

(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2014-108311

(P2014-108311A)

(43) 公開日 平成26年6月12日(2014.6.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00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 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-265211 (P2012-265211)
(22) 出願日 平成24年12月4日 (2012.12.4)(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 100106541
弁理士 伊藤 信和
(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
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB17 EE11 KK21

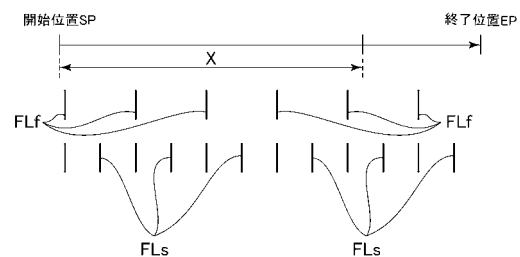
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】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することができる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】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X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FLf, FLs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。

【選択図】図7



【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。

10

【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。

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。

30

【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、前記移動速度に関係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係するパラメータを算出するパラメータ算出機能と、

40

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】**

50

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）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3365929号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

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。

【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である。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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ある。

【図12】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13】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41、造影データ作成部42、パラメータ算出部43、投影データ作成部44を有している。

【0015】

前記Bモードデータ作成部41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42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

10

20

30

40

50

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 42 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 42 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 42 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 43 は、前記超音波プローブ 2 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)。詳細は後述する。前記パラメータ算出部 43 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。

10

【0018】

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 44 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。

20

【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) などを含んで構成されている。

30

【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。

40

【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。まず、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】

50

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。

【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。

10

【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。まず、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】

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【0032】

速度 V_{fast} で前記超音波プローブ2が移動した場合と、速度 V_{slow} 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 N_f 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。

10

【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 N_f を算出する。

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

【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 N_f が含まれる範囲(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。

20

【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 N_f を算出してもよい。

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

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 N_f 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 N_f 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。

30

【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 N_f 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 N_f 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 N_f の造影データ CD の中から、最大値の造影データ CD_{max} 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 N_f の範囲において、最大値の造影データ CD_{max} 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 CD_{max} 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 CD_1 のうち、三フレーム目のデータが最大値の造影データ CD_1_{max} であり、この造影データ CD_1_{max} が前記投影データ RD を構成する。

40

【0040】

また、前記投影データ作成部44は、フレーム数 N_f の造影データ CD の中から、中間

50

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。

10

【0042】

次に、上記実施形態の変形例を説明する。先ず、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の処理に変えて、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】

20

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。

$$T = \beta \times C \quad \cdots (\text{式} 2)$$

【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。

30

【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。

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

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。

40

【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

50

る。この場合、前記投影データ作成部 4 4 は、(式 1) に代わり、下記(式 3) を用いてフレーム数 N_f を算出する。

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

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 4 4 は、上記(式 1)' に代わり、下記(式 3)' を用いてフレーム数 N_f を算出してもよい。

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

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。

10

【0051】

また、前記投影データ作成部 4 4 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 4 4 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。

20

【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ブ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 1 3 に示すように、前記造影データ作成部 4 2 の代わりに、カラードブラデータ作成部 4 5 を有する。

【0054】

また、前記投影データ $R D$ 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 $R D$ は、前記フレーム数 N_f の造影データ $C D$ を加算平均して作成されてもよい。

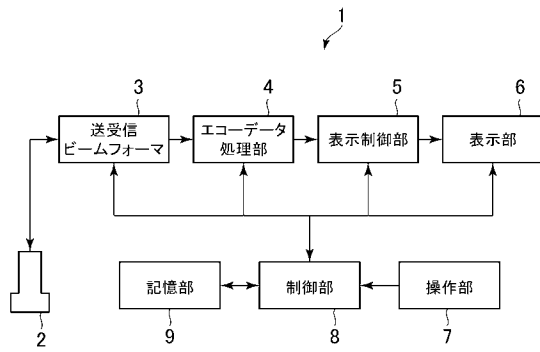
30

【符号の説明】

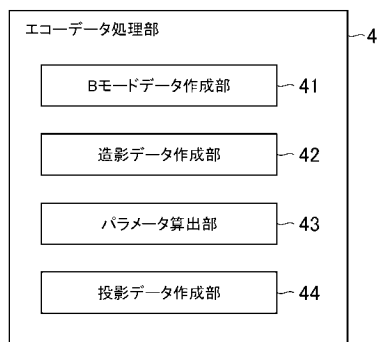
【0055】

- 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
- 4 3 パラメータ算出部
- 4 4 投影データ作成部

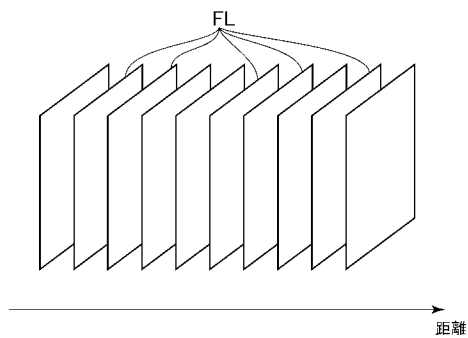
【図 1】



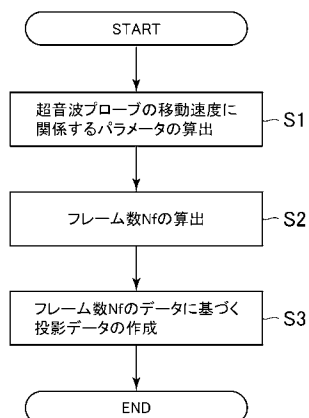
【図 2】



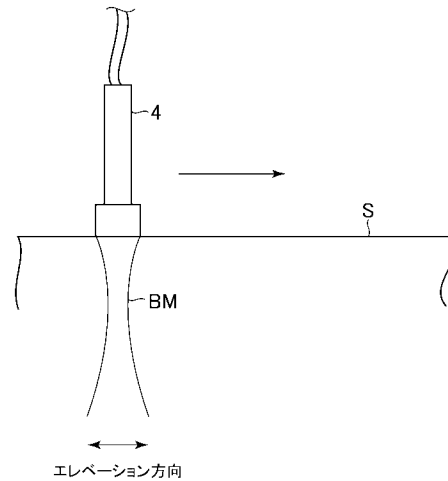
【図 4】



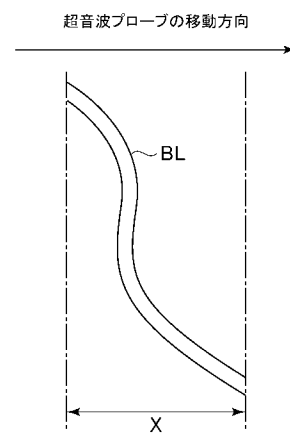
【図 5】



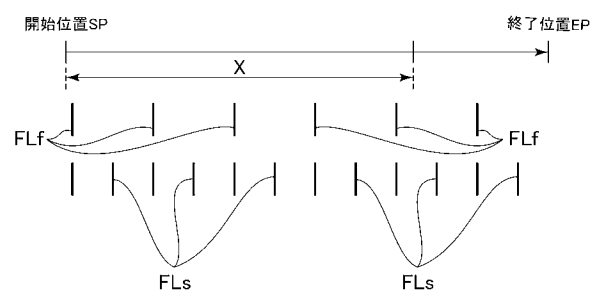
【図 3】



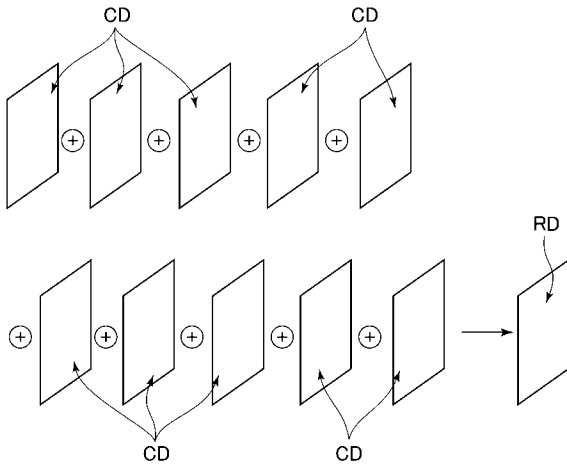
【図 6】



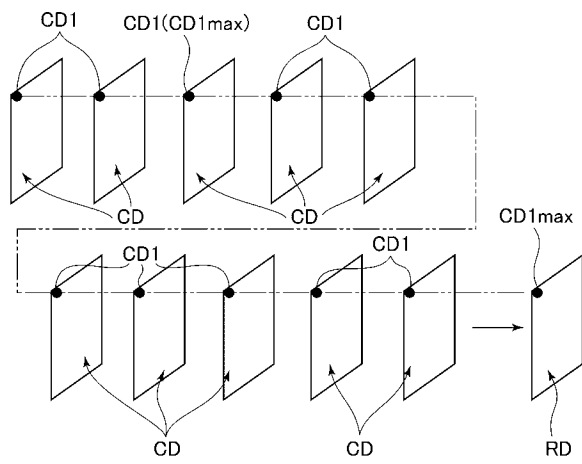
【図 7】



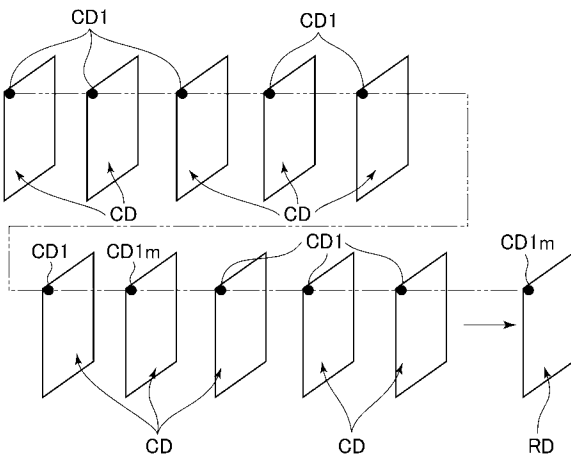
【図 8】



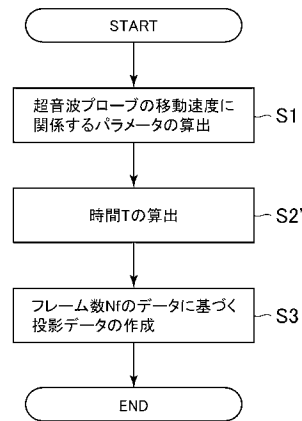
【図 9】



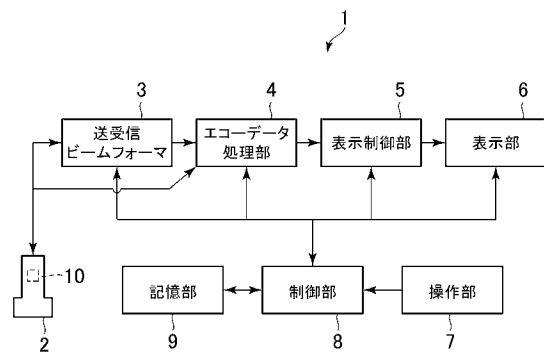
【図 10】



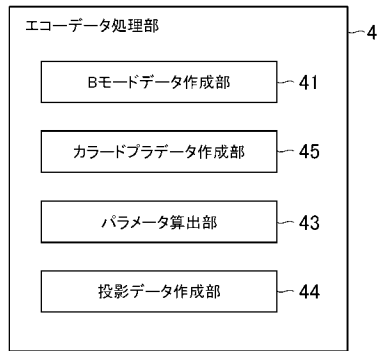
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014108311A	公开(公告)日	2014-06-12
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		
[标]发明人	小笠原正文		
发明人	小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5292 A61B8/0891 A61B8/4254 A61B8/5253		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/KK21		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5843748B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

是超声波探头变化的移动速度，超声波图像显示装置可以由恒定，以获得范围用于创建投影数据的回波信号的。A，而移动对象邻接进行发送和接收超声波，计算的超声波探头，以获得在受试者中的三维区域的回波信号，与所述超声波探头的移动速度的参数为一个参数计算单元，用于基于多个帧的回波信号的数据的数据生成部，作为在创建数据的使用的回波信号帧的采集范围是必需的范围X，计算所述参数数据创建单元，其通过根据由单元计算的参数选择帧FLf和FL来创建数据，以及显示基于该数据创建的超声图像的显示单元其特征在于它包括。点域7

