

(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2007-301181**(P2007-301181A)**

(43) 公開日 平成19年11月22日(2007.11.22)

(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 16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-133137 (P2006-133137)

(22) 出願日 平成18年5月11日 (2006.5.11)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

(72) 発明者 橋本 浩

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

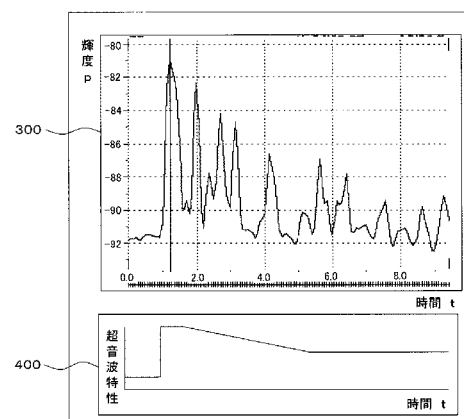
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】 診断効率を向上させる。

【解決手段】 超音波を被検体へ送信し、被検体から反射される超音波を受信するスキャンを実施することにより取得されたエコー信号に基づいて、被検体の断層画像を順次生成する。そして、被検体の断層画像に関心領域を設定し、エコー信号を取得した時間軸に対応するように、順次生成された被検体の断層画像において関心領域における全画素の平均輝度値を示すT I C画像を生成する。また、T I C画像の時間軸に対応するように、関心領域に順次送信された超音波の特性を表す超音波特性画像を生成する。そして、生成されたT I C画像と超音波特性画像とを時間軸が互に対応するように画面に並べて表示させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を被検体へ順次送信し、前記超音波が順次送信された被検体から反射される超音波を順次受信するスキャンを実施することによって、エコー信号を順次取得するスキャン部と、

前記スキャン部によって取得された前記エコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を順次生成する断層画像生成部と、

前記断層画像生成部によって順次生成された前記被検体の断層画像に関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記断層画像生成部によって順次生成された前記断層画像において前記関心領域設定部によって設定された関心領域での輝度値を示す T I C 画像を、前記スキャン部が前記エコー信号を取得した時間軸に対応するように生成する T I C 画像生成部と、 10

前記スキャン部によって前記関心領域に順次送信された前記超音波の特性を表す超音波特性画像を、前記 T I C 画像生成部が生成した前記 T I C 画像の時間軸に対応するように生成する超音波特性画像生成部と、

前記 T I C 画像生成部によって生成された前記 T I C 画像と、前記超音波特性画像生成部によって生成された超音波特性画像とを、時間軸が互いに対応するように画面に並べて表示する画像表示部と

を有する

超音波診断装置。

20

【請求項 2】

前記超音波の特性がメカニカルインデックス値である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波の特性が音響出力である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波の特性が音圧である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波特性画像が線グラフである

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記超音波特性画像が、超音波特性値に応じて色濃度が異なるバーグラフである

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波特性画像が、一定時間ごとに前記超音波特性値を示す数値である

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波特性画像が、前記超音波特性値の変化開始点である

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

超音波を被検体へ順次送信し、前記超音波が順次送信された被検体から反射される超音波を順次受信するスキャンを実施することにより取得されたエコー信号に基づいて、前記被検体の断層画像を順次生成する第 1 ステップと、

前記第 1 ステップによって順次生成された前記被検体の断層画像に関心領域を設定する第 2 ステップと、

前記エコー信号を取得した時間軸に対応するように、前記第 1 ステップによって順次生成された前記被検体の断層画像において前記第 2 ステップによって設定された前記関心領域での輝度値を示す T I C 画像を生成する第 3 ステップと、 50

前記第 3 ステップによって生成された前記 T I C 画像の時間軸に対応するように、前記関心領域に順次送信された前記超音波の特性を表す超音波特性画像を生成する第 4 ステップと、

前記第 3 ステップによって生成された前記 T I C 画像と前記第 4 ステップによって生成された前記超音波特性画像とを時間軸が互いに対応するように画面に並べて表示させる第 5 ステップと

を有する

画像表示方法。

【請求項 10】

前記超音波の特性がメカニカルインデックス値である

10

請求項 9 に記載の画像表示方法。

【請求項 11】

前記超音波の特性が音響出力である

請求項 9 に記載の画像表示方法。

【請求項 12】

前記超音波の特性が音圧である

請求項 9 に記載の画像表示方法。

【請求項 13】

前記超音波特性画像が線グラフである

請求項 9 から 12 のいずれかに記載の画像表示方法。

20

【請求項 14】

前記超音波特性画像が、前記超音波特性値に応じて色濃度が異なるバーグラフである

請求項 9 から 12 のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 15】

前記超音波特性画像が、一定時間ごとに前記超音波特性値を示す数値である

請求項 9 から 12 のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 16】

前記超音波特性画像が前記超音波特性値の変化開始点を示す

請求項 9 から 12 のいずれかに記載の画像表示方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波が送信された被検体から反射される超音波によるエコー信号に基づいて、被検体の断層画像などを表示する装置として知られている。超音波診断装置は、リアルタイムな断層画像を容易に表示できるため、特に、胎児検診や心臓検診などの医療分野において多く利用されている。

