

(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2009-226084

(P2009-226084A)

(43) 公開日 平成21年10月8日(2009.10.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00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 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-76773 (P2008-76773)
(22) 出願日 平成20年3月24日 (2008. 3. 24)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像表示プログラム及び超音波診断装置

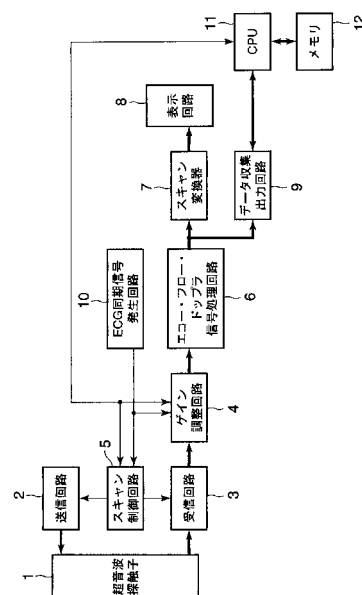
(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において動的かつ自動的に利得を調整可能な技術をすること。

【解決手段】被検体の断面の受信信号を取得する取得手段3と、前記受信信号のゲインを調整する調整手段4と、前記増幅された受信信号を画像信号に変換する変換手段7と、前記画像信号を表示する表示手段8と、それぞれ複数のゲインセットを有する複数のゲインパターンを記憶するパラメータメモリ43と、を備えた超音波診断装置に適用され、前記受信信号のゲインを変化させて前記被検体の画像の明るさを補正するための画像表示プログラムであって、ECG同期信号に基づいて、心臓の拍動の時相を検出する検出手段と、前記時相に応じて、前記パラメータメモリから所定のゲインパターンを読み出す読出手段と、読み出した前記ゲインパターンを前記調整手段に適用して、前記調整手段のゲインを変更する変更手段と、を備えた。

【選択図】図1

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の断面の受信信号を取得する取得手段と、前記受信信号のゲインを調整する調整手段と、前記増幅された受信信号を画像信号に変換する変換手段と、前記画像信号を表示する表示手段と、それぞれ複数のゲインセットを有する複数のゲインパターンを記憶するパラメータメモリと、を備えた超音波診断装置に適用され、前記受信信号のゲインを変化させて前記被検体の画像の明るさを補正するための画像表示プログラムにおいて、

E C G 同期信号に基づいて、心臓の拍動の時相を検出する検出手段と、

前記時相に応じて、前記パラメータメモリから所定のゲインパターンを読み出す読出手段と、

10

読み出した前記ゲインパターンを前記調整手段に適用して、前記調整手段のゲインを変更する変更手段と、を具備することを特徴とする画像表示プログラム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像表示プログラムにおいて、前記変更手段は、前記読出手段で読み出した前記ゲインパターンを前記調整手段に適用して、フィード・フォワード型のゲイン補正を前記調整手段に動的に実行させることを特徴とする画像表示プログラム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の画像表示プログラムにおいて、

前記読出手段は、前記受信信号の強度に応じたゲインパターンを読み出し、

前記変更手段は、読み出した前記ゲインパターンを前記調整手段に適用して、フィード・バック型のゲイン補正を前記調整手段に動的に実行させることを特徴とする画像表示プログラム。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の画像表示プログラムにおいて、前記変更手段は、前記変更後のゲインパターンを任意の時相から前記調整手段に適用可能であることを特徴とする画像表示プログラム。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の画像表示プログラムにおいて、前記変更手段は、ゲインパターンの変更を滑らかに行う手段を更に具備することを特徴とする画像表示プログラム。

【請求項 6】

30

超音波の走査及び送受信により、被検体断面の受信信号を取得する取得手段と、

E C G 同期信号に基づいて、心臓の拍動の時相を検出する検出手段と、

前記受信信号のゲインを調整する調整手段と、

前記増幅された受信信号を画像信号に変換する変換手段と、

前記画像信号を表示する表示手段と、を備え、

前記調整手段は、それぞれ複数のゲインセットを有する複数のゲインパターンを記憶するパラメータメモリを備え、前記時相に応じたゲインパターンを前記受信信号のゲインとして設定することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、画像表示プログラムと超音波診断装置に関し、特に、超音波診断装置において、受信信号の利得（ゲイン）を変化させて、被検体の画像の明るさを補正する技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置において、受信信号の利得を補正する方法が知られている。この方法では、まずスキャンや表示を停止し、生データを収集する。そして、生データから利得の補正值を求めて、利得を再設定した後に、補正後のスキャンや表示を行っている。しかし、この方法は、一度スキャンや表示を停止してから補正值を求めて、再設定や再スキャンし

