

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4369206号
(P4369206)

(45) 発行日 平成21年11月18日(2009.11.18)

(24) 登録日 平成21年9月4日(2009.9.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-377132 (P2003-377132)
 (22) 出願日 平成15年11月6日(2003.11.6)
 (65) 公開番号 特開2005-137574 (P2005-137574A)
 (43) 公開日 平成17年6月2日(2005.6.2)
 審査請求日 平成18年10月10日(2006.10.10)

(73) 特許権者 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・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・プールバード・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】 超音波画像生成装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、前記エコー信号に基いて前記被検体の複数の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、

前記複数の断層像から観察される検出対象の一部に基準位置を設定し、設定された前記基準位置において最大輝度を有する断層像を検索する検索手段と、

最大輝度を有する前記断層像において関心領域を設定する設定手段と、

設定された前記関心領域に基づいて、前記複数の断層像から時間輝度曲線を算出する算出手段と

を有する超音波画像生成装置。

10

【請求項 2】

前記設定手段において、前記基準位置に対する閾値に基づいて前記関心領域が設定される

請求項 1 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 3】

前記設定手段において、前記閾値は輝度値であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して前記関心領域が設定される

請求項 2 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 4】

前記設定手段において、前記閾値は前記基準位置からの距離であって、前記閾値に基づ

20

いて前記基準位置から連続する領域に前記関心領域が設定される

請求項 2 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 5】

前記設定手段において、前記閾値は輝度値および前記基準位置からの距離であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して所定の距離の範囲内において前記関心領域が設定される

請求項 2 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 6】

前記設定手段において、前記閾値は輝度値および面積であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して所定の面積の範囲内において前記関心領域が設定される

10

請求項 2 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 7】

被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、前記エコー信号に基いて、前記被検体の複数の第 1 の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、

前記複数の第 1 の断層像を合成して、前記第 1 の断層像と平行な断面の第 2 の断層像を生成する生成手段と、

生成された前記第 2 の断層像において関心領域を設定する設定手段と、

設定された前記関心領域に基づいて、前記第 1 の断層像から時間輝度曲線を算出する算出手段と

20

を有する超音波画像生成装置。

【請求項 8】

前記生成手段において、前記第 2 の断層像の各画素における輝度の値は、所定の時間内の生成された複数の前記第 1 の断層像の同じ位置の画素における最大輝度値に相当する

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 9】

前記設定手段において、生成された前記第 2 の断層像に基準位置が設定され、前記基準位置に対する閾値に基づいて前記関心領域が設定される

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 10】

30

前記設定手段において、前記閾値は輝度値であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して前記関心領域が設定される

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 11】

前記設定手段において、前記閾値は前記基準位置からの距離であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する領域に前記関心領域が設定される

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 12】

前記設定手段において、前記閾値は輝度値および前記基準位置からの距離であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して所定の距離の範囲内において前記関心領域が設定される

40

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 13】

前記設定手段において、前記閾値は輝度値および面積であって、前記閾値に基づいて前記基準位置から連続する周囲を検索して所定の面積の範囲内において前記関心領域が設定される

請求項 7 記載の超音波画像生成装置。

【請求項 14】

被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、前記エコー信号に基いて前記被検体の複数の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、

50

所定の前記断層像において、設定された関心領域の時間輝度曲線を形成する手段とを有し、

前記形成手段において、前記所定の断層像に基準位置が設定され、前記基準位置に基づいて設定された閾値を参照して前記基準位置から連続する周囲を検索して前記関心領域が設定される

超音波画像生成装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像生成装置および超音波画像生成方法に関し、例えば、被検体を超音波ビームにより走査して、得られる超音波エコーに基づいて画像を生成する超音波画像生成装置および超音波画像生成方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

被検体の所定の領域を超音波で走査して、被検体の画像を生成する装置として超音波画像生成装置がある。このような超音波画像生成装置は、被検体に負担を与えることなく走査および画像生成ができるので注目を集めている。

【0003】

超音波画像生成装置により得られた超音波画像において、被検体へ照射した超音波に基づく複数の音線が存在する走査面を、これらの音線によるエコー信号の大きさに対応させた輝度の差に基づいて表示した画像をBモード画像という。

20

【0004】

超音波画像生成装置は、造影剤を組み合わせる血流動態の評価にも用いられる。具体的には、設定された関心領域(Region of Interest、以下、ROIとも称する)の時間輝度曲線(Time Intensity Curve、以下、TICとも称する)を観察することで、造影剤の注入から関心領域に到達するまでの時間、流出時間および最大輝度などの情報が得られる。なお、超音波画像生成装置は、1回の撮影により、時相の異なる複数の断層像(フレーム)を得ることができる。TICは、それらフレームに設定されたROIの輝度変化と経過時間との関係を示す。

