

(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2019-72438

(P2019-72438A)

(43) 公開日 令和1年5月16日 (2019.5.16)

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

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2017-208187 (P2017-208187)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成29年10月27日 (2017.10.27)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(31) 優先権主張番号	特願2017-197399 (P2017-197399)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(32) 優先日	平成29年10月11日 (2017.10.11)		4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		番
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人
		(74) 代理人	100115462
			弁理士 小島 猛

最終頁に続く

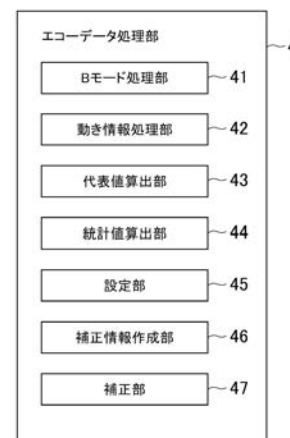
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】フラッシュアーチファクトをより効果的に抑制し、良好な画質の画像を得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、複数フレームにおける動きに由来する信号の強度を代表する代表値の統計値を算出する統計値算出部44と、前記信号の強度を補正する補正情報を作成する補正情報作成部46と、補正情報を用いて前記信号に対して補正を行なって、補正済みの信号を作成する補正部47と、を備え、補正情報作成部46は、前記統計値に基づいて設定された閾値よりも前記代表値が大きい場合には第一の補正情報を作成し、前記閾値よりも前記代表値が小さい場合には前記第一の補正情報とは異なる第二の補正情報を作成するものであり、補正済の信号に基づいて、被検体における動きの情報を作成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

制御デバイスと、表示デバイスとを備える超音波診断装置であって、
前記制御デバイスは、
被検体における動きに由来する信号を作成し、複数フレームの前記信号に基づいて、一
フレームの前記動きの情報を作成する第一の作成機能と、
前記動きの情報を示す動き画像のデータを作成する第二の作成機能と、
前記動き画像のデータに基づいて、動き画像を前記表示デバイスに表示させる表示制御
機能と、
一フレームにおける前記信号の強度を代表する代表値を算出する代表値算出機能と、 10
複数フレームにおける前記代表値の統計値を算出する統計値算出機能と、
前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結果に基づいて、前記信号
の強度を補正する補正情報を作成する第三の作成機能と、
前記補正情報を用いて前記信号に対して補正を行なって、補正済みの信号を作成する補
正機能と、
をプログラムによって実行するものであり、
前記第一の作成機能は、前記複数フレームの前記補正済みの信号を用いて、前記動きの
情報を作成する、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第三の作成機能は、前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結 20
果に応じて異なる補正情報を作成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第三の作成機能は、前記統計値に基づいて設定された閾値よりも前記代表値が大き
い場合には第一の補正情報を作成し、前記閾値よりも前記代表値が小さい場合には前記第
一の補正情報とは異なる第二の補正情報を作成するものであり、前記第一の補正情報及び
前記第二の補正情報は、前記第一の補正情報を用いて得られる前記補正済みの信号の強度
が、前記第二の補正情報を用いて得られる前記補正済みの信号の強度よりも小さくなるよ
うに作成される、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第三の作成機能は、前記閾値よりも前記代表値が大きい場合、前記第一の補正情報 30
として第一の補正係数を算出し、前記閾値よりも前記代表値が小さい場合、前記第二の補
正情報として第二の補正係数を算出し、
前記補正機能は、前記閾値よりも前記代表値が大きい場合、前記第一の補正係数を用い
て前記信号に対して補正を行なって前記補正済みの信号を作成し、前記閾値よりも前記代
表値が小さい場合、前記第二の補正係数を用いて前記信号に対して補正を行なって前記補
正済みの信号を作成する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第一の補正係数及び前記第二の補正係数は、1 以下の数値であり、なおかつ前記第 40
二の補正係数は、前記第一の補正係数よりも大きい値であり、
前記補正機能は、前記信号に対して、前記第一の補正係数又は前記第二の補正係数を乗
算することにより、補正済みの信号を作成する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第三の作成機能は、前記第一の補正係数として、最新のフレームから過去のフレー 50
ムにさかのぼって、前記閾値よりも前記代表値が大きいフレームが連続する数に応じた値
を設定する、請求項 4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第一の補正係数は、第一の係数を前記代表値で除した値であり、前記第二の補正係
数は、前記第一の係数よりも大きい第二の係数を前記代表値で除した値である、請求項 5
又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記統計値算出機能は、最新のフレームから所要の数の過去のフレームまでのフレームの各々の前記代表値を用いて、前記統計値を算出することを特徴とする請求項１～７のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記第一の作成機能は、前記エコー信号に対してフィルタ処理を行なうことによって、クラッタ成分が抑制された信号を前記動きに由来する信号として作成することを特徴とする請求項１～８のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記動き画像のデータは、カラードブラ画像のデータであることを特徴とする請求項１～９のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項１１】

前記動き画像のデータは、Ｂフロー画像のデータであることを特徴とする請求項１～９のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記代表値算出機能は、前記動き画像の画素に対応する信号強度を示す値の一フレームにおける平均値又は和を前記代表値として算出することを特徴とする請求項１～１１のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記統計値算出機能は、前記代表値の複数フレームにおける平均値又は中央値を前記統計値として算出することを特徴とする請求項１～１２のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項１４】

制御デバイスと、表示デバイスとを備える超音波診断装置の制御プログラムであって、該制御プログラムは、前記制御デバイスに、
被検体における動きに由来する信号を作成し、複数フレームの前記信号に基づいて、一フレームの前記動きの情報を作成する第一の作成機能と、
前記動きの情報を示す動き画像のデータを作成する第二の作成機能と、
前記動き画像のデータに基づいて、動き画像を前記表示デバイスに表示させる表示制御機能と、

