

(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2011-115457
(P2011-115457A)

(43) 公開日 平成23年6月16日(2011.6.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-276602(P2009-276602)
(22) 出願日 平成21年12月4日(2009.12.4)

(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
(71) 出願人 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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 佐々木 揚
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

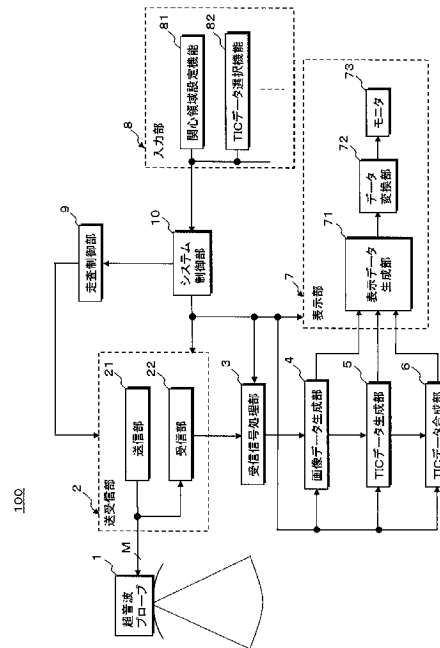
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び輝度変化曲線表示用制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】TCA(time curve analysis)に用いる良好な参照用輝度変化曲線を生成する。

【解決手段】超音波診断装置100の入力部8は、造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対する超音波送受信によって収集された時系列的なBモード画像データの疾患部位に1つの関心領域を、又、正常部位に複数の関心領域を設定し、TICデータ生成部5は、これらの関心領域において輝度の時間的変化を示す輝度変化曲線を生成する。次いで、入力部8は、正常部位の関心領域において生成された複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズや臓器境界面等の影響が少ない複数の輝度変化曲線を選択し、TICデータ合成部6は、選択された複数の輝度変化曲線を加算平均して参照用輝度変化曲線を生成する。そして、表示部7は、正常部位の前記参照用輝度変化曲線と疾患部位の関心領域において生成された輝度変化曲線とを比較表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対し超音波送受信を行なって収集した時系列的な画像データに基づいて輝度変化曲線（TIC）を生成する超音波診断装置において、

前記画像データの疾患部位及び正常部位に関心領域を設定する関心領域設定手段と、
前記疾患部位に設定された第 1 の関心領域及び前記正常部位に設定された複数からなる第 2 の関心領域における画素値に基づいて前記輝度変化曲線を生成する TIC データ生成手段と、

この TIC データ生成手段が前記第 2 の関心領域において生成した複数の輝度変化曲線あるいはその一部の輝度変化曲線に基づいて参照用輝度変化曲線を生成する TIC データ合成手段と、

前記第 1 の関心領域において生成された輝度変化曲線と前記参照用輝度変化曲線とを比較表示する表示手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記関心領域設定手段は、前記表示手段に表示された前記画像データの疾患部位及び正常部位に対して前記第 1 の関心領域及び前記第 2 の関心領域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 TIC データ生成手段は、前記第 1 の関心領域及び前記第 2 の関心領域における前記画像データの画素値を加算平均して輝度を算出し、この輝度の時間的变化を示す前記輝度変化曲線に関心領域毎に生成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 TIC データ合成手段は、前記第 2 の関心領域において前記 TIC データ生成手段が生成した前記複数の輝度変化曲線あるいはこれらの輝度変化曲線の中から選択された複数からなる輝度変化曲線の加算平均によって前記参照用輝度変化曲線を生成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】

前記第 2 の関心領域において前記 TIC データ生成手段が生成した複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズ等の影響が少ない良好な複数の輝度変化曲線を選択する TIC データ選択手段を備え、前記 TIC データ合成手段は、前記 TIC データ選択手段が選択した前記複数からなる輝度変化曲線の加算平均によって前記参照用輝度変化曲線を生成することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 TIC データ選択手段は、前記 TIC データ生成手段によって生成され前記表示手段によって表示された前記第 2 の関心領域における前記複数の輝度変化曲線の中から前記良好な複数の輝度変化曲線を選択することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記第 1 の関心領域及び前記第 2 の関心領域が重畳された前記画像データと、前記第 1 の関心領域及び前記第 2 の関心領域において生成された複数の輝度変化曲線を並列表示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 8】

造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対し超音波送受信を行なって収集した時系列的な画像データに基づいて輝度変化曲線（TIC）を生成する超音波診断装置に対し、前記画像データの疾患部位及び正常部位に関心領域を設定する関心領域設定機能と、前記疾患部位に設定された第 1 の関心領域及び前記正常部位に設定された複数からなる第 2 の関心領域における画素値に基づいて前記輝度変化曲線を生成する TIC データ生成機能と、

この TIC データ合成機能によって生成された前記第 2 の関心領域の複数からなる輝度変

10

20

30

40

50

化曲線あるいはその一部の輝度変化曲線に基づいて参照用輝度変化曲線を生成するTICデータ合成機能と、前記第1の関心領域において生成された輝度変化曲線と前記参照用輝度変化曲線とを比較表示する表示機能を実行させることを特徴とする輝度変化曲線表示用制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び輝度変化曲線表示用制御プログラムに係り、特に、画像データの疾患部位及び正常部位に設定された関心領域における輝度変化曲線の生成と表示を可能とする超音波診断装置及び輝度変化曲線表示用制御プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られる超音波反射波に基づいて生成した画像データや時系列データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブの先端部を体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像データや3次元画像データをリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

