

(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2016-221076

(P2016-221076A)

(43) 公開日 平成28年12月28日 (2016. 12. 28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 15/08 (2011.01)	G 0 6 T 15/08	5 B 0 8 0

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2015-111869 (P2015-111869)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成27年6月2日 (2015. 6. 2)		株式会社日立製作所
(11) 特許番号	特許第5985007号 (P5985007)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(45) 特許公報発行日	平成28年9月6日 (2016. 9. 6)	(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	穴戸 裕哉
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	小林 正樹
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

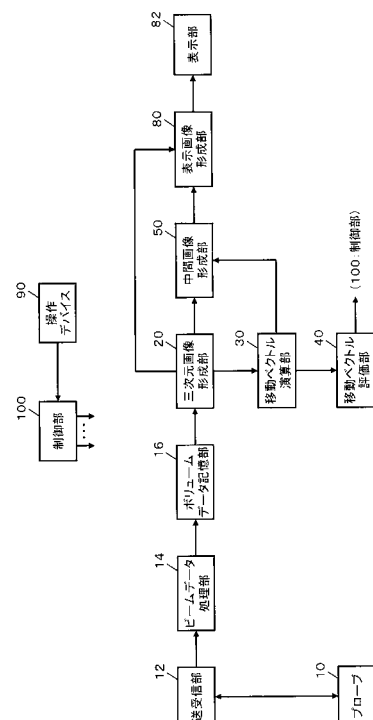
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】三次元超音波画像の動的な表示を改善可能な装置を提供する。

【解決手段】三次元画像形成部20は、超音波を立体的に送受して得られた複数時相のボリュームデータに基づいて、それら複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像を形成する。中間画像形成部50は、複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間における画像の移動ベクトルに基づいて、各フレーム間に追加される1又は複数フレームの三次元中間画像を形成する。表示画像形成部80は、複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像を形成し、三次元動画像が表示部82に表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を立体的に送受して得られた複数時相のボリュームデータに基づいて、当該複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像を形成する超音波画像形成部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間における画像の移動情報に基づいて、当該各フレーム間に追加される 1 又は複数フレームの三次元中間画像を形成する中間画像形成部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された前記複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像を表示する表示処理部と、

を有する、

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記移動情報の信頼性の程度に応じて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートを制御する制御部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、信頼性の判定条件に基づいて前記移動情報の信頼性が低いと判定された場合に、前記ボリュームレートを増加させて前記三次元超音波画像の単位時間あたりのフレーム数であるフレームレートを増加させる、

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、超音波を立体的に送受するボリューム内における空間フレーム数と、各空間フレームを構成するビームライン数と、超音波のパルス繰り返し周期と、を含む複数の送受信パラメータのうちの少なくとも 1 つを変更することにより、前記ボリュームレートを制御する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

30

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記中間画像形成部は、前記移動情報として、前記各フレームの三次元超音波画像を構成する複数の画像要素の各画像要素ごとに各フレーム間における相関演算に基づいて移動ベクトルを導出し、複数の画像要素とそれらの移動ベクトルに基づいて当該各フレーム間に対応した複数の中間画像要素を得ることにより、複数の中間画像要素で構成された前記三次元中間画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記複数の画像要素の各画像要素ごとに前記相関演算により得られる相関値の大きさに基づいて、前記移動情報として導出される移動ベクトルの信頼性の程度を示す評価値を算出する評価部をさらに有し、

40

前記制御部は、移動ベクトルの信頼性を示す前記評価値に基づいて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートを制御する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、三次元超音波画像を形成する装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

診断対象を含む空間に超音波を立体的に送受することにより得られるボリュームデータに基づいて、診断対象を立体的に表現した三次元超音波画像を形成する超音波診断装置が知られている。例えば、母体内から得られたボリュームデータに対してレンダリング処理を行うことにより、胎児を立体的に映し出した三次元超音波画像としてボリュームレンダリング画像を得ることができる。

【 0 0 0 3 】

三次元超音波画像を形成するにあたっては、電子的走査または電子的走査と機械的走査の組み合わせにより、超音波ビームが2次元的に走査され、走査空間（ボリューム）内から、ボリュームデータを構成する多数のデータ（ボクセルデータ）が収集される。そのため、超音波ビームを1次元的に走査することにより走査面に対応した断層画像を形成するBモード画像と比較して、三次元超音波画像の形成には多くの送受信時間を要し、例えば三次元超音波画像を動的に表示する際の一つの課題となる。

【 0 0 0 4 】

ちなみに、テレビジョン映像などを代表例とする一般的な画像に係る画像処理の分野においては、画像を動的に表示する際のフレームレートを改善する技術が提案されている。例えば、特許文献1、2には、画像の動きベクトルを利用して補間フレームを生成することにより画像のフレーム数を増加させてフレームレートを高める技術（FRC：フレームレートコントロール）が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 1 - 2 1 6 9 3 5 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 0 - 5 7 0 1 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、三次元超音波画像の動的な表示を改善することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の具体例として好適な超音波診断装置は、超音波を立体的に送受して得られた複数時相のボリュームデータに基づいて、当該複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像を形成する超音波画像形成部と、前記複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間における画像の移動情報に基づいて、当該各フレーム間に追加される1又は複数フレームの三次元中間画像を形成する中間画像形成部と、前記複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された前記複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像を表示する表示処理部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

