

(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2017-153814

(P2017-153814A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-41365 (P2016-41365)
(22) 出願日 平成28年3月3日 (2016.3.3)

(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 藤田 大広
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 EE02 JB45 JB51

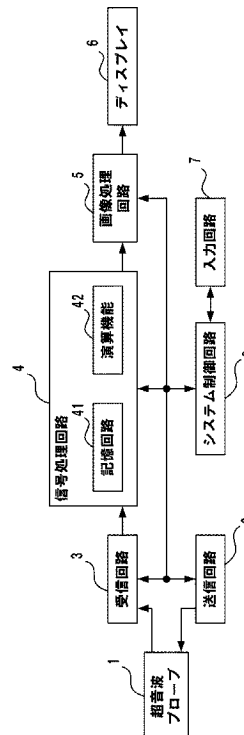
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる超音波診断装置及び医用画像処理プログラムを提供することである。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、記憶部と、演算部とを有する。記憶部は、予め取得されたノイズデータを走査線ごとに記憶する。演算部は、逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの前記走査線に対応する前記ノイズデータを減算する。

【選択図】 図 1 A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

予め取得されたノイズデータを走査線ごとに記憶する記憶部と、
逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの走査線に対応する前記ノイズデータを減算する演算部と、
を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記ノイズデータに、それぞれ異なるランダムノイズデータを付加し、
そして、前記ラスタデータから前記ランダムノイズデータが付加された前記ノイズデータを減算する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記記憶部は、所定の条件が変更されたとき、前記ノイズデータを新たに記憶し、
前記演算部は、前記ラスタデータから新たな前記ノイズデータを減算する、
請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記所定の条件は、デシメーションレート、ゲイン、超音波プローブ、若しくは受信中心周波数、又はこれらのうち 2 つ以上である、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記記憶部は、前記ラスタデータの合成数に対応した数の前記ノイズデータの加算データを記憶し、
前記演算部は、前記合成数分の前記ラスタデータから前記加算データを減算する、
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

超音波診断装置に、
走査線ごとにノイズデータを取得する取得ステップと、
前記ノイズデータを記憶する記憶ステップと、
逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの走査線に対応する前記ノイズデータを減算する演算ステップと、
を実行させる医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体へ超音波を送信して、その反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。超音波診断装置は、取得した生体情報に基づいて、例えば被検体の組織構造を表す超音波画像を生成する。

【0003】

超音波診断装置に設けられる回路は、小型化が進んでいる。例えば、アナログデータの入力を受けるアナログ回路（例：ADC；Analog-to-Digital Converter）とデジタルデータの入力を受けるデジタル回路（例：Demodulator）とが混在する回路が搭載されたチップが設けられる場合がある。それにより、デジタル回路の挙動がアナログ回路におけるデータに混入し、ノイズが発生することがある。このノイズは、周期的に発生する場合があり、固定ノイズと呼ばれることがある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 11 - 009595 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来、このようなノイズを低減するために、上述の送信及び受信による受信データと単なる受信によるデータ（ノイズデータ）とを走査線ごとかつフレームごと取得していた。そして、受信データからノイズデータを減算することでノイズを低減していた。この場合、1本の走査線当たり2回の受信が行われる。この2回の受信に費やす時間は、フレームレート向上の妨げとなった。それにより、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることが難しかった。

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる超音波診断装置及び医用画像処理プログラムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、記憶部と、演算部とを有する。記憶部は、予め取得されたノイズデータを走査線ごとに記憶する。演算部は、逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの前記走査線に対応する前記ノイズデータを減算する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1A】実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図1B】実施形態に係る受信回路の構成を示すブロック図。

20

【図2】実施形態に係る信号処理回路の回路構成を示す回路ブロック図。

【図3】実施形態に係るランダムノイズ付加回路での処理を示す概略図。

【図4】実施形態に係る合成回路での処理を示す概略図。

【図5】実施形態に係るノイズデータ取得処理とノイズ低減処理との関係を示す概念図。

【図6】実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図7】変形例に係る信号処理回路の回路構成を示す回路ブロック図。

【図8A】実施形態及び変形例におけるノイズ低減処理をオフにした場合の超音波画像の一例。

【図8B】実施形態及び変形例におけるノイズ低減処理をオンにした場合の超音波画像の一例。

30

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理プログラムについて図面を参照しながら説明する。

【0010】

<実施形態>

図1Aは、実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送信回路2と、受信回路3と、信号処理回路4と、画像処理回路5と、ディスプレイ6と、入力回路7と、システム制御回路8とを有する。

40

【0011】

〔基本構成〕

超音波プローブ1は、被検体へ超音波を送信して、該被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ1は、受信された反射波を表すエコー信号を受信回路3へ出力する。超音波プローブ1は、複数の超音波振動子を備える。例えば、超音波プローブ1としては、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。2次元アレイプローブには、超音波振動子の素子数が数千に及ぶものがある。素子数がこのような膨大な数の場合、超音波振動子の素子カッティングなどの製造工程で一部の素子に異常が生じることがある。この異常が生じた素子が不要振動を起こす確率が1次元アレイプローブに対して高い。なお、超音波プローブ1としては、複数の超音波振動子が走査方向に1

50

列に配置された 1 次元アレイプローブが用いられてもよい。

【0012】

送信回路 2 は、超音波プローブ 1 へパルス信号を出力して、超音波を送信させるプロセッサである。送信回路 2 は、各超音波振動子に対応した経路（チャンネル）ごとのパルスを備え、チャンネルごとに個別に遅延時間が付与されたタイミングでパルス信号を出力する。このとき、送信回路 2 では、超音波プローブ 1 における開口チャンネルの超音波振動子に対応したパルスが駆動する。それにより、所定の焦点にビームフォームされた（送信ビームフォームされた）超音波を送信させる。