このような超音波診断装置を用い、例えば、腫瘍等の疾患部位を含む被検体の診断対象領域に対し造影剤を注入し、腫瘍の周囲に形成される前記腫瘍の栄養血管に血液と共に流入する造影剤の多寡や流入速度を上述の2次元画像データや3次元画像データに基づいて観察することにより疾患部位の鑑別診断等を行なう方法が従来から行なわれてきた。

20

【0004】

又、当該診断対象領域に対する超音波送受信によって収集された所定期間の時系列的な画像データの疾患部位に関心領域を設定し、この関心領域において生成した平均画素値（輝度）の時間的変化を示す輝度変化曲線（TIC：time intensity curve）を前記画像データと共に表示する方法（例えば、特許文献1参照。）や疾患部位において生成した輝度変化曲線とこの疾患部位の周囲に存在する正常部位において生成した輝度変化曲線を比較表示する方法（例えば、特許文献2参照。）が提案され、これらの方法により上述の疾患部位に対する鑑別診断等を高い精度で行なうことができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平7-59781号公報

【特許文献2】特開平11-327号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述の特許文献1に記載された方法によれば、疾患部位に設定された関心領域の輝度変化曲線を観察することにより疾患部位における造影剤の流入状態を定性的に把握することができる。又、特許文献2に記載された方法によれば、疾患部位の輝度変化曲線と正常部位の輝度変化曲線を比較観察することにより疾患部位の鑑別診断が可能となる。

40

【0007】

しかしながら、疾患部位の周囲に存在する正常部位の輝度変化曲線は、超音波診断装置の外部から侵入する外来ノイズや臓器境界や血管壁等からの強い超音波反射波（受信超音波）の影響を受けやすく、その大きさや形状は、関心領域の位置によって大きく異なる場合が多い。このため、正常部位に設定された1つの関心領域において生成される輝度変化曲線と疾患部位の関心領域において生成される輝度変化曲線との比較観察のみでは疾患部

50

位の鑑別診断を正確に行なうことは困難であるという問題点を有していた。

【0008】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、疾患部位及び正常部位から得られる輝度変化曲線に基づいてTCA(time curve analysis)を行なう際、複数からなる正常部位の輝度変化曲線を加算平均して外来ノイズや臓器境界面等の影響が低減された参照用輝度変化曲線を生成し、この参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線とを比較表示することにより正確なTCAを行なうことが可能な超音波診断装置及び輝度変化曲線表示用制御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】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対し超音波送受信を行なって収集した時系列的な画像データに基づいて輝度変化曲線(TIC)を生成する超音波診断装置であって、前記画像データの疾患部位及び正常部位に関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記疾患部位に設定された第1の関心領域及び前記正常部位に設定された複数からなる第2の関心領域における画素値に基づいて前記輝度変化曲線を生成するTICデータ生成手段と、このTICデータ生成手段が前記第2の関心領域において生成した複数の輝度変化曲線あるいはその一部の輝度変化曲線に基づいて参照用輝度変化曲線を生成するTICデータ合成手段と、前記第1の関心領域において生成された輝度変化曲線と前記参照用輝度変化曲線とを比較表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

10

20

【0010】

一方、請求項8に係る本発明の輝度変化曲線表示用制御プログラムは、造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対し超音波送受信を行なって収集した時系列的な画像データに基づいて輝度変化曲線(TIC)を生成する超音波診断装置に対し、前記画像データの疾患部位及び正常部位に関心領域を設定する関心領域設定機能と、前記疾患部位に設定された第1の関心領域及び前記正常部位に設定された複数からなる第2の関心領域における画素値に基づいて前記輝度変化曲線を生成するTICデータ生成機能と、このTICデータ合成機能によって生成された前記第2の関心領域の複数からなる輝度変化曲線あるいはその一部の輝度変化曲線に基づいて参照用輝度変化曲線を生成するTICデータ合成機能と、前記第1の関心領域において生成された輝度変化曲線と前記参照用輝度変化曲線とを比較表示する表示機能を実行させることを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、疾患部位及び正常部位から得られる輝度変化曲線に基づいてTCAを行なう際、複数からなる正常部位の輝度変化曲線を加算平均して外来ノイズや臓器境界面等の影響が低減された参照用輝度変化曲線を生成し、この参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線とを比較表示することにより正確なTCAが可能となり診断精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例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】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】同実施例において収集されたBモード画像データ及びこのBモード画像データの疾患部位及び正常部位に設定された関心領域における輝度変化曲線を示す図。

【図4】同実施例の正常部位において生成された複数の輝度変化曲線に基づく参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線との比較表示を説明するための図。

【図5】同実施例における疾患部位の輝度変化曲線と正常部位の参照用輝度変化曲線との比較表示手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

