

(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2020-99462

(P2020-99462A)

(43) 公開日 令和2年7月2日(2020.7.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 有 請求項の数 17 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2018-239027 (P2018-239027)	(71) 出願人	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1 番
(22) 出願日	平成30年12月21日 (2018.12.21)	(74) 代理人	100115462 弁理士 小島 猛
(11) 特許番号	特許第6697538号 (P6697538)	(74) 代理人	100151286 弁理士 澤木 亮一
(45) 特許公報発行日	令和2年5月20日 (2020.5.20)	(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100113974 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

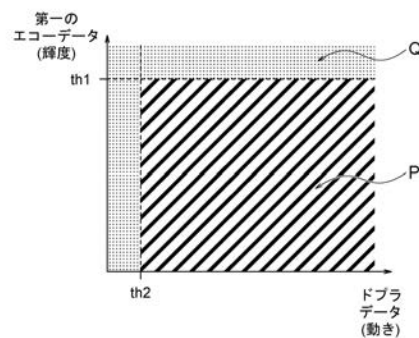
(54) 【発明の名称】 超音波装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】エコー信号に対するゲインに対してゲイン減少処理を行なうべきかについて、より精度が良好な判定を行なうことができる超音波装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、エコー信号の強度に応じた輝度を有するBモード画像のデータを作成する作成機能と、前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報として速度値等を検出する動き検出機能と、前記第一の超音波のエコー信号の強度が第一の閾値 $th1$ 未満であり、なおかつ前記速度値が第二の閾値 $th2$ 以上である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する判定機能と、を実行する制御回路を備える。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成機能と、

前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出する動き検出機能と、

前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する判定機能と、

を実行する制御回路を備える、超音波装置。

10

【請求項 2】

前記エコー信号の強度に関する第一の閾値と、動きの大きさを示す数値である前記動きの情報に関する第二の閾値とを記憶する記憶回路を備え、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度と前記第一の閾値とを比較し、なおかつ前記動きの情報と前記第二の閾値とを比較して、前記判定を行なう、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】

前記第一の閾値及び前記第二の閾値は、前記第一及び第二の超音波の送受信が行われる被検体の部位に応じて記憶されている、請求項 2 に記載の超音波装置。

【請求項 4】

20

前記部位は、血管及び心臓の少なくとも一方を含む、請求項 3 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記部位は血管を含む部位であり、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度が前記第一の閾値未満であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値以上である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する、請求項 4 に記載の超音波装置

【請求項 6】

前記第一の閾値は、血管壁における超音波のエコー信号の強度として設定された値であり、前記第二の閾値は、血流の動きとして想定される最低の値として設定された値である、請求項 5 に記載の超音波装置。

30

【請求項 7】

前記部位は心臓を含む部位であり、

前記第一の閾値は、第三の閾値と第四の閾値であり、前記第三の閾値よりも前記第四の閾値の方が大きい値であり、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度が前記第三の閾値未満であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値以上である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定し、前記エコー信号の強度が前記第四の閾値以上であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値未満である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する、請求項 4 に記載の超音波装置

40

【請求項 8】

前記動き検出機能は、ドブラ処理を行なって動きの情報を検出する、請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 9】

前記動きの情報は、速度及びパワーの少なくとも一方である、請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記ドブラ処理は、カラードブラ処理、パワードブラ処理、パルスドブラ処理及び連続波ドブラ処理の少なくとも一つである、請求項 9 に記載の超音波装置。

【請求項 11】

50

前記動き検出機能は、Ｂフロー処理を行なって動きの情報を検出する、請求項１～７のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項１２】

前記制御回路は、さらに、

前記判定機能の判定に従って、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインを設定するゲイン設定機能と、

該ゲイン設定機能によって設定されたゲインを用いて前記第一の超音波のエコー信号の信号強度を調整する調整機能と、を実行し、

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象であると判定された前記エコー信号に対するゲインとして、１未満のゲインを設定して前記ゲイン減少処理を行ない、

前記調整機能は、前記ゲイン設定機能によって設定された１未満のゲインを用いて前記第一の超音波のエコー信号の信号強度を減弱する、請求項１～１１のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項１３】

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象ではないと判定されたエコー信号に対するゲインとして、１以上のゲインを設定し、

前記調整機能は、前記ゲイン設定機能によって設定された１以上のゲインを用いる、請求項１２に記載の超音波装置。

【請求項１４】

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象ではないと判定されたエコー信号のゲインとして、ＴＧＣ（Time Gain Control）処理及びＬＧＣ（Lateral Gain Control）処理の少なくとも一方を行なうことができるゲインを設定する、請求項１３に記載の超音波装置。

【請求項１５】

前記超音波画像は、Ｂモード画像であり、前記表示情報は輝度である、請求項１～１４のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項１６】

第一の超音波と第二の超音波は、共通の超音波である、請求項１～１６のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項１７】