30

一フレームにおける前記信号の強度を代表する代表値を算出する代表値算出機能と、
複数フレームにおける前記代表値の統計値を算出する統計値算出機能と、
前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結果に基づいて、前記信号の強度を補正する補正情報を作成する第三の作成機能と、
前記補正情報を用いて前記信号に対して補正を行なって、補正済みの信号を作成する補正機能と、

を実行させ、

前記第一の作成機能は、前記複数フレームの前記補正済みの信号を用いて、前記動きの情報を作成する、超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【０００１】

本発明は、被検体に対して送信された超音波のエコー信号に基づいて、例えば血流などの被検体における動きに由来する信号を作成して、動き画像を表示する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

血流などの被検体における動きの情報を示す動き画像としては、例えばカラードブラ画像やＢフロー画像などが挙げられる。これらカラードブラ画像やＢフロー画像においては、拍動、体動又は呼吸などの影響により、フラッシュアーチファクトと呼ばれるアーチファクトが発生することがある。また、操作者が体表において超音波プローブを静止させて

50

おくことができず、動かしてしまうことによって、フラッシュアーチファクトが発生する。

【0003】

フラッシュアーチファクトは、本来観察したい血流の他に、拍動、体動、呼吸及び超音波プローブの移動などの動きの情報が画像に表示される現象であり、血流の観察の妨げとなる。そこで、このようなフラッシュアーチファクトを除去する手法が、例えば特許文献1, 2に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平4-256740号公報

【特許文献2】特開2012-19917号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、例えば大血管（頸動脈など）などが含まれる超音波のスキャン断面では、その血流信号も血管の拍動によるフラッシュの信号強度も共に高く、頸動脈からやや離れた甲状腺のスキャンでは、血流信号もフラッシュの信号強度もやや弱くなる。このように、除去したいフラッシュフレームの信号強度が、観測対象によって異なるものと考えられる。また、フラッシュアーチファクトが発生する原因は、上述のように種々の原因がある。例えば、拍動に起因するフラッシュアーチファクトは比較的短い時間生じ（フレーム数は小）、体動、呼吸及び超音波プローブの移動に起因するフラッシュアーチファクトは、拍動が原因で生じる場合よりも長い時間生じる（フレーム数は大）。従って、部位や発生原因に応じて適切にフラッシュアーチファクトを抑制し、良好な画質の画像を得ることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述のような課題に基づき、本願発明者は、被検体の部位やフラッシュアーチファクトが発生させる原因に応じて適切な補正情報を設定して、フラッシュアーチファクトをより効果的に抑制することができる超音波診断装置を提供する。すなわち、上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、制御デバイスと、表示デバイスとを備える超音波診断装置であって、前記制御デバイスは、被検体における動きに由来する信号を作成し、複数フレームの前記信号に基づいて、一フレームの前記動きの情報を作成する第一の作成機能と、前記動きの情報を示す動き画像のデータを作成する第二の作成機能と、前記動き画像のデータに基づいて、動き画像を前記表示デバイスに表示させる表示制御機能と、一フレームにおける前記信号の強度を代表する代表値を算出する代表値算出機能と、複数フレームにおける前記代表値の統計値を算出する統計値算出機能と、前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結果に基づいて、前記信号の強度を補正する補正情報を作成する第三の作成機能と、前記補正情報を用いて前記信号に対して補正を行なって、補正済みの信号を作成する補正機能と、をプログラムによって実行するものであり、前記第一の作成機能は、前記複数フレームの前記補正済みの信号を用いて、前記動きの情報を作成する、超音波診断装置である。

【0007】

また、他の観点の発明は、上記一の観点の発明において、前記第三の作成機能は、前記統計値に基づいて設定された閾値よりも前記代表値が大きい場合には第一の補正情報を作成し、前記閾値よりも前記代表値が小さい場合には前記第一の補正情報とは異なる第二の補正情報を作成するものであり、前記第一の補正情報及び前記第二の補正情報は、前記第一の補正情報を用いて得られる前記補正済みの信号の強度が、前記第二の補正情報を用いて得られる前記補正済みの信号の強度よりも小さくなるように作成される、超音波診断装置である。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、複数フレームにおける前記代表値の統計値が算出され、この統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値とが比較されて前記補正情報が作成されるので、被検体の部位に応じて適切な補正情報が作成される。また、例えば拍動が生じている場合、前記信号の強度は大きくなるものの、比較的短い時間であるため前記統計値の変動はあまり生じず、前記閾値よりも前記代表値が大きくなることが多い。この場合、前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結果に基づいて、前記信号の強度を補正する補正情報が作成されることにより、よりフラッシュアーチファクトが抑制された動き画像を表示することができる。一方、体動、呼吸及び超音波プローブの移動が生じている場合、より長い時間に亘って前記信号の強度が大きくなるため、前記統計値が上昇する。そのため、前記閾値よりも前記代表値が小さくなることが多い。従って、前記統計値に基づいて設定された閾値と前記代表値との比較結果に基づいて、前記信号の強度を補正する補正情報が作成されることにより、前記動き画像として組織画像に相当する画像を表示することができる。

10

【0009】

また、他の観点の発明によれば、例えば拍動が生じている場合、前記信号の強度がより小さくなるように第一の補正情報が作成されるので、よりフラッシュアーチファクトが抑制された動き画像を表示することができる。一方、体動、呼吸及び超音波プローブの移動が生じている場合、前記信号の強度がより大きくなるように第二の補正情報が作成され、前記動き画像として組織画像に相当する画像を表示することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施の形態の一例である超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】エコーデータ処理部を示す機能ブロック図である。