使用者は設定されたROIのTICを比較することで、腫瘍などの検出対象の判別を行う。

30

【0005】

上記のようなTICを求める際に、複数のROIを設定することがある。そのとき、所定のフレームにおいて一方のROIが増強されているにもかかわらず、他方のROIが観察されないことがある。そこで、使用者は、所定のフレームにおいて一方のROIを設定し、次に、他の時相のフレームにおいて他方のROIを設定している。

【0006】

また、上記のような従来の超音波診断装置としては、超音波エコー信号に基づいて画像を第1の周期で繰り返し生成する超音波診断装置において、画像の関心領域内に関する時間輝度曲線を求める手段と、時間輝度曲線に基づいて画像を選択的に記憶する手段とを具備する超音波診断装置が知られている(たとえば、特許文献1参照)。

40

特許文献1に記載された超音波診断装置においては、関心領域のTICを測定する際に診断上有用な画像を不足なく記憶できる。しかしながら、関心領域の抽出方法に関しては述べられていない。

【0007】

さらに、上記のような従来の医療用画像診断装置としては、関心領域を含む抽出ウィンドウを操作者に指定させる抽出ウィンドウ指定手段と、抽出ウィンドウに含まれる画素の画素値を基に関心領域の輪郭を求める輪郭抽出手段とを備える医療用画像診断装置が知られている(たとえば、特許文献2参照)。

特許文献2に記載された医療用画像診断装置においては、大まかに関心領域の輪郭を推

50

定し、その輪郭を含むように抽出ウィンドウを指定すれば関心領域が抽出される。しかしながら、関心領域を含む抽出ウィンドウを使用者が指定しなければならず、複数のROIを設定するときは、上記のように各ROIに最適なフレームを探さなければならないという不利益がある。

【特許文献1】特開平9 - 24047号公報

【特許文献2】特開平8 - 336503号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は上記のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、TICの観察をする際に、ROIの設定を容易にする超音波画像生成装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、上記の本発明の超音波画像生成装置は、被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、エコー信号に基いて被検体の複数の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、複数の断層像から所定の位置において最大輝度を有する断層像を検索する検索手段と、最大輝度を有する断層像において関心領域を設定する設定手段と、設定された関心領域において時間輝度曲線を求める算出手段とを有する。

【0010】

本発明の超音波画像生成装置によれば、検索手段において、複数の断層像から所定の位置において最大輝度を有する断層像が検索される。

20

設定手段において、最大輝度を有する断層像における関心領域が設定される。

算出手段において、設定された関心領域における時間輝度曲線が算出される。

【0011】

上記目的を達成するため、上記の本発明の超音波画像生成装置は、被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、エコー信号に基いて、被検体の複数の第1の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、複数の第1の断層像を合成して第1の断層像と平行な断面の第2の断層像を生成する生成手段と、生成された第2の断層像において関心領域を設定する設定手段と、設定された関心領域において時間輝度曲線を求める算出手段とを有する。

30

【0012】

本発明の超音波画像生成装置によれば、生成手段において、生成された複数の第1の断層像を合成して第1の断層像と平行な断面において第2の断層像が生成される。

設定手段において、生成された第2の断層像における関心領域が設定される。

算出手段において、設定された関心領域における時間輝度曲線が算出される。

【0013】

上記目的を達成するため、上記の本発明の超音波画像生成装置は、被検体へ送信した超音波によるエコー信号を受信し、エコー信号に基いて被検体の複数の断層像を生成する超音波画像生成装置に関し、所定の断層像において設定された関心領域の時間輝度曲線を算出する算出手段とを有し、算出手段において、所定の断層像に基準位置が設定され、基準位置に基づいて設定された閾値を参照して基準位置から連続する周囲を検索して関心領域が設定される。

40

【0014】

本発明の超音波画像生成装置によれば、算出手段において、所定の断層像に基準位置が設定され、基準位置に基づいて設定された閾値を参照して基準位置から連続する周囲を検索して関心領域が設定される。

【発明の効果】

【0015】

本発明の超音波画像生成装置によれば、TICの観察をする際に、容易にROIを設定することができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0016】**

以下、本発明を実施するための最良の形態について図面を参照して説明する。

【0017】

図1は、本実施形態に係る超音波画像生成装置1を模式的に示す概略ブロック図である。

【0018】

本実施形態に係る超音波画像生成装置1は、超音波画像生成装置本体2と、超音波プローブ3とを有する。超音波画像生成装置本体2と超音波プローブ3とは、プローブケーブルを介して互いに接続されている。なお、プローブケーブルは図示を省略されている。

