

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5331313号
(P5331313)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B 8/08
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 3 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-137552 (P2007-137552)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成19年5月24日(2007.5.24)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-289632 (P2008-289632A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成20年12月4日(2008.12.4)	(74) 代理人	100096091
審査請求日	平成22年4月2日(2010.4.2)		弁理士 井上 誠一
		(72) 発明者	馬場 博隆
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像構成部と、前記構成された超音波画像が表示される表示装置と、を備える超音波診断装置において、前記被検体の各断面毎に前記超音波画像をフレーム情報として記憶装置に保持する保持手段と、前記表示装置に表示させる超音波画像の時相を指定する時相指定手段と、前記時相指定手段によって指定された指定時相の前後のフレーム情報を前記記憶装置から読み出すフレーム情報読出手段と、前記読み出された前記指定時相の前後のフレーム情報に基づいて、前記指定時相の超音波画像を示す中間フレーム情報を算出する中間フレーム算出手段と、前記算出された中間フレーム情報に基づいて前記指定時相の超音波画像を前記表示装置に表示する中間フレーム表示手段と、前記指定時相の前後のフレーム情報間における前記被検体の生体組織の移動を追跡する追跡手段と、を具備し、前記中間フレーム算出手段は、前記追跡手段によって取得された移動量に基づいて、前記指定時相の前後のフレーム情報の位置情報及び輝度情報を時間方向について内分して前記中間フレーム情報における位置情報及び輝度情報を算出し、前記算出された中間フレーム情報の位置情報及び輝度情報を空間方向について内分して前記中間フレーム情報における画素ラインの交点上の輝度情報を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記中間フレーム算出手段は、前記指定時相の前後のフレーム情報が含む計測情報に基づ

いて、前記中間フレーム情報における計測情報を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記被検体の生体信号を取得する生体信号取得手段と、前記取得された生体信号から所定時相を検出する時相検出手段と、を具備し、前記時相指定手段は、前記検出された所定時相を前記表示装置に表示させる超音波画像の時相として指定することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の生体組織を撮像して表示する超音波診断装置に関する。詳細には、動きのある生体組織の超音波画像の表示及び計測を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体の生体組織の断層像を撮像して表示装置に表示する。医療従事者は、表示された断層像を利用して、被検体の生体組織の診断を行う。例えば、心臓や血管の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、当該臓器を構成する生体組織の動きを断層像により観察して、臓器等の機能を診断することが行われている。

【0003】

超音波診断装置は、超音波の音速で超音波送受信時間の最小値が決まっている。通常、超音波ビームの繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）は、例えば 8 kHz であり、超音波ビーム 100 本で構成する超音波断層像（B モード像）のフレームレートは、80 フレーム毎秒である。心臓の超音波画像では、高速に運動する組織、例えば僧帽弁の動きをとらえて研究や診断情報として用いると、時間分解能が不足して画像が劣化するという問題点があった。

【0004】

従来、時間分解能不足の問題点を、開口合成法で解決する方法がある。開口合成法は、送波ビームを絞らずに広い生体領域に照射し、受信ビームを送波ビーム内で走査することにより、一度の送受信で複数の受信ビームを作り出して超音波断層像を再構成する方法である。

【0005】

また、時相の異なる複数の超音波画像から、心臓などの生体組織の変位や歪みを表す運動情報画像を算出する超音波診断装置が提案されている（「特許文献 1」参照）。

【0006】

【特許文献 1】特開 2003 - 175041 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、時間分解能不足の問題点を解決するための開口合成法による超音波断層像の再構成は、送受信信号がノイズに埋もれてしまうため信号の高速化には限界があった。

【0008】

また、開口合成法を用いても、心臓の超音波画像では画面の左端と右端、上端と下端ではそれぞれ超音波ビームの走査時間が異なるため表示される超音波画像の 1 フレーム内の画素に時相ずれが生じている。従って僧帽弁のような、高速運動する組織の形が歪んで表示されたり、心臓の左右の壁の厚みが異なって表示されたりするという問題点があった。

【0009】

また、「特許文献 1」による超音波診断装置は、生体組織が運動した変位や歪みを複数の超音波画像のフレーム内の追跡点の移動を基にして算出するものである。表示する超音波画像の 1 フレーム内の画素の時相はずれており、時相ずれによって生じる組織の形の歪

10

20

30

40

50

みや寸法等の表示は改善されないという問題点があった。

【 0 0 1 0 】

本発明は、このような問題を鑑みてなされたもので、その目的とするところは、任意の時相について正確な超音波画像を表示させることを可能とする超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

前述した目的を達成するための本発明は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される超音波受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像構成部と、前記構成された超音波画像が表示される表示装置と、を備える超音波診断装置において、前記被検体の各断面毎に前記超音波画像をフレーム情報として記憶装置に保持する保持手段と、前記表示装置に表示させる超音波画像の時相を指定する時相指定手段と、前記時相指定手段によって指定された指定時相の前後のフレーム情報を前記記憶装置から読み出すフレーム情報読出手段と、前記読み出された前記指定時相の前後のフレーム情報に基づいて、前記指定時相の超音波画像を示す中間フレーム情報を算出する中間フレーム算出手段と、前記算出された中間フレーム情報に基づいて前記指定時相の超音波画像を前記表示装置に表示する中間フレーム表示手段と、前記指定時相の前後のフレーム情報間における前記被検体の生体組織の移動を追跡する追跡手段と、を具備し、前記中間フレーム算出手段は、前記追跡手段によって取得された移動量に基づいて、前記指定時相の前後のフレーム情報の位置情報及び輝度情報を時間方向について内分して前記中間フレーム情報における位置情報及び輝度情報を算出し、前記算出された中間フレーム情報の位置情報及び輝度情報を空間方向について内分して前記中間フレーム情報における画素ラインの交点上の輝度情報を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

フレーム情報は、超音波探触子から出力される超音波信号が被検体の断面を走査することにより得られる超音波画像情報である。フレーム情報は、画素毎に、位置情報と輝度情報と時間情報とを有する。尚、超音波画像は、超音波の音速で対象物を走査して得られるため、フレーム情報の各画素が有する時間情報の値は異なる（時相がそろっていない。）。

中間フレーム情報は、指定された時相の前後のフレーム情報を基にして、指定された時相において算出される位置情報と輝度情報である。従って、中間フレーム情報の各画素の時相はそろっている。

【 0 0 1 3 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の各断面毎に超音波画像をフレーム情報として保持し、表示装置に表示させる超音波画像の時相を指定すると、指定時相の前後のフレーム情報を読み出して当該前後のフレーム情報に基づいて、指定時相の超音波画像を示す中間フレーム情報を算出し、当該中間フレーム情報に基づいて指定時相の超音波画像を表示する。