40

【0003】

また、超音波診断装置を用いた検査においては、より診断部位のコントラストを高くし、より明瞭な画像を得る目的で、超音波造影剤を体内へ注入し撮影を行い（以下、造影検査とも称する）、造影剤の濃度の推移を T I C (Time Intensity Curve) 画像として表示させ、診断が行われることもある。

【0004】

超音波造影剤としては、例えば微小気泡が挙げられる。微小気泡は大きな強度の超音波、すなわち高い音圧の超音波を受けることにより、破裂して消失し、その際に大きな強度の超音波エコーを生じる。超音波造影剤を体内において環流させて超音波診断を行う場合、超音波造影剤を破裂させないで、または破壊率を低くして、連続的に超音波造影剤の挙

50

動を観察する超音波送信モードと、超音波造影剤を破壊して、または破壊率を高くして、体内の様子を観察する超音波送信モードを組み合わせることがある。すなわち、造影検査時に、被検体に送信する超音波の超音波特性を変化させながら、診断画像を取得することがある（たとえば特許文献1参照）。

【0005】

超音波特性を変化させながら取得する診断画像により診断を行う場合、診断画像と、診断画像を表示する画面表示部に表示されている超音波特性値の瞬時値とを比較することにより診断を行う。

【特許文献1】特開2002-306477号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、TIC画像は、輝度値が縦軸、時間が横軸で表されるグラフである。診断部位における造影剤濃度が高ければ、グラフの縦軸に示される輝度値も高くなる。また、被検体に送信する超音波の超音波特性を変化させた場合にも、グラフの縦軸に示される輝度値に変化が生じる。

【0007】

そのため、送信させる超音波の強さを変化させて造影検査を行う場合、輝度値の変化が、被検体の診断部位における造影剤の濃度変化に起因するのか、または被検体に送信した超音波における超音波特性の変化に起因するのかを、診断画像と超音波特性値の瞬時値と

20

【0008】

したがって、本発明の目的は、TIC画像を生成して診断を行う場合において、被検体に送信する超音波の超音波特性を変化させた場合でも、診断効率を向上することができる超音波診断装置および画像表示方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的の達成のために本発明の超音波診断装置は、超音波を被検体へ順次送信し、前記超音波が順次送信された被検体から反射される超音波を順次受信するスキャンを実施することによってエコー信号を順次取得するスキャン部と、前記スキャン部によって取得された前記エコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を順次生成する断層画像生成部と、前記断層画像生成部によって順次生成された前記被検体の断層画像に関心領域を設定する関心領域設定部と、前記断層画像生成部によって順次生成された前記断層画像に、前記関心領域設定部によって設定された関心領域での輝度値を示すTIC画像を、前記スキャン部が前記エコー信号を取得した時間軸に対応するように生成するTIC画像生成部と、前記スキャン部によって前記関心領域に順次送信された前記超音波の特性を表す超音波特性画像を、前記TIC画像生成部が生成した前記TIC画像の時間軸に対応するように生成する超音波特性画像生成部と、前記TIC画像生成部によって生成された前記TIC画像と前記超音波特性画像生成部によって生成された超音波特性画像を、時間軸が互いに対応するように画面に並べて表示する画像表示部とを有する。

30

40

【0010】

上記目的の達成のために本発明の画像表示方法は、超音波を被検体へ順次送信し、前記超音波が順次送信された被検体から反射される超音波を順次受信するスキャンを実施することにより取得されたエコー信号に基づいて、前記被検体の断層画像を順次生成する第1ステップと、前記第1ステップによって順次生成された前記被検体の断層画像に関心領域を設定する第2ステップと、前記エコー信号を取得した時間軸に対応するように、前記第1ステップによって順次生成された前記被検体の断層画像において前記第2ステップによって設定された前記関心領域での輝度値を示すTIC画像を生成する第3ステップと、前記第3ステップによって生成された前記TIC画像の時間軸に対応するように、前記関心領域に順次送信された前記超音波の特性を表す超音波特性画像を生成する第4ステップと

50

、前記第３ステップによって生成された前記ＴＩＣ画像と、前記第４ステップによって生成された前記超音波特性画像とを、時間軸が互いに対応するように画面に並べて表示させる第５ステップとを有する