10

超音波撮影時には、たとえば医者が、超音波画像生成装置1を走査する使用者となる。撮影時には超音波プローブ3は使用者により把持されて、被検体に接触させられる。

【0019】

超音波プローブ3の内部には、超音波を送信および受信する超音波振動子をアレイ状に配列した超音波振動子アレイが設置されている。

本実施形態において超音波プローブ3は、電子的に走査する2次元アレイを有するものを用いる。

【0020】

超音波振動子アレイから送信された音線を形成する超音波は、被検体の内部を進行中に、内部組織の音響インピーダンスの差に応じたエコー信号を発生する。このエコー信号が超音波振動子アレイによって受信されて電気信号に変換され、プローブケーブルを介し超音波画像生成装置本体2に送られる。

20

【0021】

超音波画像生成装置本体2は、本体部4と、操作コンソール5と、表示装置6とを有する。

【0022】

本体部4は、プローブケーブルを介して入力された電気信号（エコー信号）に基づいて、被検体に関する各種超音波画像を生成する。

本実施形態において、本体部4は、エコー信号に基づいて被検体の画像、つまりBモード画像を生成する。

30

【0023】

操作コンソール5は、超音波画像生成装置1の操作のためにオペレータからの操作を受け付ける装置である。操作コンソール5は、たとえば、キーボードやスイッチなどの入力部からなる。

表示装置6は、本体部4において生成された画像およびその他の撮影データを表示する。表示装置6は、CRTや液晶表示パネルなどからなる。

【0024】

次に、本体部4の内部構成について記述する。

本体部4は、送受信部7と、本体部4を制御するCPU8と、駆動部9と、画像処理部10と、記憶部11とを有する。

40

【0025】

CPU8は、駆動部9と、画像処理部10と、記憶部11と、操作コンソール5に接続されている。

CPU8は、撮影のために超音波プローブ3に超音波を送信させる指令信号を駆動部9に出力する。また、CPU8は、操作コンソール5からの操作信号による支持に従って断層像などを表示させる指令信号を画像処理部10に出力する。さらに、CPU8は、操作コンソール5の指令に基づいて、記憶部11における画像データの保存を制御する。

【0026】

駆動部9は、たとえば、電気・電子的な回路を用いて実現される。

50

駆動部 9 は、CPU 8 からの指令信号に応じた音線が形成されるように超音波プローブ 3 を駆動する駆動信号を生成し、生成した駆動信号を送受信部 7 に送信する。

【0027】

画像処理部 10 は、送受信部 7 から送信されるエコー信号に基づいて被検体の画像を生成する。また、画像処理部 10 は、CPU 8 からの指令に応じて生成した画像を表示装置 6 に表示させる。さらに、画像処理部 10 は、画像データを記憶部 11 に送信して保存させる。画像処理部 10 はプログラムなどから構成される。画像処理部 10 の詳細については後述する。

【0028】

記憶部 11 には、半導体メモリやハードディスクドライブなどの各種記憶装置が含まれる。

10

記憶部 11 は、画像処理部 10 から送信される画像データを保存する。また、記憶部 11 は、超音波画像生成装置 1 の操作のためのプログラムや、このプログラムにおいて用いられる音線や撮影対象までの距離などの各種パラメータも記憶する。

【0029】

送受信部 7 は、信号の送信および受信のためのポートである。送受信部 7 は、超音波プローブ 3 の駆動のために駆動部 9 から出力される駆動信号をプローブケーブルを介して超音波プローブ 3 に送信する。また、送受信部 7 は、プローブケーブルを介して超音波プローブ 3 から受信したエコー信号を画像処理部 10 に送信する。

【0030】

20

図 2 は、画像処理部 10 の構成を示すブロック図である。

画像処理部 10 は、画像生成部 21 と、最大輝度フレーム検索部 22 と、基準位置設定部 23 と、閾値設定部 24 と、関心領域設定部 25 と、算出部 26 とを有する。本発明の検索手段の一実施態様が最大輝度フレーム検索部 22 に相当し、本発明の設定手段の一実施態様が関心領域設定部 25 に相当し、本発明の算出手段の一実施態様が算出部 26 に相当する。

【0031】

画像生成部 21 は、送受信部 7 から出力されたエコー信号に基づいて複数の断層像を生成する。画像生成部 21 は、生成された断層像を表示装置 6 および記憶部 11 に出力する。また、画像生成部 21 は、生成された断層像を最大輝度フレーム検索部 22 に出力する。

30

【0032】

最大輝度フレーム検索部 22 は、生成されたすべての断層像の中から基準位置における最大輝度を有するフレームを検索する。最大輝度フレーム検索部 22 は、検索した最高輝度を有するフレームおよび生成された他のフレームを関心領域設定部 25 に出力する。

【0033】

基準位置設定部 23 は、使用者の操作コンソール 5 からの操作により CPU 8 を介して基準位置を設定する。また、基準位置設定部 23 は、設定された基準位置を最大輝度フレーム検索部 22 に出力する。