【 0 0 1 4 】

これにより、時相がそろった超音波画像を表示することができるので、形状や寸法情報が正確な超音波画像を得ることができる。また、正確な超音波画像を用いて医療従事者が診断を行うことにより、被検体の診断の信頼性を向上させることができる。

【 0 0 1 5 】

また、超音波診断装置は、指定時相の前後のフレーム情報間における被検体の生体組織の移動を追跡する追跡手段を備える。中間フレーム算出手段は、追跡手段によって取得された移動量に基づいて、指定時相の前後のフレーム情報の位置情報及び輝度情報を時間方向について内分して中間フレーム情報における位置情報及び輝度情報を算出してもよい。

【 0 0 1 6 】

追跡手段は、フレーム情報の所定の生体組織に注目領域（ROI：Region Of Interest）を指定し、前後のフレーム情報間における当該注目領域意の移動を

追跡し、注目領域の移動量を算出する手段である。注目領域の追跡には、ブロックマッチング法等の画像相関処理を用いることができる。

前後のフレームを指定時相に合わせて時間方向内分することにより、中間フレーム情報の時相を指定の時相にそろえることができる。

【 0 0 1 7 】

また、超音波診断装置の中間フレーム算出手段は、算出された中間フレーム情報の位置情報及び輝度情報を空間方向に内分して、中間フレーム情報における画素ラインの交点上の輝度情報を算出する。画素ラインの交点とは、表示装置の画素表示可能な座標位置である。例えば表示装置の、水平方向画素ラインと垂直方向画素ラインの交点を、画素ラインの交点とする。指定時相にそろえた中間フレーム情報を、表示装置の画素ラインの交点に合わせて空間方向に内分し、画素ラインの交点の輝度情報を算出して、表示装置に表示することができる。

10

【 0 0 1 8 】

また、超音波診断装置の中間フレーム算出手段は、指定時相の前後のフレーム情報が含む計測情報に基づいて、中間フレーム情報における計測情報を算出してもよい。

これにより、計測情報を有する領域について、指定時相に時相がそろった正確な超音波画像及び計測情報を表示させることができる。

【 0 0 1 9 】

また、超音波診断装置は、被検体の生体信号を取得して所定時相を検出し、検出された所定時相を表示装置に表示させる超音波画像の時相として指定してもよい。

20

これにより、時相の指定を自動的に行うことができる。また、生体信号等の有用な時相を検出し、当該時相における有用な超音波画像を正確に取得することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、任意の時相について正確な超音波画像を表示させることを可能とする超音波診断装置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 】

【 0 0 2 1 】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。

30

【 0 0 2 2 】

(1 . 超音波診断装置 1 の構成)

最初に、図 1 を参照しながら、超音波診断装置 1 の構成について説明する。

図 1 は、超音波診断装置 1 の構成図である。

【 0 0 2 3 】

超音波診断装置 1 は、被検体に超音波を送信して生体組織からの反射波を受信することにより診断部位の超音波画像を表示する装置である。超音波診断装置 1 は、超音波の送受信を行う超音波探触子 3 と、超音波探触子 3 への信号を送信する送信部 5 と、超音波探触子 3 が取得した信号を受信する受信部 7 と、超音波画像取得や計測等の処理を行う演算部 9 と、操作者が操作を行う操作部 11 と、時間情報を演算部 9 に提供するタイマ信号発生部 13 と、取得した超音波画像情報や被検者情報等を記憶する記憶部 15 と、取得した超音波画像情報を表示する表示部 17 等を備える。

40

【 0 0 2 4 】

超音波探触子 3 は、電気信号を超音波に変換する超音波振動子を備える。超音波探触子 3 は、送信部 5 から送られる電気信号を超音波振動子で超音波に変換して被検体に送信する。また、超音波探触子 3 は、生体組織からの反射波を受信して超音波振動子で電気信号に変換し受信部 7 に送る。

送信部 5 は、超音波振動子を駆動するための電気信号を発生し、駆動する複数の超音波振動子に対して設定された遅延時間を与えて出力する装置である。

受信部 7 は、生体組織から反射した超音波が超音波振動子で変換された電気信号を受信

50

し、増幅してデジタル化する装置である。

【 0 0 2 5 】

演算部 9 は、CPU (Central Processing Unit) やメモリを備える。CPU は、記憶部 15 等に格納される制御プログラム (図示せず。) をメモリにロードして実行する。演算部 9 は、整相加算部 19 と、可視化部 21 と、フレーム保存部 23 と、追跡処理部 25 と、中間仮想フレーム算出部 27 と、中間表示フレーム算出部 29 等を備える。

【 0 0 2 6 】

整相加算部 19 は、受信部 7 から送られるデジタル信号の位相をそろえて加算することにより、超音波受信ビームを形成する。

10

可視化部 21 は、整相加算部 19 が形成した超音波受信ビームの信号を画像化し超音波画像を構成する処理を行う。可視化部 21 は、超音波受信ビームの信号に対して検波、対数圧縮、γ 補正の処理を行う。

【 0 0 2 7 】

フレーム保存部 23 は、可視化部 21 が可視化した超音波受信ビーム信号の画像情報 (フレーム) を、一時的に少なくとも 2 フレーム分を保存する。例えば最新のフレームとその直前に取得したフレーム、または最新のフレームから数フレームさかのぼったフレームなどを保存する。尚、超音波受信ビーム信号の 1 画面分の画像情報を 1 フレームとして説明する。フレーム保存部 23 は、フレームを記憶部 15 に保存するようにしてもよい。

追跡処理部 25 は、フレーム保存部 23 により保存された 2 フレームを呼び出し、時相が前であるフレームを所定の小領域の画像ブロックに分割し、それぞれの画像ブロックの別のフレームへの移動先を算出する。

20

【 0 0 2 8 】

中間仮想フレーム算出部 27 は、フレーム保存部 23 に保存された 2 フレームと、追跡処理部 25 が算出した小領域の画像ブロックの移動先とを基にして、時間方向内分を行うことにより、時相のそろった中間仮想フレームを算出する。

中間表示フレーム算出部 29 は、中間仮想フレーム算出部 27 が算出した時相のそろった中間仮想フレームを基にして、表示部 17 に超音波画像を表示させるための中間表示フレームを再構成する。

操作部 11 は、超音波診断装置 1 に配置されているキーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等の入力機器である。操作者は、操作部 11 を操作して超音波装置 1 による超音波画像取得操作、計測操作の指示、情報の入力等を行う。

30

【 0 0 2 9 】

タイマ信号発生部 13 は、時間情報を演算部 9 に供給する。タイマ信号発生部 13 は、時相のそろった再構成フレームを算出して表示するタイミングを発生する。

【 0 0 3 0 】

記憶部 15 は、例えば、ハードディスクや汎用メモリやフレームメモリ等である。記憶部 15 は、取得した超音波画像情報 (フレーム)、被検体情報、制御プログラム等を保存する。