超音波装置の制御回路に、

被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成機能と、

前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出する動き検出機能と、

前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する判定機能と、

を実行させる超音波装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、ゲイン調整を行なう超音波装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波装置として、自動ＴＧＣ（Time Gain Control）機能などのゲイン自動調整機能を有する超音波装置がある。このゲイン自動調整機能では、ゲイン調整処理前に画像の輝度（エコー信号の強度）に基づいて、組織部などの非ノイズ部であるのかノイズ部であるのかが判定され、ノイズと判定された部分とノイズではない（非ノイズ）と判定された部分とで、異なるゲインを用いたゲイン調整が行われる場合がある。例え

10

20

30

40

50

ば、輝度（エコー信号の強度）が閾値以下である部分は、ノイズ部と判定され、輝度（エコー信号の強度）が閾値を超える部分は、非ノイズ部と判定される。ノイズ部と判定されたエコー信号に対してはゲインを下げることにより、ノイズを抑制することができる（例えば、特許文献1参照）。また、非ノイズ部と判定されたエコー信号に対しては、ゲインを上げてエコー信号を強調する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第4405017号

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、本願発明者らは、上述のノイズ判定手法について、より改良すべき点を検討した。具体的には、輝度値（エコー信号の強度）が閾値を超えている場合であっても、ノイズである場合がある。例えば、血管内において血管壁による超音波の多重反射が生じている場合、閾値を超えるような輝度のノイズが生じることがある。また、心臓においても、閾値を超えるような輝度のノイズが生じることがある。このような場合、上述の手法では、信号強度が閾値を超えるノイズのゲインを下げることができず、ノイズを抑制することができない。そこで、本願発明者らは、エコー信号に対するゲインに対してゲイン減少処理を行なうべきかについて、より精度が良好な判定手法について検討し、本願発明に至った。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

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、被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成機能と、前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出する動き検出機能と、前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する判定機能と、を実行する制御回路を備える、超音波装置である。

30

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記判定機能により、前記第一の超音波のエコー信号の強度の他、前記動きの情報に基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かが判定されることにより、より精度が良好な判定を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】実施形態の超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【図2】実施形態の超音波診断装置における制御回路の機能ブロック図の一例である。

40

【図3】判定機能による判定対象となる複数の二次元領域の各々を示す説明図である。

【図4】本例における判定機能による判定を説明する図である。

【図5】本例の判定機能による判定との比較例としての判定を説明する図である。

【図6】本例の変形例における判定機能による判定を説明する図である。

【図7】実施形態の超音波診断装置における制御回路の機能ブロック図の他例である。

【図8】実施形態の超音波診断装置における制御回路の機能ブロック図の他例である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について説明する。以下、本発明に係る超音波装置の一例として、診断等を目的として被検体の超音波画像を表示する超音波診断装置について説明する

50

。

【0009】

図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送信回路3、受信回路4、制御回路5、表示デバイス6、入力デバイス7、記憶回路8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。

【0010】

超音波プローブ2は、超音波トランスデューサー(図示省略)を有し、この超音波トランスデューサーにおいて、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。

【0011】

送信回路3は、超音波プローブ2による超音波の送信を制御する。具体的には、送信回路3は、制御回路5からの制御信号に基づいて、超音波プローブ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。

【0012】

受信回路4は、超音波プローブ2から被検体に送信され、被検体内で反射して超音波プローブ2で受信された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。受信回路4は、制御回路5からの制御信号に基づいて信号処理を行なう。

【0013】

送信回路3及び受信回路4は、ハードウェアによって構成されてもよい。ただし、超音波診断装置1は、このようにハードウェアとしての送信回路3及び受信回路4を備える代わりに、送信回路3及び受信回路4の機能を、ソフトウェアによって実現するようになっていてもよい。すなわち、制御回路5が記憶回路8に記憶されたプログラムを読み出して上述した送信回路3及び受信回路4の機能を実行するようになっていてもよい。

【0014】

制御回路5は、超音波診断装置の各部を制御し、各種の信号処理や画像処理などを行なう。制御回路5は、例えば1つまたは複数のプロセッサを含むことができる。任意選択的に、制御回路5は、中央制御器回路(CPU)、1つまたは複数のマイクロプロセッサ、グラフィック制御器回路(GPU)、または特定の論理命令に従って入力データを処理することができる他の任意の電子部品を含むことができる。制御回路5は、記憶回路8に格納されたプログラムを読み出して命令を実行することができる。ここにおける記憶回路8は、後述する有形の非一時的なコンピュータ可読媒体である。

【0015】

図2は、本例における制御回路5の例示的な機能ブロック図である。制御回路5は、調整機能51、Bモード処理機能52、ドブラ処理機能53、判定機能54、ゲイン設定機能55及び画像データ作成機能56を実行する。制御回路5は、記憶回路8からプログラムを読み出して、これらの機能を実行する。制御回路5は、機能ブロック図として図2に示されているが、回路および/またはソフトウェアモジュールの集合体として構成されていてもよい。また、制御回路5は、専用ハードウェアボード、DSP(Digital Signal Processor)、1つまたは複数のプロセッサ、FPGA(Field Programmable gate array)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、ならびに/もしくは1つまたは複数のプロセッサに指示するよう構成される有形の非一時的なコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせを使用して実施することができる。制御回路5は、本発明における制御回路の実施の形態の一例である。

