

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5348920号
(P5348920)

(45) 発行日 平成25年11月20日(2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 24 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-88623 (P2008-88623)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成20年3月28日(2008.3.28)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2008-264530 (P2008-264530A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成20年11月6日(2008.11.6)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成23年1月27日(2011.1.27)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2007-85917 (P2007-85917)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(32) 優先日	平成19年3月28日(2007.3.28)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
前置審査			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、
フラッシュ送信のタイミングを基準として開始時刻を設定する設定ユニットと、
前記設定された開始時刻を少なくとも用いて定義される時間範囲に対応する前記複数の
第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと

、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数
フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニッ
トと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項2】

前記決定ユニットは、前記複数の第1の画像データから取得されるノイズレベルに対応
する輝度に基づいて下限値を決定し、

前記ダイナミックレンジは、前記代表輝度値と前記下限値とを用いて定義されるもので
あること、

を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記決定ユニットは、

前記被検体に注入された造影剤に起因するエコー信号に対応する輝度に基づいて前記代

表輝度値を決定すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記決定ユニットは、

前記複数の第 1 の画像データを用いて階調に関するヒストグラムを生成し、

前記ヒストグラムを用いて、前記代表輝度値及び前記下限値のうちの少なくとも一方を決定すること、

を特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数フレームのうちの少なくとも一つは、超音波受信のみが実行されたフレームであり、

前記決定ユニットは、前記超音波受信のみが実行されたフレームに対応する前記第 1 の画像データに含まれるホワイトノイズに対応する輝度に基づいて前記下限値を決定すること、

を特徴とする請求項 2 乃至 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記設定ユニットは、前記第 1 の画像データの表示をフリーズさせるフリーズ指示の操作タイミングに基づいて、終了時刻を設定し、

前記決定ユニットは、

前記設定された開始時刻と終了時刻とにより定義される時間範囲に対応する前記複数の第 1 の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも 1 つ決定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する取得ユニットと、

前記複数の第 1 の画像データの最大の輝度に基づいて、前記複数の第 1 の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも 1 つ決定する決定ユニットと、

前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも一つに対応する第 2 の画像データを生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 8】

複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する取得ユニットと、

前記複数の第 1 の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも 1 つ決定する決定ユニットと、

前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジに含まれる前記複数の第 1 の画像データの輝度値の平均値が、所定の値と同じ又は前記所定の値を基準とする範囲に含まれるように、前記決定された前記代表輝度値を調整する調整ユニットと、

前記調整された代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも一つに対応する第 2 の画像データを生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 9】

前記決定ユニットは、前記複数の第 1 の画像データから取得されるノイズレベルに対応する輝度に基づいて下限値を決定し、

前記ダイナミックレンジは、前記代表輝度値と前記下限値とを用いて定義されるものであること、

を特徴とする請求項 7 又は 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記決定ユニットは、

前記被検体に注入された造影剤に起因するエコー信号に対応する輝度に基づいて前記代

表輝度値を決定すること、

を特徴とする請求項 7 乃至 9 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記決定ユニットは、

前記複数の第 1 の画像データを用いて階調に関するヒストグラムを生成し、

前記ヒストグラムを用いて、前記代表輝度値及び前記下限値のうちの少なくとも一方を決定すること、

を特徴とする請求項 9 又は 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記複数フレームのうちの少なくとも一つは、超音波受信のみが実行されたフレームであり、

前記決定ユニットは、前記超音波受信のみが実行されたフレームに対応する前記第 1 の画像データに含まれるホワイトノイズに対応する輝度に基づいて前記下限値を決定すること、

を特徴とする請求項 9 乃至 11 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記複数の第 1 の画像データについて開始時刻および終了時刻の少なくとも一方を設定する設定ユニットをさらに具備し、

前記決定ユニットは、前記設定された開始時刻および終了時刻の少なくとも一方に基づいて、前記代表輝度値の決定対象とする前記第 1 の画像データの時間範囲を設定すること

、

を特徴とする請求項 7 乃至 12 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記設定ユニットは、前記第 1 の画像データの表示をフリーズさせるフリーズ指示の操作タイミングに基づいて、前記終了時刻を設定すること、

を特徴とする請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記設定ユニットは、被検体への造影剤注入タイミングを基準として、前記開始時刻を設定すること、

を特徴とする請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記画像生成ユニットは、前記第 1 の画像データの表示をフリーズさせるフリーズ指示にตอบสนองして、前記複数フレームのうちの少なくとも一つに対応する前記第 2 の画像データを生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 15 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記画像生成ユニットは、前記ダイナミックレンジを用いて複数の前記第 2 の画像データを生成し、

前記複数の第 2 の画像データをループ再生する再生ユニットをさらに具備すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 16 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する取得ユニットと、
フラッシュ送信のタイミングを基準として開始時刻を設定する設定ユニットと、
前記設定された開始時刻を少なくとも用いて定義される時間範囲に対応する前記複数の第 1 の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも 1 つ決定する決定ユニットと

、

前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも一つに対応する第 2 の画像データを生成する画像生成ユニットと、

を具備する超音波画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 19】

複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、
前記複数の第1の画像データの最大の輝度に基づいて、前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、
を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 20】

複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、
前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジに含まれる前記複数の第1の画像データの輝度値の平均値が、所定の値と同じ又は前記所定の値を基準とする範囲に含まれるように、前記決定された前記代表輝度値を調整する調整ユニットと、
前記調整された代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、
を具備する超音波画像処理装置。

10

【請求項 21】

コンピューターに、
複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得機能と、
フラッシュ送信のタイミングを基準として開始時刻を設定する設定機能と、
前記設定された開始時刻を少なくとも用いて定義される時間範囲に対応する前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定機能と、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する生成機能と、
を実現させる超音波画像処理プログラム。