【 0 0 3 1 】

表示部 17 は、CRT や液晶表示装置等である。表示部 17 は、取得した超音波画像情報や、中間表示フレーム算出部 29 が算出した中間表示フレームや、計測情報、被検体情報等を表示する。

40

【 0 0 3 2 】

(2 . 超音波画像の再構成処理)

次に、図 2 乃至図 11 を参照しながら、超音波画像の再構成処理について説明する。

(2 - 1 . 超音波画像の再構成処理の概要)

まず、図 2 及び図 3 を参照しながら、超音波画像の再構成処理の概要について説明する。

図 2 は、超音波画像の再構成の手順を示すフローチャートである。

50

図 3 は、超音波画像の再構成を示す図である。

【 0 0 3 3 】

操作者は、被検者の検査を開始する際に、操作部 1 1 を操作して時相のそろった画像を表示させる旨の指示操作を行う。操作者が操作部 1 1 を操作し、被検者に超音波探触子 3 を当てて、生体組織の超音波画像の取得を指示すると、超音波診断装置 1 は、超音波画像の取得を開始する（ステップ 1 0 0 1 ）。

【 0 0 3 4 】

超音波診断装置 1 の送信部 5（図 1）は、演算部 9 からの超音波画像の取得指示を得て超音波探触子 3 に送る。超音波探触子 3 は、送信部 5 から送られる電気信号を超音波に変換し被検体に超音波を駆出する。被検体の生体内に駆出された超音波は、生体内を伝播する過程で生体内の音響インピーダンスの異なる組織境界面でその一部を反射し、反射波が超音波探触子 3 へ戻ってくる。反射波は、生体内の浅い部分から深い部分へと送信された超音波が伝播していくのに応じて順次超音波探触子 3 へ戻る。超音波探触子 3 は、生体組織からの反射波を受信し、電気信号に変換して受信部 7 に送る。

【 0 0 3 5 】

受信部 7 は、超音波探触子 3 から送られる電気信号を増幅しデジタル信号に変換して整相加算部 1 9 に送る。

整相加算部 1 9 は、受信部 7 から送られるデジタル信号の位相をそろえて加算し超音波受信ビーム信号を形成する。更に整相加算部 1 9 は、不要なノイズを低減する機能、及び必要な領域の信号を得るべくフィルタリング処理機能を備える。

【 0 0 3 6 】

可視化部 2 1 は、整相加算部 1 9 が形成した超音波受信ビーム信号に検波、対数圧縮及び γ 補正などの信号処理を行って画像化し、超音波画像を生成する。尚、1 フレームは、超音波受信ビーム信号の 1 画面分の超音波画像であるので、1 フレームを構成する各画素の時間情報には時相のずれがある。

【 0 0 3 7 】

フレーム保存部 2 3 は、可視化部 2 1 が画像化した超音波画像の各フレームを記憶部 1 5 に保存する（ステップ 1 0 0 2）。或いはフレーム保存部 2 3 が、所定の複数のフレームを保存するようにしてもよい。

次に、操作者が、超音波画像の時相、例えば時相 t_2 を指定する（ステップ 1 0 0 3）。操作者は、操作部 1 1 の入力機器、例えばスライダ操作のような GUI（Graphical User Interface）や機械的なダイヤルを操作して、時相 t_2 の入力を行ってもよい。また、時相 t_2 は、事前にプログラムされ、タイマ信号発生部 1 3 で生成されてもよい。

【 0 0 3 8 】

追跡処理部 2 5（図 1）は、指定された時相 t_2 の前後のフレーム 3 1 及びフレーム 3 3 を記憶部 1 5 から読み出す（ステップ 1 0 0 4）。

【 0 0 3 9 】

追跡処理部 2 5 の詳細な説明の前に、図 3 を参照しながら、指定された時相 t_2 における超音波画像の再構成について簡単に説明する。

図 3 は、超音波画像の再構成を示す図である。

図 3 は、指定時相（ t_2 ）の前のフレーム 3 1 と後のフレーム 3 3、フレーム 3 1 とフレーム 3 3 の時間方向内分を行って指定時相（ t_2 ）で時相をそろえた中間仮想フレーム 3 5、及び中間仮想フレーム 3 5 の空間方向内分を行って求める中間表示フレーム 3 7 を示す。座標軸「 t 」は、時相を示す。座標軸「 θ 」及び座標軸「 r 」は、後述するが、超音波ビームの走査位置を示す。また、「 I 」は「 θ 」、「 r 」、「 t 」をパラメータとする輝度情報である。

【 0 0 4 0 】

指定された時相 t_2 の前のフレーム 3 1 は、時刻 $t_{0.5}$ の時相を含み、フレーム 3 1 を構成する各画素の時相は異なる。例えば、フレーム 3 1 上の ROI 3 0 3 の代表点である

10

20

30

40

50

点 3 0 0 の時相は t_0 である。

指定された時相 t_2 の後のフレーム 3 3 は、時刻 t_{15} の時相を含み、フレーム 3 3 を構成する各画素の時相は異なる。フレーム 3 3 上の R O I 3 0 4 の代表点である点 3 0 1 の時相は t_1 である。

【 0 0 4 1 】

図 2 のフローチャートに戻り、追跡処理部 2 5 は、フレーム 3 1 を複数の小領域の注目領域（以下 R O I ）に分割し、例えば R O I 3 0 3 の、フレーム 3 3 への移動位置を追跡する（ステップ 1 0 0 5 ）。R O I 3 0 3 の移動位置を求めるには、ブロックマッチング法等の画像相関処理を用いてもよい。

フレーム 3 1 における R O I 3 0 3 の、フレーム 3 3 への移動位置である R O I 3 0 4 が追跡処理の結果として得られる。

【 0 0 4 2 】

尚、追跡処理部 2 5 は、追跡処理の結果、相関が低い R O I をノイズ等の不要像であると判断し、該当箇所の輝度情報を小さくしてもよい。この処理により、不要像に対する生体組織の表示のコントラストを高め、明瞭な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

次に中間仮想フレーム算出部 2 7（図 1）は、追跡処理部 2 5 によって算出されたフレーム 3 1 の R O I 3 0 3 の、フレーム 3 3 への移動位置を基にして、指定された時相 t_2 について、中間仮想フレーム 3 5 を算出する（ステップ 1 0 0 6 ）。中間仮想フレーム 3 5 は、フレーム 3 1 の R O I 3 0 3 と、当該 R O I 3 0 3 のフレーム 3 3 への移動位置である R O I 3 0 4 の位置情報及び輝度情報を、時相 t_2 における時間方向内分を行うことにより算出される。中間仮想フレーム 3 5 の算出の詳細については後述する。

