

画像を作成してもよい。例えば、画像生成回路 140 は、第 2 のゲイン値を用いて、組織形状の情報を有する画像を生成する。なお、かかる場合、処理回路 170 は、移動体の運動に関する情報を取得する超音波走査を超音波プローブ 11 に実行させる。こうすることで、B モード用のスキャンを行う必要がなくなり、フレームレートを上げることができ、また B モードスキャンによる残留多重の影響を完全に排除することができる。なお、第 3 の実施形態及び第 3 の実施形態の変形例 1 及び 2 の最適な方法は、平面波送信 + 全ラスタ並列同時受信である。こうすることで動きによる影響を低減することができる。

#### 【0087】

(第 4 の実施形態)

第 1 の実施形態では、飽和したチャネルをビームフォーミングに使用しない或いは飽和したチャネルの影響を軽減させてビームフォーミングに使用する場合について説明した。ところで、図 5 H に示したように点反射体 (クラッタ) が超音波のビームから遠ざかる方向に移動している場合、ある CH の信号が飽和していても M T I フィルタによってクラッタを抑圧可能である。言い換えると、鏡面反射していない場合には、M T I フィルタによってクラッタを抑圧可能である。このような場合、飽和している信号を使用してビームフォーミングを行ってもよいものである。そこで、第 4 の実施形態では、鏡面反射しているか否かを判定し、鏡面反射していない場合には、飽和した信号もビームフォーミングに用いる場合について説明する。

#### 【0088】

第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成は、受信回路の一部の機能が異なる点と、受信回路の後段でありかつ B モード処理回路及びドブラ処理回路の前段にビームフォーマーを配置する点とを除いて、図 1 に示した構成例と同様である。また、第 4 の実施形態に係る受信回路及びビームフォーマーの構成は、判定機能 114 及び生成機能 115 の一部の機能が異なる点を除いて図 10 に示した構成例と同様である。

#### 【0089】

なお、第 4 の実施形態では、処理回路 170 は、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 に実行させるものとする (特許第 3724846, 特開 2014-42823 号公報を参照)。例えば、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、第 4 の実施形態に係るアンプ回路 201 は、第 3 の実施形態に係るアンプ回路 201 とは異なり、ゲインをフレーム毎に変えることは行わない。すなわち、第 4 の実施形態に係るアンプ回路 201 は、例えば、第 2 の実施形態における第 1 のゲイン値  $g_1$  のように、従来通りの大きいゲイン値を固定して使用する。

#### 【0090】

判定機能 114 は、図 7 に示す判定回路 203 と同様の機能を有する。すなわち、判定機能 114 は、超音波プローブ 11 の各チャネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。そして、判定回路 203 は、判定結果を生成回路 204 に出力する。

#### 【0091】

生成機能 115 は、判定機能 114 の判定結果に基づいて鏡面反射しているか否かを判定し、判定結果に基づく反射波データを生成する。図 12 を用いて第 4 の実施形態に係る生成機能 115 の処理動作について説明する。図 12 は、第 4 の実施形態に係る生成機能 115 の処理動作を説明するための図である。

#### 【0092】

図 12 のように、点 A の位置のビームフォーミングを行う際に、鏡面反射体 B が存在する場合を説明する。ここで、鏡面反射体 B からのエコーは、鏡面反射体 B に直角に入射および反射する超音波ビームのみが鏡面反射を起こすという特徴を有する。このため、図 1

10

20

30

40

50

2に示すように、鏡面反射体Bに対して超音波ビームの入射方向において垂直方向に位置するCH-7と、このCH-7に隣接する複数のCHが飽和する。なお、図12では、CH-7とCH-8とが飽和している場合を示す。また、CH-7とCH-8以外のCHは鏡面反射体Bによる影響で飽和しない。

#### 【0093】

従来方式では、各CHからの受信信号がRF信号の場合には各CHからの受信信号に時間遅延を掛け、IQ信号の場合には各CHからの受信信号に時間遅延と位相遅延とを掛けて、全CHで加算処理していた。一方、第4の実施形態では、生成機能115は、判定機能114により飽和していると検出されたCH(飽和CHと言う)とこの飽和CHに隣接するCH(隣接CH)とを合わせたN個以上CHが飽和している場合に、飽和CH及び隣接CHの影響を軽減させてビームフォーミングに使用する。すなわち生成機能115は、飽和CH及び隣接CHをビームフォーミングに使用しない。或いは、生成機能115は、飽和CH及び隣接CHの反射波信号に1以下の予め決められた係数を乗算してビームフォーミングする。ここで、Nは、鏡面反射体が位置する深さ方向の位置に応じて決定される値であり、近距離では小さく設定され、遠距離では大きく設定される。

#### 【0094】

図12の例において、N=2とすると、生成機能115は、CH7及びCH8の信号を、鏡面反射体Bからのエコーによって飽和したと判定して、CH7及びCH8の反射波信号をビームフォーミングに使用しない。一方で、生成機能115は、例えば、CH-2が飽和していても、CH-2に隣接するCH-1やCH-3が飽和していなければ、鏡面反射体Bからのエコーによって飽和したと判定せずCH-2の反射波信号をビームフォーミングに使用する。すなわち、生成機能115は、超音波走査の結果、各チャネルからの反射波信号のうち、隣接する所定数以上の複数チャネルの反射波信号が飽和している場合に、複数チャネルの各反射波信号に値が1以下の所定の係数を乗算した出力値を出力信号として用い、反射波データを生成する。そして、生成機能115は、生成した反射波データをドブラ処理回路130に出力する。

