

(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2009-78016

(P2009-78016A)

(43) 公開日 平成21年4月16日(2009.4.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-250295 (P2007-250295)
(22) 出願日 平成19年9月26日 (2007. 9. 26)(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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその方法並びに超音波診断装置の制御プログラム

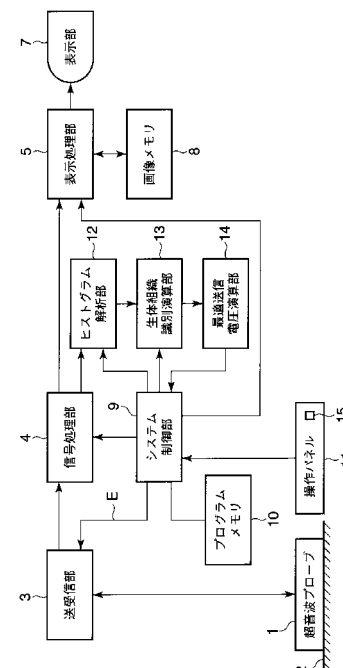
(57) 【要約】

【課題】被検体に応じて超音波プロープに送る送信電圧を自動的に最適値に調整すること。

【解決手段】被検体2であると認識された各画像区域($m \times n$)内における感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、この感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プロープ2に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じて超音波プロープ1に対する送信電圧 E を制限する。

【選択図】 図1

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを前記超音波プローブにより受信して前記被検体の超音波画像データを取得する超音波診断装置において、

前記超音波画像データ中から前記被検体に対応する画像区域を認識する被検体認識部と、

前記被検体認識部により前記被検体であると認識された前記画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限する最適電圧演算部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記最適電圧演算部は、前記画像区域内における感度の平均値を求め、前記感度の平均値と前記閾値とを比較し、前記感度の平均値が前記閾値よりも大きければ、前記超音波プローブに対する前記送信電圧を低下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】

前記最適電圧演算部は、前記感度の平均値と前記閾値との差に応じた電圧値分だけ前記送信電圧を低下することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記最適電圧演算部は、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの走査毎に前記感度を求め、前記感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限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】

前記最適電圧演算部は、予め設定された閾値を前記被検体に設定された関心領域の内外とでそれぞれ別々に設定可能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 6】

前記最適電圧演算部は、前記超音波プローブに対する前記送信電圧の制限をリアルタイム又は一定周期毎に行う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 7】

前記超音波プローブへの前記送信電圧を最適化する指示を与えるための最適化指示部を有し、

前記最適電圧演算部は、前記最適化指示部からの指示を受けたときに前記被検体認識部により認識された前記画像区域内における感度を求め、前記感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限する、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 8】

前記最適化指示部は、マニュアル操作を受けて前記指示を前記最適電圧演算部に与えるスイッチを有することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波画像データから前記被検体の形態の変化を検知する形態変化検知部を有し、前記最適化指示部は、前記形態変化検知部により前記被検体の形態の変化が検知されたときに前記被検体認識部により認識された前記画像区域内における感度を求め、前記感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限する、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 10】

前記超音波画像データは、時間的に連続する複数のフレーム画像から成り、

前記形態変化検知部は、前記超音波画像データにおける時間的に前後する前記各フレーム画像を比較して前記被検体の形態の変化を検知することを特徴とする請求項 9 記載の超

10

20

30

40

50

音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記少なくとも前記画像区域内における感度は、前記超音波画像データの輝度の平均値とノイズデータとの差から取得され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 1 2】

超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを前記超音波プローブにより受信して前記被検体の超音波画像データを取得する超音波診断方法において、

前記超音波画像データ中から前記被検体に対応する画像区域を認識し、

前記被検体であると認識された前記画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限する、
ことを特徴とする超音波診断方法。

10

【請求項 1 3】

前記超音波プローブに対する前記送信電圧の制限は、前記画像区域内における感度の平均値を求め、前記感度の平均値と前記閾値とを比較し、前記感度の平均値が前記閾値よりも大きければ、前記感度の平均値と前記閾値との差に応じた電圧値分だけ前記送信電圧を低下することを特徴とする請求項 1 2 記載の超音波診断方法。

【請求項 1 4】

超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを前記超音波プローブにより受信して前記被検体の超音波画像データを取得する超音波診断装置の制御プログラムにおいて、

前記超音波画像データ中から前記被検体に対応する画像区域を認識させ、

前記被検体であると認識された前記画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限させる、
ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