上記構成においては、超音波を立体的に送受することにより、例えば複数時相に亘って各時相ごとにボリュームデータが得られる。各時相ごとに得られるボリュームデータは、例えば、超音波が送受される空間（ボリューム）内から収集される複数のデータ（ボクセルデータ）で構成される。

【 0 0 0 9 】

そして、各時相ごとに得られるボリュームデータに基づいて、その時相に対応した各フレームの三次元超音波画像が形成される。三次元超音波画像の好適な具体例は、ボリュームデータに対するレンダリング処理により得られるレンダリング画像であるが、三次元超音波画像の具体例はレンダリング画像に限定されない。

【 0 0 1 0 】

さらに、上記構成においては、複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間に、 1

10

20

30

40

50

又は複数フレームの三次元中間画像が追加される。例えば、三次元超音波画像の互いに隣接する一方フレームと他方フレームの間（各フレーム間）に、1フレーム以上の三次元中間画像が追加される。三次元超音波画像の各フレーム間に追加される三次元中間画像のフレーム数は、例えば、目標とすべきフレームレートに応じて決定される。例えば、複数フレームの三次元超音波画像のフレームレートを2倍にしたいのであれば、三次元超音波画像の各フレーム間に1フレームの三次元中間画像が追加され、フレームレートを4倍にしたいのであれば、三次元超音波画像の各フレーム間に3フレームの三次元中間画像が追加される。つまり、複数フレームの三次元超音波画像のフレームレートをM倍（Mは2以上の整数）にしたいのであれば、三次元超音波画像の各フレーム間に（M - 1）フレームの三次元中間画像を追加すればよい。

10

【0011】

そして、上記構成においては、複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像が表示される。三次元動画像は、三次元超音波画像と三次元中間画像を動的に再生する画像であり、例えば、複数フレームの三次元超音波画像と追加された複数フレームの三次元中間画像を、時相順に次々に表示することにより三次元動画像が実現される。なお、三次元動画像は、実時間に合わせて複数時相に対応した画像を次々に表示させる通常再生（1倍速再生）の他に、スロー再生（低倍速再生）やコマ送り再生により実現されてもよいし、時相順を逆順とする巻き戻し再生等が実現されてもよい。

20

【0012】

上記構成の装置によれば、複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像が表示されるため、例えば複数フレームの三次元超音波画像のみに基づいて動画像を表示する場合に比べて、表示される画像のフレームレートが高められる。

【0013】

ちなみに、特許文献1, 2には、テレビジョン映像などを代表例とする一般的な画像のフレームレートを高める技術が開示されているに過ぎず、三次元超音波画像に関する具体的な開示もなければ、三次元超音波画像を対象とすることを示唆する内容すらない。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記移動情報の信頼性の程度に応じて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートを制御する制御部をさらに有する、ことを特徴とする。

30

【0015】

上記構成において、移動情報の信頼性の程度は、例えば連続的な度合い（連続的に程度を示す評価値など）によって決定されてもよいし、例えば段階的な度合い（「高，中，低」または「高，低」など）によって決定されてもよい。移動情報の信頼性の程度が連続的な度合いによって決定されていれば、その連続的な度合いに応じてボリュームレートが連続的な値となるように制御することができる。移動情報の信頼性の程度が段階的な度合いによって決定されていれば、例えば、その段階的に度合いに応じてボリュームレートも段階的な値となるように制御することができる。

40

【0016】

三次元中間画像は移動情報に基づいて得られるため、三次元中間画像の信頼性は移動情報の信頼性に依存する。そこで、移動情報の信頼性の程度に応じて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートが制御される。例えば、各時相ごとに比較的高密度にボリュームデータが収集されるとボリュームレートは比較的低くなってしまふものの、移動情報の信頼性が比較的高い場合には三次元中間画像にも信頼性が認められると判断して、比較的低いボリュームレートによる比較的高密度なボリュームデータの収集が維持される。その一方、例えば、移動情報の信頼性が比較的低い場合には三次元中間画像の信頼性が低いことが予想されるため、ボリュームレートを高めて三次元中間画像の信頼性を高める制御が実現される。これにより、例えば、胎児の三次元動画像を得る場合に、移

50

動情報の信頼性が比較的高い場合には、低いボリュームレートによる高密度なボリュームデータの収集を行い、例えば、胎児の動きが激しくなるなどの理由により移動情報の信頼性が低くなった場合に、ボリュームレートを高めることにより、移動情報の信頼性を向上させて例えば胎児の激しい動きに対応することなどが可能になる。

【 0 0 1 7 】

望ましい具体例において、前記制御部は、信頼性の判定条件に基づいて前記移動情報の信頼性が低いと判定された場合に、前記ボリュームレートを増加させて前記三次元超音波画像の単位時間あたりのフレーム数であるフレームレートを増加させる、ことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

望ましい具体例において、前記制御部は、超音波を立体的に送受するボリューム内における空間フレーム数と、各空間フレームを構成するビームライン数と、超音波のパルス繰り返し周期と、を含む複数の送受信パラメータのうちの少なくとも1つを変更することにより、前記ボリュームレートを制御する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

