

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4738061号
(P4738061)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-157326 (P2005-157326)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年5月30日(2005.5.30)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-326178 (P2006-326178A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年12月7日(2006.12.7)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年5月12日(2008.5.12)		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	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体からのエコー信号を基に生成された複数の超音波画像を使用して、輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する超音波診断装置において、

前記最大値保持演算の実行時間に対応したゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

前記ゲイン補正量設定手段により設定された前記ゲイン補正量に応じてゲインを補正するゲイン補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ゲイン補正量設定手段は、事前に設定された設定時間に対応したゲイン補正量を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ゲイン補正量設定手段は、最大値保持演算の演算に係る実行時間に対応したゲイン補正量を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ゲイン補正量設定手段は、前記超音波画像において、ノイズ成分が所定輝度以下で表示されるように、前記ゲイン補正量を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

10

20

造影剤が投与された被検体を超音波で走査し、診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記被検体に超音波を送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、
前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成された複数の超音波画像を使用して輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する画像処理手段と、

前記最大値保持演算の実行時間に対応した前記輝度値保持画像のゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

前記ゲイン補正量設定手段により設定されたゲイン補正量に応じて前記輝度値保持画像のゲインを補正し、補正輝度値保持画像を生成するゲイン補正手段と、

前記ゲイン補正手段により生成された補正輝度値保持画像を前記診断画像として表示する画像表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

造影剤が投与された被検体を超音波で走査し、診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記被検体に超音波を送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、
前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

事前に設定された設定時間に対応した前記超音波画像のゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

前記ゲイン補正量設定手段により設定されたゲイン補正量に応じて前記超音波画像のゲインを補正し、複数の補正超音波画像を生成するゲイン補正手段と、

前記ゲイン補正手段により生成された複数の補正超音波画像を使用して輝度に関する最大値保持演算を実行し、補正輝度値保持画像を生成する画像処理手段と、

前記画像処理手段により生成された補正輝度値保持画像を前記診断画像として表示する画像表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ゲイン補正量設定手段は、前記補正輝度値保持画像において、ノイズ成分が所定輝度以下で表示されるように、前記ゲイン補正量を設定することを特徴とする請求項 5 または 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像処理手段は、前記最大値保持演算の実行時間が前記設定時間になった時点で、前記最大値保持演算を停止するとともに、それ以前の最大値保持演算をリセットすることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

複数の超音波画像を使用して輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する手段と、

前記最大値保持演算の実行時間に対応した前記輝度値保持画像のゲイン補正量を設定する手段と、

前記ゲイン補正量に応じて前記輝度値保持画像のゲインを補正し、補正輝度値保持画像を生成する手段と、

前記補正輝度値保持画像を診断画像として表示する手段とをコンピュータに実現させるためのプログラム。

【請求項 10】

事前に設定された設定時間に対応した超音波画像のゲイン補正量を設定する手段と、

前記ゲイン補正量に応じて前記超音波画像のゲインを補正し、複数の補正超音波画像を生成する手段と、

10

20

30

40

50

前記複数の補正超音波画像を使用して輝度に関する最大値保持演算を実行し、補正輝度値保持画像を生成する手段と、

前記補正輝度値保持画像を診断画像として表示する手段とを実現させるためのプログラム。

【請求項 1 1】

被検体からのエコー信号を基に生成された複数の超音波画像に基づいて、輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する超音波診断装置において、

前記輝度値保持画像の生成に関する前記複数の超音波画像の収集期間に対応したゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

前記ゲイン補正量に応じてゲインを補正するゲイン補正手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 1 2】

造影剤が投与された被検体からのエコー信号を基に生成された複数の超音波画像を使用して、輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する超音波診断装置において、

前記造影剤の気泡を破壊する音圧を有する第 1 の超音波と前記造影剤の気泡を破壊しない音圧を有する第 2 の超音波とを切り換えて前記被検体に送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、

前記第 2 の超音波の送信期間に応じてゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

20

前記ゲイン補正量設定手段により設定された前記ゲイン補正量に応じてゲインを補正するゲイン補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

造影剤が投与された被検体を超音波で走査し、診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記造影剤の気泡を破壊する音圧を有する第 1 の超音波と前記造影剤の気泡を破壊しない音圧を有する第 2 の超音波とを切り換えて前記被検体に送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、

前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

30

前記画像生成手段により生成された複数の超音波画像を使用して輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する画像処理手段と、

前記第 2 の超音波の送信期間に応じてゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、

前記ゲイン補正量設定手段により設定されたゲイン補正量に応じて前記輝度値保持画像のゲインを補正し、補正輝度値保持画像を生成するゲイン補正手段と、

前記ゲイン補正手段により生成された補正輝度値保持画像を前記診断画像として表示する画像表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 1 4】

前記ゲイン補正手段は、前記補正されたゲインを用いて、前記複数の超音波画像のゲインを補正すること、

を特徴とする請求項 1 乃至請求項 4、請求項 1 1、請求項 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波造影剤を用いて行うコントラスト造影法において、毛細血管レベルの微小血流環流と毛細血管より早い血管血流の微細構造とを、診断情報として提示すること