【0013】

受信回路 3 は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子からのエコー信号を受けるプロセッサである。図 1 B は、実施形態に係る受信回路 3 の構成を示すブロック図である。受信回路 3 は、一般的なプリアンプ回路 3 1 1、A/D 変換回路（ADC 3 1 2）、デモジュレータ 3 1 3、及び受信整相遅延加算回路（受信ビームフォーマ 3 2）を含んで構成される。また、上述したように、アナログ回路（プリアンプ 3 1 1、ADC 3 1 2）とデジタル回路（デモジュレータ 3 1 3）とが混在するチップである AFE（Analog Front End）3 1 に設けられる。プリアンプ回路 3 1 1 は、設定されたゲインに基づいて、超音波プローブ 1 からのエコー信号をチャンネルごとに増幅し、A/D 変換回路へ出力する。A/D 変換回路は、プリアンプ回路により増幅されたエコー信号をチャンネルごとにデジタル信号（受信信号）に変換し、デモジュレータ 3 1 3 へ出力する。デモジュレータ 3 1 3 は、設定されたデシメーションレートに基づいて受信信号をデシメーション（間引き）し、受信ビームフォーマ 3 2 へ出力する。このときのデシメーションレートは、操作者により適宜設定及び変更可能である。例えば、デシメーションレートが「4」であるとき、入力データ「1024 サンプル」が、「256 サンプル」に間引きされる。このとき、デモジュレータ 3 1 3 は、サンプル処理 4 回ごとに 1 回、電力を大きく消費する。この電力消費が周期的な固定ノイズの原因となる場合がある。受信ビームフォーマ 3 2 は、受信信号に整相遅延処理及び加算処理（受信ビームフォーミング）を施し、所定の走査線に係る受信ビーム信号を求める。

10

20

【0014】

また、受信ビームフォーマ 3 2 は、受信ビーム信号の振幅情報を求める。例えば、受信ビームフォーマ 3 2 は、受信ビーム信号にバンドパスフィルタ処理を施し、そしてバンドパスフィルタ処理後の受信信号の包絡線を検波する。受信ビームフォーマ 3 2 は、検波されたデータに対して対数変換フィルタ処理を施して、被検体の組織像を表す超音波ラスタデータ（以下、ラスタデータと称する）を生成する。受信ビームフォーマ 3 2 は、生成されたラスタデータを信号処理回路 4 へ出力する。

30

【0015】

信号処理回路 4 は、予め取得されたノイズデータを走査線ごとに記憶する記憶回路 4 1 と、逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの走査線に対応するノイズデータを減算する（演算機能 4 2）プロセッサとを含んで構成される。信号処理回路 4 の詳細は後述する。

【0016】

画像処理回路 5 は、信号処理回路 4 により固定ノイズが低減されたラスタデータに基づいて、超音波画像データを生成するプロセッサである。例えば、画像処理回路 5 は、DSC（Digital Scan Converter）を含んで構成される。画像処理回路 5 は、ラスタデータにおいて走査線の信号列で表されるデータを、表示用の座標系で表される超音波画像データに走査変換する。画像処理回路 5 は、被検体の組織像を表す超音波画像データ（Bモード画像データ）を生成し、生成された超音波画像データをディスプレイ 6 へ出力する。

40

【0017】

ディスプレイ 6 は、画像処理回路 5 からの超音波画像データに基づく超音波画像を表示する。ディスプレイ 6 は、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）

50

ay)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどの表示デバイスで構成される。

【0018】

入力回路7は、医師や技師等の操作者による操作を受けて、この操作の内容に応じた信号をシステム制御回路8へ入力する。例えば、入力回路7は、トラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード、タッチコマンドスクリーン(Touch Command Screen)、STC(Sensitivity Time Control)スライドボリューム等によって構成される。

【0019】

システム制御回路8は、超音波診断装置の各部の機能を実行するためのプロセッサである。システム制御回路8は、コンピュータプログラムを予め記憶し、これらコンピュータプログラムを実行することで、各回路の機能を実現する。

【0020】

信号処理回路4について説明する。図2は、実施形態に係る信号処理回路4の回路構成を示す回路ブロック図である。実施形態に係る信号処理回路4は、記憶回路41と、ランダムノイズ付加回路42aと、合成回路42bと、マルチプレクサ(Mux1, Mux2)とを有する。信号処理回路4の各部は、システム制御回路8からの制御信号によって制御される。

【0021】

〔ノイズデータ取得処理〕

まず、記憶回路41が取得されたノイズデータを記憶するまでの構成について説明する。このとき、送信回路2は動作しない。受信回路3は、送信回路2が動作しない状態、すなわち、超音波プローブ1が超音波を送信しない状態でのデータ(ノイズデータ)を走査線ごとに取得する。受信回路3は、取得したノイズデータを信号処理回路4へ逐次出力する。

【0022】

マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の画像処理回路5へ信号を流さない状態となっている。マルチプレクサMux2は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の記憶回路41へ信号を流す状態となっている。それにより、受信回路3からのノイズデータは、記憶回路41へ送られる。記憶回路41は、システム制御回路8からの制御信号に基づいて、送られたノイズデータを走査線ごとの記憶アドレスに記憶する。このように記憶されたノイズデータのそれぞれは、当該走査線における固定ノイズを含むデータである。実施形態の超音波診断装置は、このようにノイズデータを記憶した後、固定ノイズを低減しつつ超音波画像を生成する。

【0023】

〔ノイズ低減処理〕

次に、固定ノイズが低減される構成について説明する。このとき、送信回路2は動作する。送信回路2は、超音波プローブ1へパルス信号を出力して、超音波を送信させる。受信回路3は、送信回路2が動作する状態、すなわち、超音波プローブ1が超音波を送信し、被検体から反射した超音波を受信する状態でのラスタデータを走査線ごとに取得する。受信回路3は、取得したラスタデータを信号処理回路4へ逐次出力する。

【0024】

マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、合成回路42bからの信号を後段の画像処理回路5へ流す状態となっている。マルチプレクサMux2は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段へ信号を流さない状態となっている。それにより、受信回路3からのラスタデータは、合成回路42bへ送られる。

【0025】

ランダムノイズ付加回路42aは、ノイズデータに、それぞれ異なるランダムノイズデータを付加する。図3は、実施形態に係るランダムノイズ付加回路42aでの処理を示す概略図である。ランダムノイズ付加回路42aは、システム制御回路8からの制御信号に