40

50

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0014】

本実施例の超音波診断装置は、造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対し超音波送受信を行なって収集した時系列的なBモード画像データの疾患部位に1つの関心領域（以下では、第1の関心領域と呼ぶ。）を、又、正常部位に複数の関心領域（以下では、第2の関心領域と呼ぶ。）を夫々設定し、これらの関心領域の画素値に基づいて輝度の時間的变化を示す輝度変化曲線を生成する。次いで、第2の関心領域において生成された複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズや臓器境界面等の影響が少ない良好な複数の輝度変化曲線を選択し、得られたこれらの輝度変化曲線を加算平均して生成した参照用輝度変化曲線と第1の関心領域において生成された輝度変化曲線とを比較表示する。

10

【0015】

尚、本実施例では、当該被検体から得られたBモード画像データの疾患部位及び正常部位に対して第1の関心領域及び第2の関心領域を設定し、これらの関心領域において生成した輝度変化曲線と参照用輝度変化曲線とを比較表示する場合について述べるが、カラードプラ画像データ等の他の画像データに基づいて生成された輝度変化曲線と参照用輝度変化曲線との比較表示であっても構わない。

【0016】

（装置の構成と機能）

20

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図4を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0017】

図1に示す超音波診断装置100は、例えば、造影剤が投与された被検体の診断対象領域に対して超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子とその先端部に有する超音波プローブ1と、前記診断対象領域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前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を処理してBモードデータを生成する受信信号処理部3と、複数方向に対する超音波送受信（超音波走査）によって得られたBモードデータに基づいて時系列的なBモード画像データを生成する画像データ生成部4と、Bモード画像データの疾患部位及び複数の正常部位における画素値に基づいて輝度の時間的变化を示す輝度変化曲線（TIC：time intensity curve）を生成するTICデータ生成部5と、前記正常部位における複数の輝度変化曲線の中から選択された良好な複数の輝度変化曲線を加算平均して参照用輝度変化曲線を生成するTICデータ合成部6を備えている。

30

【0018】

更に、超音波診断装置100は、画像データ生成部4によって生成されたBモード画像データの表示やTICデータ生成部5によって生成された疾患部位の輝度変化曲線とTICデータ合成部6によって生成された正常部位の参照用輝度変化曲線との比較表示を行なう表示部7と、被検体情報の入力、Bモード画像データ、輝度変化曲線及び参照用輝度変化曲線の生成条件や表示条件の設定、Bモード画像データに対する第1の関心領域及び第2の関心領域の設定、参照用輝度変化曲線の生成に用いる輝度変化曲線を選択、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部8と、診断対象領域に対する超音波送受信方向を制御する走査制御部9と、上述の各ユニットを統括的に制御しBモード画像データ、輝度変化曲線及び参照用輝度変化曲線の生成と表示を実行させるシステム制御部10を備えている。

40

【0019】

次に、上述の各ユニットにつき更に詳細な説明を行なう。

50

【0020】

超音波プローブ1は、例えば、1次元配列されたM個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないMチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。尚、本実施例では、M個の振動素子が配列されたセクタ走査用の超音波プローブ1が設けられた超音波診断装置100について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブが設けられていてもよい。

10

【0021】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ1の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られる受信信号に対して整相加算（所定方向から得られる受信信号の位相を一致させて加算合成）を行なう受信部22を備えている。

【0022】

送信部21は、レートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、走査制御部9から供給される走査制御信号に基づいて送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。一方、送信遅延回路212は、上述の走査制御部9から供給される走査制御信号に基づき、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向pに送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器211から供給されるレートパルスに与えて駆動回路213へ供給する。駆動回路213は、送信遅延回路212と同数の独立な駆動回路を有し、上述の遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて駆動信号を生成する。そして、超音波プローブ1において1次元配列されたM個の振動素子の中から選択されたMt個の送信用振動素子を前記駆動信号で駆動し、被検体内に送信超音波を放射する。

20

【0023】

一方、受信部22は、超音波プローブ1に内蔵されたM個の振動素子の中から受信用として選択されたMr個の振動素子に対応するMrチャンネルのA/D変換器221及び受信遅延回路222と加算器223を備え、受信用振動素子から供給されたMrチャンネルの受信信号は、A/D変換器221にてデジタル信号に変換され受信遅延回路222に送られる。

30

【0024】

受信遅延回路222は、走査制御部9から供給される制御信号に基づき、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と所定方向pに対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器221から出力されるMrチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器223は、受信遅延回路222からの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、所定方向から得られた受信信号は整相加算（位相を一致させて加算合成）される。又、受信部22の受信遅延回路222及び加算器223は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を可能とし、並列同時受信の適用により画像データの収集に要する時間は大幅に短縮される。尚、上述の送受信部2が備える送信部21及び受信部22の一部は、超音波プローブ1の内部に設けられていても構わない。

40

【0025】

次に、受信信号処理部3は、包絡線検波器31及び対数変換器32を備え、包絡線検波器31は、所定方向の超音波送受信において受信部22の加算器223から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器32は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。但し、この受信信号処理部3は、包絡線検波器31と対数変換器32の順序を入れ替えて構成することも可能である。

【0026】

図1へ戻って、画像データ生成部4は図示しないデータ記憶部と画像データ処理部を備

50

え、当該診断対象領域の複数方向に対する超音波送受信によって得られたBモードデータはその超音波送受信方向に対応させて前記データ記憶部に順次保存されBモード画像データが生成される。一方、前記画像データ処理部は、データ記憶部において生成されたBモード画像データに対し補間処理、フィルタリング処理、輪郭強調処理等の画像処理を行ない、画像処理後のBモード画像データを表示部7及びTICデータ生成部5へ供給する。