20

【請求項 1 5】

前記超音波プローブに対する前記送信電圧を制限する場合、前記画像区域内における感度の平均値を求めさせ、前記感度の平均値と前記閾値とを比較させ、前記感度の平均値が前記閾値よりも大きければ、前記感度の平均値と前記閾値との差に応じた電圧値分だけ前記送信電圧を低下させることを特徴とする請求項 1 4 記載の超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体等の被検体に対して超音波プローブから超音波ビームを送信し、そのエコーを受信して被検体の超音波画像データを取得する超音波診断装置に係り、超音波プローブに送る送信電圧を最適値に調整する超音波診断装置及びその方法並びに超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、超音波プローブを生体等の被検体に接触し、この状態で超音波プローブから超音波ビームを送信し、そのエコーを受信して被検体の超音波画像データを取得する。超音波プローブは、超音波診断装置のシステム制御部から超音波診断装置の制御部から指示された送信電圧に応じた音響パワーの超音波ビームを送信する。超音波プローブへの送信電圧は、音響パワー規制範囲内で、予めシステム制御部によって設定された送信電圧を最大送信電圧としている。

40

【0003】

超音波ビームは、例えば胎児又は臓器等の被検体に対して大きな音響パワーの送信を行わないように、これら胎児又は臓器等の被検体の種類に応じて調整される。この超音波ビームの音響パワーの調整は、超音波診断装置のパネル上に設けられているアコーステック

50

パワー調整スイッチをユーザがマニュアル操作して行っている。このマニュアル操作による超音波ビームの音響パワーの調整は、音響パワー規制範囲内で、予めシステム制御部によって計算された送信電圧を最大送信電圧として行われる。

【 0 0 0 4 】

超音波ビームの音響パワーの安全性が超音波診断装置においても問われている。超音波ビームに対する送信電圧は、予めシステム制御部によって演算された送信電圧に設定されている。従って、実際の被検体に対する診断時、被検体中における診断の必要ない部位に対しては、超音波ビームの音響パワーを制限しなければならない。この超音波ビームの音響パワーを制限するためにユーザは、マニュアルによってアコースティックパワー調整スイッチを操作し、超音波ビームの音響パワーを最適値に調整する。このような超音波ビームの音響パワーの調整は、例えば被検体の複数の診断部位毎に行われる。

10

【 0 0 0 5 】

しかしながら、複数の診断部位毎に逐一ユーザがマニュアルによってアコースティックパワー調整スイッチを操作して超音波ビームの音響パワーを最適化しては、複数の診断部位に対する診断のスループットが低下してしまう。又、被検体中の複数の診断部位を診断するために、これら診断部位のトータルの診断時間が長くなる。このため、被検体に対する超音波ビームの照射時間が長くなる。

【 0 0 0 6 】

なお、超音波ドプラスペクトラム法における超音波プローブに有する複数の圧電振動子の駆動方法を制御して発熱規制或いは音響出力規制を遵守すると共にドプラスペクトラムを高感度で観察するに関する技術として例えば特許文献 1 がある。この特許文献 1 は、複数の圧電振動子に対応する駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを被検体の生体信号に同期して切り替えることを開示する。

20

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 3 0 5 1 2 9

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、被検体に応じて超音波プローブに送る送信電圧を自動的に最適値に調整できる超音波診断装置及びその方法並びに超音波診断装置の制御プログラムを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の請求項 1 に記載の超音波診断装置は、超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを超音波プローブにより受信して被検体の超音波画像データを取得する超音波診断装置において、超音波画像データ中から被検体に対応する画像区域を認識する被検体認識部と、被検体認識部により被検体であると認識された画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて超音波プローブに対する送信電圧を制限する最適電圧演算部とを具備する。

【 0 0 0 9 】

40

本発明の請求項 1 2 に記載の超音波診断方法は、超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを超音波プローブにより受信して被検体の超音波画像データを取得する超音波診断方法において、超音波画像データ中から被検体に対応する画像区域を認識し、被検体であると認識された画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて超音波プローブに対する送信電圧を制限する。

【 0 0 1 0 】

請求項 1 4 に記載の超音波診断装置の制御プログラムは、超音波プローブに対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体からのエコーを超音波プローブにより受信して被検体の超音波画像データを取得する超音波診断装置の制御プログラムにおいて、超音波画像データ中から被検体に対応する画像区域を認識させ、被検体であると認識された画

50

像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて超音波プローブに対する送信電圧を制限させる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、被検体に応じて超音波プローブに送る送信電圧を自動的に最適値に調整できる超音波診断装置及びその方法並びに超音波診断装置の制御プログラムを提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照して説明する。