50

が可能な超音波診断装置及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きがリアルタイム表示で得られ、またX線、CT、MRI等の診断機器に比べてシステムの規模が小さく、ベッドサイドに移動していったの検査も容易に行え、更にX線等のように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用できる、などの特徴を有している。

【0003】

ところで近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、コントラスト造影が行われるようになってきている。このコントラスト造影は、静脈から超音波造影剤を注入し、血流信号を増強して心臓、肝臓、腎臓などにおける血流動態の評価を行うものである。

【0004】

多くの造影剤は、微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものである。気泡というデリケートな基材の性質上、超音波の照射音圧が通常の診断レベルであっても、その機械的作用により気泡が壊れ、スキャン断面からの信号強度が低下する。

【0005】

したがって、還流の動的な様子をリアルタイムで観察するためには、照射音圧を低くするなど、スキャンによる気泡の崩壊を低減させることが必要となる。また、低音圧の超音波送信による画像化は、信号／ノイズ比（以下、「S/N比」と称する。）が低下してしまうため、それを補うための種々の信号処理法が考案されている。

【0006】

さらに、気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような手法も考案されている。すなわち、（a）低音圧照射下でスキャン面に充満していく気泡の動態を観察し、（b）照射音圧を高音圧に切り替えてスキャン断面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、（c）再び照射音圧を低音圧に切り替えてスキャン断面内に流入していく気泡の様子を観察する手法である。この種法はreplenishment（再環流）法と呼ばれている。

【0007】

また、複数のフレーム画像を使用して輝度に関する最大値保持演算（以下、「輝度値保持演算」とする。）を実行し、微細血管を効果的に表示する手法が考案されている（例えば、特許文献1参照。）。この輝度値保持演算を行えば、それぞれのフレーム画像に存在する気泡からの信号が連なり合い、連続した血管構造を表示することができる。

【0008】

しかしながら、輝度値保持演算の性質上、その実行時間が長くなると、組織からのエコー信号の影響により画像全体の平均輝度が上がり過ぎ、生体像が見え難くなるという問題がある。さらに、それぞれのフレーム画像では目立たなかったシステムノイズが輝度値保持されることで、画像全体の平均輝度が上昇し、微細血管が見え難くなるという問題もある。したがって、輝度値保持演算を行う場合、ゲインを最適化して画像全体の平均輝度を補正する必要がある。

【0009】

ゲインを最適化する技術としては、システムノイズと組織からの信号とに基づいてゲインを調整する技術（例えば、特許文献2参照。）や、コントラスト造影時に2つの異なる画像に基づいて2つのゲインを算出する技術（例えば、特許文献3参照。）が知られている。

【特許文献1】特開2004-321688号公報

【特許文献2】US6398733

【特許文献3】特開2004-24876号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

10

20

30

40

50

しかしながら、特許文献 1、2 に記載された技術は、通常のスキャン画像の輝度を最適化するためには有効であるが、輝度値保持演算により生じる画像全体の平均輝度を補正することはできない。

【0011】

本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、コントラスト造影時に、輝度に関する最大値保持演算により生じる画像全体の平均輝度の上昇を補正して、高品質な輝度値保持画像を提示できる超音波診断装置及び超音波診断プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記課題を解決し目的を達成するために、超音波診断装置は次のように構成されている。

【0013】

本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体からのエコー信号を基に生成された複数の超音波画像を使用して、輝度に関する最大値保持演算を実行し、輝度値保持画像を生成する超音波診断装置において、前記最大値保持演算の実行時間に対応したゲイン補正量を設定するゲイン補正量設定手段と、前記ゲイン補正量設定手段により設定された前記ゲイン補正量に応じてゲインを補正するゲイン補正手段とを具備する。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、画像全体の平均輝度が最適化された高品質な輝度値保持画像を提示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、図面を参照しながら、本発明の第 1 ～ 第 4 実施形態について詳細に説明する。
(第 1 実施形態)

図 1 は本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成図である。この超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニタ（画像表示手段）14、送受信ユニット（送受信手段）21、B モード処理ユニット 22、ドプラ処理ユニット 23、画像生成回路（画像生成手段）、画像メモリ 26、制御プロセッサ 27、ソフトウェア格納部 28、内部記憶装置 29、インターフェース部 30 を備えている。

【0025】

超音波プローブ 12 は、送受信ユニット 21 からの駆動電圧により超音波を発生し、被検体 P からの反射エコーを受信する。

【0026】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示を装置本体 11 に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボールマウス、キーボード等を有している。

【0027】

モニタ 14 は、画像生成回路 25 からのビデオ信号に基づいて、生体内の生態学的情報、及び血流情報を画像として表示する。

【0028】

送受信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路、及びパルス回路等を有している。パルス回路は、所定のレート周波数 f_r (Hz) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネルごとに超音波をビーム状に収束し、且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 12 に駆動電圧を印加する。