【図3】表示処理部を示す機能ブロック図である。

【図4】血流情報のデータの作成の概念を示す説明図である。

【図5】実施形態の超音波診断装置における補正情報の作成を示すフローチャートである。

30

【図6】代表値の統計値の算出の説明図である。

【図7】補正済データの作成を説明する図である。

【図8】代表値と、代表値の平均値に基づいて設定された閾値の時間変化の一例を示す図である。

【図9】代表値と、代表値の平均値に基づいて設定された閾値の時間変化の他例を示す図である。

【図10】 $F_I > F_{th}$ であるフレームが連続する数に応じた第一の係数の設定関数の一例を示す図である。

【図11】図9に示す代表値が得られた場合における補正係数の変化を示す図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0011】

以下、本発明の実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示処理部5、表示デバイス6、操作デバイス7、制御デバイス8、記憶デバイス9を備える。前記超音波診断装置1は、コンピュータ（computer）としての構成を備えている。

【0012】

超音波プローブ2は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例であり、被検体の生体組織に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

【0013】

送受信ビームフォーマ3は、制御デバイス8からの制御信号に基づいて、超音波プロー

50

ブ2を駆動させて所定の送信パラメータ (parameter) を有する超音波を送信させる。また、送受信ビームフォーマ3は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。また、超音波ビームフォーマ3は、エコー信号に対して直交検波処理を行なってもよい。送受信ビームフォーマ3の一部は、制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより、機能的に実現されてもよい。

【0014】

エコーデータ処理部4は、図2に示すように、Bモード処理部41、動き情報処理部42、代表値算出部43、統計値算出部44、設定部45、補正情報作成部46及び補正部47を有する。エコーデータ処理部4におけるBモード処理部41、動き情報処理部42、代表値算出部43、統計値算出部44、設定部45、補正情報作成部46及び補正部47による処理は、例えば制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

10

【0015】

Bモード処理部41は、送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。Bモード処理部41は、Bモードデータを表示処理部5へ出力する。

【0016】

動き情報処理部42は、送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに基づいて、前記被検体における動きに由来する信号を作成する。動きに由来する信号は、静止している生体組織や動きの遅い生体組織に由来する信号が抑制された信号である。例えば、動き情報処理部42は、送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対しカラードプラ処理を行なう。カラードプラ処理は、例えばMTI (Moving Target Indicator) フィルタ処理などを含む。動きに由来する信号は、MTIフィルタ処理後の信号である。

20

【0017】

理想的には、MTIフィルタ処理によって動きに由来する信号を取り出す際に、クラッタ信号と血流信号が完全に分離できることが望ましいが、実際の生体においては心拍に応じた血管壁による急峻な動きによるクラッタ信号などは、より血流に近い速度成分を有する信号となっており、完全に抑制することは困難である。従って、動きに由来する信号は、血流に由来する信号の他、心拍に応じた血管周辺の生体組織の動きに由来する信号を含む。また、動きに由来する信号には、超音波プローブ2と被検体との間における相対的な動きに由来する信号を含み、例えば被検体が動くことや、超音波プローブ2が動くことによる超音波プローブ2と被検体との間における相対的な動きに由来する信号を含む。さらに、動きに由来する信号には、呼吸による生体組織の動きに由来する信号を含む。

30

【0018】

また、動き情報処理部42は、MTI処理を行なって得られたデータに基づいて、血流の速度、血流の分散及び血流のパワー等を含む血流情報のデータを作成し、カラードプラデータとして表示処理部5へ出力する。動き情報処理部42は、後述する閾値F_{th}と代表値F_Iとを比較して、血流情報のデータを作成する。詳細は後述する。動き情報処理部42の機能は、本発明における第一の作成機能の実施の形態の一例である。また、血流情報は、本発明における動きの情報の実施の形態の一例である。

40

【0019】

代表値算出部43は、動き情報処理部42で得られた一フレームにおける前記動きに由来する信号の強度を代表する代表値F_Iを算出する。詳細は後述する。代表値算出部43の機能は、本発明における代表値算出機能の実施の形態の一例である。

【0020】

統計値算出部44は、複数フレームにおける代表値F_Iの統計値を算出する。詳細は後述する。統計値算出部44の機能は、本発明における統計値算出機能の実施の形態の一例である。

【0021】

50

設定部４５は、後述のように、前記統計値に基づいて閾値 F_{th} を設定する。

【００２２】

補正情報作成部４６は、閾値 F_{th} と代表値 F_I との比較結果に基づいて、前記被検体における動きに由来する信号の強度を補正する補正情報を作成する。補正情報作成部４６は、閾値 F_{th} と代表値 F_I との比較結果に応じて異なる補正情報を作成する。補正情報作成部４６は、フレームごとに前記補正情報を作成する。補正情報作成部４６の機能は、本発明における第三の作成機能の実施の形態の一例である。

【００２３】

補正部４７は、補正情報を用いて前記動きに由来する信号に対して補正を行なって、補正済の信号を作成する。補正部４７は、フレーム毎に補正済の信号を作成する。補正部４７の機能は、本発明における補正機能の実施の形態の一例である。

10

【００２４】

表示処理部５は、図３に示すように、画像データ作成部５１及び画像表示制御部５２を有する。表示処理部５における画像データ作成部５１及び画像表示制御部５２による処理は、例えば制御デバイス８がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

【００２５】

画像データ作成部５１は、Ｂモードデータをスキャンコンバータ (scan converter) によって走査変換してＢモード画像データを作成する。また、画像データ作成部５１は、カラードプラデータをスキャンコンバータによって走査変換してカラードプラ画像データを作成する。画像データ作成部５１の機能は、本発明における第二の作成機能の実施の形態の一例である。また、カラードプラ画像データは、本発明における動き画像のデータの実施の形態の一例である。