望ましい具体例において、前記中間画像形成部は、前記移動情報として、前記各フレームの三次元超音波画像を構成する複数の画像要素の各画像要素ごとに各フレーム間における相関演算に基づいて移動ベクトルを導出し、複数の画像要素とそれらの移動ベクトルに基づいて当該各フレーム間に対応した複数の中間画像要素を得ることにより、複数の中間画像要素で構成された前記三次元中間画像を形成する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

上記構成において、移動ベクトルの導出には、例えば、各フレーム間における画像同士のパターンマッチング処理を利用することが望ましいものの、勾配法、位相限定相関法などの他の公知の手法が利用されてもよい。

【 0 0 2 1 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記複数の画像要素の各画像要素ごとに前記相関演算により得られる相関値の大きさに基づいて、前記移動情報として導出される移動ベクトルの信頼性の程度を示す評価値を算出する評価部をさらに有し、前記制御部は、移動ベクトルの信頼性を示す前記評価値に基づいて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートを制御する、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明により、三次元超音波画像の動的な表示が改善される。例えば、本発明の好適な具体例によれば、複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像が表示されるため、例えば複数フレームの三次元超音波画像のみに基づいて動画像を表示する場合に比べて、表示される画像のフレームレートが高められる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 本発明の実施形態として好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【 図 2 】 三次元超音波画像と三次元中間画像の具体例を示す図である。

【 図 3 】 移動ベクトルを導出する処理の具体例を示す図である。

【 図 4 】 移動ベクトルに対する平滑化処理の具体例を示す図である。

【 図 5 】 三次元中間画像を形成する処理の具体例 1 を示す図である。

【 図 6 】 中間ベクトルの具体例 1 を示す図である。

【 図 7 】 三次元中間画像を形成する処理の具体例 2 を示す図である。

【 図 8 】 中間ベクトルの具体例 2 を示す図である。

【 図 9 】 ボリュームレート制御の具体例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

図 1 は、本発明の実施形態として好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、診断対象を含む三次元空間内に超音波を送受する超音波探触子である。プローブ 10 は、複数の振動素子を備えており、各振動素子が送受信部 12 から得られる送信信号に応じて三次元空間に超音波を送波する。また、三次元空間から超音波の反射波（エコー）を受波した各振動素子はその反射波に応じた受波信号を送受信部 12 に出力する。

【0025】

送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力してプローブ 10 を送信制御する。その送信制御により、超音波の送信ビームが形成され、三次元空間内で送信ビームが走査される。

【0026】

ビームデータ処理部 14 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子に対応した複数の受波信号を送受信部 12 から得て、それら複数の受波信号に対して整相加算処理などのビーム形成処理を施す。これにより、超音波の受信ビームが形成されて三次元空間内で走査される。つまり、受信ビームのビームアドレスを異ならせながら、三次元空間内で受信ビームが走査され、ビームデータ処理部 14 は、複数のビームアドレスに対応した複数のラインデータを形成する。各ラインデータは、複数のエコーデータで構成される。

【0027】

こうして、三次元空間内で超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）が立体的に走査され、三次元空間内から複数のエコーデータが得られる。なお、プローブ 10 は、超音波ビームを三次元空間内において走査して立体的にエコーデータを収集する 3D プローブである。例えば、一次元的に配列された複数の振動素子（1D アレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより超音波ビームが三次元的に走査される。また、二次元的に配列された複数の振動素子（2D アレイ振動子）を電子的に制御して超音波ビームが三次元的に走査されてもよい。

【0028】

ボリュームデータ記憶部 16 には、三次元空間内から得られた複数のエコーデータに基づくボリュームデータが記憶される。例えば、ビームデータ処理部 14 が複数のエコーデータに対して座標変換処理等を施し、後段の処理において好適な座標系にデータを変換してから、変換後のデータがボリュームデータとしてボリュームデータ記憶部 16 に記憶される。

【0029】

例えば、ビームデータ処理部 14 は、超音波の走査座標系（例えば $r\theta\phi$ 座標系）で得られた複数のエコーデータに対して、三次元の座標変換処理と補間処理などを施すことにより、三次元の直交座標系（ xyz 座標系）に対応した複数のボクセルデータを形成し、複数のボクセルデータで構成されるボリュームデータがボリュームデータ記憶部 16 に記憶される。

【0030】

なお、ビームデータ処理部 14 が複数のエコーデータに対して二次元の座標変換処理を施すことにより、例えば、走査座標系のうち走査面に対応した $r\theta$ 座標系が直交座標系（ xy 座標系）に変換されて、変換後のデータがボリュームデータとしてボリュームデータ記憶部 16 に記憶されてもよい。また、三次元空間内において超音波を立体的に走査することにより得られた複数のエコーデータが、超音波の立体的な走査に対応した走査座標系（例えば $r\theta\phi$ 座標系）に対応したアドレスを付され、ボリュームデータとしてボリュームデータ記憶部 16 に記憶されてもよい。

【0031】

ボリュームデータは、複数時相に亘って各時相ごとに次々に形成されてボリュームデータ記憶部 16 に記憶される。

【0032】

三次元画像形成部 20 は、ボリュームデータ記憶部 16 に記憶されたボリュームデータに基づいて三次元超音波画像を形成する。三次元画像形成部 20 は、胎児等の診断対象を

10

20

30

40

50

含む三次元空間に対応したボリュームデータに基づいて、その診断対象を立体的に映し出した三次元超音波画像を形成する。三次元超音波画像の好適な具体例は、公知のボリュームレンダリング処理により得られるレンダリング画像である。

