

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5534649号
(P5534649)

(45) 発行日 平成26年7月2日(2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日(2014.5.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2008-93811 (P2008-93811)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成20年3月31日 (2008.3.31)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-240699 (P2009-240699A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年10月22日 (2009.10.22)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成23年3月24日 (2011.3.24)		東芝メディカルシステムズ株式会社
前置審査			栃木県大田原市下石上1385番地
		(73) 特許権者	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	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	阿部 仁人
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に送信する超音波パルスに関する複数の送信条件のうちの少なくとも一つを設定する送信条件設定手段と、

前記複数の送信条件に基づいて、前記被検体へ前記超音波パルスを送信する超音波パルス送信手段と、

前記被検体から反射した超音波エコーを受信する超音波エコー受信手段と、

受信した前記超音波エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記超音波画像を表示する超音波画像表示手段と、

表示された前記超音波画像に対して関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域の少なくとも一箇所に対して、前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表すM I 値を前記複数の送信条件に基づいて決定するM I 値決定手段と、

前記関心領域における前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表す特定M I 値を、前記関心領域の少なくとも一箇所に対して決定された前記M I 値のみから決定する特定M I 値決定手段と、

前記送信条件設定手段により前記複数の送信条件のうちの少なくとも一つの送信条件の設定を変更したとき、この設定を変更する送信条件を除く前記複数の送信条件のうち、少なくとも一つを、超音波画像上の最大M I 値が、予め設定された限界M I 値を下回る場合において、前記特定M I 値を一定に保つように自動調節する送信条件調節手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

被検体に送信する超音波パルスに関する複数の送信条件のうちの少なくとも一つを設定する送信条件設定手段と、

前記複数の送信条件に基づいて、前記被検体へ前記超音波パルスを送信する超音波パルス送信手段と、

前記被検体から反射した超音波エコーを受信する超音波エコー受信手段と、

受信した前記超音波エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記超音波画像を表示する超音波画像表示手段と、

表示された前記超音波画像に対して関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域の複数箇所に対して、前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表す M I 値を前記複数の送信条件に基づいて決定する M I 値決定手段と、 10

前記関心領域の複数箇所に対して決定された複数の M I 値の最大値を、前記関心領域における前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表す特定 M I 値として決定する特定 M I 値決定手段と、

前記送信条件設定手段により前記複数の送信条件のうちの少なくとも一つの送信条件の設定を変更したとき、この設定を変更する送信条件を除く前記複数の送信条件のうち、少なくとも一つを、超音波画像上の最大 M I 値が、予め設定された限界 M I 値を下回る場合において、前記特定 M I 値を一定に保つように自動調節する送信条件調節手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信条件調節手段は、前記超音波パルスを送信するために超音波振動子に印加する駆動電圧を調節し、更に、前記送信条件設定手段により、前記複数の送信条件のうち、少なくとも一つの設定を変更する前の特定 M I 値と、この送信条件を変更した後、この送信条件を除く前記複数の送信条件の設定を変更しない場合の特定 M I 値との比率に基づいて前記駆動電圧を調節することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記特定 M I 値は、前記関心領域の複数点における前記 M I 値の中での最小値であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記特定 M I 値は、前記関心領域の複数点における前記 M I 値の平均値であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記特定 M I 値は、前記関心領域の複数点における前記 M I 値の範囲における中心の値であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 M I 値決定手段は、前記複数の送信条件の組み合わせ毎に設けられる、前記超音波パルスの音源からの距離と前記超音波パルスの音圧に関するテーブルを用いることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記 M I 値決定手段は、前記複数の送信条件の組み合わせ毎に対応させて決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記 M I 値決定手段は、前記関心領域の境界線上において前記 M I 値を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記関心領域、前記特定 M I 値及びこの特定 M I 値に対して所定の割合の値を示す領域、超音波画像上での最大 M I 値及び前記超音波画像上におけるこの最大 M I 値を示す位置、前記特定 M I 値及び前記超音波画像上でのこの特定 M I 値を示す位置のうち、少なくともいずれか 1 つを前記超音波画像上に重畳表示する手段を有することを特徴とする請求項 50

1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に係り、特に超音波パルスの送信条件の変更に問わず、関心領域における特定のMI値を一定に保ちながら超音波撮像を行うことを可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置の使用の際に、超音波が生体へ及ぼす機械的影響に関する指標であるMI (Mechanical Index) 値は、超音波照射時の患者に対する安全面を考慮するために利用され、操作者は、MI値を超音波撮像時における送信超音波の強度の目安とし、MI値を確認しながら被検体に対して安全な診断作業を行っている。

【0003】

従来、被検体への安全性能を向上させる目的で、超音波パルスの送信条件の変更に問わず、取得される超音波画像内における最大MI値を一定に保つ手段を有する超音波診断装置が提案されている。(例えば特許文献1参照。)

【特許文献1】特開平7-67877号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波診断装置の撮影法の一つにコントラストエコー法という手法がある。これは、被検体の血管内に微小気泡(マイクロバブル)からなる超音波造影剤を投与することで、超音波エコーの増強を図るものである。

【0005】

例えば、心臓および腹部臓器などの検査において、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。

【0006】

しかし、気泡というデリケートな形態の性質上、超音波の照射によって気泡は崩壊し、それによる造影効果時間の短縮が起こる。近年、持続性・耐圧型の造影剤も開発されているが、主成分が気泡であるということで、崩壊現象という基本的性質は変わらない。