【0029】

また、送受信ユニット 21 は、図示していないプリアンプ回路、A/D 変換器、及び加

10

20

30

40

50

算器等を有している。プリアンプ回路は、超音波プローブ 12 から取り込まれたエコー信号をチャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。加算器は、エコー信号に対して受信指向性を決定する遅延時間を与えて加算処理を行う。

【0030】

Bモード処理ユニット 22 は、送受信ユニット 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成回路 25 に送信され、反射エコーの強度を輝度で表現した B モード画像としてモニタ 14 に表示される。

【0031】

ドプラ処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流信号は、画像生成回路 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらを組み合わせた画像としてモニタ 14 にカラー表示される。

【0032】

画像生成回路 25 は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【0033】

図 2 は同実施形態に係る画像生成回路 25 の構成図である。この画像生成回路 25 は、信号処理回路 25 a、スキャンコンバータ 25 b、及び画像処理回路（画像処理手段、ゲイン補正手段）25 c を有している。

【0034】

信号処理回路 25 a は、超音波スキヤンの走査線信号列のレベルで画像を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路 25 a の出力は、スキャンコンバータ 25 b に送られると同時に、画像メモリ 26 に保存される。

【0035】

スキャンコンバータ 25 b は、超音波スキヤンの走査線信号列から、テレビに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。スキャンコンバータ 25 b の出力は、画像データとして画像処理回路 25 c に送られる。

【0036】

画像処理回路 25 c は、この画像データに対して、輝度やコントラストの調整、空間フィルタ等の画像処理、種々の設定パラメータの文字情報や目盛等との合成等を実行し、ビデオ信号としてモニタ 14 に出力する。また、画像処理回路 25 c は、画像メモリ 26 に保存されている画像データを読み込み、輝度に関する最大値保持演算を実行する。さらに、画像処理回路 25 c は、ゲイン補正テーブルにより指定されるゲイン補正值（ゲイン補正量）を用いて、画像データをゲイン補正する。ただし、第 1 実施形態、及び後述する第 2 実施形態においては、Bモード処理ユニット 22 が画像データをゲイン補正しても構わない。

【0037】

画像メモリ 26 は、信号処理回路 25 a から受信した画像データを格納する記憶メモリからなる。この画像データは、例えば診断後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。

【0038】

内部記憶装置 29 は、後述の最大値輝度保持処理、ゲイン補正処理、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、ゲイン補正テーブル、診断情報、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。

【0039】

制御プロセッサ 27 は、情報処理装置としての機能を持ち、超音波診断装置本体の動作

10

20

30

40

50

を制御する制御手段である。制御プロセッサ 27 は、内部記憶装置 29 から後述する診断画像の生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出してソフトウェア格納部 28 上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0040】

インターフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、図示しない新たな外部記憶装置に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部 39 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0041】

(スキャンシーケンス)

次に、図 3 を参照しながら、超音波診断装置 10 が実行する基本的なスキャンシーケンスについて説明する。このスキャンシーケンスは、造影剤を利用したコントラスト造影において、造影剤気泡を崩壊させるための高音圧送信と、造影剤気泡をなるべく崩壊させないで診断画像を取得するための低音圧送信とを交互に実行するものである。なお、造影剤としては、低音圧の超音波を送信しても破壊されずにハーモニック信号を放出し、長時間の映像化が可能な所謂「次世代造影剤」が好ましい。

【0042】

図 3 は同実施形態に係るスキャンシーケンスを説明するための図であり、横軸は時間、縦軸は送信による造影剤気泡への機械的作用の度合いを表している。また、各ラインは 1 フレームに関する超音波スキャンを表し、各ラインの長さは各フレームの送信音圧の機械的作用強度を表している。

【0043】

すなわち、各ラインは、その縦方向の長さが長いほど、送信周波数が低く、あるいは送信駆動電圧が大きく、もしくはその複合として設定された送信条件に基づく 1 フレームについての超音波走査を表す。したがって、長いラインは高音圧照射によるスキャンに対応し、短いラインは低音圧照射によるスキャンに対応している。

【0044】

(診断画像の生成・表示)

次に、図 4 ~ 図 7 を参照しながら、超音波診断装置 10 が実行する診断画像の生成・表示手法について説明する。図 4 は同実施形態に係る入力装置 13 の概略図、図 5 は同実施形態に係るフレーム画像の概略図、図 6 は同実施形態に係るゲイン補正前における輝度値保持画像の概略図、図 7 は同実施形態に係るゲイン補正後における輝度値保持画像の概略図である。なお、図 5 ~ 図 7 における点や斜線で示した部分は輝度が高い領域である。

【0045】

図 4 に示す入力装置 13 のスイッチ 13 a、13 b からの指示により、高音圧での超音波送信（以下、「高音圧送信」とする）の実行時間 T_H （以下、「高音圧期間」）、及び低音圧での超音波送信（以下、「低音圧送信」とする）の実行時間 T_L （以下、「低音圧期間」）がそれぞれ設定される。