【0033】

ボリュームレンダリング処理においては、三次元空間に対応したボリュームデータの外側に演算上の仮想的な視点VPが設定され、ボリュームデータを間に挟んで、視点VPと反対側に演算上の二次元平面としてのスクリーンが仮想的に設定される。その視点VPを基準として複数のレイ（透視線）が定義される。各レイは、例えば視点VPを起点としてボリュームデータを貫通してからスクリーン上に達するように設定される。これにより、各レイ上またはそのレイの近傍において、そのレイに対応した複数ボクセルのボクセルデータが対応することになる。そして、各レイごとに、視点VP側から、そのレイに対応した複数ボクセルに対してレンダリング法に基づくボクセル演算を逐次的に実行すると、最終のボクセル演算の結果としてそのレイに対応した画素値が決定される。そして、複数のレイから得られる複数の画素値をスクリーン上にマッピングすることによりレンダリング画像が得られる。

10

【0034】

ボリュームデータ記憶部16には、複数時相のボリュームデータが記憶されており、三次元画像形成部20は、各時相ごとに、その時相に対応したボリュームデータに基づいてその時相に対応した三次元超音波画像（レンダリング画像）を形成する。これにより、複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像が次々に形成される。そして、中間画像形成部50により、複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間に追加される1又は複数フレームの三次元中間画像が形成される。

20

【0035】

図2は、三次元超音波画像と三次元中間画像の具体例を示す図である。図2(A)には複数フレームの三次元超音波画像（3D超音波画像）の具体例が図示されている。図2(A)には、複数フレームのうちのフレーム1～5までの3D超音波画像が代表的に図示されている。そして、複数フレームの3D超音波画像の各フレーム間に、1又は複数フレームの三次元中間画像（3D中間画像）が追加されて、三次元動画像（3D動画像）用のフレーム列が形成される。

【0036】

図2(B)には、3D動画像用のフレーム列の具体例が図示されている。図2(B)に示す具体例では、3D超音波画像の各フレーム間に4フレームの3D中間画像が追加されている。つまり、3D超音波画像のフレーム1とフレーム2の間に4フレーム（フレーム数4）の3D中間画像が追加されており、3D超音波画像のフレーム2とフレーム3の間と、フレーム3とフレーム4の間と、フレーム4とフレーム5の間にも、それぞれ、4フレームの3D中間画像が追加されている。

30

【0037】

3D中間画像を追加することにより、追加前のフレームレートよりも追加後のフレームレートが高められる。つまり、3D超音波画像のみの場合における単位時間あたりのフレーム数（フレームレート）よりも、3D超音波画像に3D中間画像が追加された3D動画像用フレーム列における単位時間あたりのフレーム数（フレームレート）が多く（高く）なる。例えば、図2に示す具体例においては、図2(A)に示す3D超音波画像のみのフレームレートと比較して、図2(B)に示す3D動画像用フレーム列のフレームレートは5倍となる。

40

【0038】

例えば、複数フレームの3D超音波画像のフレームレートをM倍（Mは2以上の整数）にしたいのであれば、3D超音波画像の各フレーム間に（M-1）フレームの3D中間画像を追加すればよい。

【0039】

図1に戻り、表示画像形成部80は、三次元画像形成部20において形成された複数フ

50

レームの三次元超音波画像（３Ｄ超音波画像）と、中間画像形成部５０において形成された複数フレームの三次元中間画像（３Ｄ中間画像）に基づいて、三次元動画像用のフレーム列（図２の３Ｄ動画像用フレーム列）を形成する。そして、表示画像形成部８０は、三次元動画像用のフレーム列（３Ｄ動画像用フレーム列）に基づいて、三次元の超音波画像を動的に示した三次元動画像（３Ｄ動画像）を表示部８２に表示させる。

【００４０】

なお、三次元中間画像（３Ｄ中間画像）の形成に利用される移動ベクトルは、移動ベクトル演算部３０において導出される。また、移動ベクトル評価部４０において、移動ベクトルの信頼性の程度が評価される。

【００４１】

制御部１００は、図１の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部１００による全体的な制御には、操作デバイス９０を介して、医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

【００４２】

図１に示す構成（符号を付された各部）のうち、送受信部１２，ビームデータ処理部１４，三次元画像形成部２０，移動ベクトル演算部３０，移動ベクトル評価部４０，中間画像形成部５０，表示画像形成部８０の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、ＣＰＵやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、ＣＰＵやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

【００４３】

ボリュームデータ記憶部１６は、例えば、半導体メモリやハードディスクドライブなどの記憶デバイスによって実現することができる。表示部８２の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等である。操作デバイス９０は、例えばマウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして制御部１００は、例えば、ＣＰＵやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、ＣＰＵやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【００４４】

図１の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図１の超音波診断装置により実現される機能の具体例について詳述する。なお、図１に示した構成（符号を付された各部）については、以下の説明において図１の符号を利用する。

【００４５】

図３は、移動ベクトルを導出する処理の具体例を示す図である。移動ベクトル演算部３０は、複数フレームの三次元超音波画像（３Ｄ超音波画像）の互いに隣接する２つのフレームの間において、三次元超音波画像を構成する複数画素の各々についての移動ベクトルを導出（算出）する。移動ベクトルの導出にはパターンマッチング処理が利用される。