【0007】

従来、コントラストエコー法による検査の際に、操作者は前述のMI値を患者に対する影響の度合いとしてだけでなく、被検体内の微小気泡への影響の度合いとして利用する。そのため、コントラストエコー法においてMI値が重要な役割を果たす。

【0008】

例えば、被検体に照射する超音波パルスの強度が高すぎる、つまりMI値が高すぎると、微小気泡への影響が強すぎてしまい、微小気泡の崩壊を招き、従って微小気泡による造影効果が薄れ、取得される超音波画像の画質の低下を招く結果となる。

【0009】

また、超音波パルスの強度が低すぎる、つまりMI値が低すぎると、被検体や微小気泡への影響は弱まるが、反射する超音波エコーの強度も下がり、画質の低下につながる。

【0010】

そのため、操作者は微小気泡への影響を抑え、更により高画質な超音波画像を取得できるよう、MI値を目安として、超音波パルスの強度を調節する。

【0011】

よって、コントラストエコー法のように、造影剤を用いた超音波診断の場合、最適な状態に超音波パルスの強度を調節した後は、MI値を一定に保ちながら撮像を行うのが好ましい。

【0012】

10

20

30

40

50

しかしながら、従来技術の場合、超音波画像全体での最大MI値を固定するに留まり、操作者が検査の際に注目する関心領域（以下、ROI：Region Of Interestと省略する）内のMI値は超音波パルスの送信条件の変更前後で変化する。よって、超音波画像におけるROI内の画質の低下を抑えるため、操作者は超音波の送信条件を変更する度に、取得される超音波画像におけるROI内の画質を視覚で確認しながら検査に適した画質になるように超音波パルスの駆動電圧を手動で調整する必要があった。

【0013】

本発明は、このような事情を考慮してなされたものであり、超音波パルスの送信条件の変更に関わらず、取得される超音波画像におけるROI内のMI値を一定に保ち、ROI内の画質の劣化を抑えることで、操作者の負担を軽減し、作業の効率化を図ることができる超音波診断装置を得ることを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成するために、本発明の請求項1に係る超音波診断装置は、被検体に送信する超音波パルスに関する複数の送信条件のうちの少なくとも一つを設定する送信条件設定手段と、前記複数の送信条件に基づいて、前記被検体へ前記超音波パルスを送信する超音波パルス送信手段と、前記被検体から反射した超音波エコーを受信する超音波エコー受信手段と、受信した前記超音波エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する超音波画像表示手段と、表示された前記超音波画像に対して関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域の少なくとも一箇所に対して、前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表すMI値を前記複数の送信条件に基づいて決定するMI値決定手段と、前記関心領域における前記被検体に対する前記超音波パルスの影響を表す特定MI値を、前記関心領域の少なくとも一箇所に対して決定された前記MI値のみから決定する特定MI値決定手段と、前記送信条件設定手段により前記複数の送信条件のうちの少なくとも一つの送信条件の設定を変更したとき、この設定を変更する送信条件を除く前記複数の送信条件のうち、少なくとも一つを、超音波画像上の最大MI値が、予め設定された限界MI値を下回る場合において、前記特定MI値を一定に保つように自動調節する送信条件調節手段とを備えたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0015】

30

本発明によれば、超音波パルスの送信条件の変更に関わらず、取得される超音波画像におけるROI内のMI値を一定に保ち、ROI内の画質の劣化を抑えることができるので、操作者の負担を軽減し、作業の効率化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本実施例における超音波診断装置100の構成につき、図1乃至図3を用いて説明する。

【実施例1】

【0017】

（構成）

40

本実施例では、超音波診断装置100が有する超音波パルスの音源からの距離と音圧との関係を示すテーブル（図3参照）を用いて、取得される超音波画像におけるROI内のMI値を一定に保つように、特定MI値を調節する例について説明する。

【0018】

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位に対し超音波パルスを送信し、被検体の体内で反射した超音波エコーを電気信号に変換する複数個の超音波振動子を備えた超音波プローブ1と、被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号を超音波振動子の各々に供給し、超音波振動子で受信、変換された超音波エコーの電気信号を受信する送受信部2と、受信信号を信号処理して超音波データを生成する超音波データ生成部3と、超音波データを用いて超音波画像を生成する超音波画像

50

データ生成部 4 と、これらの超音波画像データ等を表示する表示部 5 とを有する。

【 0 0 1 9 】

更に、被検体への超音波の送信条件や限界 M I 値の設定等を行なう操作部 6 と、取得される超音波画像における M I 値の算出、制御等を行う M I 値調節部 7 と、前述の各ユニットに対する統括的な制御を行なう制御部 8 を備えている。

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 は、本実施例ではセクタ式電子走査型の超音波プローブ 1 とし、その先端には一次元に複数の超音波振動子が配列されている。しかし、超音波プローブ 1 はセクタ式電子走査型に限定されず、リニア式やコンベックス式など、他の走査式でも、また機械走査式でも可能である。

10

【 0 0 2 1 】

送受信部 2 は、被検体の診断対象部位に対し超音波パルスを送信する送信部 2 1 と、超音波振動子で受信、変換された超音波エコーの電気信号を受信する受信部 2 2 を備えている。

【 0 0 2 2 】

超音波データ生成部 3 は、送受信部 2 の受信部 2 2 から出力される受信信号に対して所定の処理を行ない B モードデータを生成する信号処理部と、被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた B モードデータを順次保存する図示しないデータ記憶部を備えている。