【 0 0 4 4 】

次に中間表示フレーム算出部 2 9（図 1）は、中間仮想フレーム算出部 2 7 によって算出された中間仮想フレーム 3 5 に基づいて、表示用のフレームである中間表示フレーム 3 7 を算出する（ステップ 1 0 0 7 ）。中間表示フレーム 3 7 は、中間仮想フレーム 3 5 を基にして表示部 1 7 に表示するための情報として算出される。中間表示フレーム 3 7 は、中間仮想フレーム 3 5 の画素に空間方向内分を行うことにより算出される。中間表示フレーム 3 7 の算出の詳細については後述する。

【 0 0 4 5 】

超音波診断装置 1 は、中間表示フレーム 3 7 に基づいて、指定された時相 t_2 における超音波画像を表示部 1 7 に表示する（ステップ 1 0 0 8 ）。

【 0 0 4 6 】

（ 2 - 2 . 時間方向内分 ）

次に、図 4 及び図 5 を参照しながら、セクタ像 3 9 の時間方向内分について説明する。但し、図 5 では R O I の追跡処理は行わず、同一位置情報の点を例に、時間方向内分を説明する。

【 0 0 4 7 】

図 4 は、セクタ像 3 9 を示す図である。

図 4 は扇状の超音波走査によって得られるセクタ像 3 9 を示す。超音波探触子 3 から送出される超音波の走査ビーム 4 1 は、被検体の生体組織に対して走査ビーム角度（ θ ）4 3、走査ビーム深度（ r ）4 5 で、例えば右端（走査開始点）から左端（走査終了点）へと、ビーム走査方向 4 7 に走査される。

【 0 0 4 8 】

点 4 9 は、所定の走査ビーム角度（ θ ）及び所定の走査ビーム深度（ r ）の位置における走査情報を示す。点 4 9 は位置情報（ θ 、 r ）の他、時間情報（ t_0 ）（図 5）と輝度情報を有する。

【 0 0 4 9 】

図 5 は、中間仮想フレーム 3 5 の算出を示す図である。

図 5 は、セクタ像 3 9 の所定の走査ビーム深度（ r ）4 5 において、走査ビーム 4 1 が

10

20

30

40

50

指示する点の時刻 t と方位方向位置 θ との関係を示す図である。走査ビーム 4 1 が右端（走査開始点）から左端（走査終了点）まで走査してフレーム 3 1 を取得し、次の走査ビーム 4 1 がフレーム 3 3 を取得する。走査ビーム 4 1 により取得された走査情報は、右端（走査開始点）から左端（走査終了点）へと走査するにつれ徐々に時相がずれてくる。

【0050】

例えばフレーム 3 1 の点 4 9 は、所定の方位方向位置（ θ ）にあり、点 4 9 の時相は時刻 t_0 である。次の走査ビーム 4 1 の走査によるフレーム 3 3 では、フレーム 3 1 の点 4 9 と同じ方位方向位置（ θ ）にある点 5 0 の時相は、時刻 t_1 である。

【0051】

所定の時刻 t_2 に時相のそろった中間仮想フレーム 3 5 を算出する際、例えば所定の方位方向位置（ θ ）において、時刻 t_2 の前後のフレームであるフレーム 3 1 及びフレーム 3 3 からそれぞれ点 4 9 及び点 5 0 を抽出する。点 4 9 から点 5 0 への輝度情報の値の変化と、時刻 t_0 と時刻 t_1 との差を時刻 t_2 で内分した値を用いて、中間仮想フレーム 3 5 上の点 5 1 の輝度情報を算出する（時間方向内分）。フレーム 3 1 の全ての点（或いは領域）について、所定時相である時刻 t_2 の輝度情報を算出することにより、全ての画素について時相のそろった中間仮想フレーム 3 5 を算出することができる。

【0052】

尚、図 5 では、フレーム 3 1 及びフレーム 3 3 のそれぞれの点 4 9 及び点 5 0 は、同一の走査ビーム角度（ θ ）及び同一の走査ビーム深度（ r ）における点、即ち位置情報は同一であるものとして説明した。

【0053】

（2 - 3 . 中間仮想フレーム 3 5 の算出手順）

次に、図 3 及び図 6 を参照しながら、中間仮想フレーム 3 5 の算出手順（図 2 のステップ 1006 の詳細）について説明する。中間仮想フレーム 3 5 は、時相 t_2 に時相がそろったフレームであり、時相 t_2 の前後のフレームであるフレーム 3 1 及びフレーム 3 3 を基にして算出される。

【0054】

図 6 は、中間仮想フレーム 3 5 の算出手順を示すフローチャートである。

超音波診断装置 1 の追跡処理部 2 5 はステップ 1005（図 2）においてフレーム 3 1 における ROI 303 の、フレーム 3 3 への移動位置である ROI 304 を追跡処理の結果として得る。

【0055】

中間仮想フレーム算出部 27 は、フレーム 3 1 において ROI 303 を代表する点 300 と、フレーム 3 3 において ROI 304 を代表する点 301 の、位置情報及び輝度情報をそれぞれ算出する。ROI を代表する点の位置情報は ROI の中心座標として算出してもよい。また、ROI を代表する点の輝度情報は、ROI の平均輝度として算出してもよい。

【0056】

例えば図 3 において、ROI 303 を代表する点 300 の位置情報は ROI の中心座標（ θ_0, r_0 ）、輝度情報は ROI 303 の平均輝度 I_0 として算出される。輝度 I_0 は位置情報（ θ_0, r_0 ）及び時間情報 t_0 に関連する値として $I_0(\theta_0, r_0, t_0)$ と表される。同様に、ROI 304 を代表する点 301 の位置情報は ROI の中心座標（ θ_1, r_1 ）、輝度情報は ROI 304 の平均輝度 I_1 として算出される。輝度 I_1 は $I_1(\theta_1, r_1, t_1)$ と表される。

【0057】

中間仮想フレーム算出部 27 は、移動元の点 300 と移動先の点 301 とを結ぶ移動ベクトルを算出する（図 6 のステップ 2001）。当該移動ベクトルの、時相 t_2 における点 302 が、中間仮想フレーム 3 5 を構成する点の 1 つとして算出される。点 302 の輝度情報を $I_2(\theta_2, r_2, t_2)$ とする。