20

【請求項 22】

コンピューターに、
複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得機能と、
前記複数の第1の画像データの最大の輝度に基づいて、前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定機能と、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する生成機能と、
を実現させる超音波画像処理プログラム。

30

【請求項 23】

複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得機能と、
前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定機能と、
前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジに含まれる前記複数の第1の画像データの輝度値の平均値が、所定の値と同じ又は前記所定の値を基準とする範囲に含まれるように、前記決定された前記代表輝度値を調整する調整機能と、
前記調整された代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する生成機能と、
を実現させる超音波画像処理プログラム。

40

【請求項 24】

複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、
前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決

50

定ユニットと、

前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームに対応する複数の第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、

前記複数の第2の画像データをループ再生する再生ユニットと、

を具備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】

【0001】

本発明は、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、事前に予測することが困難な、GAINおよびダイナミックレンジの設定を、視認性が良くなるように自動的に調整することが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理方法等に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。係る特性から、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

【0003】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、造影エコー法が行われるようになってきている。この手法は、例えば、心臓および肝臓などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものである。超音波診断装置メーカーでは、造影剤からの反射信号を感度良く映像化するために、送受信方法に工夫を凝らし、バブルからの非線形な信号成分を感度良く受信することが可能となってきている。

20

【0004】

ところで、超音波診断装置では、画像診断を行う場合に調節しなければならないパラメータが非常に多いため、その操作は煩雑であると言える。この問題に関して、各メーカーは、ユーザサポート機能を開発しており、種々のゲイン、S T C (Sensitivity Time Control) の自動調節機能等を装置に搭載することで対処している。

30

【0005】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特表2004-500915号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いて造影エコー法による撮影を行う場合、依然として例えば次の様な問題がある。

【0007】

すなわち、造影剤を投与したときの、信号輝度レベルは、実際に投与してみないと分からないことが多い。患者や周波数等のパラメータやプローブの当て方により、同じ肝臓を見る場合でも輝度が異なる。つまり、造影剤投与前に適当に設定したダイナミックレンジでは、広すぎてしまったり、逆に狭すぎて輝度が飽和してしまったりする危険性がある。

40

【0008】

また、造影剤エコー法では、造影剤の流入に従って（時間経過に従って）画像が暗明暗と変化するという特徴がある。例えば、肝臓の血流状態を造影剤で観察するとき、最初に動脈が勢い良く染まり、その後、少し時間をおいて、門脈が染まるといったように、輝度が単調増加といったような簡単な変化でなく、複雑な時間変化を示す。従って、造影剤投与後でも、あるタイミングに調節したダイナミックレンジが、他のタイミングでは不適切な設定となってしまう場合がある。また、ユーザが血管を流れる血流を見たいのか、

50

パフォーマンスを見たいのかという目的によっても、ダイナミックレンジの調整法は異なってくる。

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波イメージングにおいて、事前に予測することが困難なダイナミックレンジを最適な設定に自動調整することが可能な超音波診断装置又は超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0011】

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、フラッシュ送信のタイミングを基準として開始時刻を設定する設定ユニットと、前記設定された開始時刻を少なくとも用いて定義される時間範囲に対応する前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと、前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、を具備する。

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、前記複数の第1の画像データの最大の輝度に基づいて、前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと、前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、を具備する。

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数フレームに対応する複数の第1の画像データを取得する取得ユニットと、前記複数の第1の画像データの輝度を代表する代表輝度値を少なくとも1つ決定する決定ユニットと、前記代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジに含まれる前記複数の第1の画像データの輝度値の平均値が、所定の値と同じ又は前記所定の値を基準とする範囲に含まれるように、前記決定された前記代表輝度値を調整する調整ユニットと、前記調整された代表輝度値を少なくとも用いて定義されるダイナミックレンジを用いて、前記複数フレームのうちの少なくとも1つに対応する第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、を具備する。

【発明の効果】

【0014】

以上本発明によれば、超音波イメージングにおいて、事前に予測することが困難なダイナミックレンジを最適な設定に自動調整することが可能な超音波診断装置又は超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

【0016】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、送受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23、画像生成ユニット24、制御プロセッサ(CPU)25、記憶ユニット26、画像メモリ27、ソフトウェア格納ユニット28、インターフェースユニット29を具備している。

【0017】

超音波プローブ12は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振

10

20

30

40

50

動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ 1 2 の先端に装備される。

【 0 0 1 8 】

なお、本超音波プローブ 1 2 は、被検体の 3 次元領域を超音波走査可能なものであってもよい。係る場合、超音波プローブ 1 2 は、振動子をその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、3 次元領域を超音波走査する構成、又は二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により 3 次元領域を超音波走査する構成等を有する。前者の構成を採用する場合、被検体の 3 次元的走査は前記揺動回路によって行われるため、検査者はプローブ本体を被検体に接触させるだけで、自動的に複数の二次元断層像を取得することができる。制御された揺動速度から断面間の正確な距離も検知できる。また、後者の構成を採用する場合には、原理的には、従来 of 二次元断層像を取得するのと同じ時間で、3 次元領域を超音波走査することができる。

10

【 0 0 1 9 】

入力装置 1 3 は、各種指示・命令・情報を入力するためのスイッチ、ボタン、マウス、キーボード、トラックボールを有している。

【 0 0 2 0 】

なお、入力装置 1 3 は、図 2 に示すように、後述するダイナミックレンジ自動調整機能の動作モードを ON / OFF 指示するための ON / OFF ボタン 1 3 0、当該ダイナミックレンジ自動調整機能を適用する対象期間を指定するためのスタート / ストップボタン 1 3 1 を有している。

【 0 0 2 1 】

モニター 1 4 は、画像生成ユニット 2 4 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報 (B モード画像)、血流情報 (平均速度画像、分散画像、パワー画像等)、後述するダイナミックレンジ調整機能により最適化されたダイナミックレンジに従う超音波画像等を所定の形態で表示する。