【0046】

そして、図 4 に示す入力装置 13 の開始スイッチ 13 c の操作により、スキャンシーケンスが開始される。このスキャンシーケンスでは、最初に行われる高音圧送信の機械的作用により血管内の造影剤気泡が破壊され、その後に行われる低音圧送信により血管内を環流する造影剤気泡が画像化される。

【0047】

また、低音圧送信が開始されると、輝度に関する最大値保持演算（以下、「輝度値保持演算」とする）が開始され、微細な血管分岐に造影剤気泡が流入する様子が輝度値保持画像としてモニタ 14 に表示される。

【0048】

なお、輝度値保持演算とは、複数のフレーム画像（図 5）において、空間的に対応する画素の中から最大輝度値 $P_{max}(x, y)$ を選択し、1 つの画像、すなわち輝度値保持

10

20

30

40

50

画像（図 6）を生成する演算である。

【 0 0 4 9 】

ところで、従来技術の欄でも述べたが、低音圧送信により生成された図 5 に示すようなフレーム画像をそのまま使用して輝度値保持演算を実行すると、図 6 に示すように輝度値保持画像の平均輝度が上がり過ぎるという問題がある。

【 0 0 5 0 】

そこで、本実施形態では、輝度値保持画像を生成するにあたり、各フレーム画像をゲイン補正して、各フレーム画像の平均輝度を事前に低下させる。これにより、輝度値保持画像の平均輝度は、図 7 に示すように診断に適した輝度となる。

【 0 0 5 1 】

ゲイン補正では、内部記憶装置 2 9 に記憶させておいたゲイン補正テーブルが使用される。このゲイン補正テーブルは、輝度値保持演算の実行時間とゲイン補正值とを 1 対 1 に対応させる曲線であり、輝度値保持演算の実行時間を設定することで、それに対応したゲイン補正值が決定するようになっている。

【 0 0 5 2 】

すなわち、スイッチ 1 3 b の操作により輝度値保持演算の実行時間、すなわち低音圧期間 T L が設定されると、ゲイン補正テーブルから低音圧期間 T L に対応するゲイン補正值が指定され、このゲイン補正值に応じて各フレーム画像のゲイン補正が実行される。

【 0 0 5 3 】

（ゲイン補正機能）

次に、図 8 を参照しながら、超音波診断装置 1 0 が実行するゲイン補正処理について説明する。図 8 は同実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 5 4 】

まず、操作者によるスイッチ 1 3 a、1 3 b の操作により、高音圧期間 T H が 0 . 5 秒に、低音圧期間 T L が 2 秒にそれぞれ設定される（ステップ S 0）。当該設定後、内部記憶装置 2 9 に記憶されているゲイン補正テーブルから、低音圧期間 T L に応じたゲイン補正值 G m が指定される（ステップ S 1）。当該ゲイン補正值指定後、操作者による開始スイッチ 1 3 c からの指示により、前述のスキャンシーケンスが開始される（ステップ S 2）。

【 0 0 5 5 】

このスキャンシーケンスでは、まずスキャン条件が高音圧送信に切り替わる（ステップ S 3）。そして、高音圧送信が 0 . 5 秒間実行されたら（ステップ S 4）、スキャン条件が低音圧送信に切り替わり（ステップ S 5）、これと同時に、それ以前の輝度値保持演算に関する情報がリセットされる（ステップ S 6）。

【 0 0 5 6 】

そして、各フレーム画像がゲイン補正值 G m に応じてゲイン補正され（ステップ S 7）、その後、低音圧送信と新たな輝度値保持演算が開始される（ステップ S 8）。そして、低音圧送信が 2 秒間実行されたら（ステップ S 9）、輝度値保持演算が停止され（ステップ S 1 0）、これと同時にスキャンシーケンスが自動的に終了する（ステップ S 1 1）。すなわち、輝度値保持演算は、低音圧送信が終了するまで実施される。

【 0 0 5 7 】

なお、ステップ S 6 ~ S 1 0 の過程において、低音圧送信により得られ、且つ輝度値保持演算が実行された輝度値保持画像は、再環流画像としてリアルタイムでモニタ 1 4 に動画的に表示される。

【 0 0 5 8 】

（表示画像の遷移）

高音圧送信が開始されると、その機械的作用により血管内の造影剤気泡は破壊される。これにより、モニタ 1 4 から組織像が消失し、画像全体が真っ暗になる。そして、低音圧送信が開始されると、血管内に造影剤気泡が再環流し、その様子が輝度値保持画像として

10

20

30

40

50

モニタ 14 に表示される。

【 0 0 5 9 】

低音圧送信の開始直後、輝度値保持画像の平均輝度は、診断に最適な輝度よりもかなり低くなっている。これは、輝度値保持画像の平均輝度が上がり過ぎないように、事前にゲイン補正がなされているためである。

【 0 0 6 0 】

しかしながら、この輝度値保持画像の平均輝度は、輝度値保持演算の実行回数が増えるにつれて徐々に上昇し、低音圧送信が開始されてから 2 秒経過したときに診断に最適な輝度となる。