【0027】

次に、TICデータ生成部5は、図示しない画像データ記憶部、演算部及びTICデータ記憶部を備え、画像データ生成部4において生成された時系列的なBモード画像データの疾患部位及び正常部位における輝度変化曲線を生成する機能を有している。

【0028】

即ち、画像データ生成部4において生成された所定期間の時系列的なBモード画像データは、TICデータ生成部5の前記画像データ記憶部に保存される。一方、前記演算部は、先ず、表示部7において表示された、例えば、前記所定期間に得られた最初のBモード画像データに対し入力部8が設定した疾患部位の関心領域(第1の関心領域)と正常領域の複数からなる関心領域(第2の関心領域)の位置情報を、システム制御部10を介して受信する。次いで、前記画像データ記憶部に保存された時系列的なBモード画像データに対して上述の第1の関心領域及び第2の関心領域を配置し、これらの関心領域におけるBモード画像データの画素値を加算平均して当該関心領域の輝度を算出する。そして、時系列的なBモード画像データの同一関心領域において算出した輝度の時間的变化を示す輝度変化曲線を生成し、得られた輝度変化曲線を関心領域の位置情報あるいは識別情報と共に前記TICデータ記憶部に保存し、更に、表示部7に表示する。

【0029】

一方、TICデータ合成部6は、図示しない演算部を備え、TICデータ生成部5のTICデータ記憶部に保存された第2の関心領域における複数の輝度変化曲線の中から参照輝度変化曲線の生成に好適な複数の輝度変化曲線を選択し、得られた輝度変化曲線を加算平均することによって参照用輝度変化曲線を生成する機能を有している。

【0030】

即ち、TICデータ合成部6の前記演算部は、先ず、診断対象領域の第2の関心領域において生成され表示部7に表示された複数の輝度変化曲線の中から入力部8が選択した外来ノイズあるいは臓器境界面や血管壁等からの強い受信超音波の影響を受けていない良好な複数の輝度変化曲線の情報(選択情報)を、システム制御部10を介して受信する。次いで、TICデータ生成部5のTICデータ記憶部に保存されている正常部位の複数からなる輝度変化曲線の中から良好な複数の輝度変化曲線を上述の選択情報に基づいて選択し、選択したこれらの輝度変化曲線を加算平均して参照用輝度変化曲線を生成する。

【0031】

次に、表示部7は、表示データ生成部71、データ変換部72及びモニタ73を備えている。そして、Bモード画像データ及び輝度変化曲線の表示に際し、表示データ生成部71は、画像データ生成部4が生成したBモード画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、入力部8が設定した第1の関心領域及び第2の関心領域を重畳する。そして、第1の関心領域及び第2の関心領域が重畳されたBモード画像データとこれらの関心領域に対してTICデータ生成部5が生成した輝度変化曲線を並列配置して表示データ(第1の表示データ)を生成する。次いで、データ変換部72は、表示データ生成部71によって生成された第1の表示データに対しD/A変換やTVフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタ73に表示する。

【0032】

又、疾患部位の輝度変化曲線と参照用輝度変化曲線との比較表示に際し、表示データ生成部71は、TICデータ生成部5が生成した疾患部位の輝度変化曲線とTICデータ合成部6が生成した正常部位の参照用輝度変化曲線に基づいてこれらを比較表示するための表示データ(第2の表示データ)を生成し、データ変換部72は、第2の表示データに対し所定の変換処理を行なってモニタ73に表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

次に、当該被検体の診断対象領域において収集された B モード画像データ及びこの B モード画像データの第 1 の関心領域及び第 2 の関心領域に対する輝度変化曲線を示す第 1 の表示データと第 2 の関心領域の複数からなる輝度変化曲線に基づいて生成された参照用輝度変化曲線と前記第 1 の関心領域の輝度変化曲線を示す第 2 の表示データの具体例につき、図 3 及び図 4 を用いて説明する。尚、ここでは、疾患部位に対して 1 つの関心領域（第 1 の関心領域）を設定し、正常部位に対して 5 つの関心領域（第 2 の関心領域）を設定する場合について述べるが、関心領域の数は上述に限定されない。

【 0 0 3 4 】

図 3 に示す第 1 の表示データの左領域には、疾患部位 P a 及び正常部位 P b を含む当該被検体の診断対象領域において収集された B モード画像データとこの B モード画像データの疾患部位 P a に設定された第 1 の関心領域 R a 及び正常部位 P b に設定された第 2 の関心領域 R b 1 乃至 R b 5 が示されている。一方、第 1 の表示データの右領域には、第 1 の関心領域 R a において生成された輝度変化曲線 Q a 及び第 2 の関心領域 R b 1 乃至 R b 5 において生成された輝度変化曲線 Q b 1 乃至 Q b 5 が横軸を造影剤が投与されてからの経過時間、縦軸を輝度として示されている。