50

て画像を表示する方法であり、一回の実行で補正される回数は一度のみである。また、補正の際に、画像表示が一度停止してしまうという問題がある。さらに、心時相に同期した複数回の自動利得補正機能は、サポートしていない。このため、心時相に同期した場合に、画像の明るさが均一でない、補正が毎回必要である、更に補正する度に画像表示が一度停止する等の操作性や応答性の問題がある。

【 0 0 0 3 】

ここで、特に、心臓壁などの運動又は移動速度が比較的速い部位のみを強調する場合における画像のちらつきや画像のぼやけを低減するための技術が提案されている（特許文献 1 参照）。この技術によると、予め設定された所要合成比率で受信回路出力信号と受信回路出力信号をフィルタリングしたフィルタ出力信号とを合成することによって、運動又は移動速度が比較的速い検査部位を強調できるようにしている。このように、特許文献 1 では、利得の調整を行うことなく、追加の回路により画像のちらつきや画像のぼやけを低減している。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 2 8 8 0 2 1 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

本発明は、超音波診断装置において動的かつ自動的に利得を調整することが可能な技術を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

本発明の一局面に係る画像表示プログラムは、被検体の断面の受信信号を取得する取得手段と、前記受信信号のゲインを調整する調整手段と、前記増幅された受信信号を画像信号に変換する変換手段と、前記画像信号を表示する表示手段と、それぞれ複数のゲインセットを有する複数のゲインパターンを記憶するパラメータメモリと、を備えた超音波診断装置に適用され、前記受信信号のゲインを変化させて前記被検体の画像の明るさを補正するための画像表示プログラムであって、E C G 同期信号に基づいて、心臓の拍動の時相を検出する検出手段と、前記時相に応じて、前記パラメータメモリから所定のゲインパターンを読み出す読出手段と、読み出した前記ゲインパターンを前記調整手段に適用して、前記調整手段のゲインを変更する変更手段と、を具備することを特徴とする。本発明は、プログラムに限らず、該プログラムにより処理を実行する装置や方法の発明としても成立する。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 6 】

本発明によれば、2 D 画像、3 D 画像及びトレース画像において、スキャンや表示を停止させずに、E C G 同期信号を用いた空間的・時系列的に関心のある領域のゲイン補正が自動的に可能となる。このため、関心の高い診断部位、診断時間帯に特化した、診断のスループット向上が可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 7 】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図 1 は、本発明の一実施形態に係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 は、図 1 におけるスキャン制御回路の概略構成を示すブロック図である。また、図 3 は、図 1 におけるゲイン調整回路の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 0 8 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子 1 と、送信回路 2 と、受信回路 3 と、ゲイン調整回路 4 と、スキャン制御回路 5 と、エコー・フロー・ドップラ信号処理回路 6 と、スキャン変換回路 7 と、表示回路 8 と、データ収集出力回路 9 と、E C G 同期信号発生回路 1 0 と、C P U 1 1 と、メモリ 1 2 とを備えている。

【 0 0 0 9 】

上記の構成において、超音波探触子 1 は、送信回路 2 と受信回路 3 に接続され、送信回路 2 は超音波探触子 1 を駆動して超音波を発生し、受信回路 3 は超音波探触子 1 からの反射エコー信号を受信する。なお、受信回路 3 の詳細は図示しないが、受信回路 3 は、受信信号を増幅するプリアンプと、増幅された受信信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器と、受信信号を所定時間遅延させる受信遅延回路と、受信信号を加算する加算器とを有する。受信回路 3 からの受信信号は、ゲイン（利得）調整回路 4 に出力される。なお、送信回路 2、受信回路 3 およびゲイン調整回路 4 は、スキャン制御回路 5 にて制御される。

【0010】

スキャン制御回路 5 は、送信回路 2 を制御する送信制御回路 5 1 と、受信回路 3 を制御する受信制御回路 5 2 と、受信回路 3 のゲインを調整するゲイン調整制御回路 5 3 と、設定用パラメータメモリ 5 4 と、ECG 同期信号検出回路 5 5 と、CPU 1 1 との I/F 回路 5 6 とを備えている。ゲイン補正に関しては、CPU からの補正值の計算、パラメータメモリを介した再設定、および ECG 同期信号を用いることにより、最小 1 サンプル単位でスキャンや表示を止めることなく、ゲイン調整制御を行う機能を有する。

【0011】

ゲイン調整回路 4 は、データ演算回路 4 1 と、ゲイン調整値算出回路 4 2 と、設定用パラメータメモリ 4 3 と、ECG 同期信号検出回路 4 4 と、CPU との I/F 回路 4 5 とを備えている。ゲイン調整回路 4 は、スキャン制御回路 5 と連動し、パラメータメモリを介して CPU からの補正值を設定し、ECG 同期信号を用いることにより、最小 1 サンプル単位でゲイン調整を行う。