【 0 0 6 1 】

10

(本実施形態による作用)

本実施形態によれば、輝度値保持画像における画像全体の平均輝度が診断に最適な輝度となるように、低音圧送信により生成された各フレーム画像を事前にゲイン補正している。そのため、これらのフレーム画像を使用して輝度値保持演算を行っても、輝度値保持画像全体の平均輝度が上がり過ぎることがなく、微細血管が鮮明に表示される良好な診断画像が生成される。

【 0 0 6 2 】

(第 2 実施形態)

次に、図 9 を用いて本発明の第 2 実施形態を説明する。図 9 は本発明の第 2 実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

20

【 0 0 6 3 】

本実施形態では、まず操作者によるスイッチ 13 a、13 b からの指示により、高音圧期間 TH が 0.5 秒に、低音圧期間 TL が 2 秒にそれぞれ設定される (ステップ S 2 0) 。

【 0 0 6 4 】

当該設定後、内部記憶装置 29 に記憶されているゲイン補正テーブルから、低音圧期間 TL に対応するゲイン補正值 Gm が指定される (ステップ S 2 1)。当該ゲイン補正值指定後、操作者による開始スイッチ 13 c の操作により、本スキャンシーケンスが開始される (ステップ S 2 2)。

【 0 0 6 5 】

30

本スキャンシーケンスでは、まずスキャン条件が高音圧送信に切り替わる (ステップ S 2 3)。そして、高音圧送信が 0.5 秒実行されたら (ステップ S 2 4)、スキャン条件が低音圧送信に切り替わり (ステップ S 2 5)、これと同時に輝度値保持演算に関する情報がリセットされる (ステップ S 2 6)。

【 0 0 6 6 】

そして、各フレーム画像がゲイン補正值 Gm に応じてゲイン補正され (ステップ S 2 7)、その後、低音圧送信と新たな輝度値保持演算が開始される (ステップ S 2 8)。そして、操作者による停止スイッチ 13 d の操作により輝度値保持演算が停止し (ステップ S 2 9)、これと同時にスキャンシーケンスが終了する (ステップ S 3 0)。すなわち、輝度値保持演算は、低音圧送信が終了するまで実施される。

40

【 0 0 6 7 】

なお、ステップ S 2 6 ~ S 2 9 の過程において、低音圧送信により得られ、且つ輝度値保持演算が実行された輝度値保持画像が、再環流画像としてリアルタイムでモニタ 14 に動画的に表示される。

【 0 0 6 8 】

すなわち、本実施形態に係るゲイン補正方法において、低音圧期間 TL は、ゲイン補正值 Gm を指定するためのみに用いられ、低音圧送信は操作者が停止スイッチ 13 d を操作することで終了する。

【 0 0 6 9 】

(本実施形態による作用)

50

本実施形態によれば、操作者が停止スイッチ 13 d を押すことで、低音圧送信が終了するようになっている。すなわち、低音圧期間 T L が終了したときに、超音波診断装置 10 が自動的に低音圧送信を停止することができない。

【0070】

そのため、当初予定していた低音圧期間 T L が終了した時点で、輝度値保持画像に十分な血管構造が現れていない場合、操作者の判断により低音圧送信の停止を遅らせることができる。逆に、当初予定していた低音圧期間 T L が終了する前に、輝度値保持画像に十分な血管構造が現れた場合、操作者の判断により低音圧送信の停止を早めることもできる。従って、操作者にとって最適な輝度値保持画像を取得することができる。

【0071】

10

(第3実施形態)

次に、図 10 を用いて本発明の第3実施形態を説明する。図 10 は本発明の第3実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

【0072】

本実施形態では、まず操作者によるスイッチ 13 a からの指示により、高音圧期間 T H が 0.5 秒に設定される(ステップ S 40)。当該設定後、操作者による開始スイッチ 13 c の操作により、本スキャンシーケンスが開始される(ステップ S 41)。

【0073】

本スキャンシーケンスでは、まずスキャン条件が高音圧送信に切り替わる(ステップ S 42)。そして、高音圧送信が 0.5 秒実行されたら(ステップ S 43)、スキャン条件が低音圧送信に切り替わり(ステップ S 44)、これと同時に輝度値保持演算に関する情報がリセットされる(ステップ S 45)。

20

【0074】

そして、低音圧送信と新たな輝度値保持演算が開始され(ステップ S 46)、操作者による停止スイッチ 13 d の操作により輝度値保持演算が停止され(ステップ S 47)、これと同時にスキャンシーケンス(低音圧送信)が終了する(ステップ S 48)。すなわち、輝度値保持演算は、低音圧送信の終了と同時に停止する。

【0075】

そして、スキャンシーケンスの終了と同時に、低音圧送信が実行されていた低音圧期間 T L が算出され、内部記憶装置 29 に記憶されているゲイン補正テーブルから、この低音圧期間 T L に応じたゲイン補正值 G m が指定される(ステップ S 49)。そして、輝度値保持画像がゲイン補正值 G m に応じてゲイン補正され(ステップ S 50)、ゲイン補正された輝度値保持画像が静止画的にモニタ 14 に表示される。