10

図1は超音波診断装置の構成図を示す。超音波プローブ1は、複数の振動子を有する。この超音波プローブ1は、生体等の被検体2に接触し、この状態で超音波ビームを被検体2内に送信し、例えば被検体2内の対象部位からの反射波を受信してそのエコー信号を出力する。この超音波プローブ1は、送受信部3に接続されている。

送受信部3は、超音波プローブ1の各振動子をそれぞれ所定の送信波形の送信電圧Eを各振動子毎に遅延を与えて駆動することにより超音波プローブ1から送信される超音波ビームを走査し、これと同時に各振動子により被検体1からの反射波を受信し、各振動子から出力される各エコー信号に対してそれぞれ受信遅延を行って加算する。

【0013】

信号処理部4は、送受信部3の出力信号を入力し、この送受信部3の出力信号に対してゲイン処理、位相検波処理、ローパスフィルタ(LPF)処理、(LOG)圧縮処理、画像フィルタ処理等の各種処理を行い、この処理結果の被検体データを出力する。この信号処理部4は、例えば超音波プローブ1による超音波ビームの1走査毎に連続して被検体データを出力する。この信号処理部4から出力される被検体データは、それぞれ輝度値を持つ複数のピクセルから成る。なお、被検体2が生体であれば、信号処理部4から出力される被検体データは、生体データと称する。

20

【0014】

表示処理部5は、信号処理部4の出力データを入力し、この出力データに基づいて2次元画像データ又は3次元画像データのいずれか一方又は両方を構築し、ダイナミックレンジ等のポストプロセス処理を行い、2次元超音波画像データ又は3次元超音波画像データのいずれか一方又は両方を表示部7に表示する。表示処理部5には、画像メモリ8が接続されている。表示処理部5は、構築した2次元超音波画像データ又は3次元超音波画像データのいずれか一方又は両方を画像メモリ8に記憶する。

30

表示部7は、例えば液晶ディスプレイから成る。

【0015】

システム制御部9は、CPUから成り、プログラムメモリ10と操作パネル11とが接続されている。このシステム制御部9は、プログラムメモリ10に予め格納されている超音波診断装置の制御プログラムを実行することにより送受信部3と、信号処理部4と、表示処理部5と、ヒストグラム解析部12と、生体組織識別演算部13と、最適送信電圧演算部14とに対して動作制御指令を発する。超音波診断装置の制御プログラムは、超音波プローブ1に対して電圧を送信して超音波ビームを送信させ、被検体2からのエコーを超音波プローブ1により受信して被検体2の超音波画像データを取得する際、超音波画像データ中から被検体2に対応する画像区域を認識させ、認識させた少なくとも画像区域内における感度と予め設定された閾値とに基づいて超音波プローブ1に対する送信電圧Eを制限させる。

40

【0016】

操作パネル11には、本装置を操作するための各種スイッチ等が設けられている。この操作パネル11には、マニュアル操作用のアコースティックパワー調整スイッチ15が設けられている。このアコースティックパワー調整スイッチ15は、マニュアル操作されたときに超音波プローブ1への送信電圧Eを最適化する指示をシステム制御部9に与える。

50

ヒストグラム解析部 12 は、信号処理部 4 から出力された被検体データを入力し、超音波プローブ 1 から被検体 2 内に超音波ビームを送信する深さ方向にサンプル m (例えばピクセル数) を設定すると共に、超音波ビームの走査方向にラスタ n (例えばピクセル数) を設定し、これらサンプル m とラスタ n とから成る 1 画像区域 ($m \times n$ ピクセル) を複数設定し、これら 1 画像区域 ($m \times n$) 毎にそれぞれ信号処理部 4 から出力される被検体データにおける各輝度値の分散値 V_i を求めると共に、1 画像区域 ($m \times n$) 毎にそれぞれ信号処理部 4 の出力データにおける各輝度値の平均処理 (LPF) を行って平均値 S_i を求める。なお、1 画像区域 ($m \times n$) は、例えば 4×4 ピクセルである。

【0017】

又、ヒストグラム解析部 12 は、超音波プローブ 1 への送信電圧 E をオフしたときの信号処理部 4 から出力データを入力し、この出力データをノイズデータとして収集する。なお、このノイズデータは、予め外部記憶装置等に記憶してもよい。この場合、ノイズデータは、例えばシステム制御部 9 によって外部記憶装置から読み出され、ヒストグラム解析部 12 に渡される。このヒストグラム解析部 12 は、1 画像区域 ($m \times n$) 毎にそれぞれノイズデータにおける各輝度値の平均処理 (LPF) を行って平均値 N_i を求める。