【0012】

ゲイン調整回路 4 の出力信号は、振幅情報と位相情報が含まれ、エコー・フロー・ドップラ信号処理回路 6 に接続される。エコー・フロー・ドップラ信号処理回路 6 は、図示しないエコーデータ用検波器、対数圧縮器、深さ・走査線・フレーム方向のデジタルフィルタ、およびフロー・ドップラデータ用、MTI フィルタ、自己相関、CORDIC、FFT 処理、深さ・走査線・フレーム方向のデジタルフィルタを有する。

【0013】

エコー・フロー・ドップラ信号処理回路 6 の出力信号は、スキャン変換回路 7 へ接続される。スキャン変換器 7 は、深さ方向で整列されたビームデータを、表示用にライン方向で整列されたビデオデータに変換し、表示回路 8 へ出力する。

【0014】

エコー・フロー・ドップラ信号処理回路 6 の出力信号生データを、データ収集出力回路 9 へ接続する。データ収集出力回路 9 は、生データを CPU 1 1、メモリ 1 2 へ出力する。メモリ 1 2 は、生データを保持する。

【0015】

上記のように構成された超音波診断装置の動作例を説明する。図 4 は、ECG 同期信号を用いたゲイン補正アルゴリズムの一例を示すシーケンス図である。

ゲイン調整回路 4 では、ECG 同期信号発生回路 1 0 からの同期信号を検出する。この場合において、R 波の間隔から、ゲインの調整を例えば、図 4 に示すように行う。図 4 は、フィード・フォワード型の制御例（シーケンス例）を示す図である。図 4 では、ゲインパターン A とゲインパターン B とを示している。この場合において、収縮期では部位の移動速度が比較的速く、拡張期では部位の移動速度が比較的遅いことが知られている。このため、収縮期では、ゲインを高くし、拡張期では、ゲインを均一にすることが好ましい。従って、図 4 のゲインパターン A では、収縮期では、ゲインを高くするようなゲインパラメータ 1 を設定し、拡張期では、原因が均一になるようなゲインパラメータ 2 を設定している。なお、ゲインパラメータは、1 つのパラメータ値ではなく、複数の異なるゲインの値を組み合わせる 1 つの組としたゲインの組み合わせ（すなわち、ゲインセット）をいう。図 4 のゲインパターン B は、ゲインパターン A よりもゲイン調整を細かく行うようなシーケンスとしたものであり、これにより、より細かなゲイン調整を行うことが出来る。な

10

20

30

40

50

お、ゲイン調整は、2D画像、3D画像及びトレース画像について、ビーム単位・サンプル単位・スライス(フレーム)単位で任意に可能であることが好ましい。

【0016】

図5を参照して、ECG同期信号を用いたゲイン補正アルゴリズムの他の例を説明する。図5は、ECG同期信号を用いたゲイン補正アルゴリズムの他の例を示すシーケンス図である。図5は、フィード・バック型の制御例(シーケンス例)を示す図である。図5において、(a)はシーケンスの例であり、(b)は記述の一例を示す図であり、(c)は反映タイミングについて記載した図である。

【0017】

図5に示すシーケンスでは、ECG同期信号を用いて収縮期と拡張期で補正パターンを選択するが、その際、生データの値と判定基準により、補正パターンを決定する。図5(a)に示すように、1サイクル中のゲインパターンはゲインパターンAからゲインパターンGまで決められているものとする。この時、ゲインパターンAに注目すると、ゲインパターンAは、ECG同期信号の最初のゲインパターンであるが、この期間において、図5(b)に示すように、生データの平均値(Raw(mean):この場合の平均値は、例えば、輝度の平均値である)が、ゲインAの設定値より大きい場合には、ゲインパラメータを3にセットし、ゲインAの設定値より小さい場合には、4に設定している。また、例えば、ゲインパターンBに注目すると、生データの平均値が、ゲインBの設定値より大きい場合には、ゲインパラメータを14にセットし、ゲインBの設定値より小さい場合には、15に設定している。このように、生データの値によりゲインパラメータの設定を変更することにより、ゲインが変動するような場合でも、ゲイン調整を良好に行うことが出来る。

【0018】

なお、ゲインの補正值を反映するタイミングは、図5(c)に示すように、

- 1) 非同期に計算が終わり次第
- 2) 次以降の心拍
- 3) ユーザが任意に設定等、任意に可能

が考えられる。上記のタイミングにおいて、通常は、1)の計算が終了次第ゲインを変更すればよい。また、タイミングとして、2)の次以降の心拍でゲインを変更することも好ましい。なお、上記の3)においてユーザが任意に設定する場合とは、例えば、ユーザが観察していて、現在のゲインを変更したくない場合や、自分でゲインを変更したい場合などが考えられる。上記のように、ゲインの補正值は、フィード・バック制御の場合には、その同時相で反映、次の時相で反映等、スキャンや表示を継続しながら、任意に適用可能である。