10

20

30

40

50

基づいて、記憶回路 4 1 における所定の走査線の記憶アドレスからノイズデータ D 1 を読み出す。

【 0 0 2 6 】

ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、受信回路 3 のゲインや超音波プローブの開口チャンネルに基づいて、ホワイトノイズレベル W L を算出する (図 3 の処理 A)。次に、ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、算出したホワイトノイズレベル W L と同等の下位ビットの切り捨て処理をノイズデータ D 1 に施す (図 3 の処理 B)。そして、ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、切り捨てたビット数のランダムノイズデータを生成する。ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、生成したランダムノイズデータをノイズデータ D 1 に付加する (処理 C)。この付加された後のデータが図 3 におけるノイズデータ D 2 である (処理 C)。ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、処理 A ~ 処理 C を走査線ごとに行う。ホワイトノイズレベル W L の算出方法、下位ビットの切り捨て処理方法、及びランダムノイズデータ生成方法は、予め設定される。また、これら方法は、操作者によって設定変更可能であってもよい。ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、ランダムノイズデータが付加されたノイズデータ D 2 を合成回路 4 2 b へ出力する。

10

【 0 0 2 7 】

合成回路 4 2 b は、逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの走査線に対応するノイズデータを減算する。図 4 は、実施形態に係る合成回路 4 2 b での処理を示す概略図である。合成回路 4 2 b は、受信回路 3 からのラスタデータ D 3 を受ける。このラスタデータ D 3 には、超音波画像としての有効な部分データ P 1 と当該走査線における固定ノイズを示す部分データ P 2 とが含まれている。合成回路 4 2 b は、ランダムノイズ付加回路 4 2 a からのノイズデータ D 2 を受ける。このノイズデータ D 2 は、ラスタデータ D 3 の走査線に対応した固定ノイズを示すデータである。合成回路 4 2 b は、ラスタデータ D 3 からノイズデータ D 2 を減算する。この減算により固定ノイズを示す部分データ P 2 が低減されたラスタデータ D 4 を図 4 に示す。合成回路 4 2 b は、このラスタデータ D 4 をマルチプレクサ M u x 1 へ出力する。このときの出力係数は、システム制御回路 8 により「 1 」 (すなわち等倍) に設定される。ランダムノイズ付加回路 4 2 a 及び合成回路 4 2 b は、システム制御回路 8 からの制御信号に基づいて、ラスタデータ D 3 の走査線とノイズデータ D 2 の走査線とを対応付ける。また、ランダムノイズ付加回路 4 2 a 及び合成回路 4 2 b は、超音波画像生成中、このノイズ低減処理を繰り返す。

20

30

【 0 0 2 8 】

上述したように、マルチプレクサ M u x 1 は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、合成回路 4 2 b からの信号を後段の画像処理回路 5 へ流す状態となっている。従って、固定ノイズを示す部分データ P 2 が低減されたラスタデータ D 4 は、画像処理回路 5 へ出力される。画像処理回路 5 は、固定ノイズが低減されたラスタデータ D 4 に基づいて超音波画像データを生成する。それにより、固定ノイズが低減された超音波画像データが生成される。

【 0 0 2 9 】

図 5 は、実施形態に係るノイズデータ取得処理とノイズ低減処理との関係を示す概念図である。横軸は、これら処理の時間関係を示す時間軸である。ここでは、 n 本のラスタデータ (走査線) で 1 つのフレーム (超音波画像) 生成される例について説明する。

40

【 0 0 3 0 】

ノイズデータ取得処理では、送信回路 2 が動作しない状態でのラスタデータ、すなわち、ノイズデータ D 1 1 . . . ノイズデータ D 1 n が走査線ごとに取得される。

【 0 0 3 1 】

そして、超音波画像生成のためのスキャンが開始される。それにより、送信回路 2 が動作する状態でのラスタデータ、すなわち、ラスタデータが走査線ごとに取得され、そしてこの取得処理は、フレームごとに繰り返される。図 5 では、 1 フレーム目 (フレーム 1) で取得されるラスタデータ (D 3 1 1 . . . D 3 1 n) と、 2 フレーム目 (フレーム 2) で取得されるラスタデータ (D 3 2 1 . . . D 3 2 n) とが示されている。

50

【0032】

ノイズ低減処理は、スキャンとともに行われる。例えば、1フレーム目（フレーム1）のスキャンにおけるノイズ低減処理では、ラスタデータD311の走査線に対応するノイズデータD11にランダムノイズが付加され、それによりランダムノイズが付加されたノイズデータD211が求められる。そして、ランダムノイズが付加されたノイズデータD211を取得されたラスタデータD311から減算する。減算後のラスタデータD411は、画像処理回路5へ出力される。この処理を他の走査線のラスタデータにも適用する。例えば、他の走査線に係るノイズ低減処理では、ラスタデータD31nの走査線に対応するノイズデータD1nにランダムノイズが付加され、それにより、ランダムノイズが付加されたノイズデータD21nが求められる。そして、ランダムノイズが付加されたノイズデータD21nを取得されたラスタデータD31nから減算する。減算後のラスタデータD41nは、画像処理回路5へ出力される。

10

【0033】

次のフレーム（フレーム2）以降のスキャンにおいても同様の処理が行われる。例えば、2フレーム目（フレーム2）のスキャンにおけるノイズ低減処理では、ラスタデータD321の走査線に対応するノイズデータD11にランダムノイズが付加され、それによりランダムノイズが付加されたノイズデータD221が求められる。そして、ランダムノイズが付加されたノイズデータD221を取得されたラスタデータD311から減算する。減算後のラスタデータD421は、画像処理回路5へ出力される。この処理を他の走査線のラスタデータにも適用する。例えば、他の走査線に係るノイズ低減処理では、ラスタデータD32nの走査線に対応するノイズデータD1nにランダムノイズが付加され、それにより、ランダムノイズが付加されたノイズデータD22nが求められる。そして、ランダムノイズが付加されたノイズデータD22nを取得されたラスタデータD32nから減算する。減算後のラスタデータD42nは、画像処理回路5へ出力される。