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、ＴＩＣ画像を生成して診断を行う場合において、被検体に送信する超音波の超音波特性を変化させた場合であっても診断効率を向上することができる超音波診断装置および画像表示方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

10

以下より、本発明にかかる実施形態について図面を参照して説明する。

【００１３】

< 第１の実施形態 >

図１は、本発明にかかる超音波診断装置の実施形態の構成を示すブロック図である。

【００１４】

図１に示すように、超音波診断装置１は、超音波プローブ２と、送受信部１０と、画像生成部３０と、画像表示部４０と、制御部５０と、操作部６０と、造影剤供給部８０とを有する。

【００１５】

以下より、各構成要素について、順次、説明する。

20

【００１６】

超音波プローブ２は、複数の超音波振動子がマトリクス状に均等に配列されて形成されている。超音波プローブ２に形成されている超音波振動子は、たとえば、ＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛）セラミックスなどの圧電材料により構成されている。超音波プローブ２は、超音波振動子が形成された面を被検体１００の表面に当接して使用される。

【００１７】

超音波プローブ２は、制御部５０からの指令に基づいて、送受信部１０から送信される駆動信号によって、超音波を超音波振動子から被検体１００に送信する。そして、その超音波が送信された被検体１００から反射される超音波を受信し、超音波振動子でエコー信号に変換する。そして、超音波プローブ２は、エコー信号を送受信部１０に送信する。

30

【００１８】

送受信部１０は、超音波プローブ２に接続されている。送受信部１０は、制御部５０からの指令に基づいて、超音波プローブ２に駆動信号を与えて超音波を送波させる。また、送受信部１０は、超音波プローブ２からエコー信号を受信する。そして、受信したエコー信号に増幅、遅延、加算などの処理を施して画像生成部３０に出力する。

【００１９】

画像生成部３０は、送受信部１０に接続されている。画像生成部３０は、たとえば、コンピュータとプログラムとによって構成されている。画像生成部３０は、図１に示すように、被検体の断層画像を生成する断層画像生成部３１と、ＴＩＣ画像を生成するＴＩＣ画像生成部３２と、超音波特性画像を生成する超音波特性画像生成部３３とを有する。超音波特性画像の詳細については後述する。

40

【００２０】

断層画像生成部３１は、制御部５０からの指令に基づいて、送受信部１０からエコー信号を順次受信する。そして、受信したエコー信号を対数増幅した後に包絡線検波してエコーの強度を示すエコー強度信号に順次変換する。そして、順次変換したエコー強度信号の振幅を輝度値とし、また、エコー強度信号に位置情報を付加して、被検体１００の断層画像を順次生成する。

ＴＩＣ画像生成部３２は、断層画像生成部３１によって順次生成された断層画像において、関心領域設定部５１により設定された関心領域における全画素の平均輝度値を求める。そして、その平均輝度値を時系列の順に並べて、時間軸に対応するようにＴＩＣ画像を

50

生成する。

超音波特性画像生成部 33 は、操作部 60 に入力された超音波特性データを制御部 50 の指令に基づいて画像処理し、超音波特性画像を生成する。

【0021】

画像表示部 40 は、画像生成部 30 に接続されている。画像表示部 40 は、画像生成部 30 から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示する。画像表示部 40 は、カラー画像表示が表示可能な CRT や液晶ディスプレイ等で構成される。

【0022】

画像表示部 40 は、断層画像生成部 31 によって順次生成された断層画像と、TIC 画像生成部 32 によって生成された TIC 画像と、超音波特性画像生成部 33 によって生成された超音波特性画像とを表示する。 10

画像表示部 40 は、TIC 画像と超音波特性画像を、時間軸が互いに対応するように画面に並べて同時に表示する。

なお、断層画像については、TIC 画像と超音波特性画像とを同時に表示させてもよいし、また、重ねて表示させてもよい。

【0023】

制御部 50 は、たとえば、コンピュータとプログラムとにより構成されており、各部にそれぞれ接続されている。制御部 50 は、操作部 60 からの操作信号に基づいて各部に制御信号を与え動作を制御する。制御部 50 は、図 1 に示すように、関心領域設定部 51 を有する。 20

【0024】

関心領域設定部 51 は、断層画像生成部 31 によって生成される断層画像に関心領域を設定する。関心領域設定部 51 は、たとえば、操作部 60 からのオペレータの操作により指定された断層画像の範囲のデータに基づいて、関心領域を設定する。

【0025】

操作部 60 は、制御部 50 に接続されている。操作部 60 は、たとえば、キーボード、タッチパネル、トラックボール、フットスイッチ、音声入力装置などの入力装置により構成されている。操作部 60 は、オペレータからの操作情報が入力され、それに基づいて制御部 50 に指令を出力する。