【 0 0 2 3 】

20

超音波画像データ生成部 4 は、図示しない画像処理部と画像データ記憶部を有し、画像処理部は超音波データ生成部 3 におけるデータ記憶部から読み出した B モードデータを、これらの B モードデータに付加された送受信方向の情報に基づいて配列して超音波画像データを生成する。

【 0 0 2 4 】

表示部 5 は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備えている。表示データ生成部は、被検体の情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。そして、データ変換部は、表示データに対して D / A 変換を行なってモニタに表示する。

【 0 0 2 5 】

更に、表示部 5 の表示データ生成部は、後述の M I 値調節部 7 によって算出される超音波画像上の M I 値の分布のデータ等も付帯情報として付加して表示データを生成する。

30

【 0 0 2 6 】

操作部 6 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス、トラックボール等の入力デバイスを備えており、超音波パルスの送信条件、被検体の情報の入力、超音波画像上における R O I を設定する機能を有する。

【 0 0 2 7 】

また、超音波出力レベルに関与する超音波における各送信条件を変更するための各種スイッチ群が設けられている。

【 0 0 2 8 】

超音波出力レベルを示す強度パラメータとして、本実施例では M I 値を用いることとする。

40

【 0 0 2 9 】

M I 値は前述のとおり、超音波が生体へ及ぼす機械的衝撃に関する指標であり、次式 (1) により求められる。ただし、 $P_r . 3 (z)$ は負の音圧 (単位 : M P a)、 f_c は中心周波数 (単位 : M H z) である。

【 0 0 3 0 】

$$M I \text{ 値} = P_r . 3 (z) / \sqrt{f_c} \cdots (1)$$

【 0 0 3 1 】

尚、本実施例では超音波パルスの強度パラメータとして M I 値を挙げたが、強度パラメータはこれに限定されるものではなく、T I 値 (超音波照射によって生体組織に吸収され

50

たエネルギーにより、生体へ及ぼす熱的影響（例えば組織の温度上昇）に関する指標）、
I s p t a (S p a t i a l P e a k P u l s e A v e r a g e I n t e n s i t y : パルス波連長内の平均強度値の空間的ピーク値)なども強度パラメータとして用いてもよい。

【0032】

また、操作部6はこのMI値に関して、その限界値である限界MI値を設定する機能を有する。

【0033】

MI値調節部7は、図1に示すようにMI値計算部71及び記憶部72を有する。

【0034】

MI値計算部71は図2に示すような超音波パルスにおけるMI値と、その超音波パルスを照射するために超音波プローブ1に印加する駆動電圧との関係を示すテーブルより、前述の限界MI値を用いて、送信条件の組み合わせ毎に被検体に対して送信が許容される限界MI値になる駆動電圧を決定する。

【0035】

図2に示すテーブルは、複数の送信条件をそれぞれ変更し、組み合わせ毎の条件下で超音波プローブ1が有する超音波振動子に印加する駆動電圧を変化させて超音波パルスを照射し、その際に計測される音圧データの最大値と、そのときの超音波パルスの中心周波数を用いて式(1)より超音波パルスの最大MI値を算出することで作成される。

【0036】

尚、図2に示すテーブルA、B、Cは送信条件の一つである送信フォーカス以外の送信条件が同一な条件下（送信条件の組み合わせパターンA、B、C）でそれぞれ得られるが、テーブルはこれに限らず、送信周波数以外の送信条件が同一な条件下で得られるテーブル等、送信条件の組み合わせによって種々の条件下で得られるテーブルが設けられている。

【0037】

更に、MI値計算部71は、図3に示す超音波パルスの照射方向への音圧分布を示すテーブルを用いて取得される超音波画像におけるMI値を算出する。

【0038】

図3に示すテーブルA、B、Cは、図2のテーブルと同様に、送信条件の一つである送信フォーカス以外の送信条件が同一な条件下（送信条件の組み合わせパターンA、B、C）で、走査線の偏向角0°に対してそれぞれ得られる。

【0039】

尚、これに限らず、図2に示すテーブルと同様に、送信周波数以外の送信条件が同一な条件下で得られるテーブル等、送信条件の組み合わせによって種々の条件下で得られるテーブルが設けられている。また、図3では走査線の偏向角0°に関するテーブルが示されているが、その他の偏向角に関しても、走査線の偏向角に関して5°間隔でそれぞれの走査線に関する音圧分布のテーブルを設けている。しかし、発明はこれに限定されず、例えばテーブルを設ける走査線の間隔を更に小さくして、より多くのテーブルを設けてもよい。

【0040】

MI値の算出法に関しては、記憶部72は超音波振動子から照射される超音波パルスの照射方向への音圧分布を示す図3に示すテーブルを各種送信条件の組み合わせ毎に、また超音波の走査線の偏向角毎に保存しており、MI値計算部71は所望の送信条件の組み合わせに対応するテーブルを偏向角毎に参照する。

【0041】

参照するテーブルを用いて、MI値計算部71は偏向角毎に、テーブルに示される超音波走査線上の全ての点におけるMI値を算出し、それらの値の中から取得される超音波画像における最大MI値及びROI内の最大MI値を算出する。

【0042】

10

20

30

40

50

記憶部 72 は、前述の図 2、図 3 に示す超音波における M I 値と電圧の関係を示すテーブル、及び超音波パルスの照射方向への音圧分布を示すテーブルを保存する。