#### 【0095】

ドブラ処理回路130は、ビームフォーマー113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ドブラデータを生成する。そして、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。これにより画像生成回路140は、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。

#### 【0096】

上述したように、第4の実施形態によれば、複数のゲイン設定なしに鏡面反射体からの信号だけを抑圧してアーティファクトを抑圧可能である。このため、図5Hに示したようにCHが飽和しているが、鏡面反射しておらずMTIフィルタによってクラッタを抑圧可能である場合には、飽和している信号を使用してビームフォーミングを行うことが可能になる。なお、第4の実施形態ではソフトウェアでビームフォーミングする構成を説明したが、ハードウェアで実現することも可能である。

#### 【0097】

##### (第5の実施形態)

血流情報を映像化する際にドブラ処理回路において、ビームフォーミング後の反射波信号を用いてMTI(Moving Target Indicator)フィルタ処理を実行していた。ここで、パケット内に飽和しているデータがあると、データが不連続になる。このために、ハイパスフィルタ(HPF:High Pass Filter)であるところの通常のMTIフィルタでは、不連続点で信号が通過してしまい、組織由来の信号を血流信号と誤認してしまう。例えば、従来方式では、鏡面反射体が微小な動きにより回転することで、組織由来の信号がMTIフィルタを通過してしまう場合がある。この場合は、包絡線変化が急峻になり、飽和しない場合でも図6Dに示すようにドブラスペクトルが広がる。そして、飽和があると、図6Hに示すようにナイキスト周波数付近までドブラスペクトルが広がる。かかる場合、組織

10

20

30

40

50

由来の信号は、通常のMTIフィルタを通過してしまう。この結果、組織由来の信号が血流信号として表示されてしまう。このように、ビームフォーミング後では反射波信号が飽和しているかどうかを検出できない。

【0098】

このようなことから、第5の実施形態では、各CHで飽和しているかどうかを判定して、飽和した信号を含む場合にはそのCHのその時刻のデータはビームフォーミングに使用しないようにする。

【0099】

第5の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成は、受信回路及びドブラ処理回路の一部の構成及び機能が異なる点を除いて、図1に示した構成例と同様である。このため、第5の実施形態では、図13を用いて、受信回路及びドブラ処理回路についてのみ説明する。図13は、第5の実施形態に係る受信回路112c及びビームフォーマー130aの一例を示す図である。なお、第5の実施形態では、処理回路170は、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に実行させるものとする（特許第3724846，特開2014-42823号公報を参照）。

10

【0100】

図13に示すように、第5の実施形態に係る受信回路112c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、各チャネルに対応する。また、受信回路112c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と、A/D変換器202-1と、判定回路203-1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と、A/D変換器202-Nと、判定回路203-Nとを有する。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、判定回路203-1と判定回路203-Nとを区別しない場合には、判定回路203と記載する。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。

20

【0101】

判定回路203は、超音波プローブ11の各チャネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。判定回路203は、判定結果をドブラ処理回路130aに出力する。

30

【0102】

ドブラ処理回路130aは、振動子-1により受信された反射波信号に対する判定回路203-1の判定結果に基づく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130aは、振動子-Nにより受信された反射波信号に対する判定回路203-Nの判定結果に基づく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。また、ドブラ処理回路130aは、生成回路133と自己相関回路134と算出回路135とを有する。

40

【0103】

メモリ131は、同一走査線において複数回送信された超音波の反射波信号と、各反射波信号に対応付けて各反射波信号に対する判定回路203の判定結果を格納する。なお、メモリ131は、同一走査線において複数回送信された超音波の反射波信号を格納可能な容量を有するものとする。

【0104】

MTIフィルタ132は、同一走査線において複数回送信された超音波の反射波信号に

50

対してフィルタ処理を行う。ここで、MTIフィルタ132は、L個のパケット中のデータの中に1つでも飽和しているデータがあったらMTIフィルタ出力を0とする。また、MTIフィルタ132は、L個のパケット中の全データに飽和がなかったら、通常のMTIフィルタ（例えばパワース型のIIR（Infinite Impulse Response）フィルタや、多項式回帰フィルタ（Polynomial Regression Filter）等）を掛ける。MTIフィルタ132は、処理結果を生成回路133に出力する。そして、生成回路133は、フィルタ処理後の各チャ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。自己相関回路134は、生成回路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。

10

#### 【0105】

なお、上述のビームフォーミング前にMTIフィルタを掛ける処理を行った後に、従来と同様にビームフォーミング後に、更にMTIフィルタを掛ける処理を行っても良い。特に、ビームフォーミング後に上述の主成分分析によるMTIフィルタを掛けることはクラッタ除去の更なる改善をもたらす。ビームフォーミング前の主成分分析によるMTIフィルタは強反射体からのサイドローブによるクラッタ低減に効果があるが、ビームフォーミング後はメインローブの影響が強くなるので主成分分析によるMTIフィルタはメインローブによるクラッタ低減に効果がある。

#### 【0106】

（第6の実施形態）

20

上述した第1の実施形態～第5の実施形態では、血流情報を映像化する際に発生する飽和問題を解決する方法として説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。上述した実施形態のうち第1の実施形態～第4の実施形態は、例えば、組織からの非線形イメージング（THI）や造影剤からの非線形イメージング（CHI）の際にも適用可能である。

#### 【0107】

例えば、受信回路で反射波信号が飽和すると高調波が発生する。このため、送信中心周波数よりも高い受信中心周波数で反射波信号を得るフィルタ法ハーモニクイメージングでは、飽和は致命的である。また、送信パルスの位相を変化させた複数の送信を行って加算するパルスインバージョン法では、反射波信号が飽和すると強反射体の信号が消失して黒くなり、サイドローブ領域では図2のように白い円弧状のアーティファクトが発生する。このようにTHIやCHI時には、反射波信号の飽和が大きな問題となる。このため、通常では反射波信号が飽和しないように受信のゲインを小さくしている。しかし、受信のゲインを小さくすることによりS/Nが悪くなっている。