【0026】

なお、被検体の診断部位のコントラストを高くし、より明瞭な画像を得る目的で、被検体 100 における診断部位に、造影剤供給部 80 から造影剤 101 を供給し、撮影してもよい。 30

造影剤供給部 80 は、オペレータによって操作部 60 に入力された造影剤 101 を被検体 100 に供給する指令に応じて、制御部 50 が出力する造影剤供給信号に基づいて、被検体 100 における診断部位に造影剤 101 を供給する。

造影剤 101 は、診断画像において、診断部位のコントラストを高くするために使用する。造影剤 101 は、被検体 100 における周囲組織と音響インピーダンスとの差が大きく、造影剤 101 を被検体 100 に供給することにより、選択的に強調造影することができる。造影剤 101 は、たとえば、微小気泡である。 40

【0027】

以下より、本発明にかかる造影剤を供給しつつ診断する実施形態における超音波装置の動作について説明する。

まず、本発明にかかる造影剤を供給しつつ診断する実施形態におけるスキンの手順を説明する。

【0028】

オペレータは超音波プローブ 2 を被検体 100 の所定の位置に設置する。超音波プローブ 2 は、オペレータが操作部 60 に入力した超音波特性データによる制御部 50 からの指令に基づいて、送受信部 10 から駆動信号を与えられる。超音波プローブ 2 は、送受信部 10 から与えられた駆動信号を、超音波プローブ 2 に設けられている超音波振動子におい 50

て超音波に変換して、被検体 100 に超音波を順次送信する。

【0029】

超音波が被検体 100 に順次送信されている間に、制御部 50 からの指令に基づいて、造影剤供給部 80 から被検体 100 に造影剤 101 が供給される。その時、操作部 60 から制御部 50 に入力される造影剤 101 を被検体 100 へ供給する信号がトリガーとなり、経過時間の計測が開始される。

【0030】

そして、被検体 100 に順次送信される超音波が被検体 100 で反射され、超音波エコーが、超音波プローブ 2 の超音波振動子で受信される。受信された超音波エコーは超音波振動子においてエコー信号に変換される。変換されたエコー信号は超音波プローブ 2 から送受信部 10 に出力される。

10

【0031】

以下より、本発明にかかる実施形態における画像表示方法について説明する。図 2 は、本発明にかかる実施形態における画像表示方法のフロー図である。

【0032】

まず、断層画像を生成する。(S10)

送受信部 10 がエコー信号を断層画像生成部 31 に出力する。そして、断層画像生成部 31 が、エコー信号を対数増幅した後、包絡線を検波し、エコー強度信号に順次変換する。そして、断層画像生成部 31 が、その変換されたエコー強度信号を画像処理して、断層画像を順次生成する。

20

【0033】

次に、断層画像に関心領域を設定する(S20)。

関心領域設定部 51 が、断層画像生成部 31 によって生成される断層画像に関心領域を設定する。関心領域設定部 51 が、たとえばトラックボールによって指定された断層画像範囲のデータに基づいて、関心領域を設定する。

【0034】

次に、断層画像に設定した関心領域における T I C 画像を生成する(S30)。

断層画像に設定した関心領域における全画素の平均輝度値を、T I C 画像生成部 32 が求める。そして、その平均輝度値データを時系列順に並べて、超音波プローブ 2 が超音波エコーを取得した時間軸に対応するように、T I C 画像生成部 32 が T I C 画像を生成する。造影剤 101 を被検体 100 へ供給したときの信号をトリガーに、T I C 画像に時間軸を設定する。

30

【0035】

次に、超音波特性画像を生成する(S40)。

オペレータが操作部 60 に入力した超音波特性データを、制御部 50 からの指令に基づいて、超音波特性画像生成部 33 に入力する。超音波特性画像生成部 33 が、入力された超音波特性データを画像処理する。そして、超音波特性画像信号が得られ、T I C 画像の時間軸に対応するように超音波特性画像を生成する。操作部 60 から制御部 50 に入力される造影剤 101 を被検体 100 へ供給したときの信号をトリガーに、超音波特性画像に時間軸を設定する。

40

なお、ステップ S40 はステップ S30 の後に行う必要はなく、ステップ S10 からステップ S30 と並行して行われてもよい。

【0036】

次に、図 3 に示すように、時間軸が互いに対応するように、T I C 画像 300 と超音波特性画像 400 を画像表示部 40 に表示する。(S50)

ステップ S30 において生成された T I C 画像 300 と、ステップ S40 において生成された超音波特性画像 400 とを、時間軸が互いに対応するように画像表示部 40 が表示する。