30

【0076】

従って、本実施形態において、輝度値保持画像の平均輝度は、低音圧送信が開始されてから 2 秒経過したときに最大輝度となり、その後のゲイン補正により診断に最適な輝度となる。

【0077】

すなわち、本実施形態に係るゲイン補正方法における低音圧期間 T L は、スキャン開始前に設定されるものではなく、スキャン開始後に操作者の経験と感覚により決定される。

40

【0078】

(本実施形態による作用)

本実施形態によれば、操作者が停止スイッチ 13 d を押すことで、低音圧送信が終了し、その時点までの低音圧送信の実行時間である低音圧期間 T L が算出されるようになっている。すなわち、事前に低音圧期間 T L を入力しておく必要がない。そのため、作業者の作業負担を軽減することができる。

【0079】

(第4実施形態)

次に、図 11 ~ 図 14 を用いて本発明の第4実施形態を説明する。図 11 は本発明の第

50

4 実施形態に係るスキャンシーケンスを説明するための図、図 1 2 は同実施形態に係るホワイトノイズだけを表示させた状態で輝度値保持演算を実行した場合における輝度値保持画像の平均輝度の時間変化を示すグラフ、図 1 3 は同実施形態に係るゲイン補正テーブルを示すグラフである。

【 0 0 8 0 】

本実施形態は、組織からのエコー信号が輝度値保持画像にあまり影響しない場合、すなわち輝度値保持画像からホワイトノイズの影響のみを取り除くだけで、微細血管が鮮明に表示される輝度値保持画像が得られるような場合に有効な手法である。

【 0 0 8 1 】

(スキャンシーケンス)

本実施形態に係るスキャンシーケンスは、図 1 1 に示すように、前記スキャンシーケンスにおける低音圧送信の直前に無送信期間 T N を組み込んだものである。この無送信期間 T N は、超音波プローブ 1 2 による受信のみが実施され、これにより音波診断装置 1 0 に固有のホワイトノイズ等が測定される。

【 0 0 8 2 】

ホワイトノイズは、各フレーム画像上においてランダムに発生するため、輝度値保持演算を実施すると、図 1 2 に示すように輝度値保持画像の平均輝度が時間の経過に伴って徐々に上昇する。そのため、ゲイン補正テーブルとして、図 1 3 に示すようにゲイン補正值が時間の経過に伴って負に向かって大きくなる曲線を用いて、ホワイトノイズにより生じる輝度値保持画像の平均輝度の上昇を相殺する。

【 0 0 8 3 】

ところで、ホワイトノイズにより生じる輝度値保持画像の平均輝度の変化は、輝度値保持演算開始時におけるノイズレベルにより割合が異なる。そこで、輝度値保持演算開始時におけるホワイトノイズのレベルと、輝度値保持演算開始時から所定時間後における輝度値保持画像の平均輝度との関係を示す複数のゲイン補正テーブルを事前に内部記憶装置 2 9 に記憶させておき、輝度値保持演算開始時におけるホワイトノイズのレベルに応じた最適なゲイン補正テーブルを参照する。

【 0 0 8 4 】

(ゲイン補正機能)

次に、図 1 4 を参照しながら、超音波診断装置 1 0 が実行するゲイン補正処理について説明する。図 1 4 は同実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 8 5 】

まず操作者によるスイッチ 1 3 a、1 3 b からの指示により、高音圧期間 T H が 0 . 5 秒に、低音圧期間 T L が 2 秒にそれぞれ設定される (ステップ S 6 0)。当該設定後、操作者による開始スイッチ 1 3 c の操作により、本スキャンシーケンスが開始される (ステップ S 6 1)。

【 0 0 8 6 】

本スキャンシーケンスでは、まずスキャン条件が高音圧送信に切り替わる (ステップ S 6 2)。そして、高音圧送信が 0 . 5 秒間実行されたら (ステップ S 6 3)、無送信期間 T N だけ超音波送信が停止され、無送信状態で受信のみが行われる (ステップ S 6 4)。

【 0 0 8 7 】

当該受信後、得られたエコー信号に基づいてノイズレベルが算出され、内部記憶装置 2 9 に記憶されている複数のゲイン補正テーブルの中から、ノイズレベルに最適なゲイン補正テーブルが選定される。そして、選定されたゲイン補正テーブルから、低音圧期間 T L に応じたゲイン補正值 G m が指定される (ステップ S 6 5)。

【 0 0 8 8 】

当該ゲイン補正值指定後、スキャン条件が低音圧送信に切り替わり (ステップ S 6 6)、これと同時に、それ以前の輝度値保持演算に関する情報がリセットされる (ステップ S 6 7)。そして、各フレーム画像がゲイン補正值 G m に応じてゲイン補正され (ステップ