閾値設定部 24 は、検索されたフレームの基準位置の輝度や設定する ROI の面積に基づいて閾値を設定する。閾値設定部 24 は、基準位置の輝度値や ROI の面積に基づいて使用者の操作コンソール 5 からの操作により CPU 8 を介して入力する。閾値設定部 24 は、設定された閾値を関心領域設定部 25 に出力する。

40

【0034】

関心領域設定部 25 は、検出されたフレームにおいて、閾値設定部 24 から設定された閾値以上あるいは閾値以下の領域を検索し、関心領域として設定する。このとき、関心領域は、基準位置と連続する領域とする。以下、関心領域設定部 25 を ROI 設定部 25 とも称する。ROI 設定部 25 は、使用者の操作コンソール 5 からの操作により CPU 8 を介して設定された ROI を変更する。

【0035】

50

算出部 26 は、R O I 設定部 25 により設定された R O I に基づいて画像生成部 21 にて生成されたすべての断層像における R O I の輝度平均を算出し、算出された輝度平均と経過時間とから T I C を形成する。

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る超音波画像生成装置 1 の動作について図 3 ~ 6 を参照して記述する。

図 3 および図 4 は、本実施形態に係る超音波画像生成装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 3 7 】

まず、超音波プローブ 3 を用いて被検体を走査する (S T 1 1) 。

使用者は超音波プローブ 3 を被検体の所定の領域に設置する。また、使用者は、被検体に造影剤を注入し、また、操作コンソール 5 を操作して C P U 8 に指令を与える。C P U 8 は駆動部 9 に指令を与える。さらに、駆動部 9 は C P U 8 から指令信号を受け、超音波プローブ 3 の超音波振動子アレイからの超音波の合成波面により所定の音線が形成されるような駆動信号を生成して、送受信部 7 を介して超音波プローブ 3 に出力する。駆動部 9 は所定の領域の 1 つの平面 (走査面) に複数の音線を形成して、超音波プローブ 3 はこの複数の音線により走査面を走査する。

【 0 0 3 8 】

超音波プローブ 3 は、被検体の内部から発せられたエコー信号を受信する。送受信部 7 は、プローブケーブルを介して超音波プローブから受信したエコー信号を画像処理部 10 に送信する。

画像処理部 10 において画像生成部 21 は、送受信部 7 から画像処理部 10 に送信されたエコー信号に基づいて、各音線の送信により得られるエコー信号の波形の振幅を輝度の差として表す、いわゆる B モード処理を行う。この処理により、送信する音線の数に応じた解像度で走査面全体における輝度データが得られる。画像生成部 21 は、輝度データに対応する断層像を生成する。撮影された画像は、記憶部 11 に記憶される。

【 0 0 3 9 】

次に、記憶部 11 に記憶された撮影画像を表示装置 6 において再生する (S T 1 2) 。

記憶部 11 に記憶された画像は、C P U 8 からの指令に基づいて画像処理部 10 を介して表示装置 6 に出力される。表示装置 6 は記憶部 11 に保存されていた画像を表示する。

【 0 0 4 0 】

次に、上記の再生画像にカーソルを用いて基準位置の座標を設定する (S T 1 3) 。

使用者は、表示装置 6 に表示された画像を観察して、検出対象が少しでも現れている画像を選択する。そして、使用者は、操作コンソール 5 から表示画面上にカーソルを操作して検出対象の一部に基準位置を決定する。基準位置は x 座標および y 座標として、画像処理部 10 の基準位置設定部 23 に位置情報が設定される。また、基準位置 (x , y) が設定された撮影画像は、最大輝度フレーム検索部 22 に出力される。

【 0 0 4 1 】

次に、上記の基準位置 (x , y) の輝度が最大値になるフレームを検索し、表示装置に表示する (S T 1 4) 。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、基準位置 (x , y) の輝度が最大となるフレームを検索する工程を模式的に示す概略図である。

図 5 (a) に示すように、ステップ S T 1 3 が終了した時点において、画像生成部 21 で生成された複数の断層像のデータには、基準位置 (x , y) が設定されている。

ここで、最大輝度フレーム検索部 22 は、撮影画像の全フレームから上記の基準位置 (x , y) の輝度を算出し、図 5 (b) に示すように、基準位置 (x , y) において最大輝度を有するフレームが検出される。

【 0 0 4 3 】

次に、使用者は表示されたフレームを観察して、基準位置を確定する (S T 1 5) 。

使用者は、図 5 (b) に示すような表示装置 6 に表示されたフレームを観察する。使用

10

20

30

40

50

者の操作コンソール 5 を介した指示により、R O I を設定する基準位置が確定される。たとえば、操作コンソール 5 に確定ボタンなどが設置され、使用者が確定ボタンを選択することにより基準位置が確定される。