【0037】

図 3 は、第 1 の実施形態において、画像表示部 40 が表示する表示画面を示す図である

50

。

図 3 に示すように、画像表示部 40 は、T I C 画像 300 と超音波特性画像 400 を上下に並べて、同時に表示する。ここで、超音波特性は超音波の強さを示す指標であり、たとえば、メカニカルインデックス値（以下、M I 値とも称する）、音響出力または音圧などである。

【0038】

M I 値は機械的指標であり、音軸上の最大ピーク負音圧を基準音圧 1 M P a で正規化した値である。また、超音波による生体内の媒体へ与えられる影響を指標する値としても用いられる。

M I 値は一般に、以下の数式（1）のように定義される。ここで、 P_N は、負音圧力ピーク値（P a）、 f_c は、周波数（H z）である。

10

$$M I = P_N / (f_c)^{1/2} \cdots (1)$$

【0039】

音響出力は、音源から単位時間当たり放射される音波のエネルギーであり、単位面積当たりの音波のエネルギーが音の強さであり、音の強さは音圧の 2 乗に比例する。したがって、音響出力は以下の数式（2）のように定義される。ここで、P は音響出力、 P_N は、負音圧力ピーク値（P a）、 α は比例定数である。

$$P = \alpha (P_N)^2 \cdots (2)$$

【0040】

第 1 の実施形態における画像表示部 40 に表示される T I C 画像 300 は、輝度の時間変化を表すグラフであり、縦軸が輝度値 p、横軸が時間 t として表わされる。超音波特性画像 400 は、超音波特性値の時間変化を表す線グラフであり、縦軸が超音波特性値、横軸が時間 t として表わされる。また、T I C 画像 300 と超音波特性画像 400 は、時間軸が互いに対応するように、画像表示部 40 に同時に表示される。

20

【0041】

以上のように、第 1 の実施形態においては、エコー信号を断層画像として画像化し、断層画像に関心領域を設定する。そして、設定した関心領域の T I C 画像 300 を生成する。そして、被検体 100 に送信した超音波の超音波特性値を線グラフで表し、超音波特性画像 400 を生成する。

超音波特性画像 400 を線グラフとして表すことにより、被検体に送信される超音波の強さを容易に把握できる。そのため、T I C 画像 300 と超音波特性画像 400 とを、互いの時間軸が対応するように画像表示部 40 に同時に表示させることにより、T I C 画像 300 における輝度の変化が、被検体 100 の診断部位における造影剤の濃度変化に起因するのか、超音波プローブ 2 から送信される超音波の強さの変化に起因するのかを容易に判断できる。したがって、診断効率を向上させることができる。

30

【0042】

< 第 2 の実施形態 >

本発明にかかる超音波診断装置の第 2 の実施形態について、詳細に説明する。

本実施形態は、画像表示部 40 が表示する超音波特性画像 400 を除いて、第 1 の実施形態と同じである。そのため、重複する箇所については、記載を省略する。

40

図 4 は、第 2 の実施形態において、画像表示部 40 が表示する表示画面を示す図である。

【0043】

第 2 の実施形態における画像表示部 40 に表示される超音波特性画像 400 は、超音波特性値の時間変化を表すグラフであり、横軸に時間 t をとり、超音波特性値に応じて色濃度が異なるバーグラフ（以下、バーグラフとも称する）として表したものである。超音波特性値に応じて色濃度が異なるバーグラフとは、色の明暗、濃淡等により超音波特性値を表すグラフのことである。たとえば、色が明るい部分は超音波特性値が高いことを表し、色が暗い部分は超音波特性値が低いことを表すグラフである。

また、画像表示部 40 に時間軸が互いに対応するように、T I C 画像 300 と超音波特

50

性画像 400 を同時に表示する。

【0044】

以上のように、第2の実施形態においては、エコー信号を断層画像として画像化し、断層画像に関心領域を設定する。そして、設定した関心領域のTIC画像300を生成する。そして、被検体100に送信した超音波の超音波特性値をバーグラフとして表し、超音波特性画像400を生成する。

超音波特性画像400をバーグラフとして表すことにより、第1の実施形態と同様に、被検体に送信される超音波の強さを容易に把握できる。そのため、TIC画像300と超音波特性画像400とを、互いの時間軸が対応するように画像表示部40に同時に表示させることにより、TIC画像300における輝度の変化が、被検体100の診断部位における造影剤の濃度変化に起因するのか、超音波プローブ2から送信される超音波の強さの変化に起因するのかを容易に判断できる。したがって、診断効率を向上させることができる。