20

【0034】

このように、ノイズデータ取得処理で取得されたノイズデータ（D11～D1n）は、スキャンで得られるラスタデータ（D311・・・D31n、D321・・・D32n、・・・）について、互いに走査線が対応するデータ同士で共に使用される。例えば、ラスタデータD311及びラスタデータD321とノイズデータD11とは、互いに走査線が対応する。従って、ラスタデータD311及びラスタデータD321のノイズ低減処理には、ノイズデータD11が共に使用される。但し、ランダムノイズが付加された後のノイズデータD211及びノイズデータD221は、この付加処理により、固定ノイズ（図4のP2部分）以外のホワイトノイズ部分が異なっている。他の走査線のラスタデータについても同様である。このように、異なるフレーム間で走査線が対応するラスタデータには、ノイズ低減処理のために使用されるノイズデータの固定ノイズ部分が共通し、ホワイトノイズ部分が異なるノイズデータが減算処理に用いられる。それにより、ホワイトノイズが超音波画像に固定点として描出され、その固定点が病変部として誤診されることを防ぐことができる。

30

【0035】

このように、ノイズデータ取得処理以降、取得したノイズデータを対応する走査線ごとに共通して使用し、ランダムノイズを付加した後で減算処理を施すことによって、ノイズデータをスキャンのフレームごとにその都度取得する時間が短縮される。従って、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる。

40

【0036】

〔条件の変更〕

また、記憶回路41は、所定の条件が変更されたとき、ノイズデータを新たに記憶する。そして、ランダムノイズ付加回路42a及び合成回路42bは、ラスタデータから新たに記憶されたノイズデータを減算する。所定の条件とは、固定ノイズやホワイトノイズレベルが変化する可能性がある条件である。所定の条件は、予め設定される。所定の条件

50

の例としては、デシメーションレート、ゲイン、超音波プローブ、受信中心周波数等が挙げられる。所定の条件が変更されたことを検知する構成には、一般的な技術が適用されてよい。また、所定の条件が変更されたときの各部の制御は、システム制御回路8が担う。図5の、「条件変更」以降の部分が所定の条件が変更されたときの概念を示す部分である。「条件変更」以降、新たにノイズデータが取得され、記憶される。そしてスキャン及びノイズ低減処理に新たなノイズデータ(D11' ~ D1n')が用いられる。それにより、超音波画像取得中に固定ノイズやホワイトノイズレベルが変化した場合でも、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる。

【0037】

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。プロセッサはメモリ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、メモリ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ることで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。さらに、実施形態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。

【0038】

図6は、実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。例えば、システム制御回路8は、以下の動作を示す医用画像処理プログラムを記憶し、実行する。

【0039】

ステップS101: ステップS101は、特許請求の範囲における取得ステップに対応するステップである。例えば、ステップS101は、システム制御回路8が所定のプログラムを呼び出し実行することにより実現されるステップである。受信回路3は、送信回路2が動作しない状態、すなわち、超音波プローブ1が超音波を送信しない状態でのデータ(ノイズデータ)を走査線ごとに取得する。

【0040】

ステップS102: ステップS102は、特許請求の範囲における記憶ステップに対応するステップである。例えば、ステップS102は、システム制御回路8が所定のプログラムを呼び出し実行することにより実現されるステップである。ノイズデータは、記憶回路41へ送られる。記憶回路41は、システム制御回路8からの制御信号に基づいて、送られたノイズデータを走査線ごとの記憶アドレスに記憶する。

【0041】

ステップS103: 送信回路2は、超音波プローブ1へパルス信号を出力して、超音波を送信させる。受信回路3は、送信回路2が動作する状態、すなわち、超音波プローブ1が超音波を送信し、被検体から反射した超音波を受信する状態でのラスタデータを走査線ごとに取得する。受信回路3は、取得したラスタデータを信号処理回路4へ逐次出力する。

【0042】

ステップS104: マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、合成回路42bからの信号を後段の画像処理回路5へ流す状態となっている。マルチプレクサMux2は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段へ信号を流

10

20

30

40

50

さない状態となっている。それにより、受信回路3からのラスタデータは、合成回路42bへ送られる。

【0043】

ステップS105：ランダムノイズ付加回路42aは、システム制御回路8からの制御信号に基づいて、記憶回路41における所定の走査線の記憶アドレスからノイズデータD1を読み出す。ランダムノイズ付加回路42aは、受信回路3のゲインや超音波プローブの開口チャンネルに基づいて、ホワイトノイズレベルWLを算出する（図3の処理A）。次に、ランダムノイズ付加回路42aは、算出したホワイトノイズレベルWLと同等の下位ビットの切り捨て処理をノイズデータD1に施す。そして、ランダムノイズ付加回路42aは、切り捨てたビット数のランダムノイズデータを生成する。ランダムノイズ付加回路42aは、生成したランダムノイズデータをノイズデータD1に付加する。

10

【0044】

なお、図6では、ステップS104及びステップS105が並列処理される形で示されている。但し、以下のステップS106で合成回路42bが互いに走査線が対応するラスタデータD3とノイズデータD2とを演算することができれば、ステップS104及びS105は直列処理されてもよい。

【0045】

ステップS106：ステップS106は、特許請求の範囲における演算ステップに対応するステップである。例えば、ステップS106は、システム制御回路8が所定のプログラムを呼び出し実行することにより実現されるステップである。合成回路42bは、逐次取得されるラスタデータから当該ラスタデータの走査線に対応するノイズデータを減算する。合成回路42bは、受信回路3からのラスタデータD3を受ける。合成回路42bは、ランダムノイズ付加回路42aからのノイズデータD2を受ける。合成回路42bは、ラスタデータD3からノイズデータD2を減算する。合成回路42bは、減算後のラスタデータD4をマルチプレクサMux1へ出力する。マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、合成回路42bからの信号を後段の画像処理回路5へ流す状態となっている。従って、固定ノイズを示す部分データP2が低減されたラスタデータD4は、画像処理回路5へ出力される。

20

【0046】

ステップS107：スキャンが継続される（超音波画像の生成が継続される）とき（ステップS107；Yes）、この実施形態に係る超音波診断装置の動作はステップS108へ進む。スキャンが継続されない（超音波画像の生成が継続されない）とき（ステップS107；No）、この実施形態に係る超音波診断装置の動作は終了する。