【 0 0 4 3 】

制御部 8 は、主制御部 8 1 と走査制御部 8 2 を備えている。主制御部 8 1 は図示しない C P U と記憶回路を備え、この記憶回路には、操作部 6 にて入力 / 設定 / 選択された前述の被検体の情報や画像データ収集条件等が保存されている。そして、C P U は、前述の入力情報、設定情報及び選択情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御する。

【 0 0 4 4 】

(動作)

次に、以上のように構成された超音波診断装置 1 0 0 の動作について図 1 乃至図 9 を用いて説明する。

【 0 0 4 5 】

まず、超音波パルスの初期照射における動作に関して説明する。

【 0 0 4 6 】

はじめに、操作者は操作部 6 より被検体に照射する超音波パルスに関する送信条件及び限界 M I 値をそれぞれ設定する (図 4 のステップ S 1) 。

【 0 0 4 7 】

ここでは超音波パルスの送信条件の一つである送信フォーカスの設定及び変更について述べる。操作者は送信フォーカスについて操作部 6 より、5 m m ~ 1 5 0 m m の範囲で 5 m m 間隔で深さ方向に設定可能であり、超音波パルスの初期照射の段階では、送信フォーカスを 7 5 m m の位置に設定する。その他の送信条件に関しては、図 2、図 3 に示されるパターン A の組み合わせに当てはまるように設定する。また、本実施例において限界 M I 値を 1 . 5 と設定する。この限界 M I 値は M I 値調節部 7 の記憶部 7 2 に保存される。

【 0 0 4 8 】

次に、図 2 に示す M I 値と駆動電圧との関係を表すテーブルの中から、図 4 のステップ S 1 において設定された各送信条件の組み合わせに対応するテーブルを主制御部 8 1 が M I 値調節部 7 の記憶部 7 2 より選択、参照する (図 4 のステップ S 2) 。

【 0 0 4 9 】

図 4 のステップ S 1 において設定した送信条件の組み合わせがパターン A (送信フォーカス : 7 5 m m) であるため、主制御部 8 1 は図 2 のパターン A のテーブルを選択する。

【 0 0 5 0 】

主制御部 8 1 は、図 4 のステップ S 1 において操作者が操作部 6 によって設定する限界 M I 値を用いて、その限界 M I 値に対応する駆動電圧をテーブルより選択し、超音波パルスの限界駆動電圧と決定する (図 4 のステップ S 3) 。

【 0 0 5 1 】

図 4 のステップ S 1 において限界 M I 値は 1 . 5 と設定しているため、図 2 のパターン A のテーブルより、M I 値が 1 . 5 のときの駆動電圧を選択する。図 2 のパターン A のテーブル内において、M I A 5 が 1 . 5 にあたる場合、対応する駆動電圧 V 5 を送信条件の組み合わせパターン A における超音波パルスの限界駆動電圧とする。

【 0 0 5 2 】

その後、図 4 のステップ S 3 で決定された限界駆動電圧により被検体への超音波パルスの照射を開始するよう、主制御部 8 1 は走査制御部 8 2 へ指示信号を送り、走査制御部 8 2 はその指示信号に従って送信部 2 1 を駆動し、超音波パルスを照射する (図 4 のステップ S 4) 。

【 0 0 5 3 】

例えば、超音波プローブ 1 に設けられる各超音波振動子に図 4 のステップ S 3 で決定された駆動電圧 V 5 が印加され、これにより超音波パルスが被検体に照射される。そして、被検体内で反射する超音波エコーが受信部 2 2 によって受信される。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

この受信信号は超音波データ生成部 3 が有する信号処理部により所定の処理が行なわれ、B モードデータが生成される。

【 0 0 5 5 】

その後、超音波画像データ生成部 4 の画像処理部は B モードデータを、送受信方向の情報に基づいて配列して超音波画像を生成する。

【 0 0 5 6 】

そして、表示部 5 の表示データ生成部で、被検体の情報等の付帯情報を付加した表示データを生成する。この表示データはデータ変換部で D / A 変換されモニタに表示される。図 5 は超音波画像の表示例である。超音波画像の付帯情報として、表示画面上に最大 M I 値を表示することも可能である。また、超音波画像データはモニタにリアルタイムで表示される。

10

【 0 0 5 7 】

操作者は操作部 6 を用いて、モニタに表示される超音波画像データを参照しながら図 4 のステップ S 3 で決定された限界駆動電圧以下で駆動電圧を微調整し、モニタに表示された超音波画像データを検査に最適な画質にする（図 4 のステップ S 5 ）。

【 0 0 5 8 】

図 4 のステップ S 3 で決定した限界駆動電圧は V 5 であるため、駆動電圧の微調整に関しては V 5 を超えない範囲で行い、特にコントラストエコー法など、微小気泡を用いる場合には、その微小気泡が超音波パルスにより破壊されることなく存在し続けることができる限界の駆動電圧に設定する。本実施例ではその駆動電圧を図 2 のテーブル内に記載される V 4 とする。

20

【 0 0 5 9 】

次に、R O I 内の特定 M I 値を一定に保つための動作について説明する。

【 0 0 6 0 】

尚、本実施例では特定 M I 値として、R O I の複数箇所における M I 値の中での最大 M I 値を一定に保つための動作について説明する。

【 0 0 6 1 】

しかし、本発明はこれに限らず、特定 M I 値として、R O I の複数箇所における M I 値の中での最小 M I 値、R O I の複数箇所における M I 値の平均値、R O I の複数箇所における M I 値の範囲の中心となる値などを用いてもよい。