20

【００２６】

画像表示制御部５２は、Ｂモード画像データ及びカラードプラ画像データに基づいて、Ｂモード画像にカラードプラ画像が重畳された画像を表示デバイス６に表示させる。画像表示制御部５２の機能は、本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。また、カラードプラ画像は、本発明における動き画像の実施の形態の一例である。

【００２７】

表示デバイス６は、ＬＣＤ (Liquid Crystal Display) や有機ＥＬ (Electro-Luminescence) ディスプレイなどである。表示デバイス６は、本発明における表示デバイスの実施の形態の一例である。

30

【００２８】

操作デバイス７は、ユーザーからの指示や情報の入力を受け付けるデバイスである。操作デバイス７は、操作者からの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード (keyboard) などを含み、さらにトラックボール (trackball) 等のポインティングデバイス (pointing device) などを含んで構成されている。

【００２９】

制御デバイス８は、ＣＰＵ (Central Processing Unit) 等のプロセッサである。この制御デバイス８は、記憶デバイス９に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置１の各部を制御する。制御デバイス８は、本発明における制御デバイスの実施の形態の一例である。

40

【００３０】

例えば、制御デバイス８は、記憶デバイス９に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、送受信ビームフォーマ３、エコーデータ処理部４及び表示処理部５の機能を実行させる。制御デバイス８は、送受信ビームフォーマ３の機能のうちの全て、エコーデータ処理部４の機能のうちの全て及び表示処理部５の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。制御デバイス８が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

50

【0031】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0032】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。非一過性の記憶媒体は、例えば、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)、ROM(Read Only Memory)などの不揮発性の記憶媒体である。非一過性の記憶媒体は、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disk)などの可搬性の記憶媒体を含んでいてもよい。

【0033】

一過性の記憶媒体は、RAM(Random Access Memory)などの揮発性の記憶媒体である。

【0034】

制御デバイス8によって実行されるプログラムは、記憶デバイス9を構成するHDDやROMなどの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、プログラムは、記憶デバイス9を構成するCDやDVDなどの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0035】

次に、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて、Bモード処理部41がBモードデータを作成し、動き情報処理部42がカラードブラデータを作成する。

【0036】

カラードブラデータの作成について説明する。動き情報処理部42は、送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、MTIフィルタ処理を行なう。MTIフィルタ処理の対象となるエコーデータは、直交検波によって得られたI信号及びQ信号である。

【0037】

また、動き情報処理部42は、MTIフィルタ処理を行なって得られたデータに基づいて血流情報のデータを作成する。図4に基づいて詳細に説明する。図4では、MTIフィルタ処理を行なって得られたデータは、第一のデータD1として概念的に図示されている。第一のデータD1は、動きに由来する信号の一例である。また、血流情報のデータは、第二のデータD2として概念的に図示されている。第一のデータD1及び第二のデータD2は、一フレーム分の画素に対応するデータからなる。動き情報処理部42は、複数フレームの第一のデータD1に基づいて、例えば自己相関法により血流情報を算出し、一フレームの第二のデータD2(カラードブラデータ)を作成する。

【0038】

ここで、一フレームの第一のデータD1は、カラードブラ画像を表示する領域における全ての音線について1回ずつ超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づくデータである。また、一フレームの第二のデータD2に基づいて、一フレームのカラードブラ画像が表示される。従って、複数フレーム分の超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて、一フレームのカラードブラ画像が表示される。第一のデータD1におけるフレームの概念は、カラードブラ画像の表示のフレームとは異なり、超音波の送受信のフレームである。

【0039】

動き情報処理部42は、複数フレームの第一のデータD1として、第一のデータD1を補正情報によって補正して得られる複数フレームの補正済データaD1を用いて、一フレームの第二のデータD2を作成する。補正済データaD1は、補正済の信号の一例である。

【0040】

補正部47は、最新のフレームの第一のデータD1が得られるたびに、この第一のデー

10

20

30

40

50

タ D 1 に対して補正を行なって補正済データ a D 1 を作成する。補正済データ a D 1 の作成について説明する。まず、補正情報作成部 4 6 が、補正済データ a D 1 を作成するための補正情報を作成する。補正情報の作成について、図 5 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、代表値算出部 4 3 は、一フレームの第一のデータ D 1 が得られると、そのフレームにおける第一のデータ D 1 の信号強度を代表する代表値 F I を算出する。第一のデータ D 1 の値は動きに由来するエコー信号の信号強度を示すので、例えば代表値算出部 4 3 は、代表値 F I として、カラードブラ画像の画素に対応する第一のデータ D 1 の値の一フレームにおける平均値を算出する。画素に対応する第一のデータ D 1 としては、例えば I 信号と Q 信号とが得られるので、代表値算出部 4 3 は、例えば前記平均値として、I 信号と Q 信号の二乗和の平均値や、I 信号と Q 信号の絶対値の和の平均値などを算出してもよい。

10

【0041】

代表値算出部 4 3 は、一フレームの第一のデータ D 1 が得られるたびに、代表値 F I を算出する。算出された代表値 F I は、記憶デバイス 9 に記憶される。

【0042】

次に、ステップ S 2 では、統計値算出部 4 4 は、複数フレームにおける代表値 F I の統計値を算出する。統計値算出部 4 4 は、統計値として、例えば複数フレームにおける代表値 F I の平均値 F I a v e を算出する。統計値算出部 4 4 は、図 6 に示すように、時刻 t における最新のフレームから所要の数 n の過去のフレームまでのフレームの各々の代表値 F I を用いて平均値 F I a v e を算出する。例えば、n は、第二のデータ D 2 を作成するために用いる第一のデータ D 1 のフレームの数（パケット数）より少なくとも多くてもよく、また同じであってもよい。n は、デフォルトとして設定されていてもよいし、操作者が操作デバイス 7 において入力することによって設定されてもよい。統計値算出部 4 4 は、一フレームの第一のデータ D 1 が得られるたびに、平均値 F I a v e を算出してもよい。時刻 t における最新のフレームは、本発明における最新のフレームの実施の形態の一例である。