30

#### 【0108】

このようなことから、第6の実施形態に係る超音波診断装置は、第1の実施形態～第4の実施形態のいずれか一つの方法を適応することで、飽和したチャネルの影響を軽減させることにより、従来のTHI/CHIの時よりも高いゲインの設定を可能にする。そして、第6の実施形態に係る超音波診断装置は、ビームフォーミング後の反射波データをBモード処理回路に送ることにより、飽和で発生する問題を回避しつつ従来よりも高いS/Nの信号を得ることができるようになる。なお、第6の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成は、第1の実施形態又は第2の実施形態の受信回路の構成、もしくは、第3の実施形態又は第4の実施形態の受信回路及びビームフォーマーの構成を適用する点を除いて、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。

40

#### 【0109】

第6の実施形態では、パルスインバージョン（PI：Pulse Inversion）法にてハーモニクイメージングを実施する場合について説明する。図14は、第6の実施形態に係る受信回路及びBモード処理回路の構成例を示すブロック図である。図14では、受信回路112により生成された反射波データを用いて、Bモード処理回路120において高調波成分の反射波データを抽出する場合を示す。なお、かかる場合、例えば、処理回路170

50

は、第 1 の送信超音波と、第 1 の送信超音波の位相を反転させた第 2 の送信超音波とを 1 組とする超音波走査を超音波プローブ 1 1 に実行させる。

【0110】

第 6 の実施形態に係る受信回路 1 1 2 において、アンプ回路 2 0 1 は、第 1 の送信超音波の反射波信号（第 1 の反射波信号）及び第 2 の送信超音波の反射波信号（第 2 の反射波信号）をそれぞれ増幅してゲイン補正処理を行う。また、A / D 変換器 2 0 2 は、ゲイン補正された第 1 の反射波信号及びゲイン補正された第 2 の反射波信号を A / D 変換する。そして、A / D 変換器 2 0 2 は、A / D 変換した第 1 の反射波信号及び A / D 変換した第 2 の反射波信号を判定回路 2 0 3 に送る。

【0111】

また、受信回路 1 1 2 では、判定回路 2 0 3 は、超音波プローブ 1 1 の各チャネルによって受信された、第 1 の送信超音波の反射波信号及び第 2 の送信超音波の反射波信号の少なくともいずれか一方が飽和しているか否かを判定する。そして、生成回路 2 0 4 は、判定回路 2 0 3 による判定結果に応じた各チャネルの出力信号を用い、第 1 の送信超音波の反射波信号に対する第 1 の反射波データと、第 2 の送信超音波の反射波信号に対する第 2 の反射波データとを生成する。生成回路 2 0 4 は、生成した第 1 の反射波データと第 2 の反射波データとを B モード処理回路 1 2 0 に出力する。

【0112】

B モード処理回路 1 2 0 は、ラインメモリ 1 2 1 と P I 演算回路 1 2 2 と検波回路 1 2 3 と L o g 回路 1 2 4 とを有する。ラインメモリ 1 2 1 は、生成回路 2 0 4 により生成された第 1 の反射波データと第 2 の反射波データとを格納する。そして、P I 演算回路 1 2 2 は、超音波走査の結果、生成回路 2 0 4 により生成された第 1 の送信超音波の反射波データと第 2 の送信超音波の反射波データとを加算して、高調波成分の反射波データを抽出する。検波回路 1 2 3 は、反射波データに対して、包絡線検波処理を行う。L o g 回路 1 2 4 は、反射波データに対して、対数増幅を行うことで B モードデータを生成する。なお、B モード処理回路 1 2 0 は、生成した B モードデータを、画像生成回路 1 4 0 に出力する。これにより、画像生成回路 1 4 0 は、超音波走査の結果、生成回路 2 0 4 により生成された第 1 の反射波データと第 2 の反射波データとから高調波成分が抽出された信号を用いて超音波画像を生成する。

【0113】

このように、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置は、血流映像法ではなく、組織や造影剤からの非線形信号を得る場合に、従来よりもゲインを上げることができる。このため、S / N を向上させ、感度やペネトレーションを向上させることができる。

【0114】

（第 6 の実施形態の変形例）

上述した第 6 の実施形態では、パルスインバージョン法にてハーモニックイメージングを実施する際に、B モード処理回路において高調波成分の反射波信号を抽出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、P I 演算回路を受信回路内に設け、受信回路において高調波成分の反射波信号を抽出するようにしてもよい。そこで第 6 の実施形態の変形例では、受信回路が P I 演算回路を備える場合について説明する。

【0115】

図 1 5 は、第 6 の実施形態の変形例に係る受信回路の構成例を示すブロック図である。図 1 5 では、受信回路 1 1 2 d において高調波成分の反射波信号を抽出する場合を示す。なお、かかる場合、例えば、処理回路 1 7 0 は、第 1 の送信超音波と、第 1 の送信超音波の位相を反転させた第 2 の送信超音波とを 1 組とする超音波走査を超音波プローブ 1 1 に実行させる。

【0116】

受信回路 1 1 2 d 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 2 0 1 - 1 と、A / D 変換器 2 0 2 - 1 と、判定回路 2 0 3 - 1 と