30

【 0 0 6 2 】

まず、操作者は操作部 6 を用いて「M I 値優先制御モード」を選択する（図 6 のステップ S 1 ）。

【 0 0 6 3 】

操作部 6 からは選択信号が主制御部 8 1 へ送信され、主制御部 8 1 は「M I 値優先制御モード」の制御フロー（図 6 参照）を選択する。

【 0 0 6 4 】

次に、操作者は取得される超音波画像における R O I を操作部 6 を用いて設定する（図 6 のステップ S 2 ）。

【 0 0 6 5 】

40

例えば、操作部 6 に設けられた入力デバイスを用いて R O I の超音波画像データ上の位置、形状及び大きさを入力する。入力された R O I のデータは表示部 5 に送られ、送られたデータに基づいて R O I を超音波画像上に重畳表示する。

【 0 0 6 6 】

尚、R O I の位置に関しては、操作部 6 が有するトラックボールを用いてモニタに表示される超音波画像データ上でその位置を指定してもよい。また、形状に関しては既定の形状の中から所望の形状を選択できるようにしてもよいし、トラックボールを用いて表示画面上で R O I の各頂点を指定して R O I を設定してもよい。更に、大きさは R O I の位置、形状が決定後、操作者の所望の大きさに変更可能である。

【 0 0 6 7 】

50

次に、主制御部 8 1 は図 2、図 3 に示されるテーブルの中から、「M I 値優先制御モード」を選択した時点での超音波パルスの各送信条件の組み合わせパターンに対応するテーブルをそれぞれ参照し、超音波画像における最大 M I 値、各点の M I 値及び R O I の最大 M I 値を決定し、記憶部 7 2 に保存する（図 6 のステップ S 3 ）。

【 0 0 6 8 】

本実施例において、この時点で送信条件の組み合わせパターンはパターン A（送信フォーカス：7 5 m m）に設定され（図 4 のステップ S 1 参照）、駆動電圧は V 4（図 4 のステップ S 5 参照）に設定されている。

【 0 0 6 9 】

超音波画像における最大 M I 値に関して、主制御部 8 1 は駆動電圧 V 4 を図 2 のパターン A のテーブルに照らし合わせて、この時点での超音波画像における最大 M I 値を M I A 4 と決定する。

【 0 0 7 0 】

また、超音波画像上の各点の M I 値及び R O I における M I 値の算出に関して、図 7（a）に示される超音波パルスの走査線（偏向角 0°）上における M I 値の算出を例に挙げて説明する。

【 0 0 7 1 】

まず、記憶部 7 2 から参照する図 7（b）に示されるテーブルを用いて、音源から 5 m m 間隔で 1 5 0 m m までの各点の M I 値を、前述した式（1）を用いて決定する。

【 0 0 7 2 】

また、記憶部 7 2 から参照する図 7（b）に示されるテーブルにおいて、音源から 5 m m 間隔における超音波の音圧 P r A 5 ~ P r A 1 5 0 の中から R O I 内で最大値を示す画像上の位置及びその値を選択する。

【 0 0 7 3 】

図 7（c）が示すように、この時点で超音波パルスの送信フォーカスは 7 5 m m と設定されていることから、音源からの距離が 7 5 m m における超音波の音圧 P r A 7 5 が超音波画像上の最大値及び R O I 内での最大値となる。よって音圧 P r A 7 5 を用いて偏向角 0° の走査線上において R O I 内での最大 M I 値を算出する。

【 0 0 7 4 】

前述の手順で、全ての超音波走査線上においてそれぞれ R O I 内での最大 M I 値を算出する。

【 0 0 7 5 】

算出された全走査線上の R O I 内での最大 M I 値の中から最大となるもの、つまり超音波画像全体における R O I 内での最大 M I 値 M I a を決定する。

【 0 0 7 6 】

尚、図 8（c）に示すように、音圧分布が R O I 外でピーク値を示す場合においても前述の R O I 内でピーク値を示す場合（図 7（c）参照）と同様の処理を行う。

【 0 0 7 7 】

次に、操作者は、操作部 6 に設けられる各種送信条件を変更するためのスイッチを用いて、被検体に照射する超音波パルスのパラメータである送信周波数、送信フォーカス等の中から、変更を希望する送信条件を選択し、更に予め定められた選択肢の中から所望の値をそれぞれ選択する（図 6 のステップ S 4 ）。

【 0 0 7 8 】

本実施例では送信条件の中から送信フォーカスに関して、設定されている値を 7 5 m m から 7 0 m m に変更する。

【 0 0 7 9 】

ここで、操作者が送信条件を変更する理由の例として以下のことが挙げられる。

【 0 0 8 0 】

送信周波数の変更について言えば、超音波画像データの R O I における空間分解能を上げて、画質を向上させるときには周波数を上げ、また深度の高い部位を検査したい場合に

10

20

30

40

50

は、その部位の音の伝播を向上させるために周波数を下げる。

【 0 0 8 1 】

また、送信フォーカスの変更では、所望の部位と超音波パルスのフォーカスが一致していない場合、送信フォーカス位置を変更して所望の部位の画質を上げることが挙げられる。

【 0 0 8 2 】

その後、各種送信条件の組み合わせ毎に記憶されている図 2、図 3 に示す M I 値と駆動電圧との関係を示すテーブルの中から、設定された送信条件の組み合わせと一致する強度パラメータに関するテーブルを参照する（図 6 のステップ S 5 ）。