20

【0043】

ステップ S 2 において平均値 F I a v e が得られると、ステップ S 3 では、設定部 4 5 は、平均値 F I a v e に基づいて閾値 F t h を設定する。具体的には、設定部 4 5 は、下記（式 1）に基づいて F t h を設定する。

30

$$F t h = S F \times F I a v e \quad \cdots \text{（式 1）}$$

（式 1）において、S F はスケールファクタ（S c a l e F a c t o r）であり、所望の定数である。S F は、例えば 1 以上の任意の値である。スケールファクタ S F 及び上述の n により、フラッシュアーチファクトの抑制効果が調節される。スケールファクタは、デフォルトとして設定されていてもよいし、操作者が操作デバイス 7 において入力することによって設定されてもよい。

【0044】

ステップ S 3 において閾値 F t h が得られると、ステップ S 4 において、補正情報作成部 4 6 は、時刻 t における最新のフレームの代表値 F I と閾値 F t h とを比較する。代表値 F I が閾値 F t h より大きければ（ $F I > F t h$ 、ステップ S 4 において「Y E S」）、ステップ S 5 へ移行する。一方、代表値 F I が閾値 F t h 以下であれば（ $F I \leq F t h$ 、ステップ S 4 において「N O」）、ステップ S 6 へ移行する。

40

【0045】

ちなみに、設定部 4 5 は、新たなフレームの第一のデータ D 1 が得られるたびに、閾値 F t h を設定してもよく、補正情報作成部 4 6 は、その閾値 F t h と新たに得られたフレームの代表値 F I とを比較してもよい。

【0046】

ステップ S 5 では、補正情報作成部 4 6 は、補正情報として第一の補正係数 C 1 を算出する。例えば、補正情報作成部 4 6 は、下記（式 2）に基づいて第一の補正係数 C 1 を算出する。

50

$$C1 = k1 / FI \quad \dots (式2)$$

k1は、0より大きい所要の定数であり所望の画質のカラードブラ画像が得られる値に設定される第一の係数である。所望の画質とは、例えばフラッシュアーチファクトが抑制された画質である。例えば、第一の係数k1は、0に近い値の第一の補正係数C1が得られる値に設定される。第一の係数k1は、記憶デバイスに9に記憶されていてもよい。第一の係数k1は、本発明における第一の係数の実施の形態の一例である。

【0047】

また、(式2)において、FIは、補正済データを作成しようとするフレーム、すなわち最新のフレームにおける第一のデータD1の信号強度を代表する代表値である。

【0048】

ステップ6では、補正情報作成部46は、補正情報として第二の補正係数C2を算出する。例えば、補正情報作成部46は、下記(式3)に基づいて第二の補正係数C2を算出する。

$$C2 = k2 / FI \quad \dots (式3)$$

k2は、0より大きい所要の定数であり所望の画質のカラードブラ画像が得られる値に設定される第二の係数である。所望の画質とは、例えば組織画像相当の情報を有する画質である。また、 $k2 > k1$ である。第二の係数k2は、記憶デバイスに9に記憶されていてもよい。第二の係数k2は、本発明における第二の係数の実施の形態の一例である。また、FIは、(式2)と同じである。

【0049】

補正情報作成部46は、(式2)で得られた第二の補正係数C2が1を超える値になった場合、第二の補正係数C2を1に設定してもよい。

【0050】

$k2 > k1$ であるので、第一の補正係数C1と第二の補正係数C2は、互いに異なる値になる。具体的には、第一のデータD1の信号強度を代表する代表値FIは1以上の値になるので($FI \geq 1$)、 $C1 < C2$ となる。これにより、第一の補正係数C1を用いて得られる最新のフレームの補正済データaD1の信号強度が、第二の補正係数C2を用いて得られる最新のフレームの補正済データaD1の信号強度よりも小さくなるように、第一の補正係数C1及び第二の補正係数C2が作成されるようになっている。

【0051】

第一の補正係数C1又は第二の補正係数C2が得られると、補正部47は、図7に示すように、最新のフレームの第一のデータD1に対して第一の補正係数C1又は第二の補正係数C2を乗算して補正済データaD1を作成する。補正部47は、第一のデータD1において、画素に対応するデータの各々に第一の補正係数C1又は第二の補正係数C2を乗算する。

【0052】

なお、図7では、時間軸は省略されているものの、図6と同様に左から右に向かって時間が流れているものとする。従って、一番右の第一のデータD1が最新のフレームのデータである。

【0053】

補正部47は、ステップS4において代表値FIが閾値Fthよりも大きいと判定された場合、最新のフレームの第一のデータD1に対して第一の補正係数C1を乗算する。一方、補正部47は、ステップS4において代表値FIが閾値Fth以下と判定された場合、最新のフレームの第一のデータD1に対して第二の補正係数C2を乗算する。第一の補正係数C1又は第二の補正係数C2を乗算して得られた補正済データaD1は、記憶デバイス9に記憶される。

【0054】

動き情報処理部42は、最新のフレームについて得られた補正済データaD1と、最新のフレームから過去にさかのぼった複数フレームについて得られた補正済データaD1を用いて、一フレームの第二のデータD2を作成する。