10

【 0 0 3 5 】

このように、造影剤が投与された当該被検体の疾患部位 P a 及び正常部位 P b における造影剤流入量の時間的変化をこれらの部位に設定された関心領域の輝度変化曲線によって比較観察することにより、疾患部位 P a の鑑別診断を行なうことができる。例えば、疾患部位 P a に悪性腫瘍（癌）が存在する場合、その周囲には悪性腫瘍を養う比較的大きな栄養血管が新たに形成されるため、血液と共に疾患部位 P a へ流入する造影剤は正常部位 P b へ流入する造影剤より増大する。このため、造影剤流入量に比例した輝度を有する B モード画像データの疾患部位 P a 及び正常部位 P b における輝度変化曲線を比較観察することにより、疾患部位に存在する腫瘍が悪性か否かを鑑別することが可能となる。尚、造影剤が投与されてから疾患部位 P a 及び正常部位 P b の輝度変化曲線が最大値を呈するまでの時間を計測することにより上述の鑑別を行なうことも可能である。

20

【 0 0 3 6 】

次に、図 4 に示す第 2 の表示データの左領域には、図 3 の第 1 の表示データにおいて示された第 1 の関心領域 R a の輝度変化曲線 Q a と第 2 の関心領域 R b 1 乃至 R b 5 の輝度変化曲線 Q b 1 乃至 Q b 5 が参考データとして示されている。

30

【 0 0 3 7 】

そして、表示部 7 において表示された第 1 の表示データの右領域に示されている第 2 の関心領域 R b 1 乃至 R b 5 の輝度変化曲線 Q b 1 乃至 Q b 5 の中から外来ノイズ等の影響が少ない関心領域 R b 2 乃至 R b 4 の輝度変化曲線 Q b 2 乃至 Q b 4 が入力部 8 によって選択された場合、上述の第 2 の表示データの右領域には、TIC データ合成部 6 が輝度変化曲線 Q b 2 乃至 Q b 4 を加算平均することによって生成した参照用輝度変化曲線 Q b x が第 1 の関心領域 R a の輝度変化曲線 Q a と共に示される。このように、正常部位の第 2 の関心領域において生成された輝度変化曲線の中から良好な複数の輝度変化曲線を選択し、これらの輝度変化曲線を加算平均して参照用輝度変化曲線を生成することにより、造影剤の流入特性を正確に反映した正常部位の参照用輝度変化曲線を得ることが可能となる。即ち、上述の手順によって生成した疾患部位の輝度変化曲線と正常部位の参照用輝度変化曲線とを比較観察することにより正確な鑑別診断を行なうことができる。

40

【 0 0 3 8 】

図 1 へ戻って、入力部 8 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスや表示パネルを備え、表示部 7 のモニター 7 3 に表示された B モード画像データの疾患部位に対する関心領域（第 1 の関心領域）と正常部位に対する複数の関心領域（第 2 の関心領域）を設定する関心領域設定機能 8 1 及び TIC データ生成部 5 が第 2 の関心領域において生成し表示部 7 のモニター 7 3 に表示した複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズ等の影響が少ない良好な複数の輝度変化曲線を選択する

50

T I Cデータ選択機能 8 2 を有している。又、被検体情報の入力、Bモード画像データ、輝度変化曲線及び参照用輝度変化曲線の生成条件や表示条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 3 9 】

走査制御部 9 は、入力部 8 から供給される Bモード画像データの生成条件に基づいて送受信部 2 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信遅延回路 2 2 2 における遅延時間を制御することにより当該診断対象領域に対する超音波送受信方向を制御する。一方、システム制御部 1 0 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部 8 において入力 / 設定 / 選択された上述の各種情報が保存される。そして、前記 C P U は、これらの入力情報、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し、当該被検体の診断対象領域における時系列的な Bモード画像データの生成 / 表示、この Bモード画像データの疾患部位及び正常部位における輝度変化曲線の生成 / 表示、更には、前記正常部位における参照用輝度変化曲線の生成及びこの参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線との比較表示を実行させる。

10

【 0 0 4 0 】

(参照用輝度変化曲線との比較表示手順)

次に、本実施例における疾患部位の輝度変化曲線と正常部位の参照用輝度変化曲線との比較表示手順につき、図 5 のフローチャートに沿って説明する。尚、ここでも診断対象領域の複数方向に対する超音波送受信によって収集された Bモード画像データに基づいて疾患部位の輝度変化曲線及び正常部位の参照用輝度変化曲線を生成する場合について述べるが、これに限定されない。

20

【 0 0 4 1 】

Bモード画像データの生成に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 8 において被検体情報の入力、Bモード画像データの生成条件及び表示条件の設定、輝度変化曲線の生成条件及び表示条件の設定、参照用輝度変化曲線の生成条件及び表示条件の設定等を行なう。そして、これらの入力情報及び設定情報は、システム制御部 1 0 の記憶回路に保存される (図 5 のステップ S 1)。

【 0 0 4 2 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、被検体に対し造影剤を投与し (図 5 のステップ S 2)、入力部 8 において輝度変化曲線の表示開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 0 へ供給されることにより当該被検体の診断対象領域に対する Bモード画像データの収集が開始される (図 5 のステップ S 3)。

30

【 0 0 4 3 】

Bモード画像データの収集に際し、走査制御部 9 は、診断対象領域の最初の超音波送受信方向 1 に対して超音波を送受信するための制御信号を送受信部 2 に対して供給する。システム制御部 1 0 を介して Bモード画像データの収集開始コマンドを受信した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 0 から供給された指示信号に基づいて所定周期のレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 へ供給する。