30

【0047】

ステップS108：所定の条件が変更されたとき（ステップS108；Yes）、この実施形態に係る超音波診断装置の動作は、ステップS101へ戻る。そして、新たなノイズデータが取得及び記憶される。所定の条件が変更されたとき（ステップS108；No）、この実施形態に係る超音波診断装置の動作はステップS103へ戻る。そして、当該フレームの次の走査線又は次のフレームの最初の走査線のラスタデータが取得される。

【0048】

実施形態に係る超音波診断装置によれば、ノイズデータ取得処理以降、取得したノイズデータに対応する走査線ごとに共通して使用し、ランダムノイズを付加した後で減算処理する。それにより、ノイズデータをスキャンのフレームごとにその都度取得する時間が短縮される。従って、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる。

40

【0049】

なお、本実施形態の基本構成で説明に用いた2次元アレイプローブにおいては、被検体のボリュームデータを取得するために多方向へ超音波を送受信する（スキャンする）ので、1フレーム当たりの走査線が非常に多くなる。1フレーム当たりの走査線が多くなることは、それだけで高いフレームレートを維持することが困難であり、さらには、従来のような、送信及び受信による受信データと単なる受信によるデータ（ノイズデータ）とを走査

50

線ごとかつフレームごとを取得し、そして、受信データからノイズデータを減算することでノイズを低減する方法では、2次元アレイプローブによるボリュームスキャンの1本の走査線当たり2回の受信が行われることとなる。ボリュームスキャンの1フレームの1本の走査線当たり2回ずつ受信に費やされる時間は妨げとなり、ボリュームスキャンによる診断に必要とされるフレームレートを維持することができなかつた。それに対し、本発明の実施形態によれば、2次元アレイプローブを用いる場合でこそ、ノイズ低減のメリットが大きい。

【0050】

<変形例>

変形例に係る超音波診断装置は、信号処理回路4の構成が実施形態と異なる。図7は、変形例に係る信号処理回路4の回路構成を示す回路ブロック図である。以下、実施形態に係る超音波診断装置と異なる構成について主に説明する。

10

【0051】

超音波診断において、例えば動きが少ない部位(肝臓、血管等)の超音波画像を生成するとき、ビーム合成(ラスタデータ合成)という手法が用いられる場合がある。このビーム合成は、複数のラスタデータを対応する走査線同士で合成し、1つの画像用フレームを生成するものである。それにより、合成後のラスタデータのS/N比が向上することが知られている。また、高調波成分を抽出するパルスインバージョン法においてビーム合成が行われる場合がある。このパルスインバージョン法とは、例えば超音波振動子の両電極にかかる超音波パルスを180度位相をずらして(極性を変更して)2回送信し、2つのエコー信号を加算して高調波成分のみを抽出して画像化するものである。より詳しくは、超音波振動子の両極(前面電極及び背面電極)毎にパルスを接続し、交互に動作させることでバイポーラパルスを出力するものであり、この交互動作を2回の送信で順序を逆転させることで、1回目の送信と2回目の送信とで正負の対称性がよい波形のバイポーラパルスに応じた超音波パルスを出力することができ、高調波イメージング画像を生成することができる。

20

【0052】

[ノイズデータ取得処理]

この実施形態に係る超音波診断装置では、記憶回路41が、ラスタデータの合成数に対応した数のノイズデータの加算データを記憶するまでの構成について説明する。受信回路3は、ノイズデータを走査線ごとを取得する。受信回路3は、取得したノイズデータを信号処理回路4へ逐次出力する。この処理は、1つの走査線当たり所定の合成数分のノイズデータが取得されるまで繰り返される。

30

【0053】

1つの走査線当たり1本目のノイズデータが信号処理回路4へ送られるとき、マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の画像処理回路5へ信号を流さない状態となっている。また、マルチプレクサMux2は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の記憶回路41へ信号を流す状態となっている。また、マルチプレクサMux3は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の合成回路42bへ信号を流さない状態となっている。それにより、1つの走査線当たり1本目のノイズデータは、記憶回路41に記憶される。このとき、記憶回路41は、システム制御回路8からの制御信号に基づいて、送られたノイズデータを走査線ごとの記憶アドレスに記憶する。

40

【0054】

1つの走査線当たり2本目以降のノイズデータが信号処理回路4へ送られるとき、マルチプレクサMux1は、システム制御回路8からの制御信号によって、後段の画像処理回路5へ信号を流さない状態となっている。また、マルチプレクサMux2は、システム制御回路8からの制御信号によって、前段の合成回路42bからの信号を後段の記憶回路41へ流す状態となっている。また、マルチプレクサMux3は、システム制御回路8からの制御信号によって、前段の記憶回路41からの信号を後段の合成回路42bへ流す状態

50

となっている。それにより、合成回路 4 2 b には、記憶回路 4 1 からのノイズデータと受信回路 3 からのノイズデータとが送られる。

【 0 0 5 5 】

そして、合成回路 4 2 b は、システム制御回路 8 からの制御信号に基づいて、これらノイズデータを加算する。合成回路 4 2 b は、加算した後のノイズデータを出力する。このときの出力係数は、システム制御回路 8 により合成数分のノイズデータの平均加算データが出力されるように逐次設定される（「1/2」等、出力時の加算データ数によって逐次設定される）。上述のマルチプレクサ $M u \times 1$ 及びマルチプレクサ $M u \times 2$ の状態により、合成回路 4 2 b から出力されたノイズデータは、記憶回路 4 1 に記憶される。合成回路 4 2 b は、1つの走査線当たり所定の合成数分のノイズデータが取得されるまでこの処理を繰り返す。それにより、記憶回路 4 1 は、合成数分のノイズデータの平均加算データ（平均加算ノイズデータと称する）を走査線ごとに記憶することができる。

10

【 0 0 5 6 】

〔ノイズ低減処理〕

次に、固定ノイズが低減される構成について説明する。受信回路 3 は、ラスタデータ走査線ごとに取得する。受信回路 3 は、取得したラスタデータを信号処理回路 4 へ逐次出力する。この処理は、1つの走査線当たり所定の合成数分のラスタデータが取得されるまで繰り返される。