【0016】

調整機能51は、受信回路4から出力されたエコーデータのデータ値を、ゲイン設定機能55によって設定されたゲインを用いて調整する機能である。ここでのエコーデータは、Bモード画像用の超音波の送受信によって得られた第一のエコーデータである。調整機能51による調整機能は、エコーデータを減弱する減弱処理とエコーデータを増強する増強処理とを含む。減弱処理により、Bモード画像のノイズを低減することが可能である。

10

20

30

40

50

調整機能 5 1 は、本発明における調整機能の実施の形態の一例である。また、B モード画像用の超音波の送受信によって得られた第一のエコーデータは、本発明における第一の超音波のエコー信号の実施の形態の一例である。

【0017】

B モード処理機能 5 2 は、調整機能 5 1 によって調整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機能である。

【0018】

ドブラ処理機能 5 3 は、受信回路 4 から出力されたエコーデータに対してドブラ処理を行なってドブラデータを作成する機能である。ここでのエコーデータは、ドブラ処理用の超音波の送受信によって得られた第二のエコーデータである。ドブラ処理機能 5 3 によるドブラデータの作成により、被検体における動きの情報を検出することができる。ドブラ処理は、例えばカラードブラ処理である。ドブラ処理機能 5 3 は、本発明における動き検出機能の実施の形態の一例である。また、ドブラ処理用の超音波の送受信によって得られた第二のエコーデータは、本発明における第二の超音波のエコー信号の実施の形態の一例である。

10

【0019】

判定機能 5 4 は、受信回路 4 から出力されたエコーデータのデータ値とドブラデータとに基づいて、調整機能 5 1 による調整対象であるエコーデータがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する機能である。判定機能 5 4 によって用いられる前記エコーデータは、B モード画像用の超音波の送受信によって得られた第一のエコーデータである。詳細な判定の手法については後述する。判定機能 5 4 は、本発明における判定機能の実施の形態の一例である。また、第一のエコーデータのデータ値は、本発明における第一の超音波のエコー信号の強度の実施の形態の一例である。また、ドブラデータは、本発明における動きの情報の実施の形態の一例である。

20

【0020】

ゲイン設定機能 5 5 は、判定機能 5 4 の判定に従って、調整機能 5 1 によってエコーデータの調整に用いられるゲインを設定する機能である。ゲイン設定機能 5 5 によるゲインの設定は、ゲイン調整処理と定義される。このゲイン調整処理のうち、ゲインが 1 未満に設定されることは、ゲイン減少処理と定義される。ゲイン設定機能 5 5 は、本発明におけるゲイン設定機能の実施の形態の一例である。

30

【0021】

画像データ作成機能 5 2 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機能である。また、画像データ作成機能は、ドブラデータに基づいてカラードブラ画像データを作成してもよい。

【0022】

B モード処理機能 5 2 及び画像データ作成機能 5 6 は、本発明における作成機能の実施の形態の一例である。また、B モードデータ及び B モード画像データは、本発明における超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

40

【0023】

図 1 に戻り、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 には、例えば B モード画像データに基づいて作成され、エコー信号の強度に応じた表示情報である輝度情報を有する B モード画像が表示される。

【0024】

入力デバイス 7 は、操作者による指示の入力や情報の入力などの操作を受け付けるデバイスである。入力デバイス 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

50

されている。ちなみに、ボタンには、ハードキーのほか、表示デバイス 6 に表示されるソフトキーも含まれる。また、入力デバイス 7 は、タッチパネルを含んでいてもよい。この場合、ボタンには、タッチパネルに表示されるソフトキーが含まれる。

【0025】

記憶回路 8 は、フラッシュメモリ、ハードディスク、RAM、ROM、および / または EEPROM などの有形の非一時的又は一時的なコンピュータ可読媒体とすることができる。記憶回路 8 は、B モードデータ、B モード画像データ、ドブラデータ及びカラードブラ画像データ、その他表示デバイス 6 に表示される文字や図形及びその他のデータを格納するために使用することができる。また、記憶回路 8 は、受信回路 4 から出力されたエコーデータを格納するために使用することができる。受信回路 4 から出力されたエコーデータは、B モード画像用の超音波の送受信によって得られた第一のエコーデータ及びドブラ処理用の超音波の送受信によって得られた第二のエコーデータを含む。

10

【0026】

なお、記憶回路 8 は、直ちに表示されるようにスケジュールされていない取得された B モードデータ、B モード画像データ、ドブラデータ及びカラードブラ画像データを格納するために使用されてもよい。

【0027】

また、記憶回路 8 は、例えば、グラフィカルユーザインターフェース、1 つまたは複数のデフォルト画像表示設定、ならびに / もしくは (例えば、制御回路 5 のための) プログラムされた命令などに対応するファームウェアもしくはソフトウェアを格納するために使用することができる。