10

【0018】

生体組織識別演算部 13 は、ヒストグラム解析部 12 により求められた被検体データにおける 1 画像区域 ($m \times n$) 毎の輝度値の分散値 V_i と平均値 S_i とノイズデータの平均値 N_i とを受け取り、これら分散値 V_i と平均値 S_i と平均値 N_i とに基づいて 1 画像区域 ($m \times n$) 毎に被検体 2 であるか否かの判定を行う。

20

具体的に生体組織識別演算部 13 は、被検体データの平均値 S_i とノイズデータの平均値 N_i との差 SNR_i

$$SNR_i = S_i - N_i \quad \dots (1)$$

を求め、この差 SNR_i を感度とする。

生体組織識別演算部 13 は、被検体データの分散値 V_i と感度 SNR_i とから各画像区域 ($m \times n$) 毎に被検体 2 であるか否かの判定を行う。被検体 2 であるか否かの判定の条件は、

$$SNR_i > SNR_{min} \quad \dots (2)$$

$$V_{min} < V_i < V_{max} \quad \dots (3)$$

である。ここで、 SNR_{min} 、 V_{min} 、 V_{max} は、予め設定される任意の値である。

30

【0019】

最適送電電圧演算部 14 は、生体組織識別演算部 13 により被検体 2 であると認識された各画像区域 ($m \times n$) 毎の感度 SNR_i と予め設定された閾値 SNR_{target} とに基づいて超音波プローブ 1 に対する送信電圧 E を制限する。具体的に最適送電電圧演算部 14 は、各画像区域 ($m \times n$) 内における感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求める。この感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} は、被検体 2 であると認識された各画像区域 ($m \times n$) における S/N 値である。

【0020】

最適送電電圧演算部 14 は、感度の平均値 SNR_{mean} と閾値 SNR_{target} とを比較し、感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プローブ 2 に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じた電圧値分 ΔE だけ低下した送信電圧 $E = E_a - \Delta E$ を求め、この送信電圧 E をシステム制御部 9 に送る。なお、 E_a は、電圧値分 ΔE だけ低下する直前の送信電圧である。

40

【0021】

システム制御部 9 は、最適送電電圧演算部 14 により求められた送信電圧 $E (= E_a - \Delta E)$ を受け、この送信電圧 E を送受信部 3 にフィードバックする。

又、システム制御部 9 は、アコースティックパワー調整スイッチ 15 から超音波プローブ 1 への送信電圧 E を最適化する指示を受けると、この超音波プローブ 1 への送信電圧 E を最適化する指示を受けたときにヒストグラム解析部 12 と、生体組織識別演算部 13 と、最適送信電圧演算部 14 とに対して動作制御指令を発し、上記同様に、感度の平均値 SN

50

Rmeanと閾値 SNR_{target} とを比較し、感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プローブ 2 に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じた電圧値分 ΔE だけ低下した送信電圧 $E = E_a - \Delta E$ を求め、この送信電圧 E をシステム制御部 9 に送る。なお、システム制御部 9 は、超音波プローブ 1 に対する送信電圧 E を音響パワー規制範囲内に制御するように設定されている。

【0022】

次に、上記の如く構成された装置における超音波プローブ 1 に送る送信電圧 E の最適値への調整作用について図 2 に示す送信電圧最適化フローチャートに従って説明する。

まず、システム制御部 9 は、ステップ # 1 において、音響パワー規制範囲内の最大の送信電圧 E で超音波プローブ 1 から超音波ビームを送信する指示を送受信部 3 に送る。この送受信部 3 は、超音波プローブ 1 の各振動子をそれぞれ所定の送信波形の送信電圧 E を各振動子毎に遅延を与えて駆動する。これにより超音波プローブ 1 は、生体等の被検体 2 に接触した状態で超音波ビームを被検体 2 内に走査し、例えば被検体 2 内の対象部位からの反射波を受信してそのエコー信号を出力する。送受信部 3 は、超音波プローブ 1 からの超音波ビームの走査と同時に、超音波プローブ 1 の各振動子から出力される各エコー信号に対してそれぞれ受信遅延を行って加算する。

【0023】

信号処理部 4 は、送受信部 3 の出力信号に対してゲイン処理、位相検波処理、LPF 処理、LOG 圧縮処理、画像フィルタ処理等の各種処理を行い、この処理結果の被検体データを出力する。

表示処理部 5 は、信号処理部 4 の出力データに基づいて 2 次元画像データ又は 3 次元画像データのいずれか一方又は両方を構築し、ダイナミックレンジ等のポストプロセス処理を行い、2 次元超音波画像データ又は 3 次元超音波画像データのいずれか一方又は両方を表示部 7 に表示する。この表示処理部 5 は、構築した 2 次元超音波画像データ又は 3 次元超音波画像データのいずれか一方又は両方を画像メモリ 8 に記憶する。