10

20

30

40

50

S 6 8)、その後、低音圧送信と新たな輝度値保持演算が開始される(ステップS 6 9)。

【0089】

そして、低音圧送信と輝度値保持演算が2秒実行されたら(ステップS 7 0)、輝度値保持演算が停止され(ステップS 7 1)、これと同時にスキャンシーケンスが自動的に終了する(ステップS 7 2)。

【0090】

すなわち、本実施形態では、超音波送信が停止した無送信状態でのエコー信号からホワイトノイズ等の装置固有のノイズレベルを測定し、ホワイトノイズのレベルに応じたゲイン補正テーブルを選定する。そして、選定されたゲイン補正テーブルから、低音圧期間T_Lに応じたゲイン補正值G_mを指定する。

【0091】

(本実施形態による作用)

本実施形態によれば、低音圧送信を実行する前に、無送信で受信のみを実施して装置固有のホワイトノイズのレベルを測定し、ホワイトノイズのレベルに応じたゲイン補正テーブルを参照するようにしている。

【0092】

そのため、送信条件によりホワイトノイズのレベルが変化しても、ホワイトノイズにより生じる輝度値保持画像の平均輝度の変化が正確に予測されるから、送信条件の影響を受けることなく、微細血管が鮮明に表示される診断画像を得ることが出来る。

【0093】

なお、本実施形態では、第1実施形態に係るゲイン補正処理の流れに、ホワイトノイズのレベル測定を組み込んでいるが、これに限定されるものではなく、例えば第2～第3実施形態に組み込んで良い。

【0094】

本発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図2】同実施形態に係る画像生成回路の構成図。

【図3】同実施形態に係るスキャンシーケンスを説明するための図。

【図4】同実施形態に係る入力装置の概略図。

【図5】同実施形態に係るフレーム画像の概略図。

【図6】同実施形態に係るゲイン補正前における輝度値保持画像の概略図。

【図7】同実施形態に係るゲイン補正後における輝度値保持画像の概略図。

【図8】同実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャート。

【図9】本発明の第2実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャート。

【図10】本発明の第3実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフローチャート。

【図11】本発明の第4実施形態に係るスキャンシーケンスを説明するための図。

【図12】同実施形態に係るホワイトノイズだけを表示させた状態で輝度値保持演算を実行した場合における輝度値保持画像の平均輝度の時間変化を示すグラフ。

【図13】同実施形態に係るゲイン補正テーブルを示すグラフ。

【図14】同実施形態に係る画像生成・表示方法におけるゲイン補正処理の流れを示すフ

10

20

30

40

50

ローチャート。

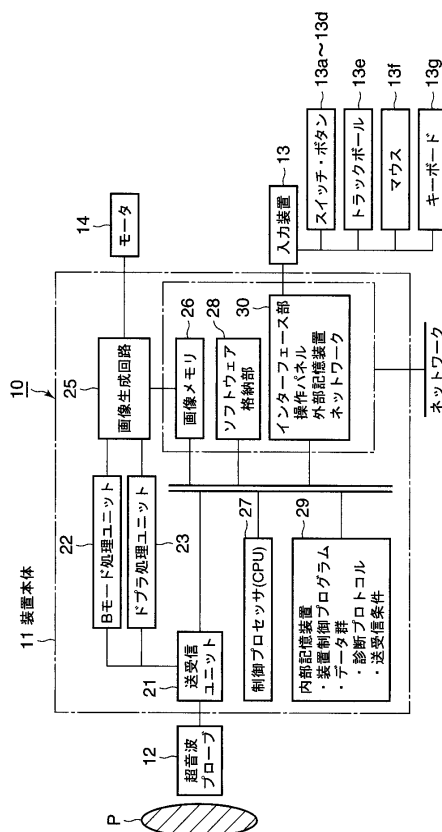
【符号の説明】

【0096】

10...超音波診断装置、14...モニタ(画像表示手段)、21...送受信ユニット(送受信手段)、25...画像生成回路(画像生成手段)、25c...画像処理回路(画像処理手段、ゲイン補正手段)、29...内部記憶装置(ゲイン補正量生成手段)、Gm...ゲイン補正量、P...被検体。