【0058】

10

20

30

40

50

中間仮想フレーム算出部 27 は、当該移動ベクトルについて指定された時相 t_2 の時間方向内分比 A を算出する（ステップ 2002）。

$$A = (t_2 - t_0) / (t_1 - t_0) \quad \dots \dots \dots (1)$$

【0059】

次に中間仮想フレーム算出部 27 は、移動ベクトル及び時間方向内分比 A から、点 302 の位置情報を算出する（ステップ 2003）。即ち、位置情報 θ_2 、 r_2 は以下のように算出される。

$$\theta_2 = \theta_0 + A \times (\theta_1 - \theta_0) \quad \dots \dots \dots (2)$$

$$r_2 = r_0 + A \times (r_1 - r_0) \quad \dots \dots \dots (3)$$

【0060】

次に中間仮想フレーム算出部 27 は、移動ベクトル及び時間方向内分比 A から、点 302 の輝度情報を算出する（ステップ 2004）。即ち、輝度情報 I_2 は以下のように算出される。

$$I_2 = I_0 + A \times (I_1 - I_0) \quad \dots \dots \dots (4)$$

尚、輝度情報 I_0 及び輝度情報 I_1 は、それぞれ ROI 303 及び ROI 304 の平均輝度としたが、輝度情報 I_0 及び輝度情報 I_1 を、それぞれ ROI 303 の中心座標 (θ_0, r_0) の輝度及び ROI 304 の中心座標 (θ_1, r_1) の輝度としても良い。

【0061】

中間仮想フレーム算出部 27 は、フレーム 31 を分割した全ての小領域 (ROI 303) に関して、点 302 の位置情報と輝度情報の算出が終了するまで (ステップ 2005 の NO)、ステップ 2001 からの処理を繰り返す。

中間仮想フレーム算出部 27 は、フレーム 31 を分割した全ての小領域 (ROI 303) に関して、点 302 の位置情報と輝度情報が算出されると (ステップ 2005 の YES)、中間仮想フレーム 35 を得る (ステップ 2006)。

【0062】

尚、フレーム 31 を分割した各小領域 (ROI 303) は、それぞれ時相がずれているので、各 ROI の中心座標の時間情報 t_0 は異なる。また、同様に各 ROI 304 の中心座標の時間情報 t_1 は異なる。従って、ステップ 2002 で算出される時間方向内分比 A は、ROI 303 ごとに異なる。

【0063】

(2-4. 中間表示フレーム 37 の算出手順)

次に、図 7 乃至図 9 を参照しながら、中間表示フレーム 37 の算出手順 (図 2 のステップ 1007 の詳細) について説明する。

中間表示フレーム算出部 29 (図 1) は、中間仮想フレーム 35 として算出された画素 (点 302) の位置情報と輝度情報を基にして、表示部 17 に表示可能な中間表示フレーム 37 を算出する。即ち、中間表示フレーム算出部 29 は、表示部 17 である表示装置の水平方向画素ラインと垂直方向画素ラインの交点の輝度情報を算出する。

【0064】

図 7 は、中間表示フレーム 37 の算出手順を示すフローチャートである。

超音波診断装置 1 は、中間仮想フレーム算出部 27 によるステップ 1006 の処理により、中間仮想フレーム 35 を得る。中間仮想フレーム 35 は、時相 t_2 の前後のフレーム 31 及びフレーム 33 を基にして算出された、時相 t_2 に時相のそろったフレームである。

【0065】

図 8 は、中間仮想フレーム 35 を示す図である。

画素ライン 57-1 及び画素ライン 57-2 は、表示部 17 の表示装置の画素表示可能なライン位置を示し、表示装置の水平方向画素ラインと垂直方向画素ラインに相当する。図 8 では、走査ビーム角度 (θ_3) を示す軸を画素ライン 57-1、走査ビーム深度 (r_3) を示す軸を画素ライン 57-2 とした。画素ライン 57-1 及び画素ライン 57-2 は直交していなくてもよい。また、画素ライン 57-1 及び画素ライン 57-2 は直線に

10

20

30

40

50

限定されない。

【0066】

点51-1乃至点51-4等の点は、ステップ1006において算出された中間仮想フレーム35を構成する走査情報を示す点であり、それぞれ位置情報及び輝度情報を有する。

【0067】

図7のフローチャートに戻る。まず、中間表示フレーム算出部29は、画素ライン57-1及び画素ライン57-2の交点である点53を輝度情報算出点として選定する（ステップ3001）。尚、点53は位置情報（ θ_3, r_3 ）である。

【0068】

次に中間表示フレーム算出部29は、点53の近傍領域55にある、点51-1乃至点51-4を抽出する。点51-1乃至点51-4の画素の輝度情報は、それぞれ $I_a(\theta_a, r_a)$ 、 $I_b(\theta_b, r_b)$ 、 $I_c(\theta_c, r_c)$ 、 $I_d(\theta_d, r_d)$ とする。中間表示フレーム算出部29は、選定した点53の近傍の複数の点の位置情報を基にして空間内分比を求め、当該空間内分比と複数の点の輝度情報を用いて点53の輝度情報を算出する（ステップ3002、ステップ3003）。

【0069】

点53の輝度情報の算出方法の一例を具体的に説明する。

図9は、中間表示フレーム37の作成を示す図である。

図9(a)は、中間仮想フレーム35を示す。図9(a)の中間仮想フレーム35は、画素ライン57の全ての交点が輝度情報を持っているとは限らず、いずれかの輝度情報を画素ライン57の交点の輝度情報として代用した場合には画質が劣化する。図9(b)は中間表示フレーム37を示す。中間表示フレーム37の画素ライン57の交点の輝度情報は、中間仮想フレーム35を基にして算出される。中間表示フレーム37は、画素ライン57の交点における輝度情報を有するフレームである。

【0070】

図9(a)において、点51-1と点51-2を結んだ直線と軸 θ_3 の交点を54-1、点51-2と点51-3を結んだ直線と軸 r_3 の交点を54-2、点51-3と点51-4を結んだ直線と軸 θ_3 の交点を54-3、点51-4と点51-1を結んだ直線と軸 r_3 の交点を54-4とする。また、点54-1及び点54-3の画素輝度値をそれぞれ $I_e(\theta_3, r_e)$ 、 $I_f(\theta_3, r_f)$ とする。

【0071】

点54-1の、点51-1と点51-2による空間方向内分比B1は、

$$B1 = (\theta_3 - \theta_a) / (\theta_b - \theta_a) \quad \cdots \cdots (5)$$

である。従って点54-1のr座標 r_e は、以下のように算出される。

$$r_e = r_a + B1 \times (r_b - r_a) \quad \cdots \cdots (6)$$

従って点54-1の輝度情報 I_e は、以下のように算出される。

$$I_e = I_a + B1 \times (I_b - I_a) \quad \cdots \cdots (7)$$

【0072】

次に、点54-3の、点51-4と点51-3による空間方向内分比B2は、

$$B2 = (\theta_3 - \theta_d) / (\theta_c - \theta_d) \quad \cdots \cdots (8)$$

である。従って点54-3のr座標 r_f は、以下のように算出される。

$$r_f = r_d + B2 \times (r_c - r_d) \quad \cdots \cdots (9)$$

従って点54-3の輝度情報 I_f は、以下のように算出される。

$$I_f = I_d + B2 \times (I_c - I_d) \quad \cdots \cdots (10)$$

【0073】

次に、点53の、点54-1と点54-3による空間方向内分比B3は、

$$B3 = (r_3 - r_e) / (r_f - r_e) \quad \cdots \cdots (11)$$

である。従って、点53の輝度情報 I_3 は、以下のように算出される。

$$I_3 = I_e + B3 \times (I_f - I_e) \quad \cdots \cdots (12)$$

【0074】

このようにして、中間表示フレーム算出部29は、点51-1乃至点51-4の画素の輝度情報を用いて、画素ライン57の交点上の点53の輝度情報 I_3 を算出する。

中間表示フレーム算出部29は、中間仮想フレーム35の画素ライン57の交点全てについて輝度情報の算出が終了するまで(ステップ3004のNO)、ステップ3001からの処理を繰り返す。