【0024】

次に、システム制御部 9 は、ステップ # 2 において、送信電圧 E をオフ（送信電圧 $E = 0$ ）する指示を送受信部 3 に送る。これにより超音波プローブ 1 は、超音波ビームの送信がなくなる。この状態で、信号処理部 4 は、送受信部 3 の出力信号に対してゲイン処理、位相検波処理、LPF 処理、LOG 圧縮処理、画像フィルタ処理等の各種処理を行い、この処理結果を出力する。ヒストグラム解析部 12 は、信号処理部 4 からの出力データを入力し、この出力データをノイズデータとして収集する。

【0025】

次に、ヒストグラム解析部 12 は、ステップ # 3 において、信号処理部 4 から出力された被検体データを入力し、超音波プローブ 1 から被検体 2 内に超音波ビームを送信する深さ方向にサンプル m （例えばピクセル数）、超音波ビームの走査方向にラスタ n （例えばピクセル数）を設定した 1 画像区域（ $m \times n$ ピクセル）毎にそれぞれ被検体データにおける各輝度値の分散値 V_i を求めると共に、1 画像区域（ $m \times n$ ）毎にそれぞれ信号処理部 4 の出力データにおける各輝度値の平均処理（LPF）を行って平均値 S_i を求める。

次に、ヒストグラム解析部 12 は、ステップ # 4 において、超音波プローブ 1 への送信電圧 E をオフしたときの信号処理部 4 から出力されたノイズデータに対して 1 画像区域（ $m \times n$ ）毎にそれぞれ各輝度値の平均処理（LPF）を行って平均値 N_i を求める。

【0026】

次に、生体組織識別演算部 13 は、ヒストグラム解析部 12 により求められた被検体データにおける 1 画像区域（ $m \times n$ ）毎の輝度値の分散値 V_i と平均値 S_i とノイズデータの平均値 N_i とを受け取り、これら分散値 V_i と平均値 S_i と平均値 N_i とに基づいて 1 画像区域（ $m \times n$ ）毎に被検体 2 であるか否かの判定を行う。

すなわち、まず、生体組織識別演算部 13 は、ステップ # 5 において、上記式（1）に従い、被検体データの平均値 S_i とノイズデータの平均値 N_i との差 $SNR_i = S_i - N_i$ を求め、この差 SNR_i を感度とする。

10

20

30

40

50

【0027】

次に、生体組織識別演算部13は、ステップ#6において、被検体データの分散値 V_i と感度 SNR_i とから各画像区域($m \times n$)毎に、上記式(2)(3)に示す被検体2であるか否かの判定の条件に従って被検体2であるか否かの判定を行う。この判定の結果、生体組織識別演算部13は、各画像区域($m \times n$)毎に、 $SNR_i > SNR_{min}$ でかつ $V_{min} < V_i < V_{max}$ であれば、当該画像区域($m \times n$)を被検体2であると判定し、 $SNR_i > SNR_{min}$ でかつ $V_{min} < V_i < V_{max}$ 以外を被検体2でないと判定する。

図3は表示部7に表示された例えば胎児等の生体である被検体2の超音波画像 D_u を示し、図4は生体組織識別演算部13により被検体2であると判定された例えば胎児等の生体部分(太枠F内)を示す。例えば胎児等の生体部分を判定すると、生体組織識別演算部13は、超音波画像 D_u から例えば胎児等の生体部分を分離することが可能である。

10

【0028】

次に、最適送電電圧演算部14は、ステップ#7において、生体組織識別演算部13により被検体2であると認識された各画像区域($m \times n$)内、例えば図4に示す胎児等の生体と判定された生体部分内(太枠F内)における各画像区域($m \times n$)内の感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、次のステップ#8において、感度の平均値 SNR_{mean} と閾値 SNR_{target} とを比較する。

この比較の結果、感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、最適送電電圧演算部14は、超音波プローブ2に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じた電圧値分 ΔE だけ低下した送信電圧 $E = E_a - \Delta E$ を求め、この送信電圧 E をシステム制御部9に送る。