【 0 0 4 4 】

送信遅延回路 2 1 2 は、走査制御部 9 から供給された走査制御信号に基づいて所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、最初の超音波送受信方向 1 に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを M t チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 1 に設けられた M t 個の送信用振動素子に供給して被検体内に送信超音波を放射する。放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面や組織にて反射し、超音波プローブ 1 に設けられた M r 個の受信用振動素子によって受信され M r チャンネルの電気的な受信信号に変換される。

40

【 0 0 4 5 】

次いで、上述の受信信号は、受信部 2 2 の A / D 変換器 2 2 1 においてデジタル信号に

50

変換され、更に、M rチャンネルの受信遅延回路222において所定の深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と超音波送受信方向1からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が走査制御部9から供給された上述の制御信号に基づいて与えられた後加算器223にて整相加算される。そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部3の包絡線検波器31及び対数変換器32は、この受信信号に対し包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、得られたBモードデータは画像データ生成部4のデータ記憶部に保存される。

【0046】

次いで、走査制御部9は、送受信部2の送信遅延回路212及び受信遅延回路222における遅延時間を制御して方向に p ずつ順次更新された診断対象領域の超音波送受信方向 p ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$)) に対し同様の手順で超音波を送受信して2次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られたBモードデータも超音波送受信方向に対応させて画像データ生成部4のデータ記憶部に保存されBモード画像データが生成される。

10

【0047】

上述の手順によってBモード画像データが生成されたならば、画像データ生成部4の画像データ処理部は、前記データ記憶部において生成されたBモード画像データに対し補間処理やフィルタリング処理等の画像処理を行ない、画像処理後のBモード画像データを表示部7のモニター73に表示すると共にTICデータ生成部5の画像データ記憶部に保存する(図5のステップS4)。同様にして、当該診断対象領域に対する超音波送受信を繰り返すことによりBモード画像データの生成と表示を所定期間行ない、得られたこれらのBモード画像データをTICデータ生成部5の画像データ記憶部に保存する。

20

【0048】

一方、表示部7に表示されたBモード画像データを観測した操作者は、入力部8の関心領域設定機能81を用い、例えば、前記所定期間に得られた最初のBモード画像データの疾患部位に対し第1の関心領域を設定し、正常部位に対し複数からなる第2の関心領域を設定する(図5のステップS5)。

【0049】

システム制御部10を介してこれらの関心領域の位置情報を受信したTICデータ生成部5は、自己の画像データ記憶部に保存されている最初のBモード画像データに対し上述の位置情報に基づいた第1の関心領域及び第2の関心領域を配置し、これらの関心領域に含まれているBモード画像データの画素値を加算平均して当該関心領域の輝度を算出する。同様にして、前記画像データ記憶部に保存されている時系列的な複数からなるBモード画像データの同一部位に配置した関心領域の輝度を順次算出し、これらの時間的变化を示す輝度変化曲線を生成する。そして、得られた輝度変化曲線を関心領域の位置情報あるいは識別情報と共に自己のTICデータ記憶部に保存すると共に表示部7に表示する(図5のステップS6)。このとき、表示部7のモニター73には、図3に示すような第1の関心領域及び複数からなる第2の関心領域が重畳されたBモード画像データとこれらの関心領域において生成された輝度変化曲線が表示される。

30

【0050】

次いで、操作者は、表示部7に表示された第2の関心領域における複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズ等の影響を受けていない良好な複数の輝度変化曲線を、入力部8のTICデータ選択機能82を用いて選択し、入力部8は、これらの選択情報をTICデータ合成部6へ供給する(図5のステップS7)。

40

【0051】

システム制御部10を介して上述の選択情報を受信したTIC合成部6は、これらの選択情報に基づいて、TICデータ生成部5のTICデータ記憶部に保存された正常部位の複数からなる輝度変化曲線の中から参照用輝度変化曲線の生成に好適な複数の輝度変化曲線を選択し、得られたこれらの輝度変化曲線を加算平均することによって参照用輝度変化曲線を生成する(図5のステップS8)。そして、得られた参照用輝度変化曲線を表示部

50

7へ供給する。

【0052】

次いで、表示部7の表示データ生成部71は、TICデータ生成部5から供給された疾患部位の輝度変化曲線とTICデータ合成部6から供給された正常部位の参照用輝度変化曲線に基づいてこれらと比較表示するための表示データを生成し、データ変換部72を介してモニタ73に表示する(図5のステップS9)。

【0053】

以上述べた本発明の実施例によれば、疾患部位及び正常部位から得られる輝度変化曲線に基づいてTCA(time curve analysis)を行なう際、複数からなる正常部位の輝度変化曲線を加算平均して生成される参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線とを比較表示することにより正確なTCAを行なうことができる。

10

【0054】

特に、複数からなる正常部位の輝度変化曲線の中から選択された外来ノイズや臓器境界面等の影響が少ない良好な複数の輝度変化曲線を加算平均することにより真の造影剤流入状態を反映した参照用輝度変化曲線を得ることが可能となり、この参照用輝度変化曲線を用いたTCAにより疾患部位の鑑別診断等を正確かつ容易に行なうことができる。