基準位置が確定されると、最大輝度フレーム検出部 2 2 は、画像データを R O I 設定部 2 5 に出力する。なお、基準位置を変更したい場合は、再びステップ S T 1 3 に戻る。

【 0 0 4 4 】

次に、設定された基準位置 (x , y) の周囲において閾値に基づいて R O I を設定する (S T 1 6) 。

まず、使用者は、操作コンソール 5 を介して閾値設定部 2 4 に閾値を設定する。閾値は、たとえば、設定された基準位置 (x , y) の輝度を最大値として、最大輝度の 7 5 % の輝度とする。また、上記の閾値は一例であって、その他、座標からの距離や座標を中心とする形状および面積、あるいは、上記のような輝度の抽出と距離や面積とを組み合わせ

10

て行ってもよい。

設定された閾値は、R O I 設定部 2 5 に出力される。

【 0 0 4 5 】

次に、閾値に基づいて R O I を設定する。

図 6 は、R O I を設定する工程を模式的に示す概略図である。

図 6 に示すように、R O I 設定部 2 5 は、最大輝度が検出されたフレームにおいて設定された閾値以上の輝度を有する領域を抽出する。R O I は基準位置 (x , y) と連続する領域とする。領域の抽出は、たとえば、下記のように行われる。R O I 設定部 2 4 は、基準位置 (x , y) を中心として、放射状に各画素の輝度値を順次算出して、閾値以上の輝度を有する画素を抽出する。全ての円周上に閾値以上の輝度を有する画素が抽出されなくなった時点で、画素の抽出を終了とする。上記のように抽出された領域が R O I に設定される。

20

設定された R O I は、表示装置 6 に出力される。

【 0 0 4 6 】

次に、使用者は設定された R O I を必要に応じて形状を補正する (S T 1 7) 。

使用者は、表示装置 6 に表示された画像を観察し、設定された R O I を確認する。ここで、R O I の形状が画像と合っていない場合、使用者の手入力によって R O I 形状を補正する。

30

補正が必要な場合、使用者は操作コンソール 5 からカーソルなどを用いて表示装置 6 上に入力し、R O I 形状を補正する (S T 1 8) 。

【 0 0 4 7 】

次に、使用者は表示された R O I を確認し、確定する (S T 1 9) 。

使用者は、表示装置 6 に表示されたフレームを観察する。使用者の操作コンソール 5 を介した指令により、R O I を設定する領域が確定される。R O I が確定された画像データは、算出部 2 6 に出力される。

【 0 0 4 8 】

次に、複数の R O I を設定する場合は、ステップ S T 1 3 から再び同様な工程を行い、異なる R O I が設定される (S T 2 0) 。

40

【 0 0 4 9 】

次に、設定された R O I に関して T I C を形成する (S T 2 1) 。

算出部 2 6 は、ステップ S T 1 9 において設定された R O I の各画素の輝度を平均して、R O I の輝度として算出する。算出部 2 3 は、それらを各フレーム毎に算出し、経過時間に対する R O I の輝度値のデータとして表示装置 6 に出力する。表示装置 6 は、算出結果をグラフにして T I C を表示する。また、算出部 2 6 は、経過時間と輝度値のデータを記憶部 1 1 に出力する。

【 0 0 5 0 】

本実施形態に係る超音波画像生成装置 1 によれば、使用者は、操作コンソールからの操作によって表示装置に表示された任意のフレームにカーソルを配置することにより、容易

50

に R O I を抽出しやすい画像が表示される。その結果、使用者は、T I C を観察する際に、容易に R O I を設定することができる。

なお、R O I を抽出する方法は、本実施形態の方法に限定されない。

【 0 0 5 1 】

〔 変形例 〕

本発明に係る変形例について図面を参照して説明する。なお、上記と同様の部分は番号を同じくし、説明を省略し、以下、異なる部分についてのみ説明する。

【 0 0 5 2 】

図 7 は、本変形例に係る画像処理部 1 0 の構成を示すブロック図である。

本変形例に係る X 線超音波画像生成装置 1 の基本的な構成は実質的に上記の実施形態と同様である。

10

【 0 0 5 3 】

画像処理部 1 0 は、画像生成部 2 1 と、基準位置設定部 2 3 と、閾値設定部 2 4 と、関心領域設定部 2 5 と、算出部 2 6 とを有する。画像処理部 1 0 は、プログラムなどから構成される。

【 0 0 5 4 】

画像生成部 2 1 は、送受信部 7 に受信された投影データから第 1 の断層像を生成する。また、画像生成部 2 1 は、所定の時間内に走査された第 1 の断層像から最大値投影 (M I P : M a x i m u m I n t e n s i t y P r o j e c t i o n) 法などを用いて 1 枚の第 2 の断層像を生成する。生成された第 2 の断層像は、関心領域設定部 2 5 に出力される。