10

20

30

40

50

、ラインメモリ 206 - 1 と、P I 演算回路 207 - 1 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 と、A / D 変換器 202 - N と、判定回路 203 - N と、ラインメモリ 206 - N と、P I 演算回路 207 - N とを有する。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、判定回路 203 - 1 と判定回路 203 - N とを区別しない場合には、判定回路 203 と記載する。また、ラインメモリ 206 - 1 とラインメモリ 206 - N とを区別しない場合には、ラインメモリ 206 と記載し、P I 演算回路 207 - 1 と P I 演算回路 207 - N とを区別しない場合には、P I 演算回路 207 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 と判定回路 203 とラインメモリ 206 と P I 演算回路 207 とが、振動子（チャンネル）ごとに設けられる。

#### 【0117】

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。例えば、アンプ回路 201 は、第 1 の送信超音波の反射波信号（第 1 の反射波信号）及び第 2 の送信超音波の反射波信号（第 2 の反射波信号）をそれぞれ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。例えば、A / D 変換器 202 は、ゲイン補正された第 1 の反射波信号及びゲイン補正された第 2 の反射波信号を A / D 変換する。そして、A / D 変換器 202 は、A / D 変換した第 1 の反射波信号及び A / D 変換した第 2 の反射波信号をラインメモリ 206 に送る。ラインメモリ 206 は、A / D 変換した第 1 の反射波信号及び A / D 変換した第 2 の反射波信号を格納する。

#### 【0118】

受信回路 112 d では、判定回路 203 は、超音波プローブ 11 の各チャンネルによって受信された、第 1 の送信超音波の反射波信号及び第 2 の送信超音波の反射波信号の少なくともいずれか一方が飽和しているか否かを判定する。そして、P I 演算回路 207 は、第 1 の送信超音波の反射波信号と第 2 の送信超音波の反射波信号とを加算して、高調波成分の反射波信号を抽出する。ここで、P I 演算回路 207 は、判定回路 203 により飽和していると判定された場合、高調波成分の反射波信号の値が 0 である出力信号を出力し、判定回路 203 により飽和していると判定されなかった場合、第 1 の送信超音波の反射波信号と第 2 の送信超音波の反射波信号とを加算して抽出した高調波成分の反射波信号を出力信号として出力する。そして、生成回路 204 は、P I 演算回路 207 により出力された出力信号を用い、反射波データを生成する。

#### 【0119】

なお、B モード処理回路 120 は、生成回路 204 により生成された反射波データから B モードデータを生成する。そして、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 に出力する。これにより、画像生成回路 140 は、超音波走査の結果、生成回路 204 により生成された反射波データから高調波成分が抽出された信号を用いて超音波画像を生成する。

#### 【0120】

#### （フィルタ法ハーモニックイメージング）

上述した第 6 の実施形態ではパルスインバージョン法にてハーモニックイメージングを実施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、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置においてフィルタ法ハーモニックイメージングを実施するようにしてもよい。そこで、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置において、フィルタ法ハーモニックイメージングを実施する場合について説明する。なお、ここでは、第 1 の実施形態に係る受信回路 112 を適用する場合について説明する。例えば、処理回路 170 は、組織形状の情報を取得する超音波走査を超音波プローブ 11 に実行させる。また、受信回路 112 では、判定回路 203 は、超音波プローブ 11 の各チャンネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。そして、生成回路 204 は、判定回

10

20

30

40

50

路 2 0 3 による判定結果に応じた各チャネルの出力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。続いて、B モード処理回路 1 2 0 は、フィルタ処理を実行して反射波データから高調波成分を抽出する。そして、画像生成回路 1 4 0 は、B モード処理回路 1 2 0 により抽出された高調波成分を用いて超音波画像を生成する。すなわち、画像生成回路 1 4 0 は、超音波走査の結果、生成回路 2 0 4 により生成された反射波データから高調波成分が抽出された信号を用いて超音波画像を生成する。

【 0 1 2 1 】

(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。

【 0 1 2 2 】

上述した第 1 の実施形態～第 6 の実施形態は組み合わせて使用可能である。

【 0 1 2 3 】

また、上述した第 1 の実施形態～第 6 の実施形態において、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 CH 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 CH 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～第 6 の実施形態に記述する方法でデータを出力して、B モード処理、カラードブラ処理を行って画像を表示してもよい。例えば、信号処理装置は、判定回路と、生成回路とを備える。判定回路は、超音波プローブ 1 1 の各チャネルによって受信された反射波信号が飽和しているか否かを判定する。生成回路は、判定回路による判定結果に応じた各チャネルの出力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。

【 0 1 2 4 】

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 2 5 】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、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。

【 0 1 2 6 】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、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。