【 0 0 8 3 】

送信条件変更後の送信条件の組み合わせパターンをパターン B（送信フォーカス：70 mm）とすると、主制御部 8 1 は記憶部 7 2 からパターン B のテーブルを参照する（図 2、図 3 参照。）。

【 0 0 8 4 】

次に、M I 値計算部 7 1 は、図 2、図 3 に示すテーブルを用いて変更後の送信条件の組み合わせパターンでの超音波画像における最大 M I 値、各点の M I 値及び R O I における最大 M I 値を仮に割り出し、記憶部 7 2 に保存する（図 6 のステップ S 6 ）。

【 0 0 8 5 】

本実施例において、この時点で送信条件の組み合わせパターンはパターン B（送信フォーカス：70 mm）に設定され（図 6 のステップ S 4 参照）、駆動電圧は V 4（図 4 のステップ S 5 参照）に設定されている。

【 0 0 8 6 】

超音波画像における最大 M I 値に関して、主制御部 8 1 は駆動電圧 V 4 を図 2 のパターン B のテーブルに照らし合わせて、この時点での超音波画像における最大 M I 値を M I B 4 と決定する。

【 0 0 8 7 】

また、超音波画像上の各点の M I 値及び R O I における M I 値の算出に関して、図 8（a）に示される超音波パルスの走査線（偏向角 0°）上における M I 値の算出を例に挙げて説明する。

【 0 0 8 8 】

まず、記憶部 7 2 から参照する図 9（b）に示されるテーブルを用いて、音源から 5 mm 間隔で 150 mm までの各点の M I 値を式（1）を用いて決定する。

【 0 0 8 9 】

また、記憶部 7 2 から参照する図 9（b）に示されるテーブルにおいて、音源から 5 mm 間隔における超音波の音圧 P r B 5 ~ P r B 150 の中から R O I 内で最大値を示す画像上の位置及びその値を選択する。

【 0 0 9 0 】

図 9（c）が示すように、この時点で超音波パルスの送信フォーカスは 70 mm と設定されていることから、音源からの距離が 70 mm における超音波の音圧 P r B 70 が超音波画像上の最大値及び R O I 内での最大値となる。よって音圧 P r B 70 を用いて偏向角 0° の走査線上において R O I 内での最大 M I 値を算出する。

【 0 0 9 1 】

前述の手順で、全ての超音波走査線上においてそれぞれ R O I 内での最大 M I 値を算出する。

【 0 0 9 2 】

算出された全走査線上の R O I 内での最大 M I 値の中から最大となるもの、つまり超音波画像全体における R O I 内での最大 M I 値 M I b を決定する。

【 0 0 9 3 】

尚、図 8（c）に示すように、音圧分布が R O I 外でピーク値を示す場合においても前述の R O I 内でピーク値を示す場合（図 9（c）参照）と同様の処理を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

次に、M I 値調節部 7 は図 6 のステップ S 7 で決定した送信条件変更後の最大 M I 値と、前述の図 4 のステップ S 1 で記憶部 7 2 に保存された限界 M I 値との大小関係と比較する（図 6 のステップ S 7 ）。

【 0 0 9 5 】

図 4 のステップ S 1 において、限界 M I 値を 1 . 5 と設定しているため、M I 値調節部 7 は、図 6 のステップ S 7 において選択された超音波画像上における最大 M I 値 M I B 4 が 1 . 5 より高いか、又は 1 . 5 以下であるかを判断する。最大 M I 値 M I B 4 が 1 . 5 より高い場合、ステップ S 9 に移行し、最大 M I 値 M I B 4 が 1 . 5 以下の場合、ステップ S 1 0 に移行する。

10

【 0 0 9 6 】

前者の場合、現状の送信条件における最大 M I 値が限界 M I 値を上回っており、超音波画像データにおける M I 値を低下させる必要があること、また、それにより R O I 内の M I 値も低下することを操作者に警告する（図 6 のステップ S 8 ）。

【 0 0 9 7 】

モニタでの表示による操作者への警告方法を例に説明する。

【 0 0 9 8 】

M I 値調節部 7 において、図 6 のステップ S 8 で最大 M I 値が限界 M I 値を上回ると判断されると、M I 値調節部 7 から表示部 5 へ警告信号が送られ、表示部 5 は警告信号に従って表示画面上に警告メッセージを表記する。

20

【 0 0 9 9 】

操作者への警告後、主制御部 8 1 は動作フローを図 6 のステップ S 4 に移行させ、再度、操作者は超音波パルスの送信条件の変更を行う。

【 0 1 0 0 】

また、後者の超音波画像上の最大 M I 値が限界 M I 値を下回る場合、送信条件変更前後の R O I 内の最大 M I 値を一致させるために駆動電圧を調整する（図 6 のステップ S 9 ）。

【 0 1 0 1 】

M I 値計算部 7 1 は、図 6 のステップ S 7 において算出された送信条件変更後における超音波画像上の R O I 内での最大 M I 値 M I b と、図 6 のステップ S 2 で記憶部 7 2 に保存された送信条件変更前における超音波画像上の各点に関する M I 値から図 6 のステップ S 3 で設定された R O I 内に含まれる M I 値データを選択し、更にその中での最大値、つまり R O I 内の最大 M I 値 M I a をそれぞれ読み込み、それらの比率 r を下記の式（ 2 ）より算出する。