【００４６】

図３には、複数フレームのうちの互いに隣接するフレーム n （ n は自然数）とフレーム（ $n+1$ ）の３Ｄ超音波画像が図示されている。移動ベクトル演算部３０は、フレーム n の３Ｄ超音波画像を構成する複数画素の各画素ごとに、パターンマッチング処理により移動ベクトルを算出し、フレーム n の３Ｄ超音波画像を構成する複数画素、望ましくは全画素について、各画素の移動ベクトルを導出する。

【００４７】

パターンマッチング処理においては、フレーム n の３Ｄ超音波画像の各画素ごとに、例えばその画素を取り囲むようにテンプレート T が設定される。そして、フレーム（ $n+1$ ）の３Ｄ超音波画像内において、例えばテンプレート T に対応した位置の画像領域を含むように探索領域 SA が設定される。探索領域 SA の設定には、公知の様々な手法を利用す

10

20

30

40

50

ることができる。もちろん、例えばフレーム ($n + 1$) の 3 D 超音波画像内の全域が探索領域 S A とされてもよい。

【 0 0 4 8 】

テンプレート T と探索領域 S A が設定されると、探索領域 S A 内においてテンプレート T が移動され、各移動位置において、フレーム n の 3 D 超音波画像のテンプレート T 内の複数画素と、フレーム ($n + 1$) の 3 D 超音波画像のテンプレート T 内の複数画素とに基づいて、相関演算が行われる。例えば、フレーム n 内のテンプレート T に対応した位置を初期位置とし、その初期位置からの各変位 (dx, dy) ごとに相関値が算出され、探索領域 S A 内の全域に亘る複数変位に対応した相関値が算出される。

【 0 0 4 9 】

相関値とは画像データ間 (複数画素と複数画素) の相関関係の程度 (類似の程度) を示す数値であり、相関値の算出には相関演算の各手法に応じた公知の数式が用いられる。相関値としては、例えば、S S D (Sum of Square Difference : 差の二乗和) などが好適であり、S S D は、類似の度合いが大きいほど小さな値を示す。なお、例えば、位相限定相関法や相互相関法等により類似の度合いが大きいほど大きな値を示す相関値が利用されてもよい。

【 0 0 5 0 】

探索領域 S A 内の全域に亘る複数変位に対応した相関値が算出されると、複数変位の中から最も類似の度合いが大きい変位が特定され、演算対象となる各画素の移動先が決定される。

【 0 0 5 1 】

図 3 には、フレーム n の 3 D 超音波画像を構成する複数画素の代表例として画素 A が図示されている。そして、画素 A に関するパターンマッチング処理により、フレーム ($n + 1$) の 3 D 超音波画像内において、画素 A の移動先として画素 B が特定される。移動ベクトル演算部 3 0 は、画素 A の位置 (座標) を始点として画素 B の位置 (座標) を終点とするベクトルを画素 A の移動ベクトル A B とする。移動ベクトル演算部 3 0 は、フレーム n 内の複数画素について、望ましくは全画素について、各画素ごとに、その画素の位置を始点としてその画素の移動先を終点とする移動ベクトルを導出する。

【 0 0 5 2 】

さらに、移動ベクトル演算部 3 0 は、フレーム n の 3 D 超音波画像を構成する各画素の移動ベクトルに対して、平滑化処理を施すことが望ましい。

【 0 0 5 3 】

図 4 は、移動ベクトルに対する平滑化処理の具体例を示す図である。移動ベクトル演算部 3 0 は、各注目画素ごとに、その注目画素とその近傍に位置する複数画素に対応した複数の移動ベクトルの平均ベクトルを算出し、算出した平均ベクトルをその注目画素における平滑化後の移動ベクトルとする。

【 0 0 5 4 】

図 4 には、複数画素の代表例として画素 A が図示されており、画素 A とその周辺の 8 画素からなる 9 画素に対応した 9 つの移動ベクトルの平均ベクトルが算出され、算出された平均ベクトルが画素 A の平滑化後の移動ベクトルとされる。なお、移動ベクトル演算部 3 0 は、平均ベクトルの算出において、複数の移動ベクトルの中から特異な移動ベクトルを除外してから平均ベクトルを算出するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

各画素の移動ベクトルを平滑化処理することにより、例えば、ある画素の移動ベクトルが誤検出された場合においても、その誤検出に伴う悪影響を低減または除去することができる。

【 0 0 5 6 】

移動ベクトル演算部 3 0 により、複数画素に対応した複数の移動ベクトル (平滑化後の移動ベクトルが望ましい) が算出されると、算出された移動ベクトルに基づいて三次元中間画像 (3 D 中間画像) が形成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

図 5 は、三次元中間画像を形成する処理の具体例 1 を示す図である。中間画像形成部 50 は、複数フレームの三次元超音波画像（3D 超音波画像）の互いに隣接する 2 つのフレームの間において得られた複数画素の移動ベクトルに基づいて、そのフレーム間に追加される 1 又は複数フレームの三次元中間画像（3D 中間画像）を形成する。