【 0 1 2 7 】

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。

【符号の説明】

【 0 1 2 8 】

10

20

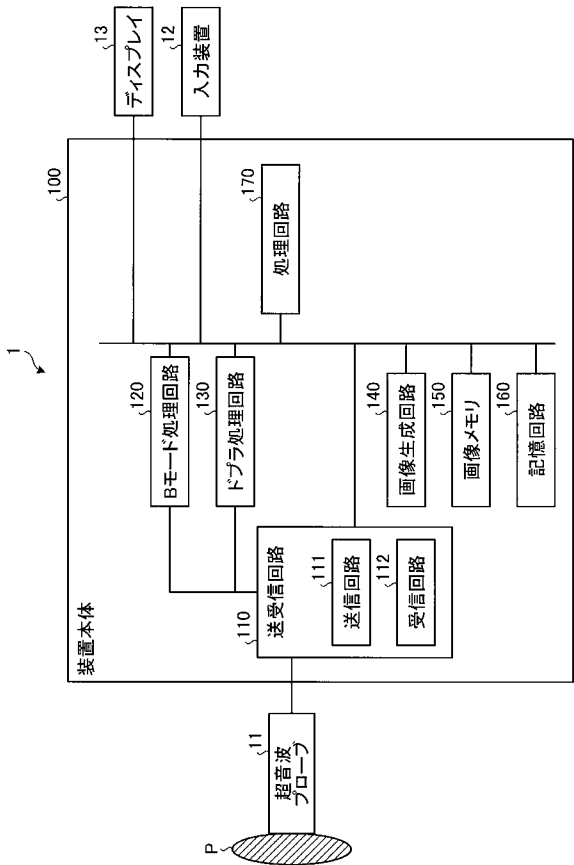
30

40

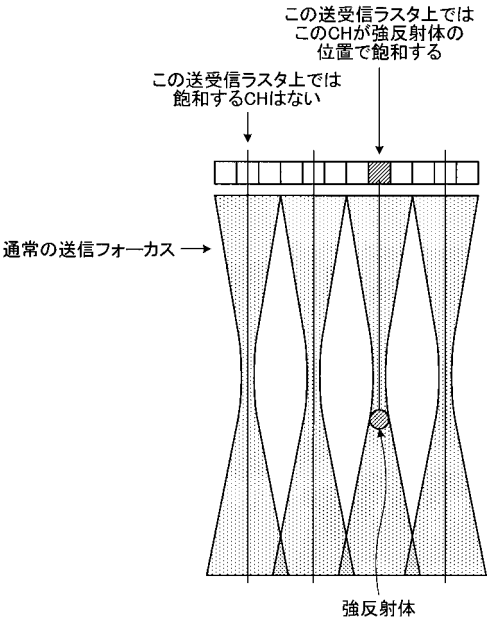
50

- 1 超音波診断装置
- 1 1 2 受信回路
- 2 0 3 判定回路
- 2 0 4 生成回路

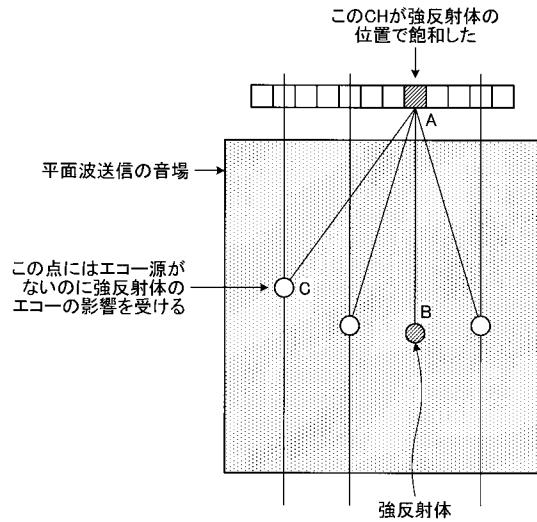
【 図 1 】



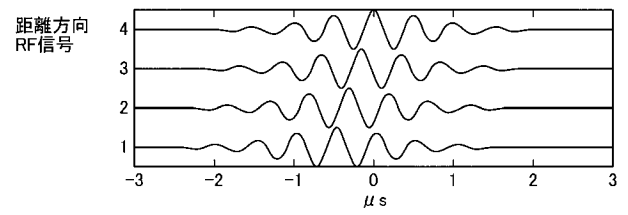
【 図 3 】



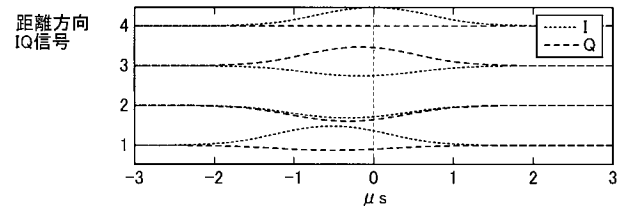
【 図 4 】



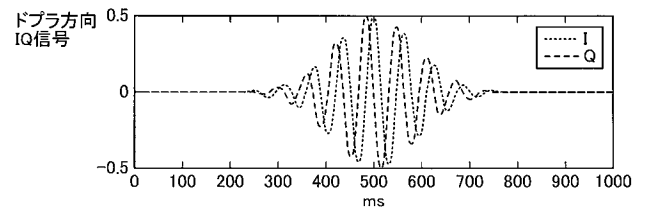
【 図 5 A 】



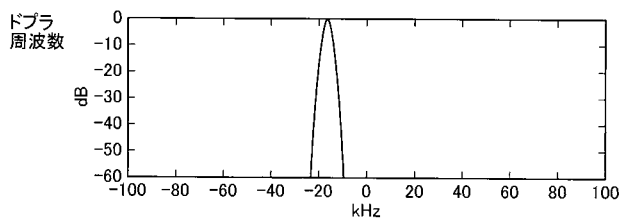
【 図 5 B 】



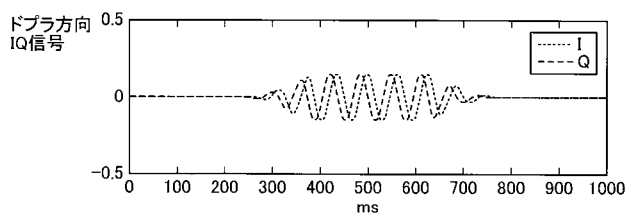
【 図 5 C 】



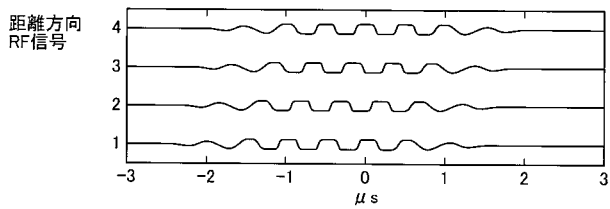