中間表示フレーム算出部29は、中間仮想フレーム35の画素ライン57の交点全てについて輝度情報が算出されると(ステップ3004のYES)、中間表示フレーム37(図9(b))を得る(ステップ3005)。

【0075】

10

尚、画素ライン57の交点上の点53の輝度情報 I_3 の算出方法は、図9(a)の点54-2及び点54-4による空間方向内分比を利用する方法でもよい。また、交点上の点53の近傍の参照点の数は上述した4点に限定されない。

【0076】

以上説明したように、超音波診断装置1は、時相をそろえた画像を表示することができるので、心臓等の動きのある臓器の正確な超音波画像を表示させることができる。

【0077】

(2-5. 超音波画像の表示)

図10及び図11は、心臓の心臓左室61の超音波画像を示す図である。

図10(a)に示すように、従来の超音波診断装置により取得された超音波画像59aでは、僧帽弁63aの動きが早いので僧帽弁63aの形状が歪んで表示される。一方、図10(b)に示すように、本発明の超音波診断装置1により取得された超音波画像59bでは、時相がそろった正確な僧帽弁63bの形状を表示することができる。

20

【0078】

図11(a)に示すように、従来の超音波診断装置により取得された超音波画像65aでは、心筋壁67が動いていると同時に走査ビーム41の左右位置では時相が異なるため、左右の心筋壁67-1及び心筋壁67-2の幅が正確に表示されない。一方、図11(b)に示すように、本発明の超音波診断装置1により取得された超音波画像65bでは、時相がそろった正確な心筋壁69-1及び心筋壁69-2の形状を表示することができる。

30

【0079】

本発明の超音波診断装置1は、任意の時相の超音波画像を再構成して表示することができる。また、本発明の超音波診断装置1は、任意の時相の超音波画像を表示させ、画像計測等を行うことができる。

尚、本発明の超音波診断装置1は、タイマ信号発生部13から演算部9にタイマ信号が送られるタイミングで時相を設定し、再構成画像の作成と表示を行うようにしてもよい。また、画像表示する時相を、事前に実行プログラムにプログラミングしてもよい。

【0080】

(3. 他の実施形態)

次に図12を参照しながら、他の実施形態による超音波診断装置1bについて説明する。

40

図12は、超音波診断装置1bの構成図である。図12による超音波診断装置1bは、図1に示す超音波診断装置1の可視化部21を、計測値算出部71に置き換えた構成を有する。計測値算出部71は、カラー化ドップラ信号分布や、任意方向の輝度分布時間変化像、画像追跡等による心筋壁厚変化などを可視化する画像を出力するものである。

【0081】

このように、超音波診断装置1bでは、時相の異なる計測結果画像について、時相をそろえて計測結果画像を表示させることができる。従って、医療従事者は時相のそろった正確な計測結果画像を得ることができ、診断の信頼性を向上させることができる。

【0082】

50

次に図 1 3 を参照しながら、超音波診断装置 1 c について説明する。

図 1 3 は、超音波診断装置 1 c の構成図である。図 1 3 による超音波診断装置 1 c は、図 1 に示す超音波診断装置 1 に、生体信号取得部 7 3 と再構成時相検出部 7 5 の構成を加えたものである。

【 0 0 8 3 】

生体信号取得部 7 3 は、心電信号や心音信号などの生体信号を取得する生体信号取得装置である。再構成時相検出部 7 5 は、時相のそろった超音波画像を再構成するために、生体信号取得部 7 3 から得られる信号から、検査者に有用な時相を同定して演算部 9 に出力する装置である。

【 0 0 8 4 】

このような構成にすることで、超音波診断装置 1 c は、生体から発せられる信号と同期させて超音波画像の時相をそろえて表示することができる。また、検査者が注目したい時相の画像を表示することができる。また、所定の時相区間の再構成動画を表示することができる。従って例えば、血液の逆流、弁開閉、不整脈などの心臓の動作に関する時相を限定して、病態を観察したい場合に有用な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

(4 . その他)

本発明の超音波診断装置は、超音波の時間分解能の不足に起因する画像劣化を低減することができる。特に、動きのある心臓等の臓器の場合、時相のそろった正確な生体組織の超音波画像を表示させることができるので、医療従事者による医療診断の信頼性を向上させる効果がある。

また、任意の時相について時相のそろった超音波画像を表示させ、画像計測等を行うことができるので、信頼性のある正確な計測値を得ることができる。

【 0 0 8 6 】

また、本発明の超音波診断装置は、R O I の追跡処理の結果、相関の低い R O I をノイズと判断して輝度を下げ、超音波画像の表示コントラストを高めて、生体組織領域の視認性を向上させることができる。

【 0 0 8 7 】

尚、本発明の超音波診断装置は、生体組織の静止画像だけではなく、時相のそろった動画画像を表示させることができる。例えば、タイマ信号発生部 1 3 から一定周波数の信号を演算部 9 に提供することにより、タイマ信号毎に時相のそろった画像を再構成して動画画像を表示させることができる。

尚、本発明の超音波診断装置は、2次元の超音波画像に限定せず、3次元超音波画像に適用することができる。

【 0 0 8 8 】

尚、本発明の技術的範囲は、前述した実施の形態に限られるものではない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 9 】