20

【0028】

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。超音波プローブ 2 は、被検体に対して B モード画像用の超音波の送受信を行なう。これにより、第一のエコーデータが取得される。本例では、被検体における血管を含む部位について前記超音波の送受信が行われて第一のエコーデータが取得される。また、超音波プローブ 2 は、B モード画像用の超音波の送受信が行われた被検体の断面と同一断面について、ドブラ処理用の超音波の送受信を行なう。これにより、第二のエコーデータが取得される。ドブラ処理機能 5 3 は、第二のエコーデータに対してカラードブラ処理を行なってカラードブラデータを得る。

【0029】

30

判定機能 5 4 は、第一のエコーデータとカラードブラデータとに基づいて、第一のエコーデータ、すなわち調整機能 5 1 による調整対象であるデータに対するゲインが、ゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する。具体的に説明する。判定機能 5 4 は、第一のエコーデータのデータ値と第一の閾値 t_{h1} とを比較し、なおかつ前記カラードブラデータのデータ値と第二の閾値 t_{h2} とを比較して、前記判定を行なう。第一の閾値 t_{h1} は、本発明におけるエコー信号の強度に関する第一の閾値の実施の形態の一例である。また、第二の閾値 t_{h2} は、本発明における動きの情報に関する第二の閾値の実施の形態の一例である。

【0030】

判定機能 5 4 は、図 3 に示すように、超音波のスキャン範囲 S (B モード画像の範囲) を分割した複数の二次元領域 R の各々について判定を行なう。

40

【0031】

第一のエコーデータのデータ値は、B モード画像の輝度に対応するエコー信号の信号強度が大きくなるほど大きくなる。判定機能 5 4 は、複数の二次元領域 R の各々における第一のエコーデータのデータ値の平均値 $AV1$ を第一の閾値 t_{h1} と比較する。また、カラードブラデータのデータ値は、本例では速度値である。判定機能 5 4 は、複数の二次元領域 R の各々における速度値の平均値 $AV2$ を第二の閾値 t_{h2} と比較する。

【0032】

第一の閾値 t_{h1} 及び第二の閾値 t_{h2} は、超音波の送受信が行われる被検体の部位に応じて記憶回路 8 に記憶されている。本例では、第一の閾値 t_{h1} 及び第二の閾値 t_{h2}

50

として、被検体における血管を含む部位に応じた値である第一の閾値 t_{h1} 及び第二の閾値 t_{h2} が記憶回路 8 に記憶されている。第一の閾値 t_{h1} は、例えば血管壁における超音波のエコー信号の強度として設定された値である。また、第二の閾値 t_{h2} は、例えば血流の動きとして想定される最低の値として設定された値である。

【0033】

判定機能 54 は、平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} 未満であり、なおかつ平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 以上である場合、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する。一方、判定機能 54 は、平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} 以上である場合、または前記平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 未満である場合、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象ではないと判定する。図 4 において、斜線で示された部分 P が、平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} 未満であり、なおかつ前記平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 以上である領域である。また、図 4 において、ドット (dot) で示された部分 Q が、平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} 以上であるか、または平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 未満である領域である。

【0034】

例えば、本例との比較例として、本例とは異なり、図 5 に示すように第一のエコーデータのデータ値についてのみ第一の閾値 t_{h1}' ($t_{h1}' < t_{h1}$) を設定し、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1}' 未満であれば、その第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する場合について説明する。この場合、図 5 における部分 P1 及び部分 Q1 については、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定される。部分 P1 は、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1}' 未満であり、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 以上の領域である。部分 Q1 は、平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1}' 未満であり、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 未満の領域である。

【0035】

一方、図 5 における部分 P2、Q2、Q3 及び Q4 については、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象ではないと判定される。部分 P2 は、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1}' 以上で第一の閾値 t_{h1} 未満であり、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 以上の領域である。また、部分 Q2 は、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1}' 以上で第一の閾値 t_{h1} 未満であり、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 未満の領域である。また、部分 Q3 は、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} を上回り、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 未満の領域である。また、部分 Q4 は、第一のエコーデータの平均値 $AV1$ が第一の閾値 t_{h1} を上回り、なおかつドブラデータの平均値 $AV2$ が第二の閾値 t_{h2} 以上の領域である。

【0036】

部分 P1 及び P2 を合わせた領域が部分 P である。また、部分 Q1 ~ Q4 を合わせて領域が部分 Q である。

【0037】

図 5 に示す第一の閾値 t_{h1}' による上述の判定が行われてゲイン減少処理が行われることにより、B モード画像において低輝度で表示されるべき血管の内部に、部分 P1 に属するようなノイズが生じている場合、このノイズを低減することができる。一方で、血管内において血管壁による超音波の多重反射が生じると、第一のエコーデータのデータ値が第一の閾値 t_{h1}' 以上になる場合がある (部分 P2)。この場合、ゲイン減少処理が行われず、ノイズを低減することができない。その反対に、第一のエコーデータのデータ値が部分 Q1 に属する場合は、ゲイン減少処理が行われる。しかし、この部分 Q1 は、被検体において動きがあまりなく、B モード画像においてあまり輝度が高くない部分であり、被検体の組織に該当する可能性が高い。組織から得られたエコーデータのゲインについてゲイン減少処理が行われると、B モード画像において、組織の部分が低輝度で表示されることになり、好ましくない。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