10

【0045】

<第3の実施形態>

本発明にかかる超音波診断装置の第3の実施形態について、詳細に説明する。

本実施形態は、画像表示部40が表示する超音波特性画像400を除いて、第1の実施形態と同じである。そのため、重複する箇所については、記載を省略する。

図5は、第3の実施形態において、画像表示部40が表示する表示画面を示す図である。

20

【0046】

第3の実施形態における画像表示部40に表示される超音波特性画像400は、超音波特性値の時間変化を表す数値であり、横軸に時間 t をとり、一定時間ごとに超音波特性値を示す数値として表したものである。一定時間ごとに超音波特性値を示す数値として表したものは、一定の時間間隔で超音波特性値を取得し、その超音波特性値を数値として画像表示部40に表したものである。

また、画像表示部40に時間軸が互いに対応するように、TIC画像300と超音波特性画像400を同時に表示する。

【0047】

以上のように、第3の実施形態においては、エコー信号を断層画像として画像化し、断層画像に関心領域を設定する。そして、設定した関心領域のTIC画像300を生成する。そして、被検体100に送信した超音波の超音波特性を、一定時間ごとに超音波特性値を示す数値として表し、超音波特性画像400を生成する。

30

超音波特性画像400を一定時間ごとに超音波特性値を示す数値として表すことにより、第1の実施形態と同様に、被検体に送信される超音波の強さを容易に把握できる。そのため、TIC画像300と超音波特性画像400とを、互いの時間軸が対応するように画像表示部40に同時に表示させることにより、TIC画像300における輝度の変化が、被検体100の診断部位における造影剤の濃度変化に起因するのか、超音波プローブ2から送信される超音波の強さの変化に起因するのかを容易に判断できる。したがって、診断効率を向上させることができる。

40

【0048】

<第4の実施形態>

本発明にかかる超音波診断装置の第4の実施形態について、詳細に説明する。

本実施形態は、画像表示部40が表示する超音波特性画像400を除いて、第1の実施形態と同じである。そのため、重複する箇所については、記載を省略する。

図6は、第4の実施形態において、画像表示部40が表示する表示画面を示す図である。

【0049】

第4の実施形態における画像表示部40に表示される超音波特性画像400は、横軸に時間 t をとり、超音波特性値の変化開始点を表したものである。超音波特性値の変化開始

50

点とは、超音波特性値が変化し始めた時をＴＩＣ画像３００の時間軸に対応するように表したものである。なお、変化開始点を上向き矢印で表したときは、超音波特性値が増加したことを示し、下向き矢印で表したときは、超音波特性値が減少したことを示す。

また、画像表示部４０に時間軸が互いに対応するように、ＴＩＣ画像３００と超音波特性画像４００を同時に表示する。

【００５０】

以上のように、第４の実施形態においては、エコー信号を断層画像として画像化し、断層画像に関心領域を設定する。そして、設定した関心領域のＴＩＣ画像３００を生成する。そして、被検体１００に送信した超音波の超音波特性を、超音波特性値の変化開始点として表し、超音波特性画像４００を生成する。

10

超音波特性画像４００を超音波特性値の変化開始点として表すことにより、被検体に送信する超音波の強さが変化したことを容易に把握できる。そのため、ＴＩＣ画像３００と超音波特性画像４００とを、互いの時間軸が対応するように画像表示部４０に同時に表示させることにより、ＴＩＣ画像３００におけるグラフの縦軸に示される輝度値の変化が、被検体１００の診断部位における造影剤の濃度変化に起因するのか、超音波プローブ２から送信される超音波の強さの変化に起因するのかを容易に判断できる。したがって、診断効率を向上させることができる。

【００５１】

なお、上記の本実施形態における超音波診断装置１は、本発明の超音波診断装置に相当する。また、本実施形態の超音波プローブ２と送受信部１０とは、本発明のスキャン部に相当する。また、本実施形態の断層画像生成部３１は、本発明の断層画像生成部に相当する。また、本実施形態のＴＩＣ画像生成部３２は、本発明のＴＩＣ画像生成部に相当する。また、本実施形態の超音波特性画像生成部３３は、本発明の超音波特性画像生成部に相当する。また、本実施形態の画像表示部４０は、本発明の画像表示部に相当する。また、本実施形態の関心領域設定部５１は、本発明の関心領域設定部に相当する。

20

【００５２】

なお、本発明の実施に際しては、上記した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形形態を採用することができる。

【００５３】

本発明の実施形態において、被検体１００に造影剤１０１を供給するステップがあるが、診断部位のコントラストを高くし、より明瞭な画像を得る目的で本ステップを実施するため、本ステップを実施しなくても本発明の目的は達成することができる。そのため本ステップを実施しなくてもよい。その場合、画像を生成するための時間軸を設定するトリガーは、被検体に超音波を送信するためにオペレータが操作部６０に入力する信号をトリガーとしてもよい。