【0055】

第二のデータD2が得られると、この第二のデータD2に基づいて、画像データ作成部51はカラードプラ画像データを作成する。また、画像表示制御部52は、カラードプラ画像データ及びBモード画像データに基づいて、Bモード画像にカラードプラ画像が重畳された画像を表示デバイス6に表示させる。

【0056】

本例によれば、複数フレームの動きに由来する信号強度の代表値が考慮されて閾値が設定される。例えば、図8に示すように、最新フレームをフレームMとし、フレームMよりも過去のフレームをフレーム(M-1)、(M-2)、(M-3)、(M-4)とする。各々のフレームM、(M-1)、(M-2)、(M-3)、(M-4)の代表値を、代表値FI1、FI2、FI3、FI4、FI5とすると、フレームMにおける閾値Fthは、このフレームMまでに得られた代表値FI1～FI5を含む過去nフレームの代表値に基づいて算出される。また、フレーム(M-1)における閾値Fthは、このフレーム(M-1)までに得られた代表値FI2～FI5を含む過去nフレームの代表値に基づいて算出される。他のフレームについても同様である。これにより、各々のフレームにおいて、過去nフレームの代表値FIが考慮された閾値Fthが得られる。図8には、閾値Fthの時間変化のグラフGが示されている。

【0057】

図8において、代表値FI1は、閾値Fthよりも大きな値になっている。従って、ステップS5において第一の補正係数C1が算出される。これにより、フレームMにおける補正済データaD1は小さな値となり、フレームMにおけるカラードプラ画像は、フラッシュアーチファクトが除去された画像となる。

【0058】

上述のように、閾値Fthは、過去nフレームの代表値FIに基づいて設定されるので、部位に応じて閾値Fthを適切に設定することができる。例えば、甲状腺におけるカラードプラ画像を表示させた後に、甲状腺よりも超音波のエコー信号に基づいて得られる信号強度が強い頸動脈のカラードプラ画像を表示させる場合、甲状腺よりも頸動脈の方が、平均値FIaveが大きくなるので、閾値Fthは、甲状腺よりも頸動脈の方が大きくなる。このように、本例によれば、部位に応じて、フラッシュフレームがより確実に抑制され、一方でフラッシュフレームではないフレームについては表示することができるように、閾値Fthを設定することができる。

【0059】

また、図8では、フレームMのみにおいて、他のフレームよりも代表値FIが大きくなり、代表値FIが大きくなったフレームの連続数が少ない。例えば、動きに由来する信号に、拍動に由来する信号が含まれている場合、比較的短い期間においてのみ代表値FIが大きくなる。従って、ステップS5において算出された第一の補正係数C1を用いて補正済データaD1が作成されることにより、拍動等の短時間に生じる動きに起因するフラッシュアーチファクトが除去されたカラードプラ画像を得ることができる。

【0060】

一方、図9では、フレームMのみならず、フレームM以降のフレーム(M+1)、(M+2)、(M+3)、(M+4)においても、他のフレームと比べて代表値FI6、FI7、FI8、FI9の値が大きくなっている。この場合、代表値FIの値が大きいフレームが連続する数が増えたことにより、平均値FIaveが上昇する。この結果、代表値FI8及びFI9が、閾値Fthよりも小さくなる。従って、ステップS5において第二の補正係数C2が算出される。これにより、フレーム(M+3)、(M+4)における補正済データaD1は、第一の補正係数C1を用いる場合と比べて大きな値となる。

【0061】

図9では、代表値FIの値が大きいフレームが連続する数が比較的多い。ここで、動きに由来する信号に、被検体の動き、超音波プローブの動き及び呼吸などに起因する信号が含まれている場合、比較的長い期間にわたって代表値FIが大きくなる。このように、比

較的長い期間にわたって代表値 $F I$ が大きい場合に、フラッシュアーチファクトの除去を目的として、例えば仮に代表値 $F I$ が大きいフレームのデータを用いずにカラーダブラデータを作成すると、カラーダブラ画像が表示されない状態（ブラックアウト）となる。一方、仮にフラッシュアーチファクトの除去を行なわないと、アーチファクトが画像全体を覆って真っ白な画像が表示される。しかし、本例では、第一の補正係数 $C 1$ よりも大きい第二の補正係数 $C 2$ を用いることによって補正済データ $a D 1$ が作成されるので、背景の組織画像相当の情報を有するカラーダブラ画像を表示させることができる。

【0062】

なお、図9では、代表値 $F I$ が大きいフレームの数は、説明の便宜上及び紙面の都合上、5フレームのみであるが、もっと多くてもよい。

10

【0063】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。図10に示すように、第一の係数 $k 1$ は、 $F I > F t h$ であるフレームが連続する数に応じて設定されるようになっていてもよい。図10において、横軸は、 $F I > F t h$ であるフレームが連続する数（連続フレーム数）であり、縦軸は、連続フレーム数に応じて定まる第一の係数 $k 1$ を示している。すなわち、図10は、 $F I > F t h$ であるフレームが連続する数に応じた第一の係数 $k 1$ の設定関数 f を示している。補正情報作成部46は、設定関数 f を用いて第一の係数 $k 1$ を設定する。

【0064】

設定関数 f は、連続フレーム数が多くなるにつれて、第一の係数 $k 1$ が大きくなり、連続フレーム数が所要の数以上になると、第一の係数 $k 1$ が一定の値になる関数である。このように、第一の係数 $k 1$ が、連続フレーム数に応じて連続的に変化することにより、カラーダブラ画像のちらつきを抑制することができる。これについて、より詳細に図11に基づいて説明する。図11は、図9に示す代表値 $F I 1 \sim F I 9$ が得られた場合における補正係数 $C 1$ の変化を示す。