20

システム制御部9は、ステップ#9において、最適送電電圧演算部14により求められた送信電圧 $E (= E_a - \Delta E)$ を受け、この送信電圧 E を送受信部3にフィードバックする。この結果、超音波プローブ2に対する送信電圧 E は、感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じた電圧値分 ΔE だけ低下する。以上のような超音波プローブ2に対する送信電圧 E の調整は、リアルタイムに行われる。例えば、胎児等の生体である被検体2からのエコー信号の S/N 値(感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean})は、最低でも例えば30dB以上ある。胎児等の生体である被検体2の超音波診断に最低限必要な S/N 値を例えば10dBと定義すれば、音響パワーは、20dB低下させることが可能である。なお、胎児等の生体である被検体2からのエコー信号の S/N 値が最低でも30dB以上あるのは、一例であり、他の値を示すことがあるのは言うまでもない。

30

【0029】

一方、超音波プローブ1に対する送信電圧 E を制限するタイミングは、操作パネル11におけるアコースティックパワー調整スイッチ15がマニュアル操作されたときであってもよい。例えば、ユーザは、図3に示すような表示部7に表示されている被検体2の超音波画像 D_u を観察しながらアコースティックパワー調整スイッチ15を操作する。このときアコースティックパワー調整スイッチ15は、マニュアル操作されたときに超音波プローブ1への送信電圧 E を最適化する指示をシステム制御部9に与える。これによりシステム制御部9は、上記同様に、ステップ#1~#8を実行し、送受信部3と、信号処理部4と、表示処理部5と、ヒストグラム解析部12と、生体組織識別演算部13と、最適送信電圧演算部14とに対して動作制御指令を発し、被検体2であると認識された各画像区域($m \times n$)内における感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、この感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プローブ2に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じて超音波プローブ1に対する送信電圧 E を制限する。

40

【0030】

このように上記一実施の形態によれば、被検体2であると認識された各画像区域($m \times n$)内における感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、この感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プローブ2に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じて超音波プローブ1に対する送信

50

電圧 E を制限する。これにより、被検体 2 に応じて超音波プローブ 1 に送る送信電圧 E を自動的に最適値に調整できる。

【0031】

実際の胎児等の生体である被検体 2 に対する診断時、被検体 2 中における診断の必要ない部位に対しては、超音波ビームの音響パワーを制限しなければならない。このような状況下において、上記一実施の形態では、被検体 2 であると認識された部位、例えば図 4 に示す胎児等の生体部分（太枠 F 内）に対して自動的に超音波ビームの音響パワーを音響パワー規制範囲内の最適な音響パワーに調整することにより被検体 2 に対する超音波ビームの音響パワーを最適化できる。これにより、例えば被検体 2 中の複数の診断部位に対する診断のスループットを低下させることなく、かつ被検体 2 中の複数の診断部位のトータルの診断時間を短縮でき、さらに被検体 2 に対する超音波ビームの照射時間を短くできる。

10

【0032】

以下、他の実施の形態について説明する。

上記一実施の形態において最適送電電圧演算部 14 は、超音波プローブ 1 から送信される超音波ビームの 1 走査毎に感度 SNR_i を求め、この感度 SNR_i と予め設定された閾値 SNR_{target} とに基づいて超音波プローブ 1 に対する送信電圧 E を制限してもよい。この場合も上記同様に、被検体 2 であると認識された各画像区域（ $m \times n$ ）内における感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、この感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、超音波プローブ 2 に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じて超音波プローブ 1 に対する送信電圧 E を制限するよう

20

【0033】

又、例えば図 5 に示す胎児等の生体である被検体 2 の超音波画像 D_u に対して関心領域 ROI を設定することがある。この場合、最適送電電圧演算部 14 は、閾値 SNR_{target} を関心領域 ROI の内外とでそれぞれ別々に設定可能である。このように閾値 SNR_{target} を関心領域 ROI の内外とでそれぞれ別々に設定することにより胎児等の生体である被検体 2 に対して音響パワー規制範囲内の最適な音響パワーの超音波ビームを送信でき、かつ被検体 2 でないところには、不必要に大きな音響パワーの超音波ビームを送信しなくすむ。

上記一実施の形態では、最適送電電圧演算部 14 により超音波プローブ 1 に対する送信電圧 E の制限をリアルタイムに行っているが、これに限らず、一定周期毎に行ってもよい。

30

【0034】

又、他の実施の形態として例えば図 6 に示すように形態変化検知部 16 を設けてもよい。この形態変化検知部 16 は、信号処理部 4 から出力される被検体データすなわち超音波画像データから被検体 2 の形態の変化を検知する。この超音波画像データは、時間的に連続する複数のフレーム画像から成る。

従って、形態変化検知部 16 は、超音波画像データにおける時間的に前後する 2 枚のフレーム画像を比較し、この比較結果から被検体 2 の形態の変化を検知する。被検体 2 の形態の変化は、例えば胎児等の生体である被検体 2 の動き、又は超音波プローブ 1 を被検体 1 に接触させる部位の移動や、超音波プローブ 1 を被検体 1 に接触させる角度の変化すなわち被検体 1 内に送信する超音波ビームの角度の変化である。