30

また本発明の実施形態において、超音波特性は、ＭＩ値、音響出力、音圧であるが、これに限定されず、超音波の強さが把握できる指標であればよい。

また本発明の実施形態において、超音波特性画像は、たとえば第１の実施形態においては線グラフであるが、これに限定されず、たとえば、超音波特性値の時間変化のプロットのように超音波特性が把握できる画像であればよい。

40

【図面の簡単な説明】

【００５４】

【図１】図１は、本発明にかかる実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図２】図２は、本発明にかかる実施形態における画像表示方法のフローである。

【図３】図３は、本発明にかかる第１の実施形態において、画像表示部４０が表示する表示画面の一例を示す図である。

【図４】図４は、本発明にかかる第２の実施形態において、画像表示部４０が表示する表示画面の一例を示す図である。

【図５】図５は、本発明にかかる第３の実施形態において、画像表示部４０が表示する表

50

示画面の一例を示す図である。

【図6】図6は、本発明にかかる第4の実施形態において、画像表示部40が表示する表示画面の一例を示す図である。

【符号の説明】

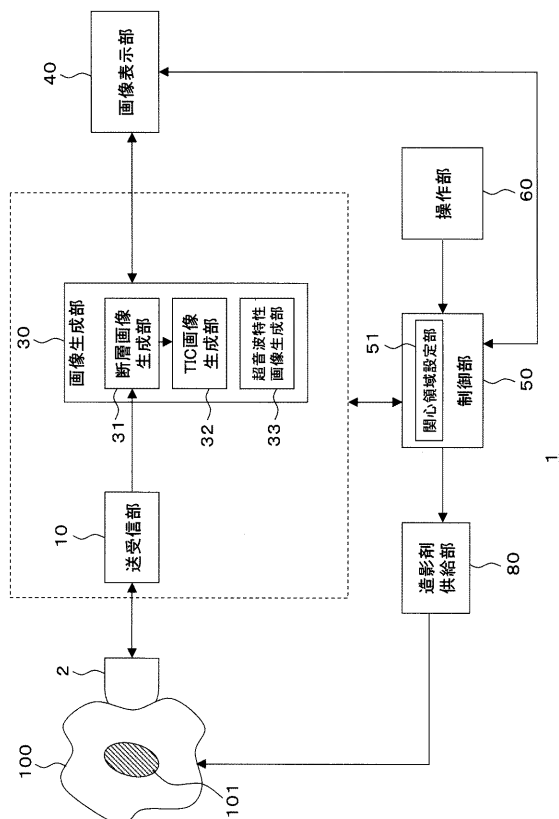
【0055】

- 1：超音波診断装置（超音波診断装置）
- 2：超音波プローブ（スキャン部）
- 10：送受信部（スキャン部）
- 30：画像生成部
- 31：断層画像生成部（断層画像生成部）
- 32：TIC画像生成部（TIC画像生成部）
- 33：超音波特性画像生成部（超音波特性画像生成部）
- 40：画像表示部（画像表示部）
- 50：制御部
- 60：操作部
- 51：関心領域設定部（関心領域設定部）
- 80：造影剤設定部
- 100：被検体
- 101：造影剤
- 300：TIC画像
- 400：超音波特性画像