【 図 5 D 】



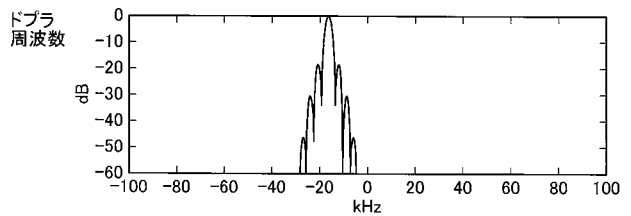
【 図 5 G 】



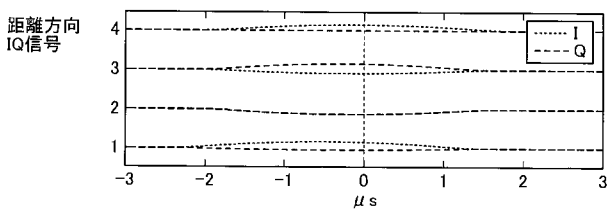
【 図 5 E 】



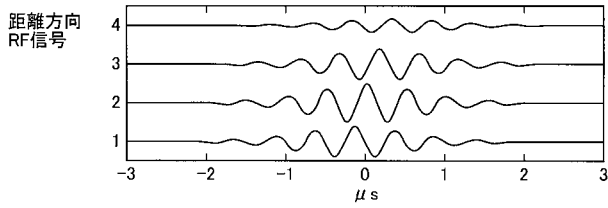
【 図 5 H 】



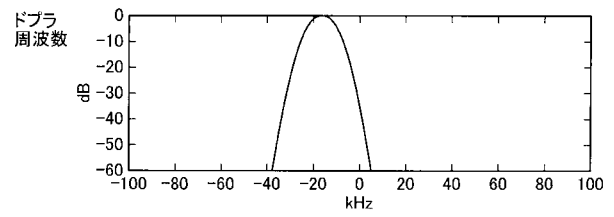
【 図 5 F 】



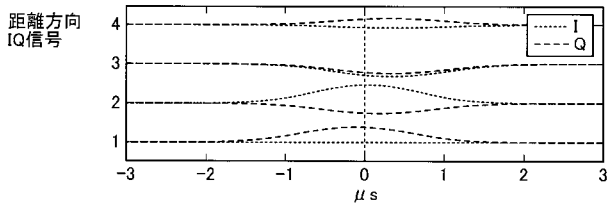
【図 6 A】



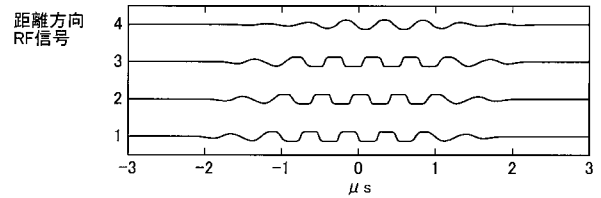
【図 6 D】



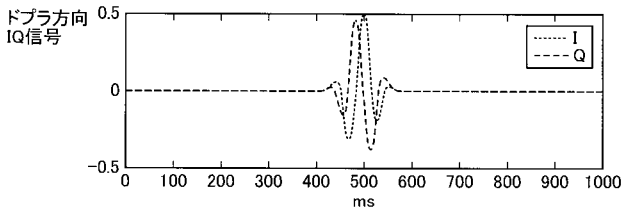
【図 6 B】



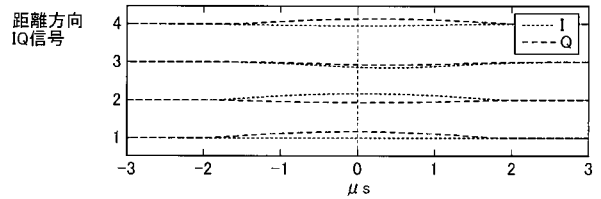
【図 6 E】



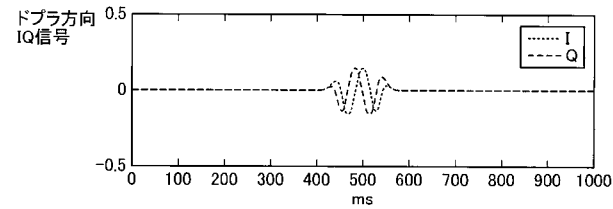
【図 6 C】



【図 6 F】

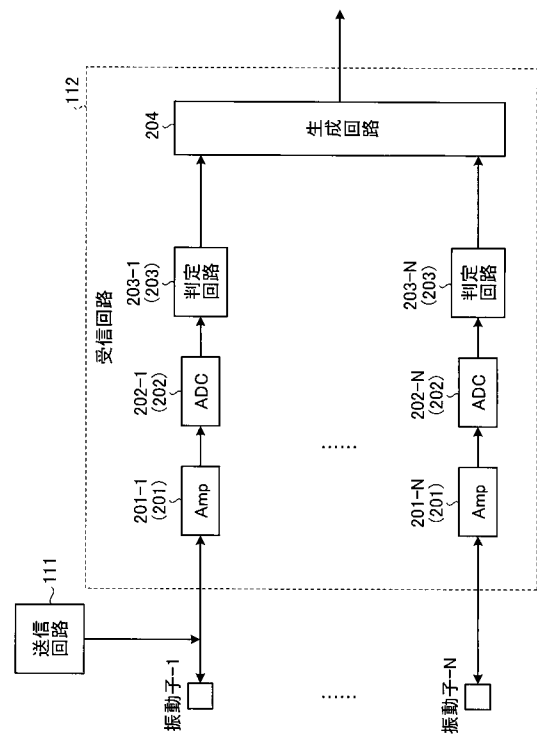
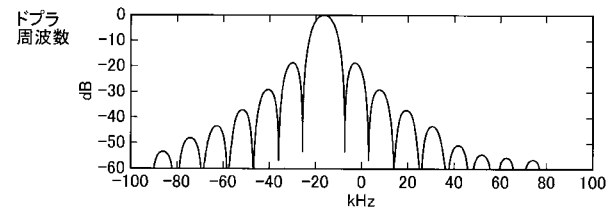