20

【0065】

図11において、時間 $T 1$ に達する前においては、図9におけるフレーム $(M - 4)$ 、 $(M - 3)$ 、 $(M - 2)$ 、 $(M - 1)$ に該当し、補正係数は第二の補正係数 $C 2$ である。そして、時間 $T 1$ は、フレーム M に該当し、補正係数は第一の補正係数 $C 1$ となって、0に近い値になる。時間 $T 1$ を過ぎ、時間 $T 2$ までの間は、図9におけるフレーム $(M + 1)$ 、 $(M + 2)$ に該当し、補正係数は、時間の経過とともに徐々に大きくなる第一の補正係数 $C 1$ である。そして、時間 $T 2$ よりも後の部分は、フレーム $(M + 3)$ 、 $(M + 4)$ 及び図9では示されていないが、フレーム $(M + 4)$ 以降のフレームに該当し、補正係数は第二の補正係数になる。

30

【0066】

なお、図11に示す時間 $T 1$ から $T 2$ までの間やそれ以外の時間において、図9に示すフレームよりも多いフレームが存在していてもよい。

【0067】

時間 $T 1$ から時間 $T 2$ では、上述の通り、補正係数は第一の補正係数 $C 1$ であるが、時間の経過とともに連続フレーム数が大きくなるにつれて、第一の係数 $k 1$ が次第に大きくなる。このように、第一の係数 $k 1$ が、連続フレーム数に応じて連続的に変化することにより、第一の係数が一定である場合と比べて、補正係数が第一の補正係数 $C 1$ と第二の補正係数 $C 2$ との間で切り換わる時のカラーダブラ画像のちらつきを抑制することができる。

40

【0068】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、代表値算出部43によって算出される代表値 $F I$ は、カラーダブラ画像の画素に対応する第一のデータ $D 1$ の値の一フレームにおける平均値に限られるものではない。例えば、代表値算出部43は、代表値 $F I$ として、前記平均値の代わりに、カラーダブラ画像の画素に対応する第一のデータ $D 1$ の値

50

の一フレームにおける和を算出してもよい。

【 0 0 6 9 】

また、統計値算出部 4 4 が算出する統計値は、平均値 F I a v e に限られるものではない。例えば、統計値算出部 4 4 は、代表値 F I の複数フレームにおける中央値を前記統計値として算出してもよい。この場合、設定部 4 5 は、中央値に対して上述の S F を乗算して F t h を設定する。

【 0 0 7 0 】

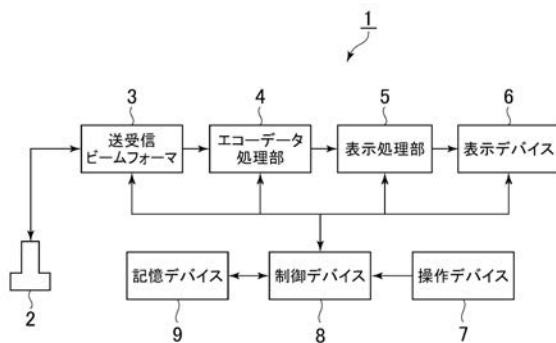
また、動き情報処理部４２は、カラードプラ処理の代わりにＢフロー処理を行なってＢフローデータを作成し、表示処理部５は、Ｂフローデータに基づいてＢフロー画像データを作成して、表示デバイス６にＢフロー画像を表示させてもよい。Ｂフロー画像は、本発明における動き画像の実施の形態の一例である。

【符号の説明】

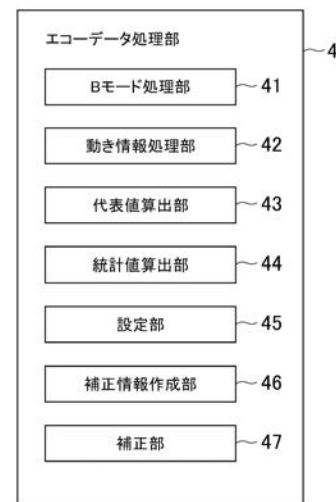
【 0 0 7 1 】

- | | |
|-----|----------|
| 1 | 超音波診断装置 |
| 6 | 表示デバイス |
| 8 | 制御デバイス |
| 9 | 記憶デバイス |
| 4 2 | 動き情報処理部 |
| 4 3 | 代表値算出部 |
| 4 4 | 統計値算出部 |
| 4 5 | 設定部 |
| 4 6 | 補正情報作成部 |
| 4 7 | 補正部 |
| 5 1 | 画像データ作成部 |
| 5 2 | 画像表示制御部 |