20

【 0 0 2 2 】

送受信ユニット 2 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルス回路等を有している。パルス回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期 ; $1 / f_r$ 秒) 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される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。この遅延情報を変化させることで、プローブ振動子面からの送信方向を任意に調整することが可能となる。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、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

30

【 0 0 2 3 】

なお、送受信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 5 の指示に従って、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 4 】

また、送受信ユニット 2 1 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

40

【 0 0 2 5 】

B モード処理ユニット 2 2 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、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。

【 0 0 2 6 】

ドブラ処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー信号から速度情

50

報を周波数解析し、ドブ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。

【 0 0 2 7 】

画像生成ユニット 24 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなど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。なお、当該画像生成ユニット 23 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【 0 0 2 8 】

制御プロセッサ 25 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置全体の動作を制御する。制御プロセッサ 25 は、記憶ユニット 26 からダイナミックレンジの自動調整機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンス、画像生成・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ユニット 28 上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 2 9 】

記憶ユニット 26 は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット 26 は、種々のスキャンシーケンス、後述するダイナミックレンジの自動調整機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。また、記憶ユニット 26 は、必要に応じて、画像メモリ 27 中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 26 内のデータは、インターフェースユニット 29 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【 0 0 3 0 】

画像メモリ 27 は、画像生成ユニット 24 において生成された画像データを記憶する。この画像メモリ 27 に記憶される画像データは、モニター 14 に表示される画像データに比して 2 倍程度のダイナミックレンジを有する。当該画像メモリ 27 に記憶された画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能となる。また、画像メモリ 27 は、超音波送受信ユニット 21 直後の出力信号（radio frequency (RF) 信号と呼ばれる）、送受信ユニット 21 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【 0 0 3 1 】

インターフェースユニット 29 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）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、インターフェースユニット 29 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。

【 0 0 3 2 】

（ダイナミックレンジの自動調整機能）

次に、本超音波診断装置 10 が有するダイナミックレンジの自動調整機能について説明する。この機能は、例えば造影剤エコー法の様に画像の輝度が経時的に変動する場合等において、ダイナミックレンジを自動調整するものである。

【 0 0 3 3 】

なお、本実施形態では、本ダイナミックレンジの自動調整機能が超音波診断装置 10 によって実現される場合例として説明する。しかしながら、これに拘泥されず、例えば当該ダイナミックレンジの自動調整機能を実現するプログラムがインストールされたワークステーション等の超音波画像処理装置によって実現するようにしてもよい。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、本ダイナミックレンジの自動調整機能に従う処理（ダイナミックレンジの自動調整処理）の流れを示したフローチャートである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

同図において、まず、制御プロセッサ 2 5 は、造影剤が注入された被検体を超音波によって走査し、第 1 のダイナミックレンジを用いて複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する (ステップ S a)。

【 0 0 3 6 】

ここで、第 1 のダイナミックレンジとは、初期設定、マニュアル設定等によって、本ダイナミックレンジの自動調整処理の前段において設定されるものである。また、本ステップにおけるスキャンシーケンスには、造影剤エコー法に準ずるものであれば、特に限定はない。

【 0 0 3 7 】

次に、入力装置 1 3 を介して本自動調整処理の開始指示を受けると、制御プロセッサ 2 5 は、ステップ S 1 において取得された複数フレームに対応する第 1 の画像データを用いて、輝度に関するヒストグラムを生成する (ステップ S b)。

【 0 0 3 8 】

図 4 は、ステップ S 2 において生成されるヒストグラムの一例を示している。なお、同図においては、第 1 のダイナミックレンジの上限が V_{U1} で、下限が V_{L1} でそれぞれ示されている。

【 0 0 3 9 】

次に、画像生成ユニット 2 4 は、生成された輝度に関するヒストグラムを用いて、第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} 及び下限 V_{L2} を決定する (ステップ S c)。すなわち、画像生成ユニット 2 4 は、ステップ S 2 において生成されたヒストグラムにおいて、所定の閾値 V_{TH} を超える輝度のうちの最大値を、第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} として決定する。また、画像生成ユニット 2 4 は、ヒストグラムにおいて、ホワイトノイズレベルに対応する輝度を、第 2 のダイナミックレンジの下限 V_{L2} として決定する。なお、図 5 に、ヒストグラムに設定された第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} 、下限 V_{L2} をそれぞれ示した。

【 0 0 4 0 】

なお、第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} の決定手法は、上記例に拘泥されない。例えば、下限 V_{L2} から所定の最大値までの範囲の所定の割合 (例えば 10%) だけ、所定の最大値から下方に低い値を、第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} として決定するようにしてもよい。また、上記ステップ S b において、輝度値に関するヒストグラムを各画像毎に作成し、ステップ S c において、各フレーム毎の最大輝度値を計算し、これを用いて全体の最大値を計算するようにしてもよい。さらに、対象期間 T に含まれる複数の画像のうち、最大輝度値を有する画像を選択し、当該画像を用いて第 2 のダイナミックレンジの上限 V_{U2} を決定するようにしてもよい。

【 0 0 4 1 】

第 2 のダイナミックレンジの下限 V_{L2} の決定をより好適にするために、ステップ S 1 において取得する画像データに対応する複数フレームのうちの少なくとも一つは、空打ち後の超音波受信が実行された (超音波送信を行わず超音波受信のみが実行された) フレームとすることが好ましい。特に、造影剤投与直後に対応するフレーム、造影剤投与後の所定期間経過後 (例えば、造影剤投与開始ボタン操作後 10 秒後) に対応するフレーム、高音圧送信直後のフレーム等とすることがさらに好ましい。これにより、ステップ S 2 において生成されるヒストグラムに、ホワイトノイズレベルに対応する輝度を正確に含めることができる。