【図 6 G】

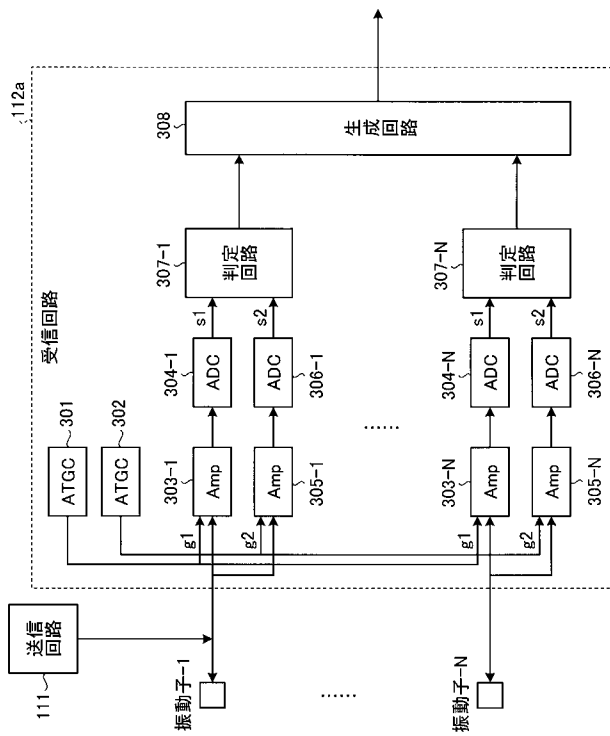


【図 7】

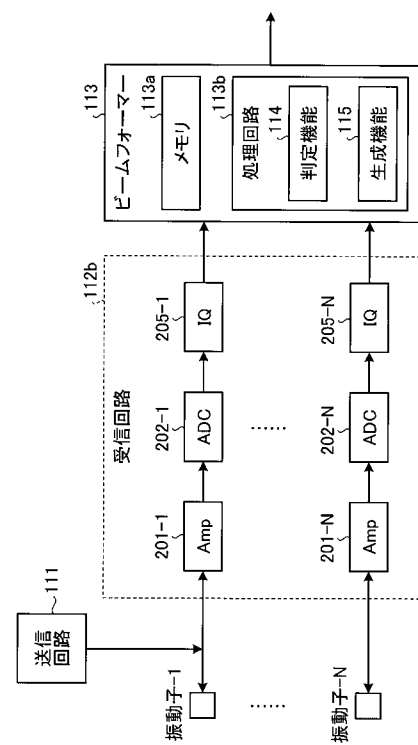
【図 6 H】



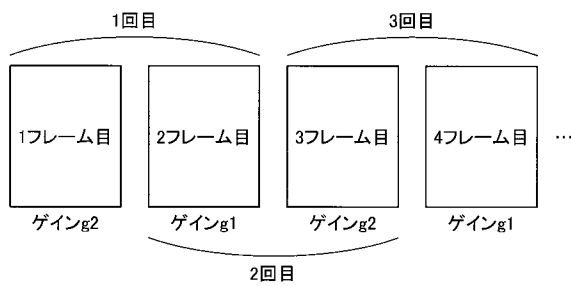
【図 9】



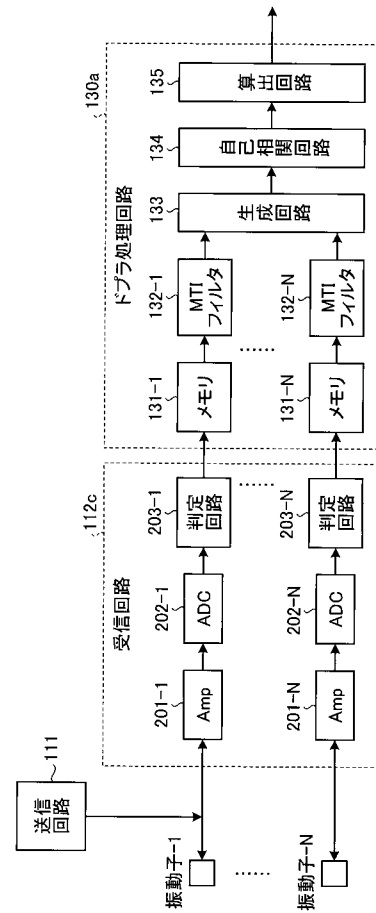
【図 10】



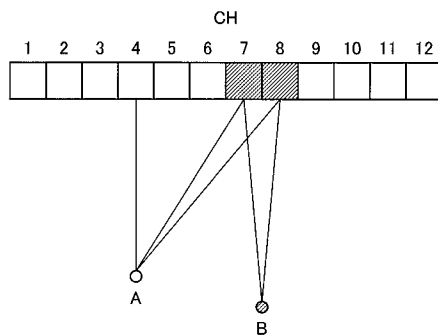
【図 11】



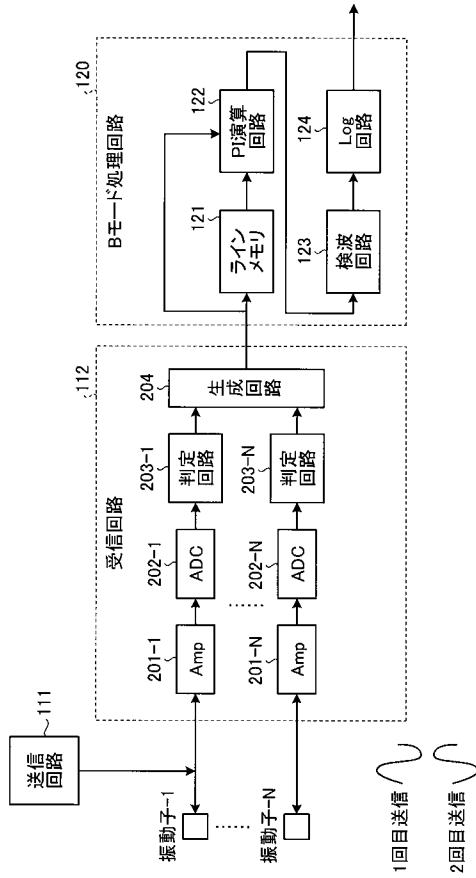
【図 13】



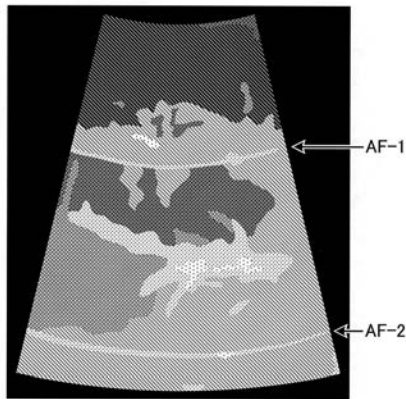
【図 12】



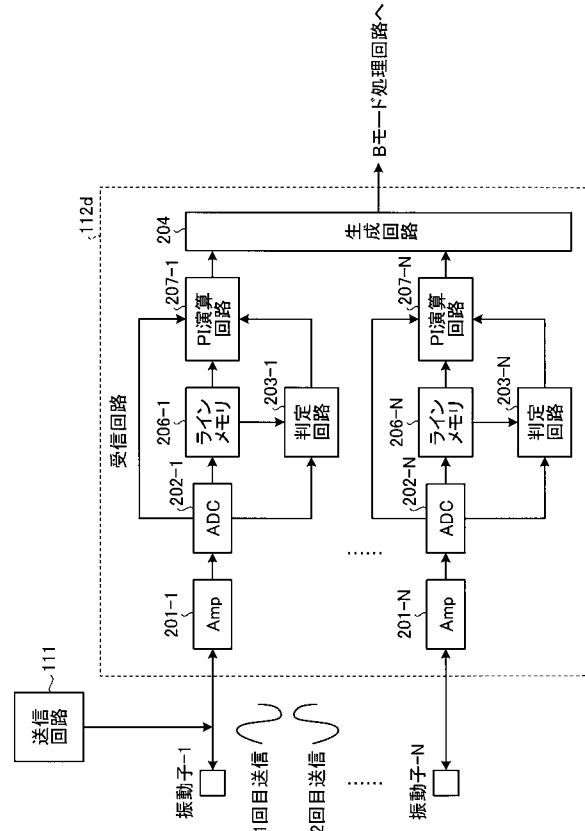
【図 1 4】



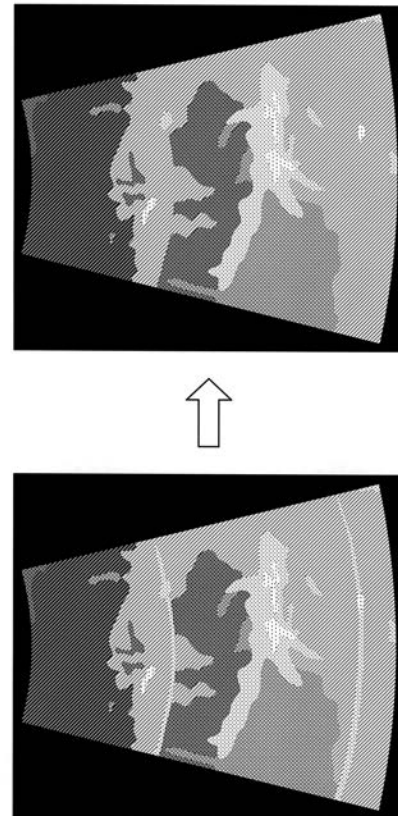
【図 2】



【図 1 5】



【図 8】



|                |                                                                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置和信号处理装置                                                                                                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2017055845A</a>                                                                                                                                 | 公开(公告)日 | 2017-03-23 |
| 申请号            | JP2015181125                                                                                                                                                  | 申请日     | 2015-09-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 东芝医疗系统株式会社                                                                                                                                                    |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 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         | A61B8/14 A61B8/06                                                                                                                                             |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/06 A61B8/4444 A61B8/465 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/54 G01S7/52033 G01S7/52038 G01S7/5205 G01S7/52077 G01S15/8963 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/467 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/14 A61B8/06                                                                                                                                             |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB11 4C601/JB20 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB47     |         |            |
| 其他公开文献         | JP6591242B2                                                                                                                                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                     |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少由强反射器引起的伪影的超声诊断设备。 超声诊断设备包括确定单元203和生成单元204。确定单元203确定由超声波探头的每个通道接收的反射波信号是否饱和。生成单元204根据确定单元203的确定结果，使用各个通道的输出信号通过相位相加处理生成反射波数据。