30

【 0 1 0 2 】

$$r = M I b / M I a \cdots (2)$$

【 0 1 0 3 】

算出された比率 r 及び図 6 のステップ S 6 において保存された送信条件変更後の限界駆動電圧 V 4 （下記式（ 3 ）中の V L ）を用いて、M I 値計算部 7 1 は送信条件変更前後の許容できる R O I 内の最大 M I 値を一致させるための新たな駆動電圧 V N を下記の式（ 3 ）より算出する。

40

【 0 1 0 4 】

$$V N = V L \times r \cdots (3)$$

【 0 1 0 5 】

その後、図 6 のステップ S 1 0 において算出された駆動電圧 V N に変更するよう、主制御部 8 1 から走査制御部 8 2 へ指示信号が送られ、走査制御部 8 2 はその指示信号に従って送信部 2 1 を駆動させ、被検体に超音波を照射する（図 6 のステップ S 1 0 ）。

【 0 1 0 6 】

その後、再度送信条件を変える必要がある場合には動作フローを図 6 のステップ S 4 に移行し、再び送信条件の変更を行う（図 6 のステップ S 1 1 ）。

50

【0107】

送信条件の変更がなければ、引き続き、同じ駆動電圧で超音波を照射する（図6のステップS12）。

【0108】

また、図6のステップS11の動作の際、ROI内の最大MI値に対してある一定の割合の所望の範囲の値、例えばROIの最大MI値に対して $\pm 10\%$ のMI値を示す領域を超音波画像データに重畳表示する（図10参照。）。

【0109】

以上のような動作を行い、本実施例における特定MI値であるROIの最大MI値を一定に保つ。

10

【0110】

尚、本実施例では、図2、図3に示すような超音波パルスの送信条件の組み合わせ毎に設けられるテーブルを用いて処理を行なうが、本発明はこれに限らず、これらのテーブルより関係式を作成し、その関係式を利用して処理を行なってもよい。

【0111】

（効果）

このような超音波診断装置100により、超音波画像データ上のROI内の最大MI値を、このMI値に影響を及ぼす送信条件の変更前後で一定に保つことで、送信条件変更後のMI値の再調整が必要なくなり、操作者への負担を軽減し、作業の効率化を図ることができる。

20

【0112】

また、送信条件の変更前後におけるROIの特定MI値の比率を用いることで、この特定MI値を変化させないための駆動電圧の変更を容易に行うことができる。

【0113】

また、図2、図3に示すテーブルを用いることで、より少ない処理手順で、送信条件の組み合わせ毎に超音波画像におけるMI値の割り出しを行うことができる。

【0114】

更に、超音波画像上に特定MI値を固定しているROIを表示することで、どの程度の領域の超音波画像データが画質の面で信頼できるかどうかを操作者が容易に認識できる。

【0115】

30

（変形例）

次に実施例1の変形例に関して図11を用いて説明する。

【0116】

実施例1の場合、図8(c)、図9(c)に示すように、ROIの境界線における超音波パルスの音圧が、MI値の算出に用いるテーブルに設けられているため、ROI内の最大MI値の算出はテーブルが有する音圧をそのまま用いることができる。しかし、ROIの境界線における超音波パルスの音圧が、MI値の算出に用いるテーブルに設けられていない場合には、テーブルが有する音圧を用いて概算する必要がある。本変形例はその具体的な方法に関して述べたものである。

【0117】

40

尚、超音波診断装置全体の構成の説明は前述の実施例1において行っているため省略する。

【0118】

（動作）

図11(a)に示すように、テーブルが有する超音波パルスの音源からの音圧分布は5mm間隔となっているのに対し、超音波パルスの音源からROIの境界線までの距離は57mm、82mmとなっており、ROIの境界線における超音波パルスの音圧が、MI値の算出に用いるテーブルに設けられていない。この場合、図11(b)の音圧分布のグラフより超音波パルスの音源からの距離が57mmの地点での音圧PrB57がROI内において最大であることから、この地点において最大MI値を示すことが推測される。そこ

50

で、M I 値計算部 7 1 は、R O I 内の最大 M I 値を算出するために必要な音圧 P r B 5 7 を、図 1 1 (c) に示す式と、テーブルが有する、超音波パルスの音源からの距離が 5 7 m m の地点を挟む距離 5 5 m m 及び 6 0 m m の超音波パルスの音圧 P r B 5 5 及び P r B 6 0 を用いて算出する。

【 0 1 1 9 】

(効果)

このような超音波診断装置 1 0 0 により、超音波画像データ上の R O I 内の最大 M I 値を、この M I 値に影響を及ぼす送信条件の変更前後で一定に保つことで、送信条件変更後の M I 値の再調整が必要なくなり、操作者への負担を軽減し、作業の効率化を図ることができ、更に、R O I 内において、より正確な最大 M I 値の算出が可能になることから、超音波パルスにおける送信条件の変更前後での R O I 内の超音波画像の画質の変化の度合いをより小さくできる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 0 】

【図 1】本発明の実施例 1 における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、駆動電圧と、その駆動電圧により照射された超音波パルスにおける最大 M I 値との関係を表すテーブルを送信条件の組み合わせ別に示す図。

【図 3】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、超音波パルスの偏向角 0 ° の走査線上における音圧分布の深さ方向への変化を表すテーブルを示す図。

【図 4】本発明の実施例 1 における超音波診断装置の操作及び動作を示すフローチャート。

【図 5】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、表示画面上に超音波画像及びその付帯情報を表示する機能の説明図。