【0055】

又、表示部に表示されたBモード画像データや輝度変化曲線に基づいて疾患部位及び正常部位に対する関心領域の設定や参照用輝度変化曲線の生成に好適な複数の輝度変化曲線の選択が行なわれるため、TCAに有効な疾患部位の輝度変化曲線及び正常部位の参照用輝度変化曲線の生成と表示が可能となる。

20

【0056】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、当該被検体に対する2次元超音波走査によって収集したBモード画像データの疾患部位及び正常部位に関心領域を設定し、これらの関心領域において生成された輝度変化曲線と参照用輝度変化曲線とを比較表示する場合について述べたが、カラードブラ画像データ等の他の超音波画像データから得られた輝度変化曲線と参照用輝度変化曲線との比較表示であっても構わない。又、被検体に対する3次元超音波走査によって収集されたBモード/カラードブラモードの3次元画像データ、MIP(maximum intensity projection)画像データあるいはMPR(multi planar reconstruction)画像データの何れかを用いて疾患部位の輝度変化曲線及び正常部位の参照用輝度変化曲線を生成してもよい。

30

【0057】

又、上述の実施例では、先ず、被検体の診断対象領域に対する超音波送受信により所定期間における時系列的なBモード画像データの生成と保存を行ない、次いで、前記所定期間における最初のBモード画像データに設定された疾患部位の関心領域及び正常部位の関心領域を前記時系列的なBモード画像データの各々に配置することによって輝度変化曲線を生成する場合について述べたが、輝度変化曲線の生成はBモード画像データの収集と並行して行なってもよい。

【0058】

更に、図4に示した第2の表示データでは、疾患部位の関心領域において生成された輝度変化曲線と正常部位の関心領域において生成された複数の輝度変化曲線が参考データとして示される場合について述べたが、この参考データは、必ずしも必要ではなく、正常部位の参照用輝度変化曲線と疾患部位の輝度変化曲線のみが示された第2の表示データであっても構わない。

40

【0059】

又、上述の実施例では、第2の関心領域において生成された複数の輝度変化曲線の中から外来ノイズや臓器境界面等の影響が少ない良好な複数の輝度変化曲線を選択し、選択された輝度変化曲線を加算平均して参照用輝度変化曲線を生成する場合について述べたが、TICデータ生成部5が第2の関心領域において生成された前記複数の輝度変化曲線の全

50

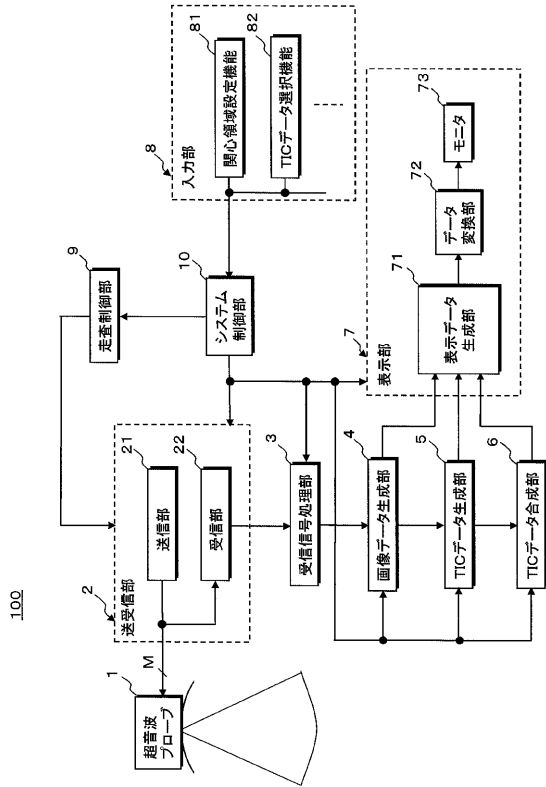
てを用いて参照用輝度変化曲線を生成してもよい。

【符号の説明】

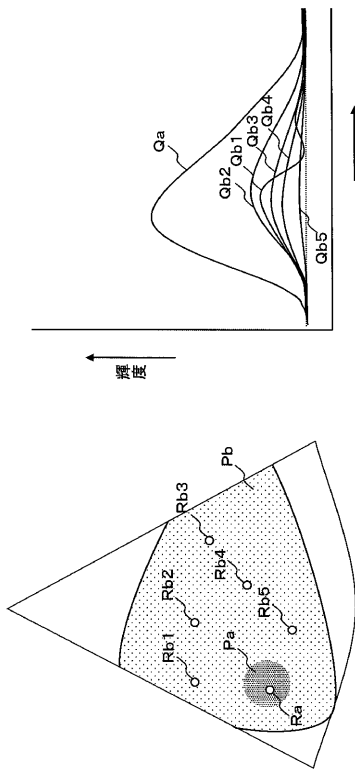
【0060】

- 1 ... 超音波プローブ
- 2 ... 送受信部
- 2 1 ... 送信部
- 2 1 1 ... レートパルス発生器
- 2 1 2 ... 送信遅延回路
- 2 1 3 ... 駆動回路
- 2 2 ... 受信部 10
- 2 2 1 ... A / D 変換器
- 2 2 2 ... 受信遅延回路
- 2 2 3 ... 加算器
- 3 ... 受信信号処理部
- 3 1 ... 包絡線検波器
- 3 2 ... 対数変換器
- 4 ... 画像データ生成部
- 5 ... T I C データ生成部
- 6 ... T I C データ合成部
- 7 ... 表示部 20
- 7 1 ... 表示データ生成部
- 7 2 ... データ変換部
- 7 3 ... モニタ
- 8 ... 入力部
- 8 1 ... 関心領域設定機能
- 8 2 ... T I C データ選択機能
- 9 ... 走査制御部
- 1 0 ... システム制御部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