【図 1】超音波診断装置 1 の構成図

【図 2】超音波画像の再構成の手順を示すフローチャート

【図 3】超音波画像の再構成を示す図

【図 4】セクタ像 3 9 を示す図

【図 5】中間仮想フレーム 3 5 の算出を示す図

【図 6】中間仮想フレーム 3 5 の算出手順を示すフローチャート

【図 7】中間表示フレーム 3 7 の作成を示すフローチャート

【図 8】中間仮想フレーム 3 5 を示す図

【図 9】中間表示フレーム 3 7 の作成を示す図

10

20

30

40

50

【図 1 0】僧帽弁 6 3 の超音波画像を示す図

【図 1 1】心筋壁 6 7 の超音波画像を示す図

【図 1 2】超音波診断装置 1 b の構成図

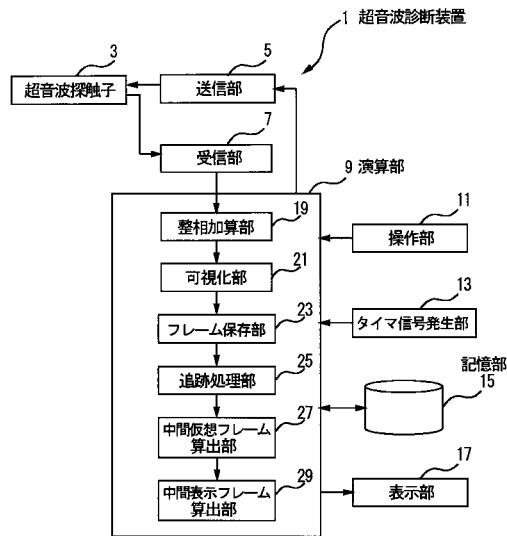
【図 1 3】超音波診断装置 1 c の構成図

【符号の説明】

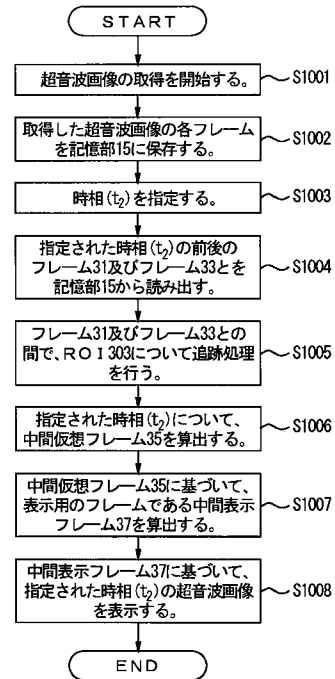
【 0 0 9 0 】

1、1 b、1 c	超音波診断装置	
3	超音波探触子	
5	送信部	
7	受信部	10
9	演算部	
1 1	操作部	
1 3	タイマ信号発生部	
1 5	記憶部	
1 7	表示部	
1 9	整相加算部	
2 1	可視化部	
2 3	フレーム保存部	
2 5	追跡処理部	
2 7	中間仮想フレーム算出部	20
2 9	中間表示フレーム算出部	
3 1、3 3	フレーム	
3 5	中間仮想フレーム	
3 7	中間表示フレーム	
3 9	セクタ像	
4 1	走査ビーム	
4 3	走査ビーム角度 (θ)	
4 5	走査ビーム深度 (r)	
4 7	ビーム走査方向	
4 9、5 0、5 1、5 1 - 1 ~ 5 1 - 4、5 3、5 4 - 1 ~ 5 4 - 4、3 0 0、3 0 1		30
、3 0 2	点	
5 5	領域	
5 7 - 1、5 7 - 2	画素ライン	
5 9、6 5	超音波画像	
6 1	心臓左室	
6 3	僧帽弁	
6 9 - 1、6 9 - 2	心筋壁	
7 1	計測値算出部	
7 3	再構成時相検出部	
7 5	生体信号取得部	40
3 0 3、3 0 4	R O I	