【図 6】本発明の実施例 1 における M I 値優先制御モード時の操作及び動作を示すフローチャート。

【図 7】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、超音波画像上の R O I 内の M I 値を算出する機能の説明図。

【図 8】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、超音波画像上の R O I 内の M I 値を算出する機能の説明図。

【図 9】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する、超音波画像上の R O I 内の M I 値を算出する機能の説明図。

【図 1 0】本発明の実施例 1 における超音波診断装置が有する表示画面上に超音波画像における M I 値に関する情報を表示する機能の説明図。

【図 1 1】本発明の実施例 1 の変形例における超音波診断装置が有する、超音波画像上の R O I 内の M I 値を算出する機能の説明図。

【符号の説明】

【 0 1 2 1 】

1 0 0 超音波診断装置

1 超音波プローブ

2 送受信部

2 1 送信部

2 2 受信部

3 超音波データ生成部

4 超音波画像データ生成部

5 表示部

6 操作部

7 M I 値調節部

7 1 M I 値計算部

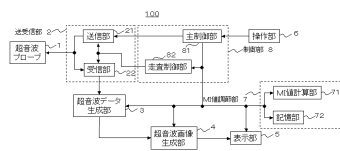
7 2 記憶部

8 制御部

8 1 主制御部

8.2 走査制御部

【圖 1】



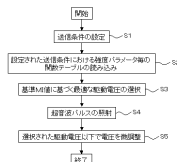
【圖 2】



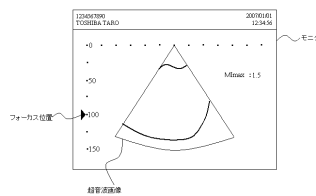
【圖 3】



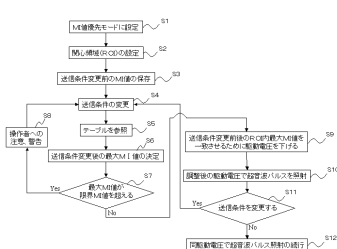
【 図 4 】



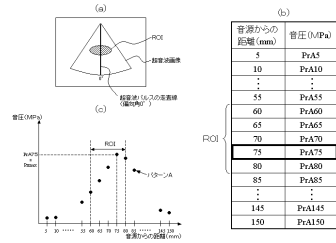
【 図 5 】



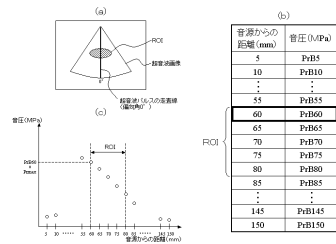
【図 6】



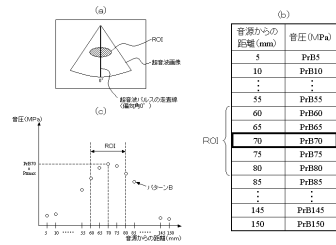
【図 7】



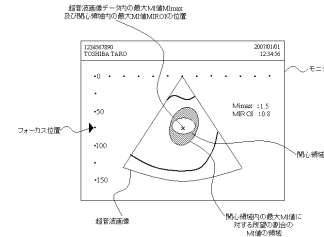
【図 8】



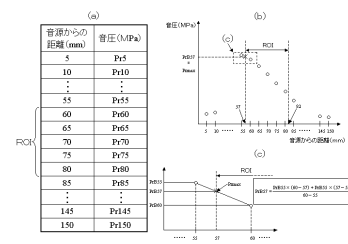
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 鷲見 篤司

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内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平07-051268(JP,A)

特開平07-067877(JP,A)

特開2004-305347(JP,A)

特開2002-345823(JP,A)

特開2009-153674(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5534649B2	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	JP2008093811	申请日	2008-03-31
[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		
当前申请(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	阿部仁人 鷲見篤司		
发明人	阿部 仁人 鷲見 篤司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/JC37		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2009240699A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波脉冲的传输条件改变之前和之后保持在超声图像数据上指定的ROI的最大MI值恒定。表示存储在MI值调整单元8的存储单元82中的每个传输条件组合的MI值和驱动电压与对应于超声脉冲的每个扫描线的声压分布之间的关系的表格MI值计算单元81使用该表计算在超声脉冲的发送条件改变之前和之后的ROI的最大MI值。此外，根据这些比率，MI值计算单元81确定用于在超声脉冲的传输条件改变之前和之后保持ROI的最大MI值恒定的最佳驱动电压，并且控制单元8确定驱动电压调整到最佳驱动电压。[选图]图1

送信条件の組み合わせパターン別テーブル
(送信フォーカスを変更)

... パターンAのテーブル (送信フォーカス:75mm)		パターンBのテーブル (送信フォーカス:70mm)		パターンCのテーブル (送信フォーカス:66mm)		...	
MI	駆動電圧 (V)	MI	駆動電圧 (V)	MI	駆動電圧 (V)		
MI _{A1}	V1	MI _{B1}	V1	MI _{C1}	V1		
MI _{A2}	V2	MI _{B2}	V2	MI _{C2}	V2		
MI _{A3}	V3	MI _{B3}	V3	MI _{C3}	V3		
MI _{A4}	V4	MI _{B4}	V4	MI _{C4}	V4		
MI _{A5}	V5	MI _{B5}	V5	MI _{C5}	V5		
MI _{A6}	V6	MI _{B6}	V6	MI _{C6}	V6		
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮		