

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5843748号
(P5843748)

(45) 発行日 平成28年1月13日(2016. 1. 13)

(24) 登録日 平成27年11月27日(2015. 11. 27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/13 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/13

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2012-265211 (P2012-265211)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年12月4日(2012. 12. 4)		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
(65) 公開番号	特開2014-108311 (P2014-108311A)		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
(43) 公開日	平成26年6月12日(2014. 6. 12)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成26年10月17日(2014. 10. 17)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	小笠原 正文
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	宮川 哲伸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に当接して移動しながら超音波の送受信を行ない、被検体の三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、

該超音波プローブの移動速度に関係するパラメータを算出するパラメータ算出部と、

複数フレームのエコー信号に基づくデータを作成するデータ作成部であって、前記データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記パラメータ算出部によって算出された前記パラメータに応じて前記フレームを選択して前記データの作成を行なうデータ作成部と、

前記データに基づいて作成された超音波画像が表示される表示部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

前記データ作成部は、前記データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記パラメータ算出部によって算出された前記パラメータに基づいて、前記データの作成に用いるフレームの数又は時間を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記データ作成部は、複数フレーム分のエコー信号に基づくデータを加算又は加算平均して、前記データの作成を行なうことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像表示装置。

10

20

【請求項 4】

前記データ作成部は、複数フレーム分のエコー信号に基づくデータの中から選択されたデータに基づいて、データの作成を行なうことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記データに基づいて作成された超音波画像は、前記三次元領域を投影した投影画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 6】

前記パラメータ算出部は、複数フレーム分の前記エコー信号に基づくデータに対する相関演算を行なって前記パラメータを算出することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

10

【請求項 7】

前記パラメータ算出部は、前記超音波プローブに設けられて該超音波プローブの移動速度を検出するためのセンサの検出信号に基づいて、前記超音波プローブの移動速度自体を、前記移動速度に関するパラメータとして算出することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

被検体に当接して移動しながら超音波の送受信を行ない、被検体の三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブの移動速度に関するパラメータを算出するパラメータ算出機能と、

20

複数フレームのエコー信号に基づくデータを作成するデータ作成機能であって、前記データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記パラメータ算出機能によって算出された前記パラメータに応じて前記フレームを選択して前記データの作成を行なうデータ作成機能と、

前記データに基づいて作成された超音波画像が表示される表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像表示装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、被検体における三次元領域のエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、被検体における血管を、超音波診断装置において造影画像によって観察することがある。血管の造影画像により、例えば腫瘍周辺や腫瘍内を走行する血管の全体像を把握することは有用である。しかし、二次元の造影画像においては、特定断面上に存在する血管のみが描出されるため、血管の三次元的な全体像を把握することが困難である。

【0003】

そこで、被検体の三次元領域において取得された複数フレーム分のエコー信号を積分加算して得られたデータや、複数フレームのエコー信号のうち、最大の信号値を用いたデータなど、複数フレームのエコー信号に基づいて作成された投影データに基づいて、二次元の投影画像を表示する超音波診断装置がある（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 3 3 6 5 9 2 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

上記超音波診断装置においては、超音波プローブを移動させながら被検体に対して超音波の送受信を行ない、被検体における三次元領域のエコー信号を取得している。操作者による超音波プローブの移動速度を、検査ごとに全く同一にすることは困難であるため、プローブが同じ距離を移動するまでにかかる時間が、検査ごとに異なっている場合がある。

【0006】

しかし、従来、前記投影データの作成に用いられるエコー信号の取得範囲は、フレーム数や時間によって設定される。このフレーム数や時間は、操作者によって入力され、超音波プローブの移動速度にかかわらず、一定である。このため、前記投影データの作成に用いられるエコー信号の取得範囲（超音波プローブの移動方向における範囲）が、超音波プローブの移動速度によって異なることになる。従って、例えば超音波プローブの移動速度が遅いと、十分な領域のエコー信号を用いた投影データを得ることができず、観察対象の血管が途中で途切れた投影画像が表示されるおそれがある。

10

【0007】

以上のことから、超音波プローブの移動速度が変わっても、投影データの作成に用いるエコー信号の取得範囲を一定にしたいという課題がある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためなされた発明は、被検体に当接して移動しながら超音波の送受信を行ない、被検体の三次元領域のエコー信号を取得する超音波プローブと、この超音波プローブの移動速度に関するパラメータを算出するパラメータ算出部と、複数フレームのエコー信号に基づくデータを作成するデータ作成部であって、前記データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記パラメータ算出部によって算出された前記パラメータに応じて前記フレームを選択して前記データの作成を行なうデータ作成部と、前記データに基づいて作成された超音波画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

20

【発明の効果】

【0009】

上記観点の発明によれば、前記データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記速度検出部によって検出された移動速度に応じて前記フレームを選択して前記データが作成されるので、前記超音波プローブの移動速度が変わっても、前記データの作成に用いるエコー信号の取得範囲を一定にすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示された超音波診断装置のエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】超音波の送受信を行なっている超音波プローブの平行移動を説明する図である。

【図4】超音波プローブの平行移動によって、複数フレーム分のエコー信号が取得されることを説明する図である。

40

【図5】投影データを作成するための処理を示すフローチャートである。

【図6】所要範囲を説明する図である。

【図7】所要範囲に含まれるフレーム数が、超音波プローブの移動速度が速いほど少なくなり、遅いほど多くなることを説明する図である。

【図8】造影データを積分加算して投影データを作成することを説明する図である。

【図9】複数フレーム分の造影データの中から最大値の造影データを選択して投影データを作成することを説明する図である。

【図10】複数フレーム分の造影データの中から中間値の造影データを選択して投影データを作成することを説明する図である。

【図11】第一変形例における投影データを作成するための処理を示すフローチャートで

50

ある。

【図 1 2】第二変形例における超音波診断装置の概略構成の一例を示す図である。

【図 1 3】エコーデータ処理部の構成の他例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について図 1～図 10 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、本発明における超音波画像表示装置の実施の形態の一例である。

【0012】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子（図示省略）を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

【0013】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、A/D 変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 4 へ出力する。

【0014】

前記エコーデータ処理部 4 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための信号処理などを行なう。例えば、前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モードデータ作成部 4 1、造影データ作成部 4 2、パラメータ算出部 4 3、投影データ作成部 4 4 を有している。

【0015】

前記 B モードデータ作成部 4 1 は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含む B モード処理を行なって B モードデータを作成する。

【0016】

前記造影データ作成部 4 2 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、被検体に投与された造影剤が強調された造影画像を作成するための処理を行なって造影データを作成する。例えば、前記造影データ作成部 4 2 は、エコー信号の高調波成分を抽出するためのフィルタ処理を行なう。また、前記造影データ作成部 4 2 は、パルスインバージョン（Pulse Inversion）法によって造影剤からのエコー信号を抽出する処理を行なってもよい。あるいは、前記造影データ作成部 4 2 は、異なる振幅の超音波を送信して得られたエコー信号に基づくエコーデータを減算して造影剤からの信号成分を抽出する処理（振幅変調法：Amplitude Modulation）を行なってもよい。

【0017】

前記パラメータ算出部 4 3 は、前記超音波プローブ 2 の移動速度に関係するパラメータを算出する（パラメータ算出機能）。詳細は後述する。前記パラメータ算出部 4 3 は、本発明におけるパラメータ算出部の実施の形態の一例である。前記パラメータ算出機能は、本発明におけるパラメータ算出機能の実施の形態の一例である。

【0018】

前記投影データ作成部 4 4 は、複数フレーム分の前記造影データが反映された投影データを作成する（投影データ作成機能）。詳細は後述する。前記投影データ作成部 4 4 は、本発明におけるデータ作成部の実施の形態の一例である。前記投影データ作成機能は、本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。

【0019】

前記表示制御部 5 は、前記エコーデータ処理部 4 から入力されたデータに対し、スキャンコンバータ（Scan Converter）による走査変換を行なって超音波画像デ

10

20

30

40

50

ータを作成し、この超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部6に表示させる。例えば、前記表示制御部5は、前記Bモードデータを走査変換してBモード画像データを作成し、このBモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記表示制御部5は、前記投影データを走査変換して投影画像データを作成し、この投影画像データに基づく投影画像を前記表示部6に表示させる。前記投影画像については後述する。

【0020】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含

10

【0021】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)であり、前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。例えば、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4、前記表示制御部5の機能は、前記制御プログラムによって実行されてもよい。前記エコーデータ処理部4の機能には、後述するパラメータ算出機能や投影データ作成機能などが含まれる。

【0022】

前記記憶部9は、例えばHDD(Hard Disk Drive)や半導体メモリ(memory)などである。

20

【0023】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。先ず、操作者は、図3に示すように、被検体の体表面Sに前記超音波プローブ2を当接させて超音波の送受信を行なう。図3において、符号BMは超音波ビームを示している。そして、操作者は、超音波の送受信を行なっている超音波プローブ2を、体表面S上において平行移動させる。これにより、図4に示すように、被検体の三次元領域において、複数フレーム分のエコー信号が取得される。符号FLはフレームを示す。図4では、フレームの概念のみが示されており、エコー信号は図示省略されている。

【0024】

超音波の送受信は、造影剤が注入された被検体に対して行われる。

30

【0025】

エコー信号が取得されると、各フレームについて、前記Bモードデータ作成部41は、エコー信号に基づくBモードデータを作成する。また、前記造影データ作成部42は、エコー信号に基づく前記造影データを作成する。次に、前記投影データ作成部44は、複数フレーム分の前記造影データに基づいて、投影データを作成する。前記表示制御部5は、前記Bモードデータに基づいてBモード画像データを作成し、前記表示部6にBモード画像を表示させてもよい。また、前記表示制御部5は、前記投影データに基づいて投影画像データを作成し、前記表示部6に投影画像を表示させてもよい。投影画像は、複数フレーム分の造影データが含まれる三次元領域が二次元平面に投影された画像である。

40

【0026】

前記投影データの作成について、図5のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップS1では、前記パラメータ算出部43は、前記超音波プローブ2の移動速度に関係するパラメータを算出する。前記パラメータ算出部43は、前記表示制御部5によって作成されたBモード画像データから、前記超音波プローブ2の移動速度に関係するパラメータを算出する。具体的には、前記パラメータ算出部43は、一のフレームのBモード画像データ及び他のフレームのBモード画像データに対して相関演算を行なう。相関演算は、二フレーム間に限らず、一のフレームのBモード画像データ及び他の複数フレームのBモード画像データに対して行われてもよい。

【0027】

50

例えば、相関演算は、Bモード画像に設定された関心領域について行われてもよい。前記関心領域の設定は、操作者が前記超音波プローブ2を移動させる前に、前記表示部6に表示されたBモード画像において、操作者によって行なわれてもよい。

【0028】

前記パラメータ算出部43による相関演算によって得られる相関係数Cが、前記移動速度に関係するパラメータである。具体的に説明すると、前記超音波プローブ2の移動速度が速いほど、隣り合うフレームの間隔が大きくなるので、それぞれのフレームのBモード画像の相関が小さくなり、相関係数Cは小さくなる。一方、前記超音波プローブ2の移動速度が遅いほど、隣り合うフレームの間隔が小さくなるので、それぞれのフレームのBモード画像の相関が大きくなり、相関係数Cは大きくなる。

10

【0029】

次に、ステップS2では、前記投影データ作成部44は、投影データの作成に用いるフレームの数を算出する。前記投影データ作成部44は、投影データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が所要範囲になるように、前記ステップS1で算出された相関係数Cに基づいて、投影データの作成に用いるフレームの数Nfを算出する。

【0030】

前記エコー信号の取得範囲は、前記超音波プローブ2の移動方向における範囲を意味する。前記所要範囲は、操作者が前記操作部7によって設定できるようになっていてもよい。例えば、前記所要範囲は、例えば図6に示すように、操作者が観察したい血管BLの全体が収まる範囲Xに設定される。所要範囲は、前記操作部7によって、距離を示す数値などによって設定できるようになっていてもよい。

20

【0031】

前記投影データ作成部44によって算出されるフレーム数Nfは、前記超音波プローブ2の移動速度が速いほど少なくなり、前記超音波プローブ2の移動速度が遅いほど多くなる。図7に基づいて説明する。図7では、超音波のスキャン開始位置SPからスキャン終了位置EPまで、前記超音波プローブ2が移動したとする。そして、スキャン開始位置SPからスキャン終了位置EPまでの範囲のうち、範囲Xが前記所要範囲であるとする。図7の左右方向は距離を示している。また、符号FLfは、速度Vfastで前記超音波プローブ2が移動した場合において、一フレーム分のエコー信号が取得される位置を概念的に示している。また、符号FLsは、前記速度Vfastよりも遅い速度Vslowで前記超音波プローブ2が移動した場合において、一フレーム分のエコー信号が取得される位置を概念的に示している。

30

【0032】

速度Vfastで前記超音波プローブ2が移動した場合と、速度Vslowで前記超音波プローブ2が移動した場合とは、前記範囲Xに含まれるフレーム数が異なっている。前記超音波プローブ2の移動速度が速くなるほど、前記範囲Xに含まれるフレーム数は少なくなり、前記超音波プローブ2の移動速度が遅くなるほど、前記範囲Xに含まれるフレーム数は多くなる。従って、前記投影データ作成部44により、前記所要範囲になるように算出されるフレーム数Nfは、前記超音波プローブ2の移動速度が速くなるほど少なくなり、遅くなるほど多くなる。

40

【0033】

具体的には、前記投影データ作成部44は、下記(式1)により、フレーム数Nfを算出する。

$$Nf = \alpha \times C \quad \dots (式1)$$

【0034】

上記(式1)において、Cは前記相関演算によって算出される相関係数であり、 $0 < C < 1$ である。また、 α は、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当するフレーム数になるように設定された比例定数である。

【0035】

ただし、前記(式1)によって算出されるフレーム数Nfが含まれる範囲(前記超音波

50

プローブ2の移動方向における範囲)は、前記所要範囲と全く同じ範囲にならなくてもよく、ほぼ同じ範囲(例えば設定誤差の範囲)になればよいという意味である。

【0036】

前記投影データ作成部44は、下記(式1)'によってフレーム数Nfを算出してもよい。

$$Nf = a \times e^{\alpha \times C} \dots (式1)'$$

この(式1)'において、a及びαは、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当するフレーム数になるように設定された係数である。また、eは自然対数の底である。

【0037】

次に、ステップS3では、前記投影データ作成部44は、前記ステップS2において算出されたフレーム数Nfの造影データを選択して、投影データを作成する。すなわち、前記投影データ作成部44は、最初のフレームからNf番目のフレームまでを選択して、投影データを作成する。前記最初のフレームは、スキャン開始位置側のフレームである。

【0038】

前記投影データ作成部44は、例えば図8に示すように、前記フレーム数Nfの造影データCDを積分加算して、投影データRDを作成する。図8では、前記フレーム数Nfは10である。前記投影データ作成部44は、各フレームにおいて対応する位置(画素)の造影データを積分加算する。

【0039】

前記投影データRDの作成手法は、積分加算に限られない。例えば、前記投影データ作成部44は、フレーム数Nfの造影データCDの中から、最大値の造影データCDmaxを選択して投影データRDを作成してもよい。この場合、投影データRDは、フレーム数Nfの範囲において、最大値の造影データCDmaxからなるデータである。前記投影データ作成部44は、各フレームにおいて対応する位置(画素)ごとに、最大値の造影データCDmaxを選択して前記投影データRDを作成する。例えば、図9に示されているように、ある位置のデータを例にして説明すると、各フレームにおいて対応する位置の造影データCD1のうち、三フレーム目のデータが最大値の造影データCD1maxであり、この造影データCD1maxが前記投影データRDを構成する。

【0040】

また、前記投影データ作成部44は、フレーム数Nfの造影データCDの中から、中間値の造影データCDmを選択して投影データRDを作成してもよい。この場合、投影データRDは、フレーム数Nfの範囲において、中間値の造影データCDmからなるデータである。前記投影データ作成部44は、各フレームにおいて対応する位置(画素)ごとに、中間値の造影データCDmを選択して前記投影データRDを作成する。例えば、図10に示されているように、ある位置のデータを例にして説明すると、各フレームにおいて対応する位置の造影データCD1のうち、七フレーム目のデータが中間値の造影データCD1mであり、この造影データCD1mが前記投影データRDを構成する。

【0041】

以上説明した本例の超音波診断装置1によれば、前記超音波プローブ2の移動速度が変わっても、投影データの作成に用いるエコー信号の取得範囲をほぼ一定にすることができる。

【0042】

次に、上記実施形態の変形例を説明する。まず、第一変形例について説明する。図11のフローチャートに示すように、前記投影データ作成部44は、前記ステップS2の処理を変えて、ステップS2'の処理を行なってもよい。このステップS2'では、前記投影データ作成部44は、フレームの数Nfの代わりに、時間Tを算出する。すなわち、前記投影データ作成部44は、投影データの作成に用いられるフレームのエコー信号の取得範囲が前記所要範囲になるように、前記相関係数Cに基づいて投影データの作成に用いられるフレームが含まれる時間Tを算出する。

【0043】

10

20

30

40

50

前記投影データ作成部 44 によって算出される時間 T は、前記超音波プローブ 2 の移動速度が速いほど短くなり、前記超音波プローブ 2 の移動速度が遅いほど長くなる。具体的には、前記投影データ作成部 44 は、下記（式 2）により、時間 T を算出する。

$$T = \beta \times C \quad \dots (式 2)$$

【0044】

上記（式 2）において、C は前記相関係数、 β は、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当する時間になるように設定された比例定数である。

【0045】

ただし、前記（式 2）によって算出される時間 T に相当する前記超音波プローブ 2 の移動方向における範囲は、前記所要範囲と全く同じ範囲にならなくてもよく、ほぼ同じ範囲（例えば設定誤差の範囲）になればよいという意味である。

【0046】

前記投影データ作成部 44 は、下記（式 2）' によって時間 T を算出してもよい。

$$T = b \times e^{\beta \times C} \quad \dots (式 2)'$$

この（式 2）' において、b 及び β は、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当する時間になるように設定された係数である。

【0047】

次に、第二変形例について説明する。前記ステップ S1 において、前記超音波プローブ 2 の移動速度に関係するパラメータは、相関係数に限られるものではない。前記パラメータ算出部 43 は、前記超音波プローブ 2 の移動速度に関係するパラメータとして、前記超音波プローブ 2 の移動速度そのものを算出してもよい。この場合、図 12 に示すように、前記超音波プローブ 2 には、この超音波プローブ 2 の移動速度を検出するための加速度センサ 10 が設けられる。加速度センサ 10 は、前記超音波プローブ 2 の内部に設けられてもよい。この加速度センサ 10 は、本発明におけるセンサの実施の形態の一例である。

【0048】

前記エコーデータ処理部 4 のパラメータ算出部 43 は、前記加速度センサ 10 の検出信号に基づいて前記超音波プローブ 2 の移動速度を算出する。

【0049】

前記ステップ S1 において前記超音波プローブ 2 の移動速度が算出されると、ステップ S2, S2' では、相関係数の代わりに、前記超音波プローブ 2 の移動速度 V が用いられる。この場合、前記投影データ作成部 44 は、（式 1）に代わり、下記（式 3）を用いてフレーム数 Nf を算出する。

$$Nf = \alpha \times (1/V) \quad \dots (式 3)$$

この（式 3）において、 α は、（式 1）と同様に、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当するフレーム数になるように設定された比例定数である。

【0050】

また、前記投影データ作成部 44 は、上記（式 1）' に代わり、下記（式 3）' を用いてフレーム数 Nf を算出してもよい。

$$Nf = a \times e^{-\alpha \times V} \quad \dots (式 3)'$$

この（式 3）' において、a 及び α は、上記（式 1）' と同様に、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当するフレーム数になるように設定された係数である。

【0051】

また、前記投影データ作成部 44 は、上記（式 2）に代わり、下記（式 4）を用いて前記時間 T を算出してもよい。

$$T = \beta \times (1/V) \quad \dots (式 4)$$

この（式 4）において、 β は、上記（式 2）と同様に、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当する時間になるように設定された比例定数である。

【0052】

また、前記投影データ作成部 44 は、上記（式 2）' に代わり、下記（式 4）' を用いて前記時間 T を算出してもよい。

$$T = b \times e^{-\beta \times V} \quad \dots (式4)'$$

この(式4)'において、 b 及び β は、上記(式2)'と同様に、ある移動速度の時に、前記所要範囲に該当する時間になるように設定された係数である。

【0053】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記投影データの作成には、前記造影データの代わりにカラードプラデータが用いられてもよい。この場合、前記エコーデータ処理部4は、図13に示すように、前記造影データ作成部42の代わりに、カラードプラデータ作成部45を有する。

【0054】

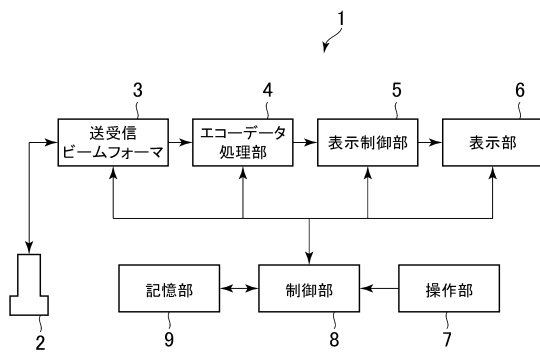
また、前記投影データRDの作成手法は、上述のものに限られない。例えば、前記投影データRDは、前記フレーム数 N_f の造影データCDを加算平均して作成されてもよい。

【符号の説明】

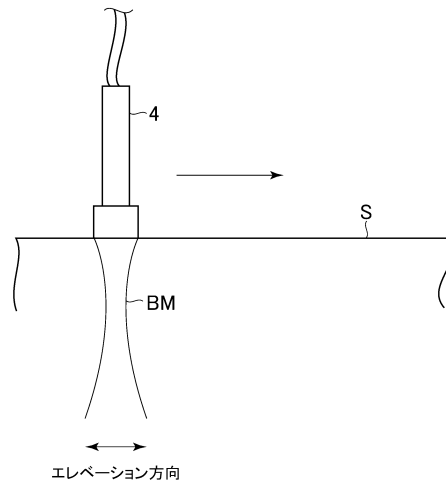
【0055】

- 1 超音波診断装置（超音波画像表示装置）
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 43 パラメータ算出部
- 44 投影データ作成部