第一の閾値 t_{h1}' がより高い値、例えば第一の閾値 t_{h1} と同じ値に設定されて上述の判定が行われることにより、上述の多重反射による血管内のノイズを低減することができる。しかし、第一の閾値 t_{h1}' を高くすると、組織のエコーデータのゲインがゲイン減少処理の対象となってしまう。

【 0 0 3 9 】

そこで、本例では、判定機能 5 4 は、第一のエコーデータのデータ値の他、動きの情報を含むカラードブラデータのデータ値をも用いて判定を行なうことにより、部分 P 1 の他、部分 P 2 に該当する領域 R から得られた第一のエコーデータのゲインを、ゲイン減少処理の対象とすることができる。これにより、多重反射による血管内のノイズを低減することができる。一方、部分 Q 2 ~ Q 4 の他、部分 Q 1 に該当する領域 R から得られた第一のエコーデータのゲインについては、ゲイン減少処理の対象から外すことができる。これにより、より精度よくゲイン減少処理を行なうべきか否かを判定することができる。

10

【 0 0 4 0 】

ゲイン設定機能 5 5 は、複数の領域 R の各々について、第一のエコーデータに対するゲインを設定する。ゲイン設定機能 5 5 は、判定機能 5 4 によりゲイン減少処理の対象と判定されたゲインとして、1 未満のゲインを設定する。一方、ゲイン設定機能 5 5 は、判定機能 5 4 によりゲイン減少処理の対象ではないと判定されたゲインとして、1 以上のゲインを設定する。1 以上のゲインが設定される場合、領域 R の位置に応じて、後述の T G C (Time Gain Control) 処理及び L G C (Lateral Gain Control) 処理の少なくとも一方を行なうことができるゲインを設定してもよい。

20

【 0 0 4 1 】

調整機能 5 1 は、ゲイン設定機能 5 5 によって設定されたゲインを用いて、第一のエコーデータの調整を行なう。ゲインが 1 未満である場合、調整機能 5 1 は第一のエコーデータの減弱処理を行なう。これにより、ノイズを低減することができる。一方、ゲインが 1 を上回る場合、調整機能 5 1 は第一のエコーデータの増強処理を行なう。なお、調整機能 5 1 は、ゲインが 1 である場合、第一のエコーデータのデータ値を変えずに B モード処理機能 5 2 へ出力する。

【 0 0 4 2 】

ゲインが 1 以上である場合、調整機能 5 1 によって T G C 処理及び L G C 処理の少なくとも一方が行われる。調整機能 5 1 によって得られたエコーデータは、B モード処理機能 5 2 によって B モード処理され、B モードデータが作成される。そして、画像データ作成機能 5 6 が、B モードデータに基づく B モード画像データを作成して B モード画像が表示デバイスに表示される。

30

【 0 0 4 3 】

次に、変形例について説明する。被検体における心臓を含む部位についての B モード画像を取得する例について説明する。本例では、第一のエコーデータに関する閾値として、図 6 に示す第三の閾値 t_{h3} 及び第四の閾値 t_{h4} ($t_{h3} < t_{h4}$) が記憶回路 8 に記憶されている。また、カラードブラデータに関する閾値として、第五の閾値 t_{h5} が記憶されている。なお、図 6 のスケール (scale) は、図 4 及び図 5 とは異なっている。

40

【 0 0 4 4 】

第三の閾値 t_{h3} は、心臓の組織における超音波のエコー信号の強度として想定される最低の信号強度として設定された値である。また、第四の閾値 t_{h4} は、例えば肋骨などの骨のエコー信号の信号強度として設定された値である。第三の閾値 t_{h3} 及び第四の閾値 t_{h4} は、本発明におけるエコー信号の強度に関する第一の閾値及び第三、第四の閾値の実施の形態の一例である。また、第五の閾値 t_{h5} は、例えば心臓における動きとして想定される最低の値として設定された値である。第五の閾値 t_{h5} は、本発明における動きの情報に関する第二の閾値の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 5 】

判定機能 5 4 は、第一のエコーデータのデータ値の平均値 $AV1$ と第三の閾値 t_{h3} 及

50

び第四の閾値 t_{h4} とを比較し、なおかつ前記カラードブラデータの速度値の平均値 AV_2 と第五の閾値 t_{h5} とを比較して、前記判定を行なう。より具体的には、判定機能 54 は、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満であり、なおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 以上である場合、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する。図 6 において、斜線で示された部分 P10 が、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満であり、なおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 以上である領域である。

【0046】

また、判定機能 54 は、平均値 AV_1 が第四の閾値 t_{h4} 以上であり、なおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 未満である場合も同様に、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する。図 6 において、斜線で示された部分 P11 が、平均値 AV_1 が第四の閾値 t_{h4} 以上であり、なおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 未満である領域である。