【 0 0 5 8 】

図 5 には、3D 超音波画像のフレーム n （ n は自然数）とフレーム $(n + 1)$ の間に追加される中間画像を形成する具体例が図示されている。図 5（1）に示す移動ベクトル AB はフレーム n の 3D 超音波画像内における画素 A に対応した移動ベクトル（図 3，図 4 参照）である。つまり、画素 A の移動先がフレーム $(n + 1)$ の 3D 超音波画像内における画素 B の位置（座標）である。中間画像形成部 50 は、図 5（1）に示す移動ベクトル AB から図 5（2）に示す中間ベクトル AC を得る。

10

【 0 0 5 9 】

図 6 は、中間ベクトルの具体例 1 を示す図である。図 6 には、フレーム n の 3D 超音波画像とフレーム $(n + 1)$ の 3D 超音波画像の間における中間ベクトルの具体例が図示されている。移動ベクトル AB は、フレーム n の 3D 超音波画像内における画素 A に対応した移動ベクトルであり、画素 A の移動先がフレーム $(n + 1)$ の 3D 超音波画像内における画素 B の位置（座標）である。

【 0 0 6 0 】

また、図 6 には、フレームレートを M 倍（ M は 2 以上の整数）とする具体例が図示されている。つまり、フレーム n の 3D 超音波画像とフレーム $(n + 1)$ の 3D 超音波画像の間に、 $(M - 1)$ フレームの 3D 中間画像が追加される。図 6 に示す具体例では、フレーム n の 3D 超音波画像に近い（時相的に近い）順に、フレーム 1，2，3， $\dots$ ， $M - 1$ の 3D 中間画像が配置されている。

20

【 0 0 6 1 】

中間画像形成部 50 は、画素 A に対応した移動ベクトル AB から画素 A に関する中間ベクトル AC （ AC_1 ， AC_2 ， AC_3 ， $\dots$ ， $AC(M - 1)$ ）を導出する。中間ベクトル AC の始点と方向は移動ベクトル AB と同じであり、中間ベクトル AC の大きさ（ベクトルの長さ）は、3D 中間画像のフレーム番号（1，2，3， $\dots$ ， $M - 1$ ）に応じて決定される。

30

【 0 0 6 2 】

例えば、図 6 において、フレーム 1 の 3D 中間画像に対応した中間ベクトル AC_1 は、始点と方向は移動ベクトル AB と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベクトル AB の $1/M$ とされる。また、フレーム 2 の 3D 中間画像に対応した中間ベクトル AC_2 は、始点と方向は移動ベクトル AB と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベクトル AB の $2/M$ とされる。そして、フレーム $(M - 1)$ の 3D 中間画像に対応した中間ベクトル $AC(M - 1)$ は、始点と方向は移動ベクトル AB と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベクトル AB の $(M - 1)/M$ とされる。

【 0 0 6 3 】

中間画像形成部 50 は、フレーム n の 3D 超音波画像を構成する複数画素の各画素ごとに、その画素に対応した移動ベクトルに基づいて、3D 中間画像の各フレームに対応した中間ベクトルを生成する。

40

【 0 0 6 4 】

図 5 に戻り、図 5（2）に示す中間ベクトル AC は、フレーム n の 3D 超音波画像の画素 A に関する中間ベクトルであり、3D 中間画像の注目フレーム（例えば図 6 におけるフレーム 1～ $M - 1$ までの 3D 中間画像のいずれか）に対応した中間ベクトルである。

【 0 0 6 5 】

中間画像形成部 50 は、フレーム n の 3D 超音波画像を構成する複数画素について、望ましくは全画素について、各画素ごとに中間ベクトルを生成する。そして、中間画像形成部 50 は、複数画素に対応した複数の中間ベクトルのうち、ベクトルの終点が注目画素 Z

50

の位置（座標）に最も近い中間ベクトルを選択する。図 5（2）に示す具体例では、中間ベクトル A C が選択される。

【0066】

さらに、中間画像形成部 50 は、選択した中間ベクトルの終点が注目画素の位置となるように中間ベクトルを平行移動する。図 5 の具体例では、図 5（2）の中間ベクトル A C を平行移動した結果として、図 5（3）の中間ベクトル A' C' が得られる。

【0067】

そして、中間画像形成部 50 は、平行移動後の中間ベクトルの始点近傍における複数画素の画素値に基づいて注目画素の画素値を決定する。例えば、図 5（4）に示すように、フレーム n の 3 D 超音波画像内における座標 A' の近傍 4 点の画素の画素値から、例えば線形補間処理等により、注目画素 Z の画素値が算出される。そして、算出された注目画素 Z の画素値が、3 D 中間画像の注目フレームを構成する中間画素とされる。

【0068】

中間画像形成部 50 は、3 D 中間画像の注目フレームを構成する全画素の各々を注目画素として、図 5 を利用して説明した処理を実行し、3 D 中間画像の注目フレームを構成する全画素の画素値を得ることにより、その注目フレームに対応した 3 D 中間画像を形成する。さらに、中間画像形成部 50 は、複数フレームの 3 D 中間画像（例えば図 6 におけるフレーム 1 ~ M - 1 までの 3 D 中間画像）の各フレームを注目フレームとして、図 5 を利用して説明した処理を実行することにより、複数フレームの 3 D 中間画像を形成する。