20

本発明の第 2 の断層像生成手段の一実施態様が画像生成部 2 1 に相当する。

【 0 0 5 5 】

基準位置設定部 2 3 は、使用者からの操作コンソール 5 の操作によって設定された基準位置を画像生成部 1 0 に出力する。

【 0 0 5 6 】

本変形例において、第 1 の断層像は画像生成部 2 1 において投影データから所定の時間ごとに生成される断層像であって、第 2 の断層像は複数の第 1 の断層像を M I P 法を用いて合成される断層像である。

【 0 0 5 7 】

本変形例に係る超音波画像生成装置 1 の動作について図 8 および図 9 を参照して記述する。

30

図 8 は、本変形例に係る超音波画像生成装置 1 の動作の一部を示すフローチャートであって、図 9 は、図 8 に示す動作の一部を模式的に示す概略図である。

【 0 0 5 8 】

まず、図 2 のステップ S T 1 1 およびステップ S T 1 2 を行う。つまり、使用者は被検体に造影剤を注入し、走査プローブを用いて被検体を走査する。その結果に基づいて画像生成部 2 1 において生成された第 1 の断層像が表示装置 6 に表示される。

【 0 0 5 9 】

次に、図 8 に示すように、使用者は、表示装置 6 に表示された第 1 の断層像を観察して、第 2 の断層像を生成するために第 1 の断層像を合成する枚数を決定する (S T 3 1) 。

40

【 0 0 6 0 】

図 9 は、第 2 の断層像を生成する工程を模式的に示す概略図である。

図 9 (a) に示すように画像生成部 2 1 において生成された第 1 の断層像 t 1 ~ t 6 が表示装置 6 に表示されている。使用者は、各第 1 の断層像 t 1 ~ t 6 を観察して、第 1 の断層像 t 1 ~ t 4 を合成するように操作コンソール 5 を操作して C P U 8 を介して画像処理部 1 0 の画像生成部 2 1 に指令を与える。

【 0 0 6 1 】

次に、画像生成部 2 1 は C P U 8 からの指令に基づいて第 2 の断層像を生成する (S T 3 2) 。

50

【 0 0 6 2 】

図 9 (b) に示すように、画像生成部 2 1 は、第 1 の断層像 $t_1 \sim t_4$ を M I P 法などにより合成し、1 枚の第 2 の断層像 t_{14} を生成する。ここで、第 2 の断層像は、たとえば、造影剤の注入開始から検出対象が増強されたフレームまでの第 1 の断層像を合成して生成される。なお、R O I が設定される領域を検出対象とする。

【 0 0 6 3 】

M I P 法は、複数の画像に基づいて新たな画像を生成する方法であって、所定の画素の輝度をそれぞれの断層像において比較して、最大の輝度値を新たな画像の同じ位置の画素の輝度値とする方法である。本変形例のように時相によって断層像の輝度が変化する場合においては、M I P 法によって複数の検出領域がそれぞれ増強された状態の画像を得ることができる。

10

【 0 0 6 4 】

上記のような理由から生成された第 2 の断層像 t_{14} は第 1 の断層像 $t_1 \sim t_4$ よりも各画素のコントラストが向上する。その結果、図 9 (b) に示すように、使用者は、第 2 の断層像 t_{14} において R O I を設定する領域が判別し易くなる。

【 0 0 6 5 】

次に、上記のステップ S T 3 2 において生成された第 2 の断層像を用いて、基準位置を設定する (S T 3 3)。

使用者は、表示装置 6 に表示された第 2 の断層像を観察する。そして、使用者は、操作コンソール 5 から表示画面上にカーソルを用いて基準位置を設定する。基準位置は x 座標および y 座標として設定され、画像処理部 1 0 の基準位置設定部 2 3 に出力される。

20

【 0 0 6 6 】

次に、図 3 に示すステップ S T 1 5 において、使用者によって基準位置が確定されると、基準位置設定部 2 3 は、設定された基準位置 (x, y) を画像生成部 2 1 に出力する。画像生成部 2 1 は、基準位置が設定された第 1 および第 2 の断層像の画像データを関心領域設定部 2 5 に出力する。

その後、関心領域設定部 2 5 において、ステップ S T 1 6 以降の工程が行われる。

【 0 0 6 7 】

本実施形態に係る超音波画像生成装置 1 によれば、使用者によって選択された第 1 の断層像から第 2 の断層像を生成することによって、R O I が容易に設定することができる。また、使用者は、第 2 の断層像において、閾値によって R O I を抽出した結果を確認することができるので、精度良く T I C を生成することができる。