10

【0047】

一方、判定機能 54 は、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 以上でありなおかつ第四の閾値 t_{h4} 未満である場合、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満でありなおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 未満である場合、平均値 AV_1 が第四の閾値 t_{h4} 以上でありなおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 以上である場合、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象ではないと判定する。図 6 において、ドットで示された部分 Q10 が、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 以上でありなおかつ第四の閾値 t_{h4} 未満である領域である。また、図 6 において、同様にドットで示された部分 Q11 が、平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満でありなおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 未満である領域である。また、図 6 において、同様にドットで示された部分 Q12 が、平均値 AV_1 が第四の閾値 t_{h4} 以上でありなおかつ平均値 AV_2 が第五の閾値 t_{h5} 以上である領域である。

20

【0048】

例えば、本例との比較例として、本例とは異なり、ドブラデータの平均値 AV_2 についての閾値判定は行わず、第一のエコーデータのデータ値について第三の閾値 t_{h3} のみを設定し、第一のエコーデータの平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満であれば、その第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する場合について説明する。この場合、図 6 における部分 P11 については、第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象ではないと判定される。しかし、この部分 P11 は、被検体において動きがあまりなく、B モード画像において輝度が比較的高い部分である。心臓を含む部位の B モード画像において輝度が比較的高い部分があり、なおかつこの部分には動きがない場合、骨の反射によって現れたノイズである可能性が高い。しかし、第一のエコーデータの平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満ではないため、ゲイン減少処理は行われず、ノイズを低減することができない。

30

【0049】

また、第一のエコーデータの平均値 AV_1 が第三の閾値 t_{h3} 未満であれば、その第一のエコーデータに対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する場合、図 6 における部分 Q11 はゲイン減少処理の対象になる。ここで、心臓を含む部位について超音波画像を取得した直後に、肝臓についても心臓を含む部位についての撮影条件と同じ条件で超音波画像を取得する場合がある。この場合、図 6 における部分 Q11 には、肝臓の組織が含まれる場合があるものの、ゲイン減少処理が行われるので、B モード画像において低輝度で表示されてしまい、好ましくない。

40

【0050】

そこで、本例では、判定機能 54 は、第一のエコーデータのデータ値の他、動きの情報を含むカラードブラデータのデータ値をも用いて判定を行なうことにより、部分 P11 についてもゲイン減少処理の対象とすることができる。これにより、骨の反射の影響によるノイズを低減することができる。また、本例では、部分 Q11 についてはゲイン減少処理の対象からは外すことができるので、例えば B モード画像において肝臓の組織をより画像

50

化することができる。

【 0 0 5 1 】

以上、本発明を上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、カラードブラデータのデータ値として、速度値の代わりにパワー値が用いられてもよい。また、ドブラ処理機能 5 3 によるドブラ処理として、カラードブラ処理の代わりに、パワードブラ処理、パルスドブラ処理又は連続波ドブラ処理が行われて被検体における動きの情報が検出されてもよい。

【 0 0 5 2 】

また、図 7 に示すように、制御回路 5 は、ドブラ処理機能 5 3 の代わりに B フロー処理機能 5 7 を実行するようになっていてもよい。この場合、判定機能 5 4 は、ドブラデータに代わり、B フロー処理機能 5 7 によって得られる B フローデータに含まれる速度値等の被検体における動きの情報をを用いて上述の判定を行なう。

【 0 0 5 3 】

また、被検体における動きの情報として、2 種類の情報（例えば速度値及びパワー値）が用いられてもよい。この場合、判定機能 5 4 は、第一のエコーデータのデータ値と 2 種類の動き情報の 3 軸を用いて、ゲイン減少処理の対象であるか否かの判定を行なってもよい。

【 0 0 5 4 】

また、制御回路 5 において、図 8 に示すように B モード処理機能 5 2 と調整機能 5 1 の位置が入れ替わっていてもよい。すなわち、受信回路 4 から出力されたエコーデータに対して B モード処理機能 5 2 による B モード処理が行われて B モードデータが作成され、この B モードデータに対して調整機能 5 1 による調整が行われてもよい。

【 0 0 5 5 】

また、B モード画像用の超音波と、ドブラ処理や B フロー処理を行なうための超音波は、共通であってもよい。例えば、B モード画像用の超音波のエコー信号に基づいてドブラ処理や B フロー処理を行なってもよい。また、ドブラ処理又は B フロー処理用の超音波のエコー信号に基づいて、B モード画像を作成してもよい。

【 0 0 5 6 】

また、上記実施形態は、

被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成し、

前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出し、

前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する、超音波装置の制御方法としてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

- 1 超音波診断装置
- 5 制御回路
- 8 記憶回路
- 5 1 調整機能
- 5 2 B モード処理機能
- 5 3 ドブラ処理機能
- 5 4 判定機能
- 5 5 ゲイン設定機能
- 5 6 画像データ作成機能
- 5 7 B フロー処理機能