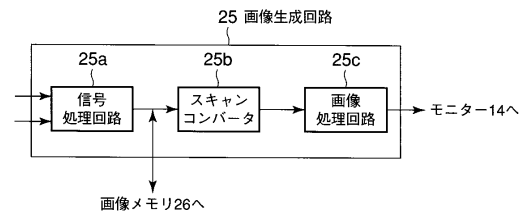
【図1】

図1



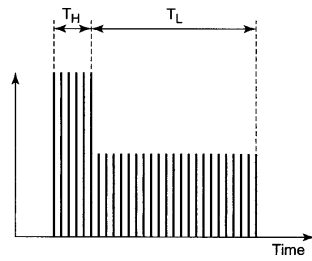
【図2】

図2



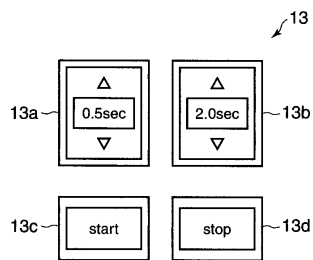
【図 3】

図 3



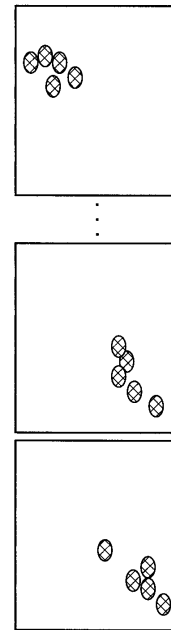
【図 4】

図 4



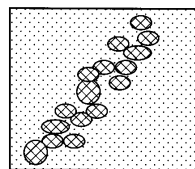
【図 5】

図 5



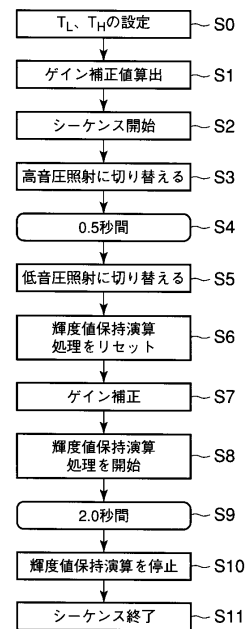
【図 6】

図 6



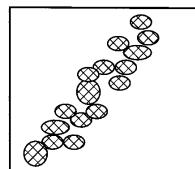
【図 8】

図 8



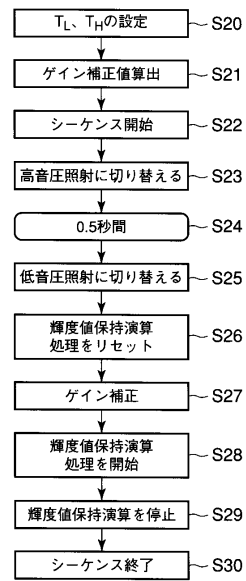
【図 7】

図 7



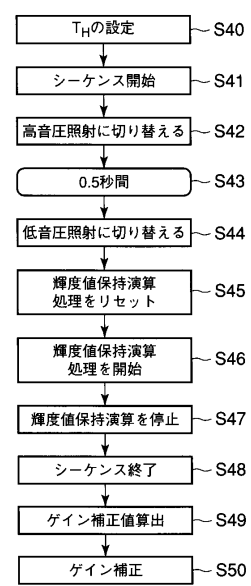
【図 9】

図 9



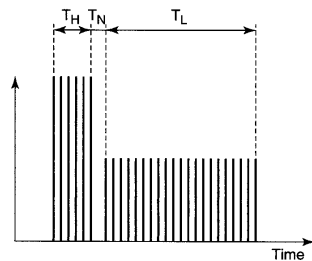
【図 10】

図 10



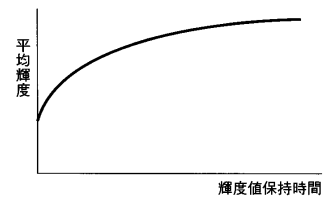
【図 11】

図 11



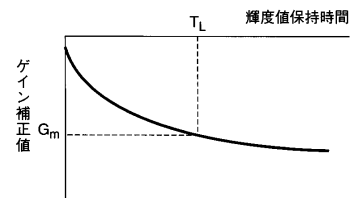
【図 12】

図 12



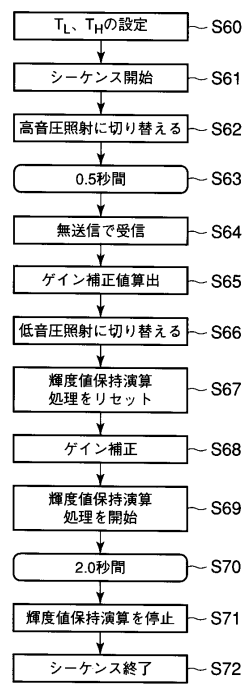
【図 13】

図 13



【図 14】

図 14



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 鷲見 篤司

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 潟口 宗基

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 吉田 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開平 0 8 - 0 5 2 1 4 0 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 6 9 3 4 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	JP4738061B2	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2005157326	申请日	2005-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	鷲見篤司 瀧口宗基 今村智久 吉田哲也		
发明人	鷲見 篤司 瀧口 宗基 今村 智久 吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB12 4C601/JB36 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2006326178A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过利用关于亮度的最大值保持算法校正出现的整个图像的平均亮度的提高，提供呈现高质量亮度值保持图像的超声波诊断装置。ŽSOLUTION：通过使用基于来自P的回波信号生成的多个B模式图像执行关于亮度的最大值保持算法来生成亮度值保持图像的超声波诊断装置10具有：内部存储装置29存储增益校正表，用于根据执行最大值保持算术的时间指定增益校正值；图像处理电路25c，用于根据增益校正表指定的增益校正值校正增益。Ž

図 1