【 0 0 5 7 】

1つの走査線当たり1本目のラスタデータが信号処理回路 4 へ送られるとき、マルチプレクサ $M u \times 1$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、後段の画像処理回路 5 へ信号を流さない状態となっている。また、マルチプレクサ $M u \times 2$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段の合成回路 4 2 b からの信号を後段の記憶回路 4 1 へ流す状態となっている。また、マルチプレクサ $M u \times 3$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段のランダムノイズ付加回路 4 2 a からの信号を後段の合成回路 4 2 b へ流す状態となっている。

20

【 0 0 5 8 】

ランダムノイズ付加回路 4 2 a は、記憶回路 4 1 に記憶された平均加算ノイズデータを読み出し、実施形態との処理を施す。それにより、合成回路 4 2 b には、受信回路 3 からのラスタデータとランダムノイズデータが付加された平均加算ノイズデータが送られる。合成回路 4 2 b は、このラスタデータから平均加算ノイズデータを減算する。合成回路 4 2 b は、減算した後のラスタデータを出力する。上述したマルチプレクサの状態により、出力されたこのラスタデータは、記憶回路 4 1 に記憶される。

30

【 0 0 5 9 】

1つの走査線当たり2本目～（合成数 - 1）本目のラスタデータが信号処理回路 4 へ送られるとき、マルチプレクサ $M u \times 1$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、後段の画像処理回路 5 へ信号を流さない状態となっている。また、マルチプレクサ $M u \times 2$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段の合成回路 4 2 b からの信号を後段の記憶回路 4 1 へ流す状態となっている。また、マルチプレクサ $M u \times 3$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段の記憶回路 4 1 からの信号を後段の合成回路 4 2 b へ流す状態となっている。それより、合成回路 4 2 b には、記憶回路 4 1 からのラスタデータと受信回路 3 からのラスタデータとが送られる。合成回路 4 2 b は、これらラスタデータを加算する。合成回路 4 2 b は、加算した後のラスタデータを出力する。上述したマルチプレクサの状態により、出力されたこのラスタデータは、記憶回路 4 1 に記憶される。

40

【 0 0 6 0 】

1つの走査線当たり所定の合成数本目のラスタデータが信号処理回路 4 へ送られるとき、マルチプレクサ $M u \times 1$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段の合成回路 4 2 b からの信号を後段の画像処理回路 5 へ流す状態となっている。また、マルチプレクサ $M u \times 2$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、信号を流さない状

50

態となっている。また、マルチプレクサ $Mux3$ は、システム制御回路 8 からの制御信号によって、前段の記憶回路 4 1 からの信号を後段の合成回路 4 2 b へ流す状態となっている。合成回路 4 2 b には、記憶回路 4 1 からのラスタデータと受信回路 3 からのラスタデータ（合成数本目）とが送られる。合成回路 4 2 b は、これらラスタデータを加算する。この加算により、合成数分のラスタデータから、合成数分のノイズデータが最終的に低減（減算）されることとなる。合成回路 4 2 b は、加算した後のラスタデータを出力する。上述したマルチプレクサの状態により、出力されたこのラスタデータは、画像処理回路 5 へ送られる。

【0061】

変形例に係る超音波診断装置において、以上説明した以外の構成には、先に説明した実施形態の構成が適用される。変形例に係る超音波診断装置によれば、ビーム合成を行いながら超音波画像を生成する場合でも、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる。

10

【0062】

以上述べた実施形態及び変形例における記憶回路 4 1 は、特許請求の範囲における記憶部の一例である。また、以上述べた実施形態及び変形例における演算機能 4 2、ランダムノイズ付加回路 4 2 a、及び合成回路 4 2 b は、特許請求の範囲における演算部の一例である。

【0063】

図 8 A は、以上述べた実施形態及び変形例におけるノイズ低減処理をオフにした場合の超音波画像の一例である。図 8 B は、以上述べた実施形態及び変形例におけるノイズ低減処理をオンにした場合の超音波画像の一例である。図 8 A において、扇形の超音波画像の放射方向 F に沿って筋のように描出されている縞模様が、固定ノイズが描出された様子の一例である。図 8 B の超音波画像では、ノイズ低減処理によって、描出される固定ノイズが低減されている。図 8 B のような例であれば、操作者は、固定ノイズが低減された超音波画像を見ながら診断を行うことができる。それにより例えば、固定ノイズが病変部として誤診されることを防ぐことができる。

20

【0064】

以上述べた少なくともひとつの実施形態及び変形例の超音波診断装置及び医用賀王処理プログラムによれば、ノイズデータ取得処理以降、取得したノイズデータを対応する走査線ごとに共通して使用することにより、ノイズを低減しつつフレームレートを向上させることができる。

30

【0065】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、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を意図していない。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。

40

【符号の説明】

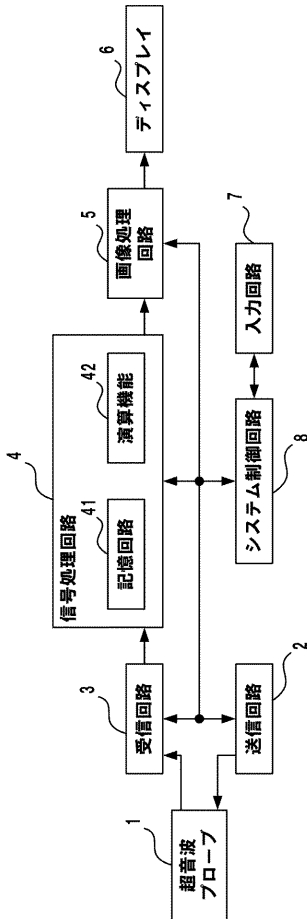
【0066】

- 1 超音波プローブ
- 2 送信回路
- 3 受信回路
- 4 信号処理回路
- 5 画像処理回路
- 6 ディスプレイ
- 7 入力回路
- 8 システム制御回路
- 3 1 A F E