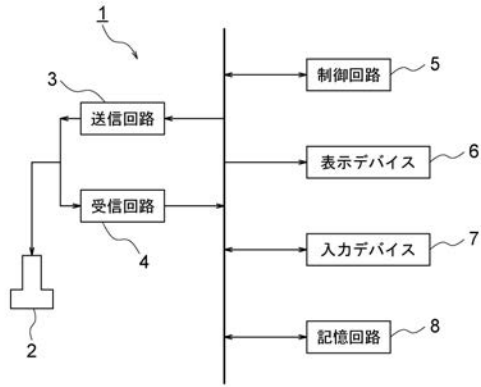
10

20

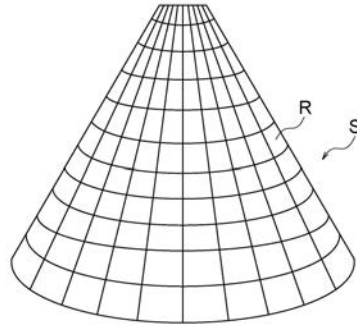
30

40

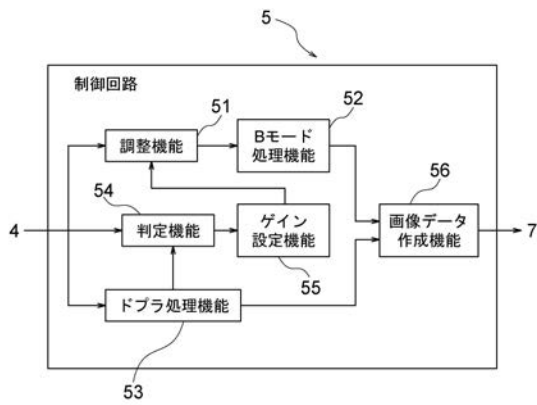
【図 1】



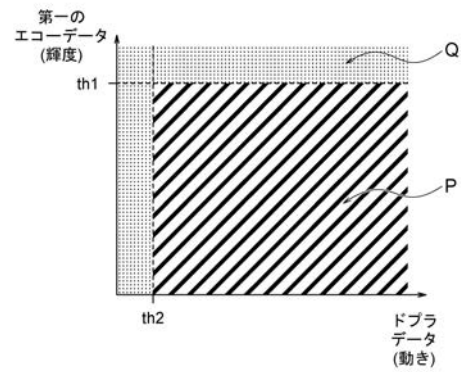
【図 3】



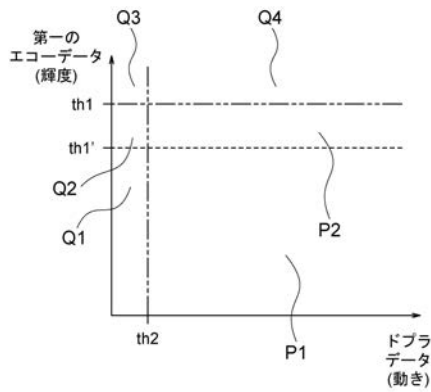
【図 2】



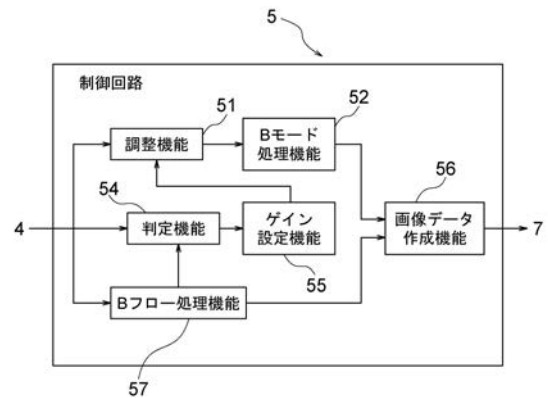
【図 4】



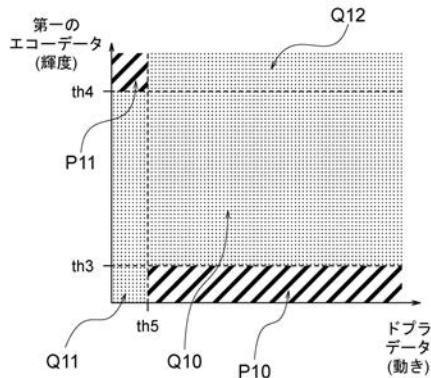
【図 5】



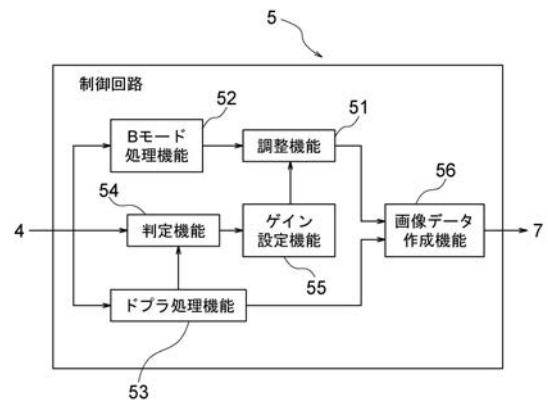
【図 7】



【図 6】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】令和2年2月27日(2020.2.27)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成機能と、