【 0 0 4 2 】

次に、画像生成ユニット 2 4 は、ステップ S 1 において生成された第 1 の画像データのうち、第 2 のダイナミックレンジに属する輝度を有する信号を用いて、同じ複数フレームに対応する複数の第 2 の画像データを取得する (ステップ S d)。

【 0 0 4 3 】

以上述べたように、本ダイナミックレンジの自動調整処理により、通常的手法によって

10

20

30

40

50

設定された第1のダイナミックレンジ(図4参照)は、造影剤エコー法についてより好適な第2のダイナミックレンジ(図5参照)に自動的に調整される。従って、通常の手法によって設定された第1のダイナミックレンジが広すぎたため、表示画像が例えば図6に示すように暗くなってしまった場合であっても、本自動調整機能によりダイナミックレンジを最適化することで、例えば図7に示すように観察に好適な階調を設定することができる。

【0044】

なお、上記説明では、広すぎた第1のダイナミックレンジを、既述の自動調整機能によって、より狭い第2のダイナミックレンジに変更する場合を例に説明した。当該例に拘泥されず、例えば狭すぎた第1のダイナミックレンジを、本自動調整機能によって、より広い第2のダイナミックレンジに変更する場合についても、本自動調整機能は適用可能である。この場合においても、第1のダイナミックレンジが狭すぎたため、例えば図8に示すように信号が飽和気味となった画像を、図7に示すように観察に好適な階調を設定することができる。

10

【0045】

本ダイナミックレンジの自動調整機能は、動画像(AVIファイルやRawデータ)を対象とすることも可能である。

【0046】

図9は、各フレームにおける最大輝度(階調) X_{max} と最小輝度(階調) X_{min} (すなわち、最大輝度 X_{max} と最小輝度 X_{min} の時間変化)を示した図である。対象期間Tに属する複数のフレームに対して本自動調整機能を適用した場合には、上限を V_{U2} とし下限を V_{L2} とする第2のダイナミックレンジ内の輝度のみを対象として、対象期間T内の各フレームに対応する超音波画像が生成される。従って、図10から図14のヒストグラムに示すように、経時的に輝度が大きく変化する場合であっても、図10から図14の超音波画像に示すように、ダイナミックレンジが最適化された超音波動画像を生成・表示することができる。

20

【0047】

一般に、造影剤エコー法では、映像化対象に造影剤が流入するまでに時間が掛かる。また、例えばフラッシュ送信とモニタリング送信とを繰り返し、造影剤が映像化対象に再循環流する様子を経時的に観察する場合等もある。従って、画像診断に有益な動画像に対して本ダイナミックレンジの自動調整機能を適用する場合には、対象期間Tの開始時刻T1及び終了時刻T2を好適に決定することが重要である。

30

【0048】

そのため、本超音波診断装置10では、例えば以下の各手法によって対象期間T、開始時刻T1、終了時刻T2を決定することができる。

【0049】

[実施例1]

対象期間Tの開始時刻T1、終了時刻T2を、図2に示したスタート/ストップスイッチ131がマニュアル操作されたタイミングに基づいて決定することができる。すなわち、制御プロセッサ25は、ダイナミックレンジの自動調整モード下においてスタート/ストップスイッチ131が最初に押されたタイミングを開示時刻T1とし、二回目に押されたタイミングを終了時刻T2とする。このT1~T2によって定義される対象期間T内のフレームに対応する画像データに対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理が実行される。

40

【0050】

[実施例2]

対象期間Tの終了時刻T2を、現在撮影中の超音波画像の取り込み動作(フリーズボタン操作等)タイミングに基づいて決定することができる。すなわち、制御プロセッサ25は、ダイナミックレンジの自動調整モード下においてフリーボタンが押されると、これに連動して、フリーズ対象となったフレームに対応する時刻を終了時刻T2を決定する。こ

50

のとき、開示時刻 T_1 は、どのような手法によって設定してもよい。

【0051】

[実施例3]

対象期間 T の開始時刻 T_1 を、造影剤注入開始におけるタイマー ON 動作タイミングを基準として決定することができる。すなわち、制御プロセッサ 25 は、造影剤注入開始におけるタイマー ON と連動して、当該タイマー ON 時刻の所定期間後の時刻を開始時刻 T_1 を決定する。このとき、終了時刻 T_2 は、どのような手法によって設定してもよい。この手法は、造影剤による輝度の時間的変化を観察する場合等に好適である。

【0052】

[実施例4]

対象期間 T の開始時刻 T_1 及び終了時刻 T_2 の少なくとも一方を、フラッシュ送信タイミングを基準として決定することができる。すなわち、制御プロセッサ 25 は、例えば第 n 回目 (n は自然数) のフラッシュ送信と連動して開始時刻 T_1 を決定する。また、制御プロセッサ 25 は、例えば第 $n+1$ 回目のフラッシュ送信と連動して終了時刻 T_2 を決定する。この手法は、造影剤再循環の様子を観察する場合等に好適である。

【0053】

[実施例5]

時間的に連続する画像データに対して、開示時刻 T_1 及び終了時刻 T_2 を事後的に決定することができる。すなわち、制御プロセッサ 25 は、予め取得された時間的に連続する画像データに対して、所定の手法により設定された開示時刻 T_1 から終了時刻 T_2 までに属するフレームを切り出し、これに対して本ダイナミックレンジの自動調整処理を実行する。

【0054】

(動作)

次に、ダイナミックレンジの自動調整処理を含む典型的なスキャンシーケンスについて説明する。

【0055】

図 15 は、ダイナミックスタディ (血流の動的観察) を行う場合において、本ダイナミックレンジの自動調整機能を適用する場合の処理の流れを示したフローチャートである。同図において、まず、造影剤投与が開始されると、制御プロセッサ 25 は、これに連動して時間経過を把握するためのタイマーを ON にし (ステップ S1)、当該タイマー ON 時刻の所定期間後の時刻を開始時刻 T_1 を決定する (ステップ S2)。