40

【0035】

形態変化検知部 16 によって被検体 2 の形態の変化が検知されると、ヒストグラム解析部 12 は、上記同様に、1 画像区域（ $m \times n$ ピクセル）毎にそれぞれ被検体データにおける各輝度値の分散値 V_i を求めると共に、平均値 S_i を求める。又、ヒストグラム解析部 12 は、超音波プローブ 1 への送信電圧 E をオフしたときのノイズデータに対して 1 画像区域（ $m \times n$ ）毎にそれぞれ各輝度値の平均処理（LPF）を行って平均値 N_i を求める。

次に、生体組織識別演算部 13 は、分散値 V_i と平均値 S_i と平均値 N_i とに基づいて

50

1 画像区域 ($m \times n$) 毎に被検体 2 であるか否かの判定を行う。

【0036】

次に、最適送電電圧演算部 14 は、生体組織識別演算部 13 により被検体 2 であると認識された各画像区域 ($m \times n$) 内、例えば図 4 に示す胎児等の生体と判定された生体部分内 (太枠 F 内) における各画像区域 ($m \times n$) 内の感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} を求め、感度の平均値 SNR_{mean} と閾値 SNR_{target} とを比較する。この比較の結果、感度 SNR_i の平均値 SNR_{mean} が閾値 SNR_{target} よりも大きければ、最適送電電圧演算部 14 は、超音波プローブ 2 に対する送信電圧 E を感度の平均値 SNR_{min} と閾値 SNR_{target} との差に応じた電圧値分 ΔE だけ低下した送信電圧 $E = E_a - \Delta E$ を求め、この送信電圧 E をシステム制御部 9 に送る。

10

【0037】

このような他の実施の形態であれば、被検体 2 の形態の変化、例えば胎児等の生体である被検体 2 の動き、又は超音波プローブ 1 を被検体 1 に接触させる部位の移動や、超音波プローブ 1 を被検体 1 に接触させる角度の変化すなわち被検体 1 内に送信する超音波ビームの角度を変化したときに、上記一実施の形態と同様に、被検体 2 に応じて超音波プローブ 1 に送る送信電圧 E を自動的に最適値に調整できる。

【0038】

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。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。

20

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施の形態を示す構成図。

【図 2】同装置における送信電圧最適化フローチャート。

【図 3】同装置における表示部に表示された例えば胎児等の生体である被検体の超音波画像を示す模式図。

【図 4】同装置における生体組織識別演算部により被検体であると判定された生体部分を示す模式図。

30

【図 5】同装置により超音波画像に設定される関心領域を示す図。

【図 6】本発明に係る超音波診断装置の他の実施の形態を示す構成図。

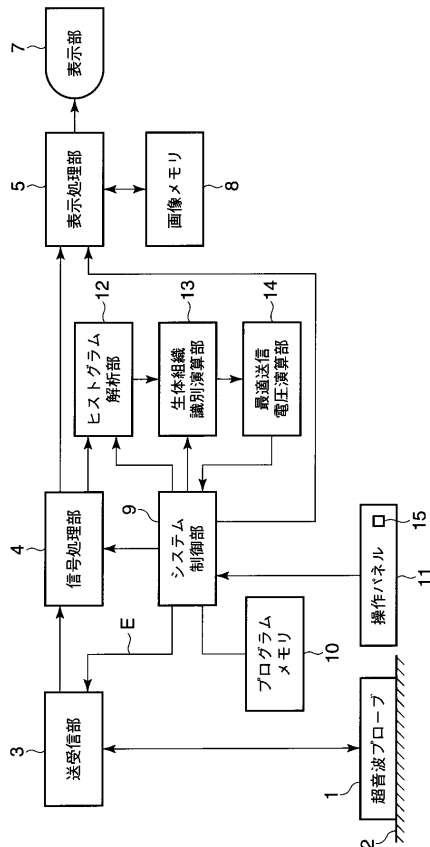
【符号の説明】

【0040】

1 : 超音波プローブ、2 : 被検体、3 : 送受信部、4 : 信号処理部、5 : 表示処理部、7 : 表示部、8 : 画像メモリ、9 : システム制御部、10 : プログラムメモリ、11 : 操作パネル、12 : ヒストグラム解析部、13 : 生体組織識別演算部、14 : 最適送信電圧演算部、15 : アコースティックパワー調整スイッチ、16 : 形態変化検知部、ROI : 関心領域。