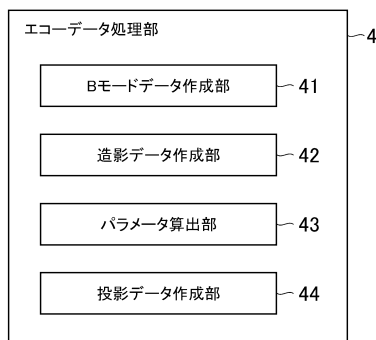
【図1】



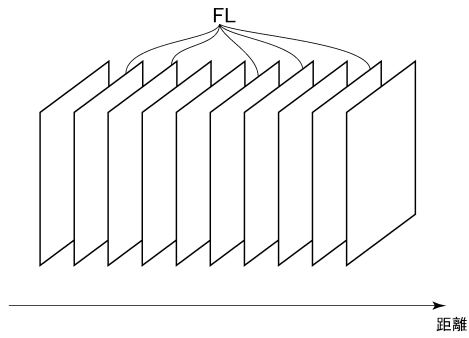
【図3】



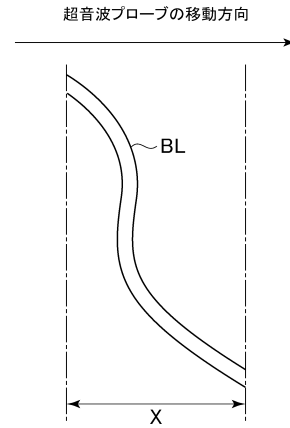
【図2】



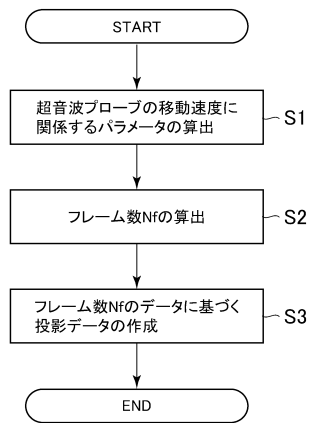
【図 4】



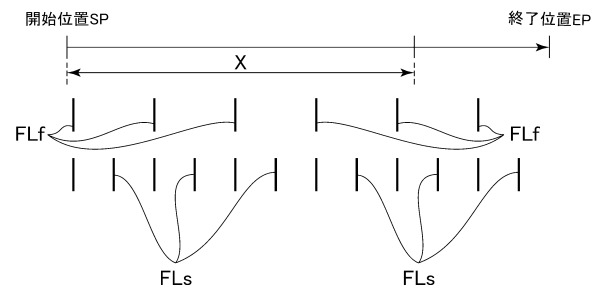
【図 6】



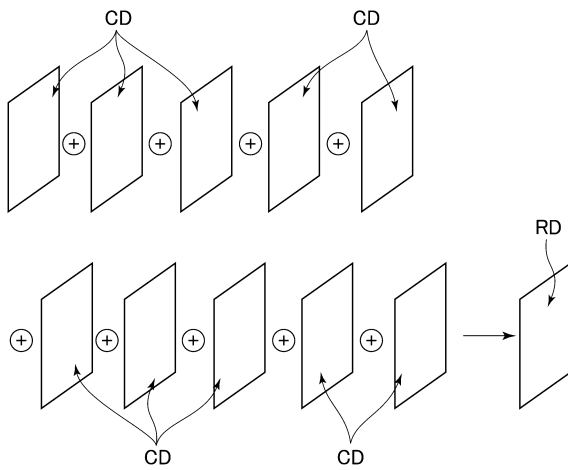
【図 5】



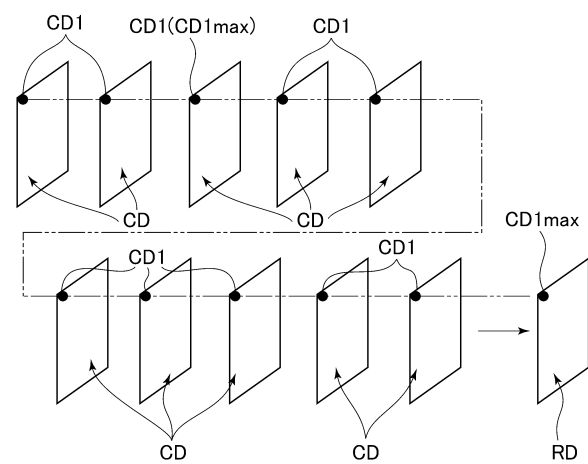
【図 7】



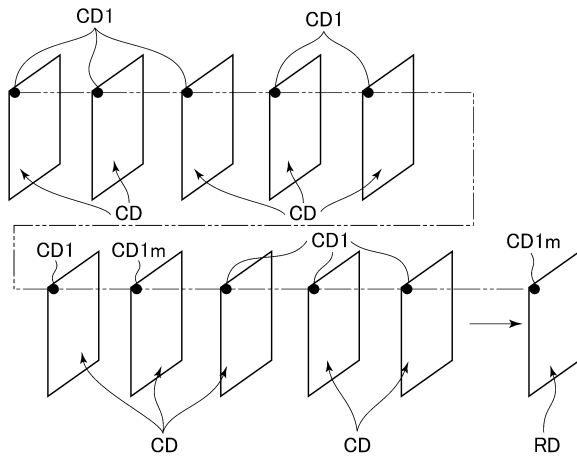
【図 8】



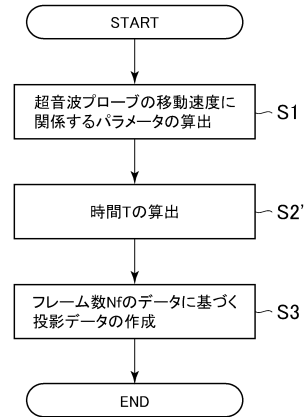
【図 9】



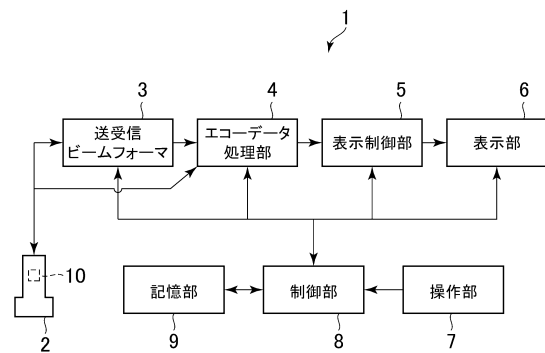
【図10】



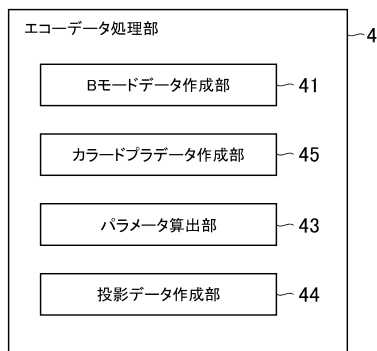
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09-201358 (JP, A)
特開2009-060943 (JP, A)
特開2000-000238 (JP, A)
特開平10-295691 (JP, A)
特開2003-325519 (JP, A)
米国特許出願公開第2004/0006273 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
G01N 29/00 - 29/52

专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5843748B2	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	JP2012265211	申请日	2012-12-04
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	小笠原正文		
发明人	小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/5292 A61B8/0891 A61B8/4254 A61B8/5253		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/KK21		
其他公开文献	JP2014108311A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声图像显示装置。超声波图像显示装置包括超声波探头，该超声波探头被配置为在与测试对象接触的同时移动并且被配置为向测试对象发送超声波和从测试对象接收超声波以从测试对象的三维区域获得回波信号，参数计算部分，被配置为计算与超声波探头的移动速度相关的参数，数据生成部分，被配置为基于多个帧的回波信号生成数据，通过根据参数计算所计算的参数来选择帧这样，在所需范围内获取用于生成数据的帧的回波信号，并且显示部分被配置为显示基于该数据生成的超声波图像。

(21) 出願番号	特願2012-265211 (P2012-265211)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年12月4日 (2012. 12. 4)		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
(65) 公開番号	特開2014-108311 (P2014-108311A)		
(43) 公開日	平成26年6月12日 (2014. 6. 12)		
審査請求日	平成26年10月17日 (2014. 10. 17)		
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	小笠原 正文 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	宮川 哲伸
			最終頁に続く