前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出する動き検出機能と、

前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する判定機能と、

を実行する制御回路を備える、超音波装置。

【請求項 2】

前記エコー信号の強度に関する第一の閾値と、動きの大きさを示す数値である前記動きの情報に関する第二の閾値とを記憶する記憶回路を備え、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度と前記第一の閾値とを比較し、なおかつ前記動きの情報と前記第二の閾値とを比較して、前記判定を行なう、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】

前記第一の閾値及び前記第二の閾値は、前記第一及び第二の超音波の送受信が行われる被検体の部位に応じて記憶されている、請求項 2 に記載の超音波装置。

【請求項 4】

前記部位は、血管及び心臓の少なくとも一方を含む、請求項 3 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記部位は血管を含む部位であり、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度が前記第一の閾値未満であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値以上である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する、請求項 4 に記載の超音波装置

【請求項 6】

前記第一の閾値は、血管壁における超音波のエコー信号の強度として設定された値であり、前記第二の閾値は、血流の動きとして想定される最低の値として設定された値である、請求項 5 に記載の超音波装置。

【請求項 7】

前記部位は心臓を含む部位であり、

前記第一の閾値は、第三の閾値と第四の閾値であり、前記第三の閾値よりも前記第四の閾値の方が大きい値であり、

前記判定機能は、前記エコー信号の強度が前記第三の閾値未満であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値以上である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定し、前記エコー信号の強度が前記第四の閾値以上であり、なおかつ前記動きの情報が前記第二の閾値未満である場合、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であると判定する、請求項 4 に記載の超音波装置

【請求項 8】

前記動き検出機能は、ドブラ処理を行なって動きの情報を検出する、請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 9】

前記動きの情報は、速度及びパワーの少なくとも一方である、請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記ドブラ処理は、カラードブラ処理、パワードブラ処理、パルスドブラ処理及び連続波ドブラ処理の少なくとも一つである、請求項 9 に記載の超音波装置。

【請求項 11】

前記動き検出機能は、B フロー処理を行なって動きの情報を検出する、請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 12】

前記制御回路は、さらに、

前記判定機能の判定に従って、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインを設定するゲイン設定機能と、

該ゲイン設定機能によって設定されたゲインを用いて前記第一の超音波のエコー信号の信号強度を調整する調整機能と、を実行し、

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象であると判定された前記エコー信号に対するゲインとして、1 未満のゲインを設定して前記ゲイン減少処理を行ない、

前記調整機能は、前記ゲイン設定機能によって設定された 1 未満のゲインを用いて前記第一の超音波のエコー信号の信号強度を減弱する、請求項 1 ～ 11 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象ではないと判定されたエコー信号に対するゲインとして、1 以上のゲインを設定し、

前記調整機能は、前記ゲイン設定機能によって設定された 1 以上のゲインを用いる、請求項 12 に記載の超音波装置。

【請求項 14】

前記ゲイン設定機能は、前記ゲイン減少処理の対象ではないと判定されたエコー信号のゲインとして、TGC (Time Gain Control) 処理及び LGC (Lateral Gain Control) 処理の少なくとも一方を行なうことができるゲインを設定する、請求項 13 に記載の超音波装置。

【請求項 15】

前記超音波画像は、B モード画像であり、前記表示情報は輝度である、請求項 1 ～ 14 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 16】

第一の超音波と第二の超音波は、共通の超音波である、請求項 1 ～ 15 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 17】

超音波装置の制御回路に、

被検体に対して送信された第一の超音波のエコー信号に基づいて、該エコー信号の強度に応じた表示情報を有する超音波画像のデータを作成する作成機能と、

前記被検体に対して送信された第二の超音波のエコー信号に基づいて、被検体における動きの情報を検出する動き検出機能と、

前記第一の超音波のエコー信号の強度と、前記動きの情報とに基づいて、前記第一の超音波のエコー信号に対するゲインがゲイン減少処理の対象であるか否かを判定する判定機能と、

を実行させる超音波装置の制御プログラム。

フロントページの続き

(72)発明者 大栗 拓真

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

(72)発明者 居 艶陽

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 DD14 DD15 DE02 DE03 DE04 DE05 EE09 JB13 JB15 JB40
JB48 LL07 LL38

专利名称(译)	超声波装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2020099462A	公开(公告)日	2020-07-02
申请号	JP2018239027	申请日	2018-12-21
[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	大栗拓真		
发明人	大栗 拓真 居 艶陽		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE09 4C601/JB13 4C601/JB15 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/LL07 4C601/LL38		
代理人(译)	小岛 猛 小仓 博 田中 拓人		
其他公开文献	JP6697538B1		

摘要(译)

解决的问题:提供一种超声波装置,该超声波装置能够更准确地确定是否应对回波信号的增益执行增益降低处理。超声波诊断装置基于发送给被检体的第一超声波的回波信号来生成亮度与回波信号的强度相对应的亮度的B模式图像数据。基于发送到被检体的第二超声波的回波信号,检测作为与被检体的运动有关的信息的速度值等的运动检测功能以及第一超声波的回波信号。小于第一阈值th1,并且如果速度值为第二阈值th2以上,则将第一超声波的回波信号的增益确定为增益减小处理的目标。以及用于执行该功能的控制电路。[选择图]图4