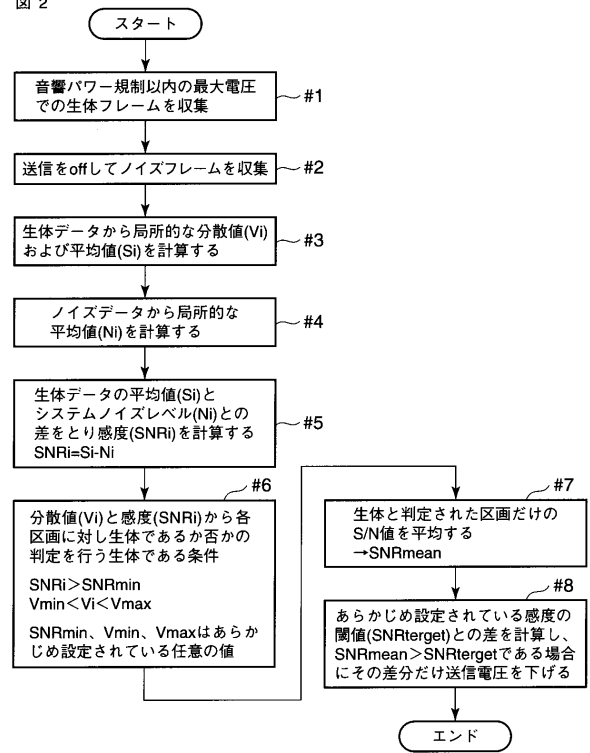
【図 1】

図 1



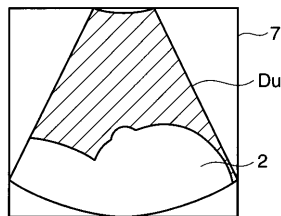
【図 2】

図 2



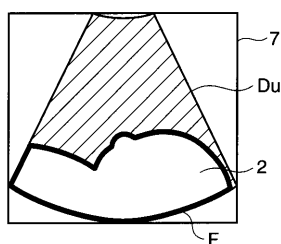
【図 3】

図 3



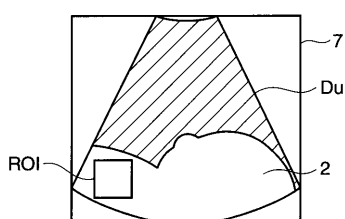
【図 4】

図 4



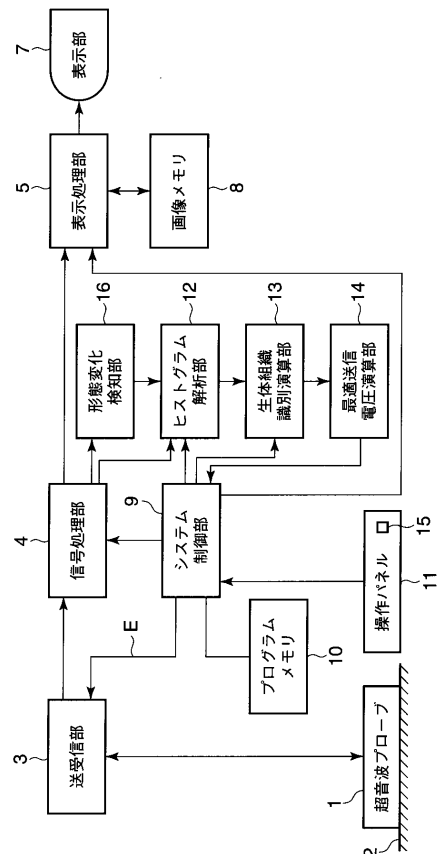
【図 5】

図 5



【図 6】

図 6



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(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 掛江 明弘

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社内

F ターム(参考) 4C601 DD09 EE16 EE22 HH05 JB36 JB48 JB53 JC08 JC37 KK07

专利名称(译)	超声诊断设备及其方法和超声诊断设备的控制程序		
公开(公告)号	JP2009078016A	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2007250295	申请日	2007-09-26
[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		
[标]发明人	掛江明弘		
发明人	掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/EE16 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB53 4C601/JC08 4C601/JC37 4C601/KK07		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5274806B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：根据对象自动将发送到超声波探头的传输电压调整为最佳值。 解决方案：获得被识别为被摄体2的每个图像区域 ($m \times n$) 中灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} ，如果灵敏度 SNR_i 的平均值 SNR_{mean} 大于阈值 SNR_{target} ，则使用超声探头。 根据灵敏度的平均值 SNR_{min} 与阈值 SNR_{target} 之间的差来限制2的发送电压E。 [选型图]图1