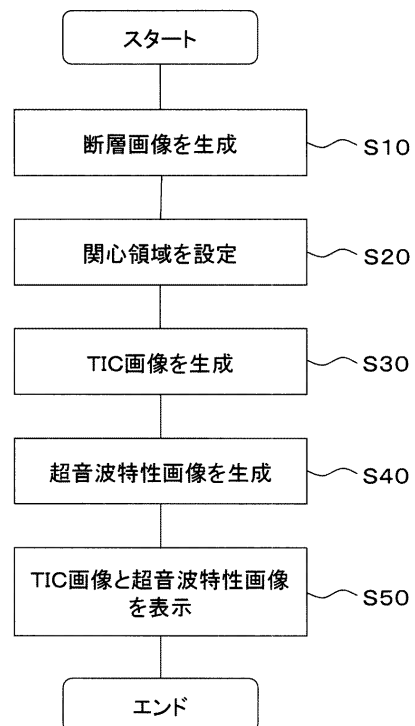
10

20

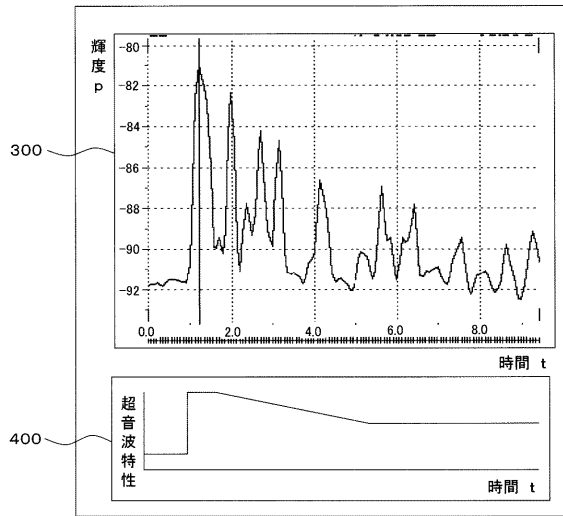
【図1】



【図2】

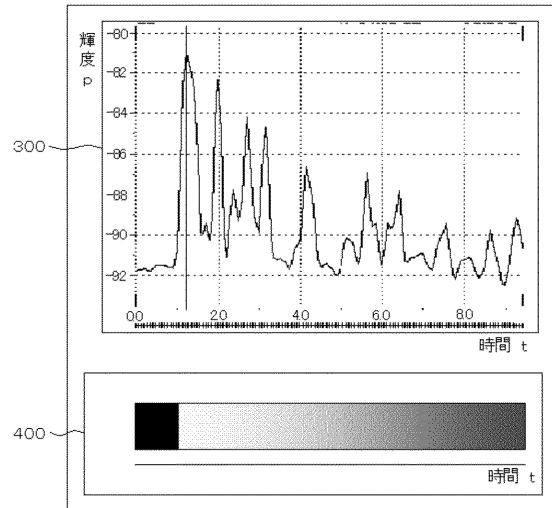


【図 3】

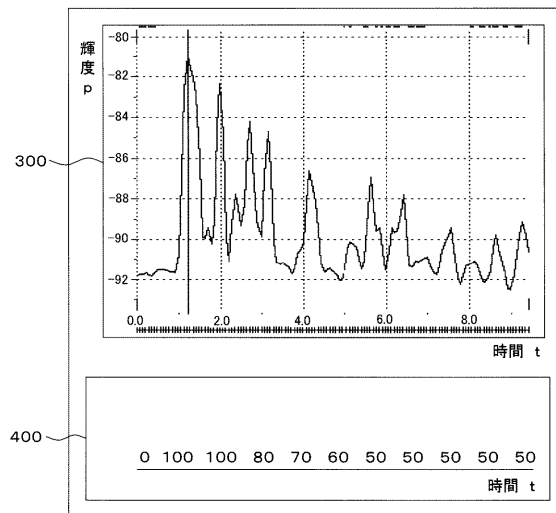


40

【図 4】

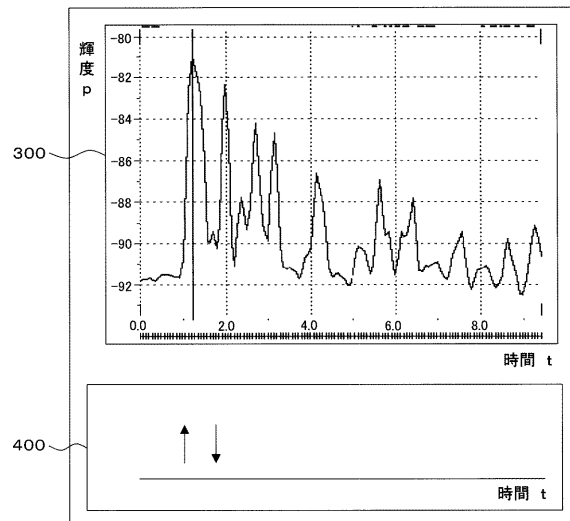


【図 5】



40

【図 6】



40

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 DE06 DE11 EE09 HH05 JB48 JC37 KK02 KK25 KK31
KK33

专利名称(译)	超声诊断设备和图像显示方法		
公开(公告)号	JP2007301181A	公开(公告)日	2007-11-22
申请号	JP2006133137	申请日	2006-05-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/461 A61B8/463 G03B29/00 G03B42/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/HH05 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK33		
代理人(译)	佐藤隆久		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高诊断效率。 解决方案：基于通过向对象发送超声波并扫描从对象反射的超声波而获取的回波信号，顺序地生成对象的断层图像。然后，在对象的断层图像中设置关注区域，并且示出顺序生成的对象的断层图像中的关注区域中的所有像素的平均亮度值的TIC图像，以对应于获得回波信号的时间轴。产生。此外，生成表示连续发送到感兴趣区域的超声波的特性的超声波特性图像，以对应于TIC图像的时间轴。然后，将生成的TIC图像和超声波特征图像并排显示在屏幕上，使得时间轴彼此对应。 点域