【0056】

次に、制御プロセッサ 25 は、造影剤が注入された被検体を超音波によって走査し、第 1 のダイナミックレンジを用いて複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する (ステップ S3)。このとき、ユーザは、関心領域 (例えば疑腫瘍) の染影の時間変化を第 1 のダイナミックレンジによって、所定時間 (例えば、wash in を見るのであれば 60 秒程度) 観察することができる。

【0057】

次に、ユーザから所望のタイミングによるフリーズボタンの操作を受けると (ステップ S4)、制御プロセッサ 25 は、当該フリーズボタン操作と連動して、対象期間 T の終了時刻 T_2 を決定する (ステップ S5)。この終了時刻 T_2 及びステップ S2 における開始時刻 T_1 の決定により、第 2 のダイナミックレンジが定義されることになる。なお、フリーズボタンの操作後であっても、必要に応じて、被検体の臓器に残っている造影剤を観察するために、スキャンを実行するようにしてもよい。

【0058】

次に、制御プロセッサ 25 は、既述のダイナミック自動調整処理を実行して第 2 のダイナミックレンジに基づいて輝度変換を行った画像データを取得し (ステップ S6)、各画像を自動ループ再生した後、ユーザからの指定に基づいて動画データ或いは静止画データを記憶ユニット 26 に記憶する (ステップ S7)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

また、図 1 6 は、再環流の観察を行う場合において、本ダイナミックレンジの自動調整機能を適用する場合の処理の流れを示したフローチャートである。同図において、まず、造影剤投与が開始されると、制御プロセッサ 2 5 は、これに連動して時間経過を把握するためのタイマーを ON にする（ステップ S 1 1）。

【 0 0 6 0 】

次に、制御プロセッサ 2 5 は、造影剤を使って再還流の様子を見る為に、モニタリング送信（造影剤バブルを破壊しない音圧の超音波を連続的に送信し、造影剤の流入状況をモニタリングするための送信）及びフラッシュ送信（造影剤バブルを破壊可能な音圧の超音波を送信し、走査面から一時的に造影剤の流入をリセットするための送信）を含むシーケンスに従って、造影剤が注入された被検体を超音波によって走査し、第 1 のダイナミックレンジを用いて複数フレームに対応する複数の第 1 の画像データを取得する（ステップ S 1 2）。また、制御プロセッサ 2 5 は、フラッシュ送信と連動して開始時刻 T 1 を決定する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 6 1 】

次に、例えば輝度がプラトーに達した後のストップボタン 1 3 1 の操作を受けると（ステップ S 1 4）、制御プロセッサ 2 5 は、当該フリーズボタン操作と連動して、対象期間 T の終了時刻 T 2 を決定する（ステップ S 1 5）。この終了時刻 T 2 及びステップ S 1 3 における開始時刻 T 1 の決定により、第 2 のダイナミックレンジが定義されることになる。

【 0 0 6 2 】

次に、制御プロセッサ 2 5 は、既述のダイナミック自動調整処理を実行して第 2 のダイナミックレンジに基づく画像データを取得し（ステップ S 1 6）、各画像を自動ループ再生した後、ユーザからの指定に基づいて動画データ或いは静止画データを記憶ユニット 2 6 に記憶する（ステップ S 1 7）。

【 0 0 6 3 】

なお、必要に応じて、造影剤一回の投与で、図 1 5 に示すシーケンスと図 1 6 に示すシーケンスを組み合わせて実行するようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

（効果）

以上述べた構成によれば、次の効果を実現することができる。

【 0 0 6 5 】

本超音波診断装置は、複数フレームに対応する画像データの各輝度を用いて統計的処理を行い、被検体からのエコー信号に対応する輝度に基づいてダイナミックレンジの上限を自動的に決定し、また、ノイズレベルに対応する輝度に基づいて同のダイナミックレンジの下限値を自動的に決定するダイナミックレンジの自動調整機能を有する。従って、信号輝度レベルが解りづらい造影剤エコー法において、マニュアル操作等により最初に設定したダイナミックレンジが広すぎたり狭すぎたりする場合であっても、本機能を用いてダイナミックレンジを最適な設定に自動調整することができる。

【 0 0 6 6 】

また、特に造影剤エコー法では、造影剤の流入に従って画像が暗 明 暗と変化する。このように画像上の輝度分布が動的に変動する場合であっても、上記ダイナミックレンジの自動調整機能を用いることで、画像の変化に追従してダイナミックレンジを動的に調整することができる。

【 0 0 6 7 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。一般に、あるダイナミックレンジを設定した場合には、その設定したダイナミックレンジで輝度変調が発生し、画像コントラストは、ダイナミックレンジ設定前とは異なるものとなる。第 1 の実施形態では、造影剤エコー法において、既述の自動調整機能により第 2 のダイナミックレンジを設定して輝度

10

20

30

40

50

変調させ、好適なコントラストを有する画像を提供する例を示した。

【0068】

しかしながら、患者、観察部位の個体差のため、画像内の輝度値の分布にバラツキがある場合がある。また、診断目的によっては、種々のダイナミックレンジで観察することが有効である場合がある。これらの場合には、第1の実施形態に係る自動調整機能により設定されたダイナミックレンジを微調整できることが好ましい。

【0069】

そこで、本実施形態は、第2のダイナミックレンジ設定後において、コントラストが希望する値となるように微調整することができる超音波診断装置について説明する。

【0070】

図17は、本実施形態に係るダイナミックレンジの微調整機能に従う処理（ダイナミックレンジの微調整処理）の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従ってダイナミックレンジの微調整処理について説明する。なお、このダイナミックレンジの微調整処理は、例えば図15のステップS6、図16のステップS16においてダイナミックレンジが設定された後に実行される。

【0071】

まず、制御プロセッサ25は、第2のダイナミックレンジの上限 V_{U2} と下限 V_{L2} とを設定し（ステップS61）、これを用いて対象期間に含まれる全ての画像を用いて、輝度に関するヒストグラムを作成する（ステップS62）。

【0072】

次に、制御プロセッサ25は、作成されたヒストグラムの平均値（平均輝度値）を計算し（ステップS63）、得られた平均輝度値が予め設定された希望値と同じか否か（或いは、平均輝度値が希望値を規準とする所定の範囲にあるか否か）を判定する（ステップS64）。

【0073】

ステップS64において、平均輝度値が予め設定された希望値と異なる（或いは、平均輝度値が希望値を規準とする所定の範囲内でない）と判定された場合には、制御プロセッサ25は、第2のダイナミックレンジの上限 V_{U2} を変更し（ステップS65）、新たな第2のダイナミックレンジの上限 V_{U2} を用いて、ステップS61～S64の処理を繰り返す。

【0074】

一方、平均輝度値が予め設定された希望値と同じ（或いは、平均輝度値が希望値を規準とする所定の範囲内にある）と判定された場合には、現在の上限 V_{U2} を用いて第2のダイナミックレンジを決定し、ステップS7、又はステップS17の処理を実行する。なお、希望値は、装置の初期設定値（推奨値）、マニュアル操作によって設定された値等、その設定形態に限定はない。

【0075】

なお、上記ステップS62において、輝度値に関するヒストグラムを各画像毎に作成し、ステップS64において、各フレーム毎の平均輝度値を計算し、これを用いて全体の平均値を計算するようにしてもよい。また、上記ダイナミックレンジの微調整処理は、フレーム毎に行うことも可能である。さらに、上記ダイナミックレンジの微調整処理を、対象期間Tに含まれる画像のうち最大の輝度値を有する画像についてのみ実行するようにしてもよい。

【0076】

また、上記ダイナミックレンジの微調整処理においては、平均輝度値が希望値と一致等するように、上限値を変更しながら調整する場合を例とした。しかしながら、これに拘泥されず、例えば所定の計算により、平均輝度値と希望値とを一致等させる上限値を取得するようにしてもよい。

【0077】

以上述べた構成によれば、ダイナミックレンジを微調整することができ、患者、観察部

10

20

30

40

50

位の個体差等に関わらず、ユーザにとって最適なダイナミックレンジを設定することができる。また、極端に高い値を有するノイズが発生した場合であっても、安定して高画質の超音波画像を提供することができる。

【0078】

なお、本発明は上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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0079】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【0080】

(2) また、本実施形態に係るダイナミックレンジの自動調整機能を超音波画像処理装置で実現する場合には、ダイナミックレンジの下限 V_{L2} に関する情報として、当該下限 V_{L2} の値のみならず、例えば下限 V_{L2} の決定に用いられた画像データを記憶するようにし、これを用いて事後的に下限 V_{L2} を決定するようにしてもよい。また、対象期間 T 、開始時刻 $T1$ 、終了時刻 $T2$ に関する情報、上限 V_{U2} に関する情報、下限 V_{L2} に関する情報は、当該ダイナミックレンジの自動調整機能の対象となる画像の付帯情報として管理され、記憶されることが好ましい。さらに、これらの情報は、必要に応じて事後的に変更し再設定することも可能である。

20

【0081】

(3) 本ダイナミックレンジの自動調整機能は、造影剤エコー法において特に効果を発揮するものであるが、その適用は、これに拘泥されない。例えば、造影剤を用いないで超音波動画を観察する場合等においても、本自動調整機能によってダイナミックレンジを最適化することによっても、好適な超音波画像を提供することができる。

【0082】

また、上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、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0083】

以上本発明によれば、超音波イメージングにおいて、事前に予測することが困難なダイナミックレンジを最適な設定に自動調整することが可能な超音波診断装置又は超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図1】 図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

40

【図2】 図2は、ダイナミックレンジ自動調整機能のON/OFF指示を入力するための専用ボタン等を示した図である。

【図3】 図3は、ダイナミックレンジの自動調整処理の流れを示したフローチャートである。

【図4】 図4は、第1のダイナミックレンジに従う輝度に関するヒストグラムの一例を示した図である。

【図5】 図5は、本ダイナミックレンジの自動調整処理により調整される第2のダイナミックレンジを説明するための図である。

【図6】 図6は、第1のダイナミックレンジに従って取得された超音波画像の一例を示した図である。

50

【図 7】図 7 は、本ダイナミックレンジの自動調整処理により調整された第 2 のダイナミックレンジに従って取得された超音波画像の一例を示した図である。

【図 8】図 8 は、第 1 のダイナミックレンジに従って取得された超音波画像の他の例を示した図である。

【図 9】図 9 は、各フレームにおける最大輝度（階調） X_{max} と最小輝度（階調） X_{min} （すなわち、最大輝度 X_{max} と最小輝度 X_{min} の時間変化）を示した図である。

【図 10】図 10 は、輝度が時間変化する超音波動画像に対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理を適用した場合の効果の説明するための図である。

【図 11】図 11 は、輝度が時間変化する超音波動画像に対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理を適用した場合の効果の説明するための図である。

10

【図 12】図 12 は、輝度が時間変化する超音波動画像に対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理を適用した場合の効果の説明するための図である。

【図 13】図 13 は、輝度が時間変化する超音波動画像に対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理を適用した場合の効果の説明するための図である。

【図 14】図 14 は、輝度が時間変化する超音波動画像に対して、本ダイナミックレンジの自動調整処理を適用した場合の効果の説明するための図である。

【図 15】図 15 は、ダイナミックスタディ（血流の動的観察）を行う場合において、本ダイナミックレンジの自動調整機能を適用する場合の処理の流れを示したフローチャートである。

【図 16】図 16 は、再環流の観察を行う場合において、本ダイナミックレンジの自動調整機能を適用する場合の処理の流れを示したフローチャートである。

20

【図 17】図 17 は、第 2 の実施形態に係るダイナミックレンジの微調整機能に従う処理（ダイナミックレンジの微調整処理）の流れを示したフローチャートである。

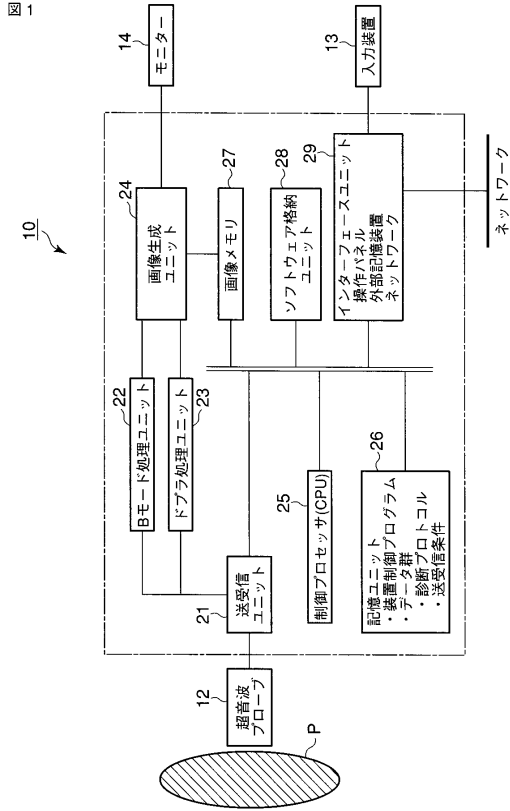
【符号の説明】

【0085】

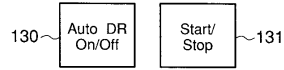
10 ... 超音波診断装置、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置 13、14 ... モニター、21 ... 送受信ユニット、22 ... Bモード処理ユニット、23 ... ドブラ処理ユニット、24 ... 画像生成ユニット、25 ... 制御プロセッサ（CPU）、26 ... 記憶ユニット、27 ... 画像メモリ、28 ... ソフトウェア格納ユニット、29 ... インターフェースユニット、30 ... インタフェース部