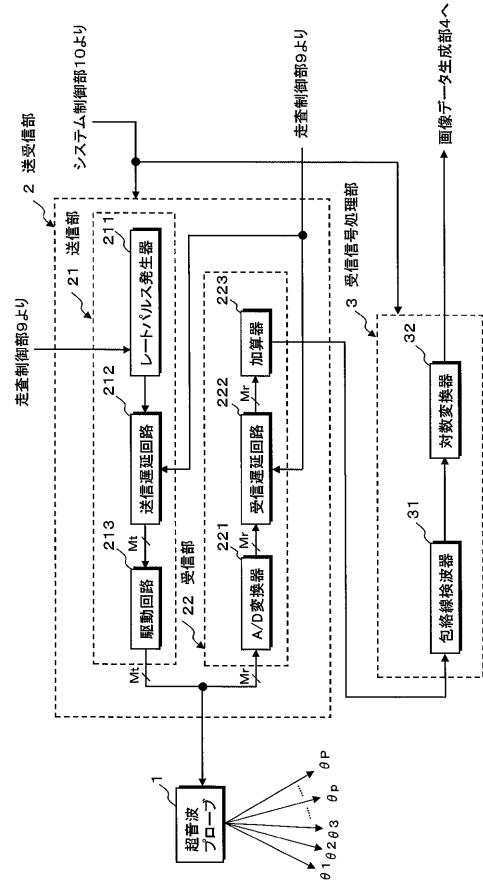
【 図 1 】



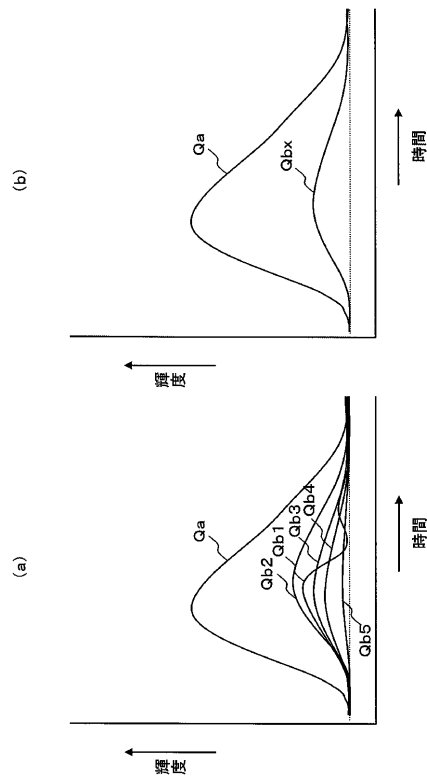
【 図 3 】



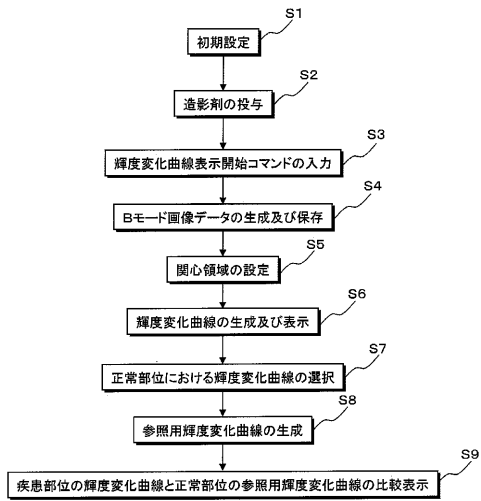
【 図 2 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 藤本 奈美

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 黒崎 樹

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 小原 武士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE06 DE11 EE09 JB36 JB45 JB48 JC37

专利名称(译)	用于显示亮度变化曲线的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2011115457A	公开(公告)日	2011-06-16
申请号	JP2009276602	申请日	2009-12-04
[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		
[标]发明人	佐々木揚 藤本奈美 黒崎樹 小原武士		
发明人	佐々木 揚 藤本 奈美 黒崎 樹 小原 武士		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC37		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：生成用于TCA（时间曲线分析）的良好参考亮度变化曲线。超声诊断设备（100）的输入单元（8）对于通过超声发送/接收收集的，针对造影剂所施予的对象的诊断目标区域的时间序列B模式图像数据的患病部位具有兴趣。在正常区域中设置一个或多个关注区域，并且TIC数据生成单元5生成示出这些关注区域中的亮度的时间变化的亮度变化曲线。接下来，输入单元8从在正常区域的关注区域中生成的多个亮度变化曲线中选择受外部噪声，器官边界表面等影响较小的多个亮度变化曲线，并且TIC数据合成单元6之后，将多个选择的亮度变化曲线相加并求平均以生成参考亮度变化曲线。然后，显示单元7比较并显示正常部位的参考亮度变化曲线和在患病部位的关注区域中生成的亮度变化曲线。[选型图]图1