【0069】

図 7 は、三次元中間画像を形成する処理の具体例 2 を示す図である。図 7 には、3 D 超音波画像のフレーム n（n は自然数）とフレーム（n + 1）の間に追加される中間画像を形成する具体例が図示されている。図 7（1）に示す移動ベクトル A B はフレーム n の 3 D 超音波画像内における画素 A に対応した移動ベクトル（図 3，図 4 参照）である。つまり、画素 A の移動先がフレーム（n + 1）の 3 D 超音波画像内における画素 B の位置（座標）である。中間画像形成部 50 は、図 7（1）に示す移動ベクトル A B から図 7（2）に示す中間ベクトル C B を得る。

【0070】

図 8 は、中間ベクトルの具体例 2 を示す図である。図 8 には、フレーム n の 3 D 超音波画像とフレーム（n + 1）の 3 D 超音波画像の間における中間ベクトルの具体例が図示されている。移動ベクトル A B は、フレーム n の 3 D 超音波画像内における画素 A に対応した移動ベクトルであり、画素 A の移動先がフレーム（n + 1）の 3 D 超音波画像内における画素 B の位置（座標）である。

【0071】

また、図 8 には、フレームレートを M 倍（M は 2 以上の整数）とする具体例が図示されている。つまり、フレーム n の 3 D 超音波画像とフレーム（n + 1）の 3 D 超音波画像の間に、（M - 1）フレームの 3 D 中間画像が追加される。図 8 に示す具体例では、フレーム n の 3 D 超音波画像に近い（時相的に近い）順に、フレーム 1，2，3，・・・，M - 1 の 3 D 中間画像が配置されている。

【0072】

中間画像形成部 50 は、画素 A に対応した移動ベクトル A B から、移動ベクトル A B の終点である画素 B を基準として、中間ベクトル C B（C 1 B，C 2 B，C 3 B，・・・，C（M - 1）B）を導出する。中間ベクトル C B の終点と方向は移動ベクトル A B と同じであり、中間ベクトル C B の大きさ（ベクトルの長さ）は、3 D 中間画像のフレーム番号（1，2，3，・・・，M - 1）に応じて決定される。

【0073】

例えば、図 8 において、フレーム 1 の 3 D 中間画像に対応した中間ベクトル C 1 B は、終点と方向は移動ベクトル A B と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベクトル A B の 1 / M とされる。また、フレーム 2 の 3 D 中間画像に対応した中間ベクトル C 2 B は、終点と方向は移動ベクトル A B と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベク

10

20

30

40

50

トル AB の $2/M$ とされる。そして、フレーム $(M-1)$ の 3D 中間画像に対応した中間ベクトル $C(M-1)B$ は、終点と方向は移動ベクトル AB と同じであり、大きさ（ベクトルの長さ）が移動ベクトル AB の $(M-1)/M$ とされる。

【0074】

中間画像形成部 50 は、フレーム n の 3D 超音波画像を構成する複数画素の各画素ごとに、その画素に対応した移動ベクトルに基づいて、3D 中間画像の各フレームに対応した中間ベクトルを生成する。

【0075】

図 7 に戻り、図 7 (2) に示す中間ベクトル CB は、フレーム n の 3D 超音波画像の画素 A に関する中間ベクトルであり、3D 中間画像の注目フレーム（例えば図 8 におけるフレーム 1 ~ $M-1$ までの 3D 中間画像のいずれか）に対応した中間ベクトルである。

10

【0076】

中間画像形成部 50 は、フレーム n の 3D 超音波画像を構成する複数画素について、望ましくは全画素について、各画素ごとに中間ベクトルを生成する。そして、中間画像形成部 50 は、複数画素に対応した複数の中間ベクトルのうち、ベクトルの始点が注目画素 Z の位置（座標）に最も近い中間ベクトルを選択する。図 7 (2) に示す具体例では、中間ベクトル CB が選択される。

【0077】

さらに、中間画像形成部 50 は、選択した中間ベクトルの始点が注目画素の位置となるように中間ベクトルを平行移動する。図 7 の具体例では、図 7 (2) の中間ベクトル CB を平行移動した結果として、図 7 (3) の中間ベクトル $C'B'$ が得られる。

20

【0078】

そして、中間画像形成部 50 は、平行移動後の中間ベクトルの終点近傍における複数画素の画素値に基づいて注目画素の画素値を決定する。例えば図 7 (4) に示すように、フレーム $(n+1)$ の 3D 超音波画像内における座標 B' の近傍 4 点の画素の画素値から、例えば線形補間処理等により、注目画素 Z の画素値が算出される。そして、算出された注目画素 Z の画素値が、3D 中間画像の注目フレームを構成する中間画素とされる。

【0079】

中間画像形成部 50 は、3D 中間画像の注目フレームを構成する全画素の各々を注目画素として、図 7 を利用して説明した処理を実行し、3D 中間画像の注目フレームを構成する全画素の画素値を得ることにより、その注目フレームに対応した 3D 中間画像を形成する。さらに、中間画像形成部 50 は、複数フレームの 3D 中間画像（例えば図 8 におけるフレーム 1 ~ $M-1$ までの 3D 中間画像）の各フレームを注目フレームとして、図 7 を利用して説明した処理を実行することにより、複数フレームの 3D 中間画像を形成する。

30

【0080】

例えば、図 5 と図 6 を利用して説明した具体例 1 または図 7 と図 8 を利用して説明した具体例 2 により、複数フレームの 3D 超音波画像の複数フレーム間に追加される複数フレームの 3D 中間画像が形成される。