30

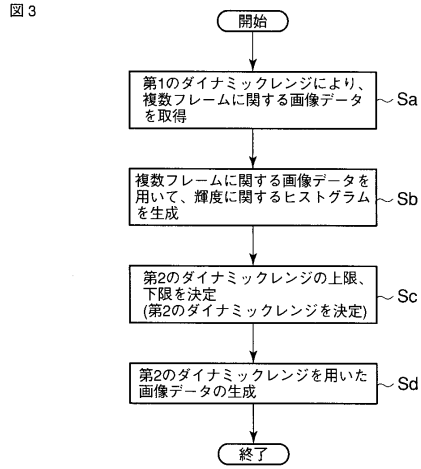
【図1】



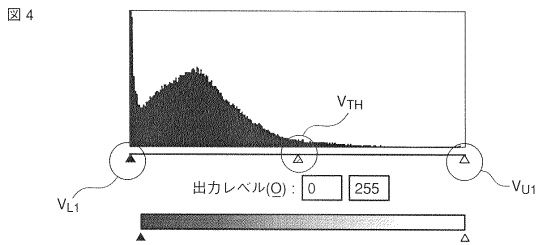
【図2】



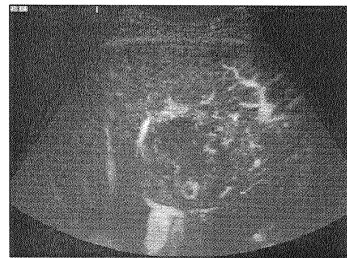
【図3】



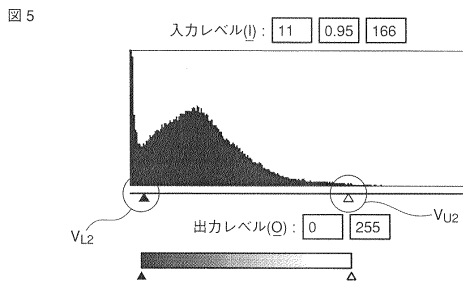
【図4】



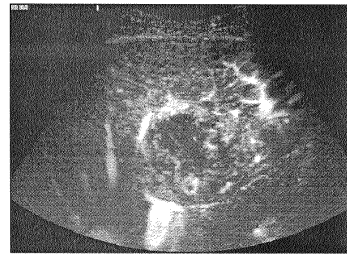
【図6】



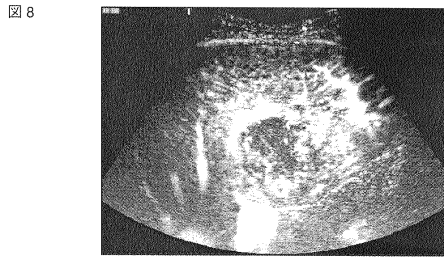
【図5】



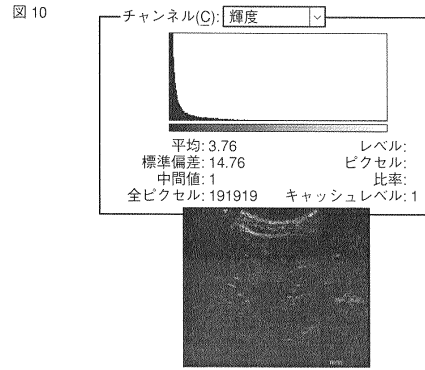
【図7】



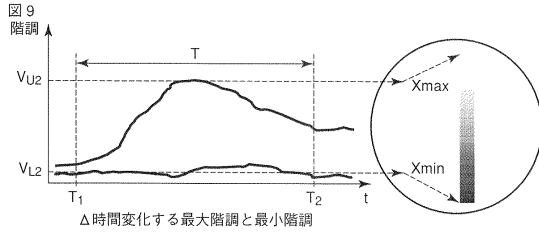
【図 8】



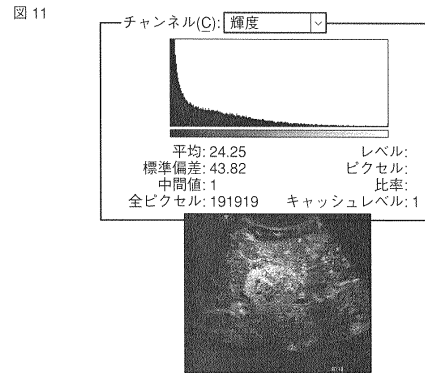
【図 10】



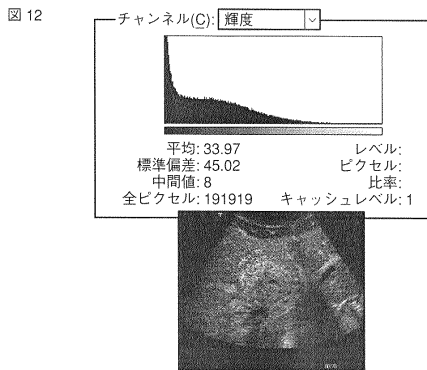
【図 9】



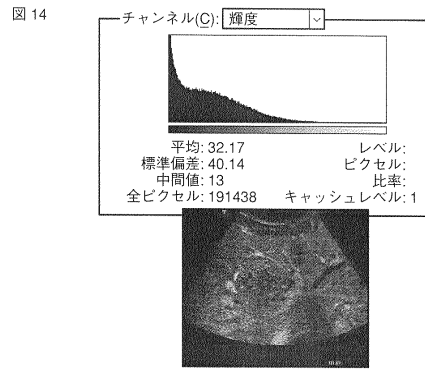
【図 11】



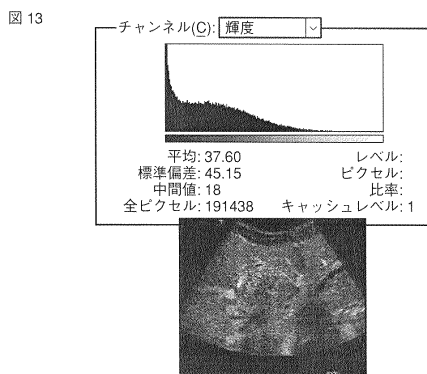
【図 12】



【図 14】

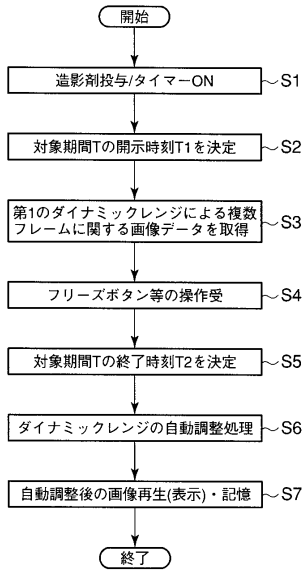


【図 13】



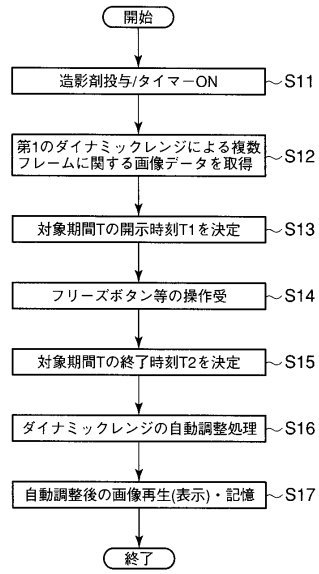
【図15】

図15



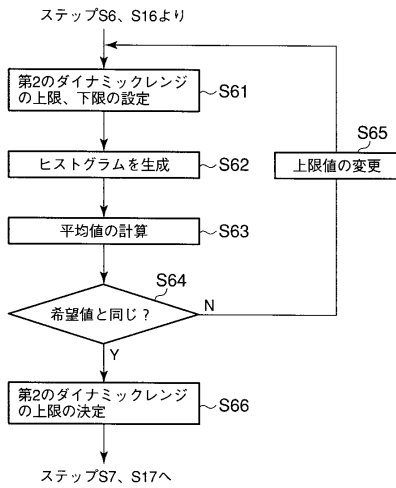
【図16】

図16



【図17】

図17



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (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 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
- (72)発明者 吉田 哲也
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社内
- (72)発明者 神山 直久
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社内
- (72)発明者 掛江 明弘
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社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2001-187057(JP,A)
特開2004-024876(JP,A)
特開2002-085407(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	JP5348920B2	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	JP2008088623	申请日	2008-03-28
[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	吉田哲也 神山直久 掛江明弘		
发明人	吉田 哲也 神山 直久 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/565 G01S7/52033		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/EE22 4C601/KK01 4C601/KK05 4C601/KK06 4C601/KK07 4C601/LL04		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2007085917 2007-03-28 JP		
其他公开文献	JP2008264530A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可以自动且最佳地调整超声成像中难以预测的动态范围的超声诊断设备等。解决方案：超声诊断设备具有动态范围的自动调节功能，利用对应于多个帧的图像数据的每个亮度进行统计处理，基于动态范围自动确定动态范围的上限。对应于来自对象的回声信号的亮度，并基于对应于噪声水平的亮度自动确定动态范围的下限值。通过该功能，在通过手动操作等首先建立的动态范围过大或过窄的情况下，即使在动态改变图像上的亮度分布时，也可以将动态范围自动调节到最佳设置。

10