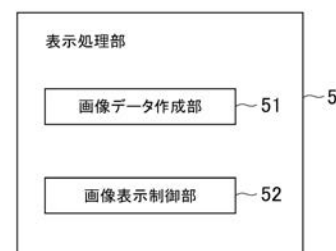
【図 1】



【図 2】



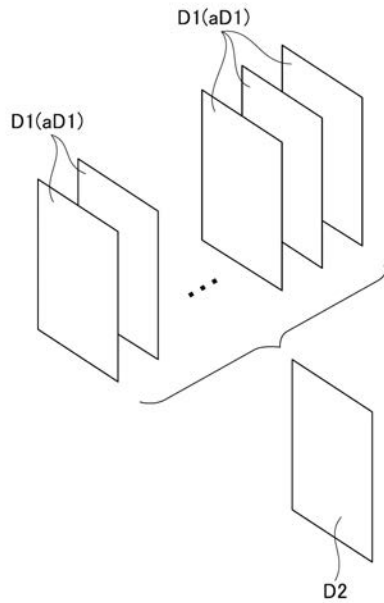
【図 3】



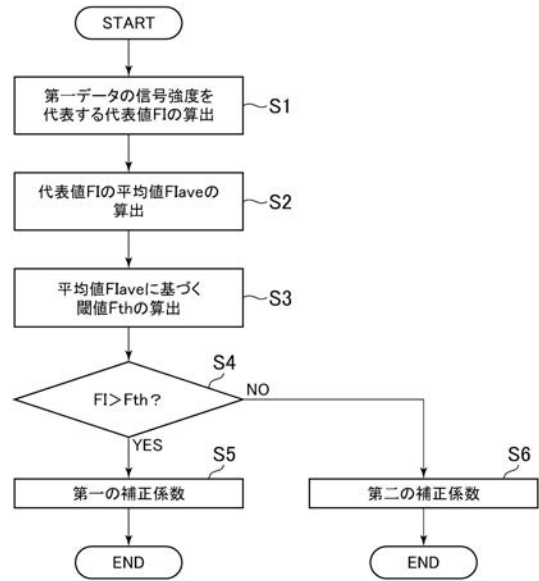
10

20

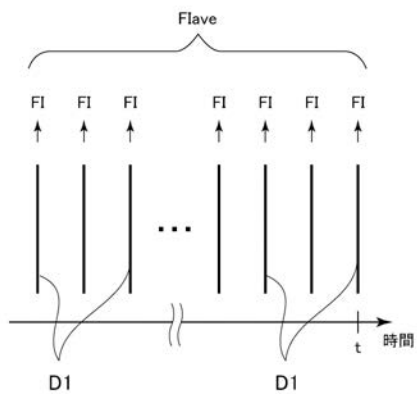
【図 4】



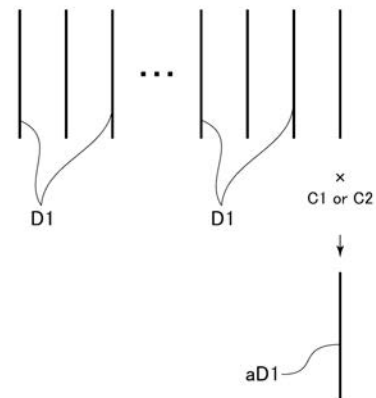
【図 5】



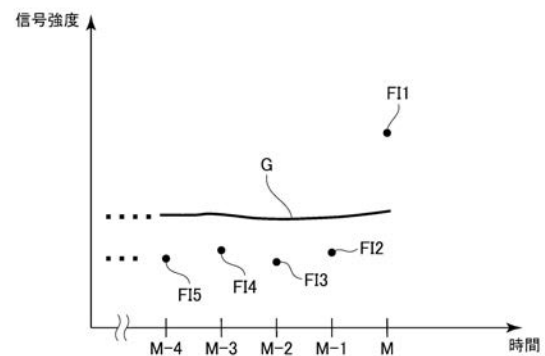
【図 6】



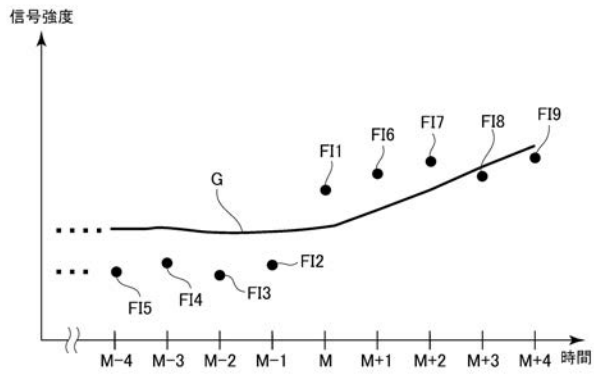
【図 7】



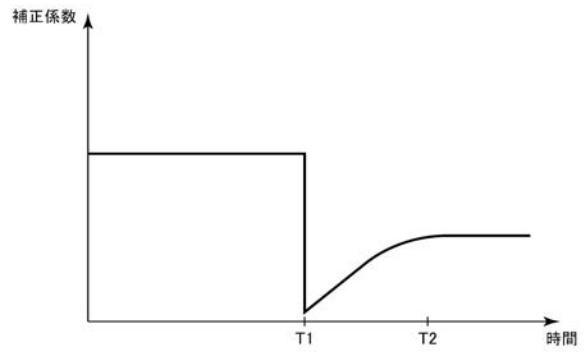
【図 8】



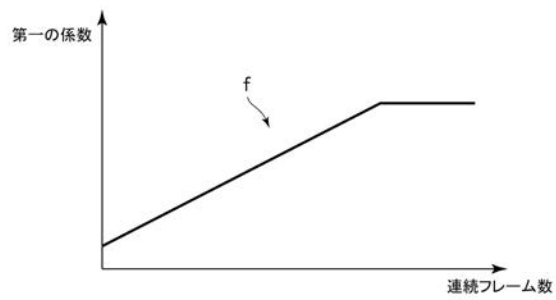
【図 9】



【図 11】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE04 EE04 JB28 JB30 JB35 JB51

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2019072438A	公开(公告)日	2019-05-16
申请号	JP2017208187	申请日	2017-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB35 4C601/JB51		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
优先权	2017197399 2017-10-11 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够更有效地抑制闪光伪影并获得良好图像质量的图像。超声诊断设备创建统计值计算单元（44），其计算表示从多个帧中的运动导出的信号的强度的代表值的统计值，并创建校正信号强度的校正信息。校正信息生成单元46和校正单元47使用校正信息校正信号以生成校正信号，校正信息生成单元46基于统计值生成校正信号。如果代表值大于设定的阈值，则创建第一校正信息，并且如果代表值小于阈值，则与第一校正信息不同的第二校正信息是基于校正信号，生成关于对象移动的信息。[选择图]图2