30

【 0 0 6 8 】

本発明の撮影装置は、上記の実施形態に限定されない。

例えば、本発明の超音波画像生成装置において、R O I を設定するための閾値として輝度値を用いたが、基準座標からの距離や、面積などによって R O I が設定されてもよい。

その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【図 1】図 1 は、本発明に係る超音波画像生成装置 1 を模式的に示すブロック図である。

40

【図 2】図 2 は、本発明に係る画像処理部 1 0 を模式的に示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、本発明に係る超音波画像生成装置 1 の動作を示すフローチャートである。

。

【図 4】図 4 は、図 3 に引き続き、本発明に係る超音波画像生成装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、ステップ S T 1 4 の工程を模式的に示す概略図である。

【図 6】図 6 は、ステップ S T 1 6 の工程を模式的に示す概略図である。

【図 7】図 7 は、本発明の変形例に係る画像処理部 1 0 を模式的に示すブロック図である。

。

【図 8】図 8 は、本発明の変形例に係る超音波画像生成装置 1 の動作を示すフローチャー

50

トである。

【図 9】図 9 は、ステップ S T 3 1 , 3 2 の工程を模式的に示す概略図である。

【符号の説明】

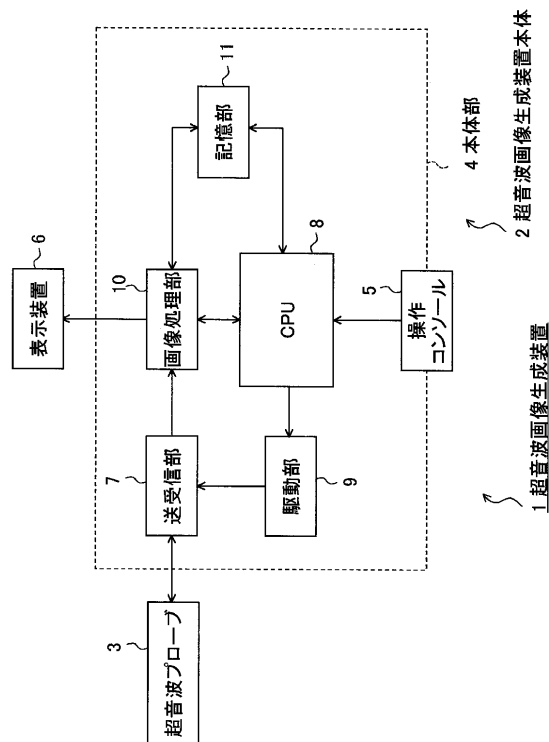
【 0 0 7 0 】

- 1 ... 超音波画像生成装置
- 2 ... 超音波画像生成装置本体
- 3 ... 超音波プローブ
- 4 ... 本体部
- 5 ... 操作コンソール
- 6 ... 表示装置
- 7 ... 送受信部
- 8 ... C P U
- 9 ... 駆動部
- 1 0 ... 画像処理部
- 2 1 ... 画像生成部
- 2 2 ... 最大輝度フレーム検索部
- 2 3 ... 基準位置設定部
- 2 4 ... 閾値設定部
- 2 5 ... 関心領域設定部
- 2 6 ... 算出部