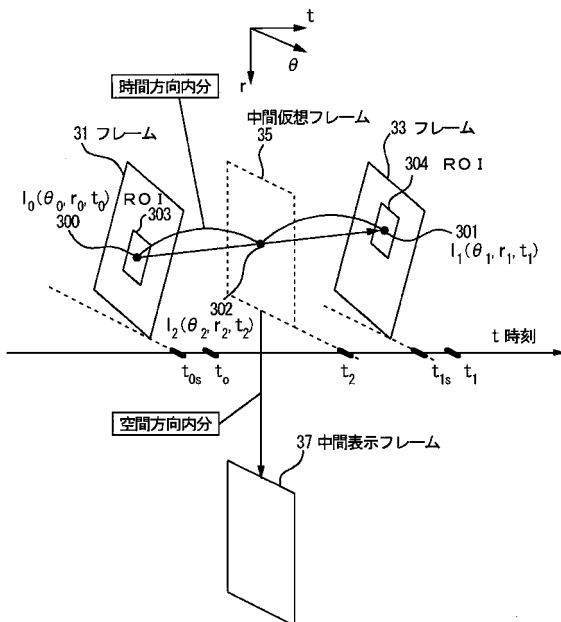
【図 1】



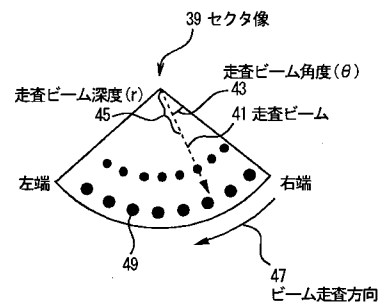
【図 2】



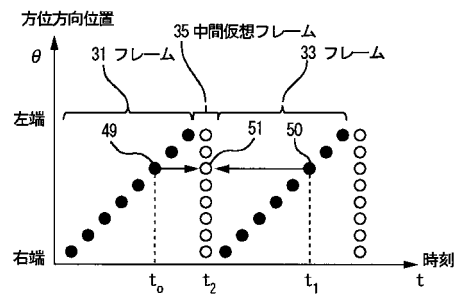
【図 3】



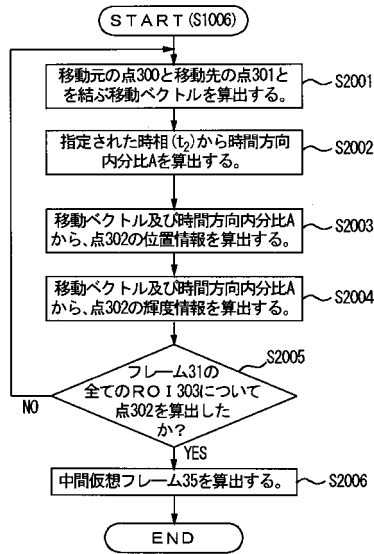
【図 4】



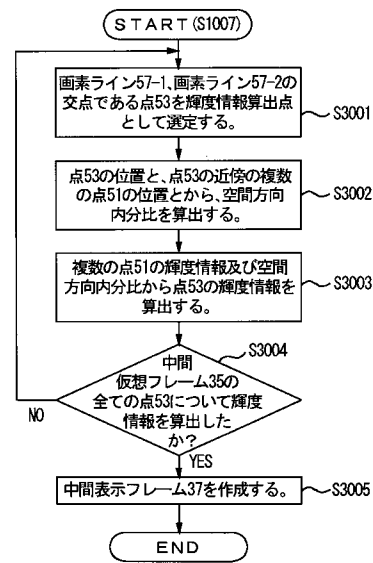
【図 5】



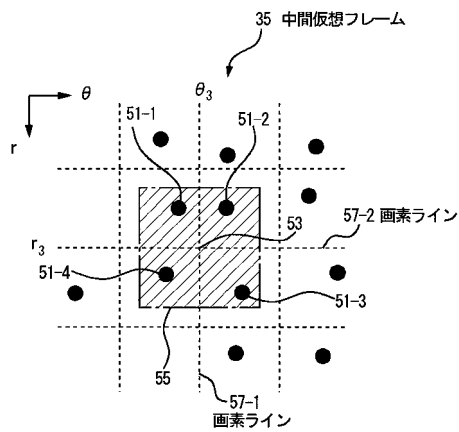
【図 6】



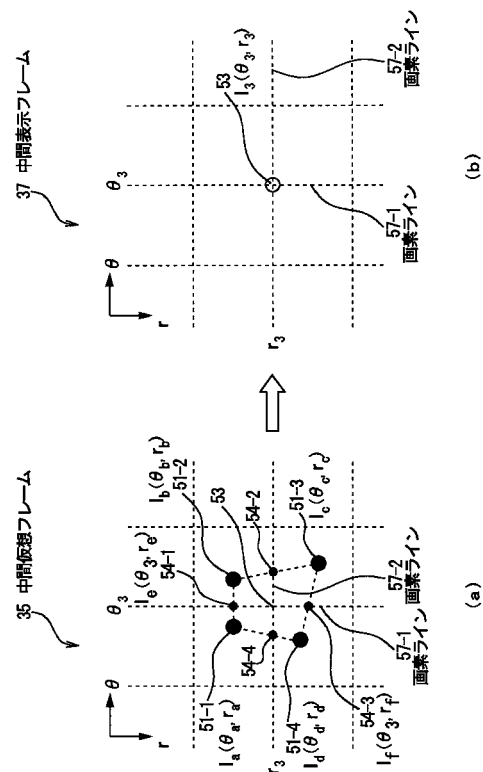
【図 7】



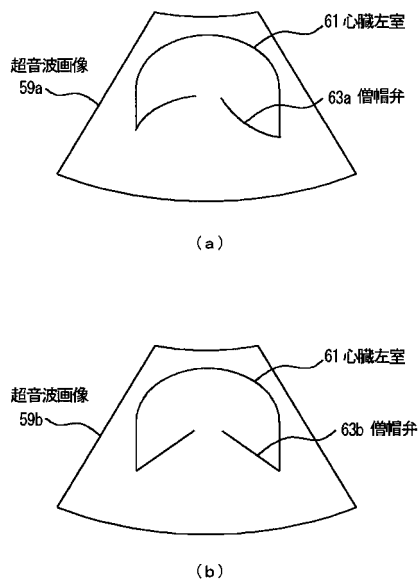
【図 8】



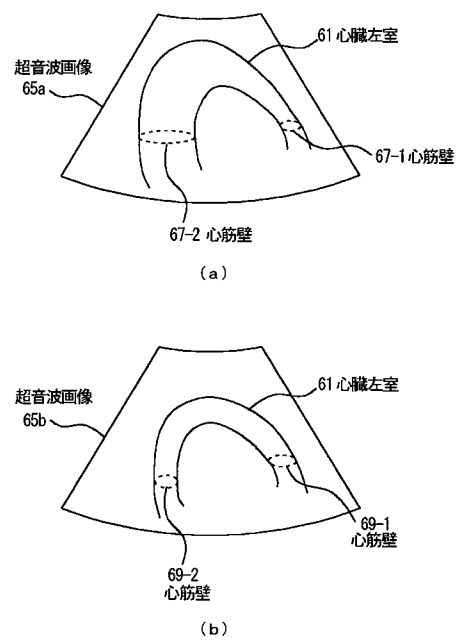
【図 9】



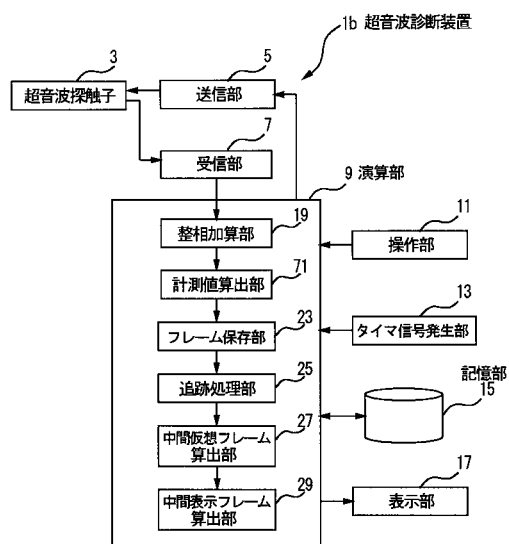
【図 10】



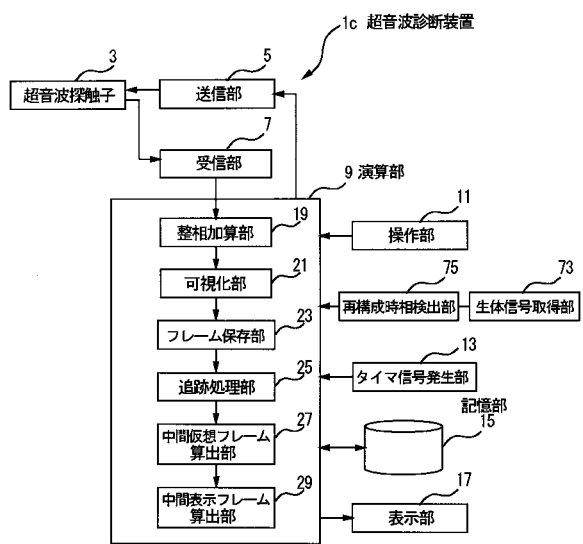
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-118061(JP,A)
特開2003-111759(JP,A)
特開2005-278659(JP,A)
特開2003-175041(JP,A)
特開平06-205774(JP,A)
特表2005-521501(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
A61B 6/00
A61B 5/05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5331313B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2007137552	申请日	2007-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	馬場博隆		
发明人	馬場 博隆		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JB42 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK47 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA23 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE11 5B057/CH18 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC02 5B057/DC36 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/DA01 5L096/EA05 5L096/FA10 5L096/FA32 5L096/FA34 5L096/FA62 5L096/FA69 5L096/HA04 5L096/HA05		
代理人(译)	井上清一		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2008289632A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够在任何时间相位上显示精确超声图像的超声诊断设备。
 解决方案：超声诊断设备1将从超声探头3发送的对象的活体组织的超声图像信息存储在存储单元15中。跟踪处理单元25从存储单元15读取指定时间相位之前和之后的图像信息（帧），并计算小区域图像（ROI）的移动量。中间虚拟帧计算单元27在时间方向上划分指定时间相位之前和之后的图像信息，以计算其中相位在指定时间相位中对准的中间虚拟帧。中间显示框计算单元29基于计算出的中间虚拟框在空间方向上划分，并计算具有与显示单元17的像素位置对应的亮度信息的中间显示框。[选图]图1

【 図 4 】