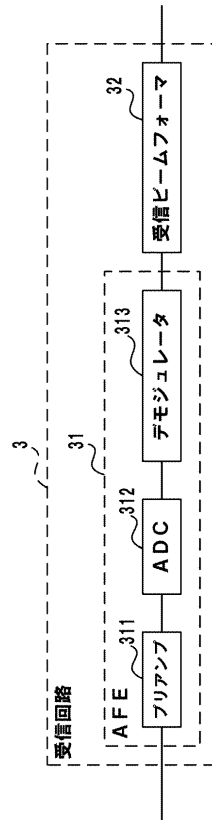
50

- 3 2 受信ビームフォーマ
- 4 1 記憶回路
- 4 2 演算機能
- 4 2 a ランダムノイズ付加回路
- 4 2 b 合成回路
- 3 1 1 プリアンプ
- 3 1 2 A D C
- 3 1 3 デモジュレータ

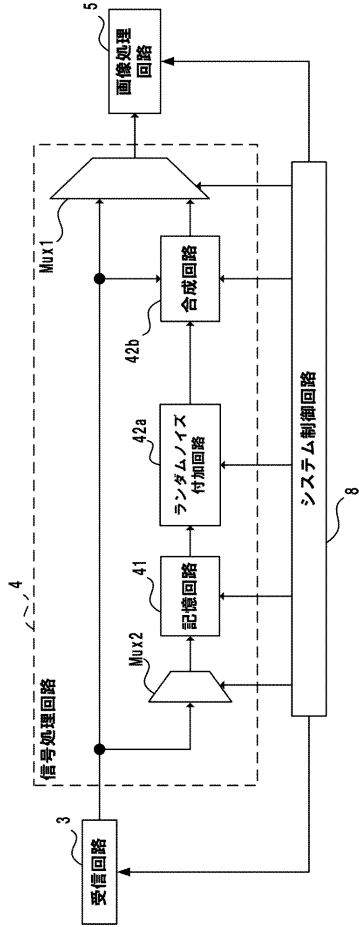
【 図 1 A 】



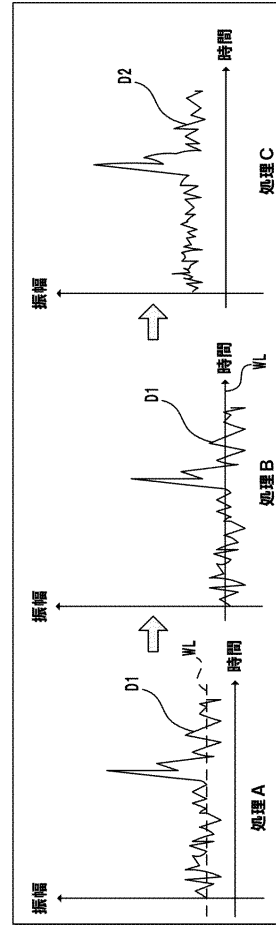
【 図 1 B 】



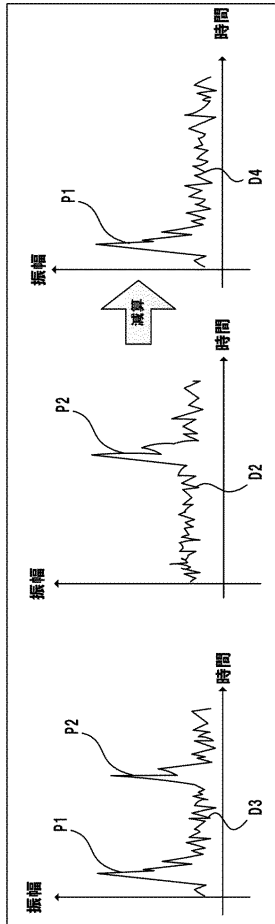
【 図 2 】



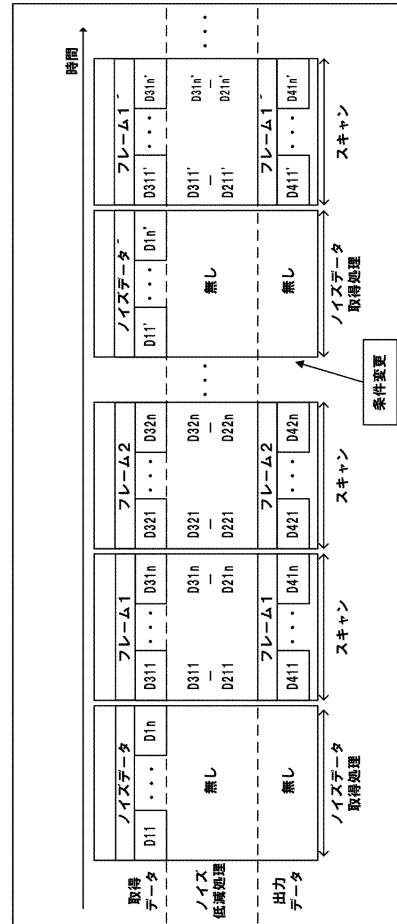
【 図 3 】



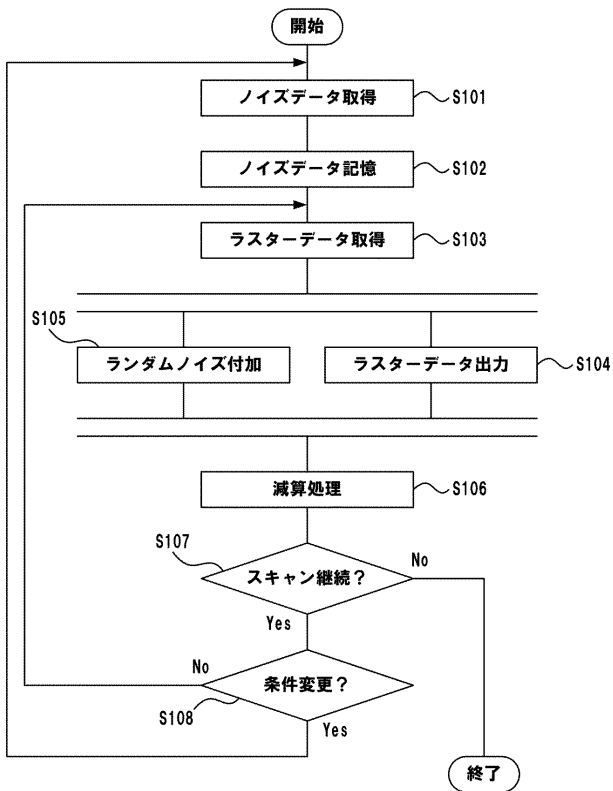
【 図 4 】



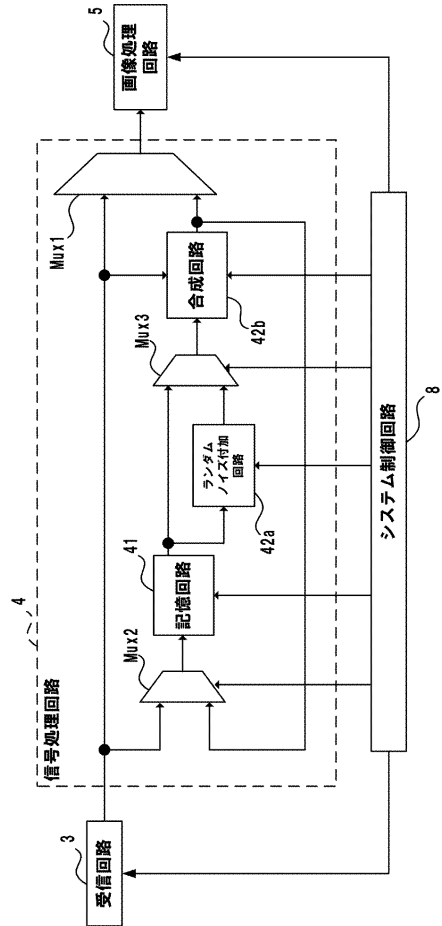
【 図 5 】



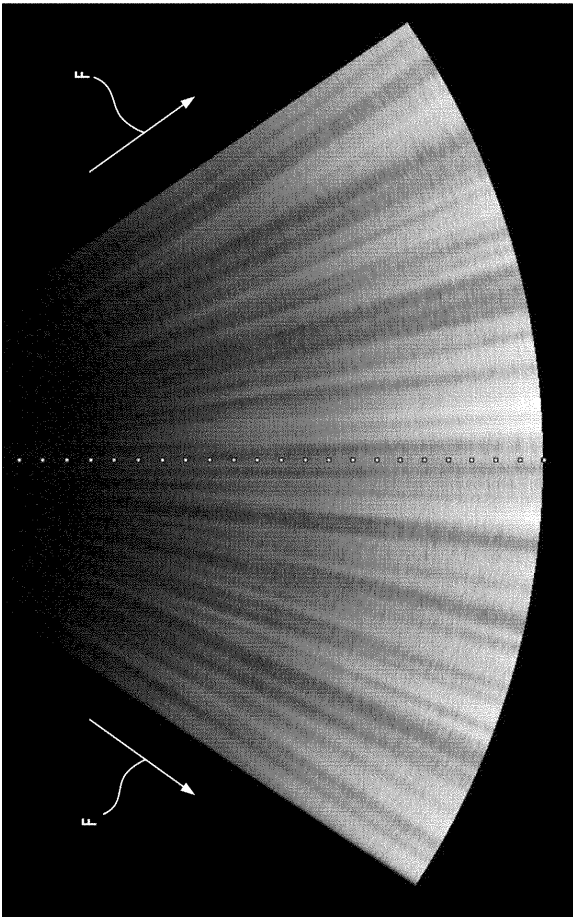
【図6】



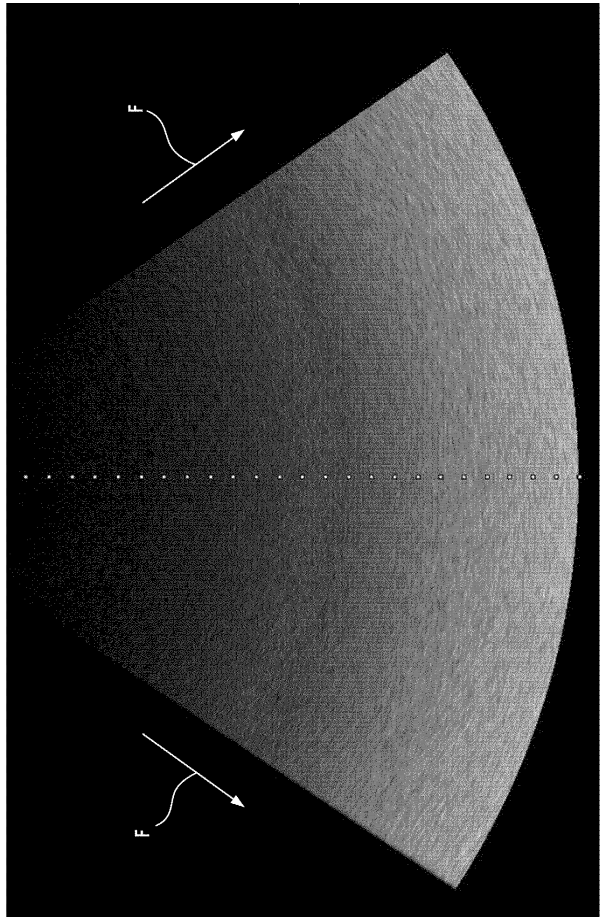
【図7】



【図8A】



【図8B】



专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2017153814A	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2016041365	申请日	2016-03-03
[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	藤田大広		
发明人	藤田 大広		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52022 G01S7/52025 G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8915 G01S7/52053 G01S7/52095 G01S15/895		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/JB45 4C601/JB51		
其他公开文献	JP2017153814A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供能够在降低噪声的同时提高帧速率的超声波诊断装置和医学图像处理程序。根据实施例的超声诊断设备包括存储单元和计算单元。存储单元存储先前获取的每条扫描线的噪声数据。计算单元从顺序获取的光栅数据中减去对应于光栅数据的扫描线的噪声数据。背景技术