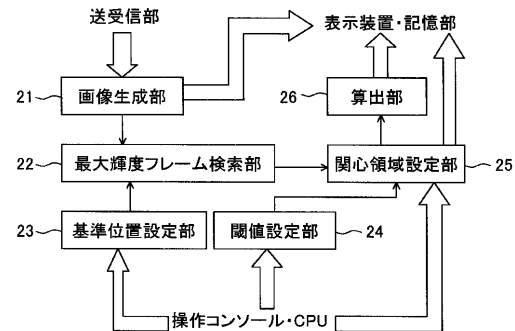
10

20

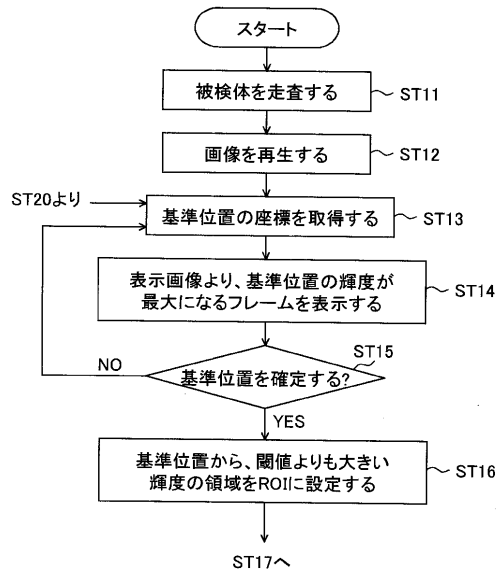
【図 1】



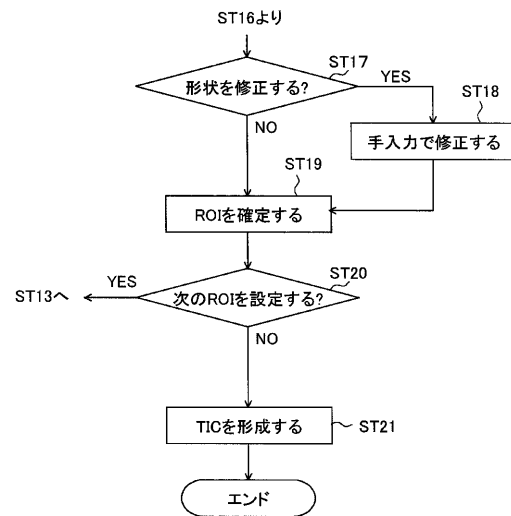
【図 2】



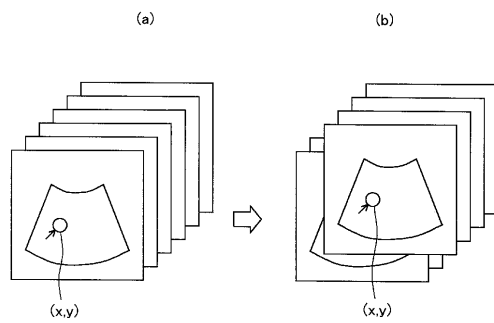
【図 3】



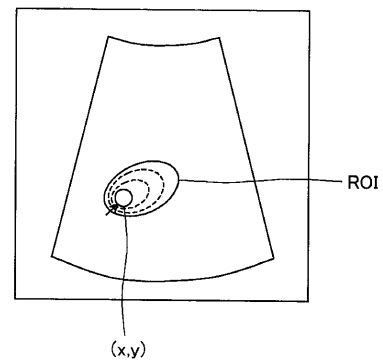
【図 4】



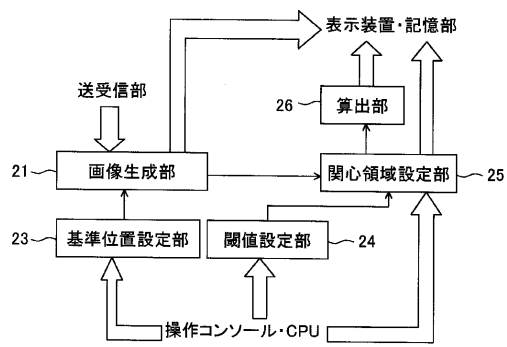
【図 5】



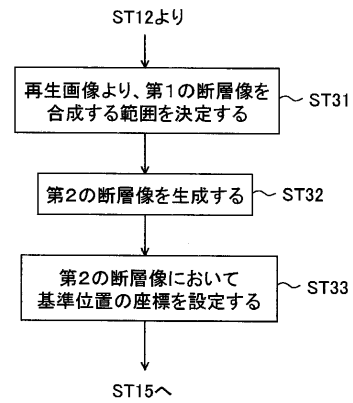
【図 6】



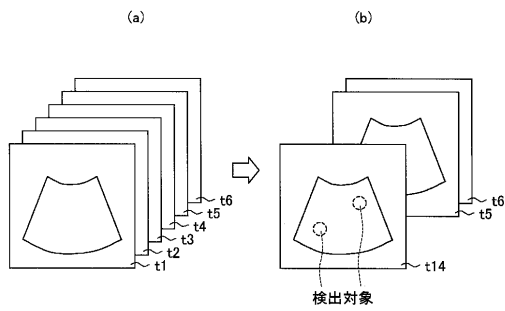
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 8 5 4 0 9 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 5 4 5 2 0 (J P , A)
特開平 1 1 - 3 2 7 (J P , A)
特開平 9 - 2 4 0 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 3 6 2 4 2 (J P , A)
特開平 8 - 2 4 2 6 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超音波画像生成装置		
公开(公告)号	JP4369206B2	公开(公告)日	2009-11-18
申请号	JP2003377132	申请日	2003-11-06
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB40 4C601/JB50 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/JC37 4C601/KK28		
代理人(译)	佐藤隆久		
其他公开文献	JP2005137574A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够在观察时间强度曲线时容易地设定感兴趣区域的超声波图像生成器。ZSOLUTION：用于将造影剂注入被测者身体的超声波图像生成器，通过发送到被测者身体的超声波接收回波信号，并基于回波信号生成被测者身体的多个断层图像，包括：检索装置22，用于从多个生成的断层图像中检索在设定的基准位置处具有最大强度的断层图像；设定装置25，用于设定具有最大强度的断层图像中的关注区域；计算装置26，用于根据设定的关注区域从多个断层图像计算时间强度曲线。Z