【0019】

ところで、上記のようなゲイン補正を行う場合において、そのまま補正值を適用した場合には、ゲインの変動が大きすぎてちらつきが発生したりする場合は考えられる。このような場合には、ゲインが急激に変動しないように、なめらかにゲインが変更されることが好ましい。このような例を、図6を参照して説明する。図6は、ちらつきを低減するためのアルゴリズムの例を示す図である。なお、図6では、ちらつき低減用として2つのアルゴリズムを記載している。

1番目のアルゴリズムでは、引数として、例えば、ゲインの重み(WeightA, WeightB)や補間方式(InterpolationType)などの変数を有しており、これらの変数を任意に設定することにより、滑らかなゲイン補正が出来るようにしている。なお、補間方式は、線形補間に限らず高次補間方式やその他の補間方式のいずれを用いてもよい。

2番目のアルゴリズムでは、パラメータメモリに全値をおいて(複数の細かい補正值を記憶させて)、ルックアップテーブルのように参照しながら、任意に細かくゲイン補正をしようとするものである。

上記のように本発明によれば、ECG同期信号を用いた、任意のゲイン自動補正を、スキャンや表示を停止させずに可能となり、診断のスループット向上が可能となる。また、超音波診断装置の利得を補正する機能において、心電信信号を用いて一度ではなく、複数回

10

20

30

40

50

利得を補正し、かつスキャンや表示を停止させることなく補正することで、関心のある診断部位、診断時間帯に特化した、診断のスループットが向上できる。

【 0 0 2 0 】

なお、本発明では、比較的心拍数が安定している場合を対象としてゲイン設定を行うものであり、心拍が急激に変化する場合や、不整脈のように心拍が一定でないようなものは除く。

【 0 0 2 1 】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

10

【 0 0 2 2 】

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係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 】 図 1 におけるスキャン制御回路の概略構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 におけるゲイン調整回路の概略構成を示すブロック図である。

20

【 図 4 】 フィード・フォワード型の制御例（シーケンス例）を示す図である。

【 図 5 】 フィード・バック型の制御例（シーケンス例）を示す図である。

【 図 6 】 ちらつきを低減するためのアルゴリズムの例を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 4 】

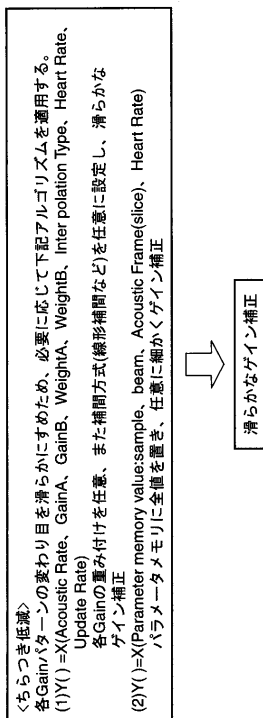
- 1 ... 超音波探触子
- 2 ... 送信回路
- 3 ... 受信回路
- 4 ... ゲイン調整回路
- 5 ... スキャン制御回路
- 6 ... エコー・フロー・ドップラ信号処理回路
- 7 ... スキャン変換回路
- 8 ... 表示系
- 9 ... データ収集出力回路
- 10 ... ECG同期信号発生回路
- 11 ... CPU
- 12 ... メモリ
- 41 ... データ演算回路
- 42 ... ゲイン調整値算出回路
- 43 ... 設定用パラメータメモリ
- 44 ... ECG同期信号検出回路
- 45 ... I/F回路
- 51 ... 送信制御回路
- 52 ... 受信制御回路
- 53 ... ゲイン調整制御回路
- 54 ... 設定用パラメータメモリ
- 55 ... ECG同期信号検出回路
- 56 ... I/F回路

30

40

【図 6】

図 6



フロンտページの続き

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 永井 岳年

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DD15 EE04 EE11 FF08 JB11

专利名称(译)	图像显示程序和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2009226084A	公开(公告)日	2009-10-08
申请号	JP2008076773	申请日	2008-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	永井岳年		
发明人	永井 岳年		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB11		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够动态和自动地调节超声诊断设备中的增益的技术。 解决方案：用于获取对象横截面的接收信号的获取装置3，用于调整接收信号的增益的调整装置4，用于将放大后的接收信号转换为图像信号的转换装置7以及 通过改变接收信号的增益，将用于显示图像信号的显示装置8和用于存储分别具有多个增益组的多个增益模式的参数存储器43应用于超声诊断设备。 一种图像显示程序，用于校正被摄体图像的亮度；检测装置，用于基于ECG同步信号来检测心跳的时间相位；以及根据该时间相位的参数存储器。 读出装置，用于从中读取预定的增益模式；以及改变装置，用于将所读出的增益模式应用于调节装置，以改变调节装置的增益。 [选型图]图1