【0081】

上述したように、三次元中間画像（3D 中間画像）の形成には、移動ベクトル演算部 30 において導出される移動ベクトルが利用される。移動ベクトル演算部 30 は、三次元超音波画像（3D 超音波画像）のフレーム n 内の複数画素について、望ましくは全画素について、各画素ごとに、その画素の位置を始点としてその画素の移動先を終点とする移動ベクトルを導出する（図 3 参照）。

40

【0082】

移動ベクトル評価部 40 は、3D 超音波画像の各フレーム内の複数画素に対応した複数の移動ベクトルに関する信頼性を評価する。例えば、移動ベクトル演算部 30 によるパターンマッチング処理において、最も相関が強い（最も類似の度合いが大きい）として選択された各画素の移動先における相関値に基づいて移動ベクトルの信頼性が評価される。

【0083】

50

具体的には、相関が強い（類似の程度が大きい）ほど小さな値となる相関値が利用されており、算出された相関値が閾値を超えた場合（または閾値以上の場合）には、その相関値が信頼できる値ではなく、その相関値に基づいて得られた移動ベクトルの信頼性が低いと判定される。そして、例えば、３Ｄ超音波画像の各フレームごとに、そのフレームを構成する複数画素のうちの、移動ベクトルの信頼性が低いと判定された画素数の割合が、そのフレームにおける移動ベクトルの信頼性の評価値とされる。この具体例の場合、各フレームごとに得られる信頼性の評価値が大きいほど、そのフレームの移動ベクトルの信頼性が低いことを示している。

【００８４】

そして、例えば、各フレームの移動ベクトルの信頼性が低い場合には、例えば、信頼性の評価値が閾値よりも大きい場合には、例えば、パターンマッチングにおける探索領域ＳＡ（図３）が広げられ、各画素の移動先の選択範囲を広げて移動先の特定精度を高めることが望ましい。なお、探索領域ＳＡを広げるとパターンマッチングの処理時間が増大するため、例えば、その処理時間の増大に応じて、３Ｄ超音波画像の各フレーム間に追加される３Ｄ中間画像のフレーム数（フレームの枚数）を少なくするようにしてもよい。また、各フレームの移動ベクトルの信頼性が低い場合に、テンプレートＴ（図３）を大きくすることにより、各画素の移動先の特定精度を高めるようにしてもよい。

【００８５】

また、移動ベクトル評価部４０において得られた移動ベクトルの信頼性の評価値に基づいて、制御部１００が超音波の送受信を制御するようにしてもよい。例えば、制御部１００は、移動ベクトル評価部４０から得られる移動ベクトルの信頼性の評価値に基づいて、ボリュームレートを制御してもよい。

【００８６】

図９は、ボリュームレート制御の具体例を示す図である。図９（１）には、複数時相に亘って各時相ごとに得られるボリュームデータの具体例が図示されている。つまり、時相１～時相６に対する複数のボリュームデータが代表的に図示されている。なお、図示省略した時相７以降においても各時相ごとにボリュームデータが得られてもよい。

【００８７】

図９（２）には、複数フレームの三次元超音波画像（３Ｄ超音波画像）の具体例が図示されている。各フレームの３Ｄ超音波画像は、そのフレームに対応した時相のボリュームデータに基づいて形成される。図９に示す具体例において、時相１のボリュームデータに基づいてフレーム１の３Ｄ超音波画像が形成され、時相２のボリュームデータに基づいてフレーム２の３Ｄ超音波画像が形成される。つまり、ボリュームデータの時相番号と３Ｄ超音波画像のフレーム番号が互に対応している。

【００８８】

図９（３）には、三次元中間画像（３Ｄ中間画像）の具体例が図示されており、図９（４）には、三次元動画像（３Ｄ動画像）の具体例が図示されている。図９に示す具体例では、例えば、３Ｄ超音波画像のフレーム１とフレーム２の間に３フレーム（フレーム数３）の３Ｄ中間画像が追加され、３Ｄ超音波画像のフレーム２とフレーム３の間にも３フレーム（フレーム数３）の３Ｄ中間画像が追加され、さらに、３Ｄ超音波画像のフレーム３以降にも各フレーム間に３Ｄ中間画像が追加されて、３Ｄ動画像のフレーム列が構成されている。

【００８９】

図９に示す具体例では、３Ｄ超音波画像のフレーム１とフレーム２の間において得られた移動ベクトルの信頼性が低い。移動ベクトルの信頼性が低い場合に、制御部１００は、ボリュームレートを増加させる。但し、図９に示す具体例では、時相２のボリュームデータが得られた直後から、標準レート（標準のボリュームレート）で時相３のボリュームデータの取得が開始されているため、その標準レートを維持したまま時相３のボリュームデータが取得される。そして、時相３のボリュームデータが取得された直後からボリュームレートが増大され、高レート（標準よりも高いボリュームレート）で時相４と時相５のボ

10

20

30

40

50

リウムデータが取得される。なお、時相 2 のポリウムデータが得られた直後から高レートに切り換えて時相 3 のポリウムデータを得るようにしてもよい。

【 0 0 9 0 】

また、図 9 に示す具体例では、3D 超音波画像のフレーム 3 とフレーム 4 の間において得られた移動ベクトルの信頼性が高い。移動ベクトルの信頼性が高い場合に、制御部 100 は、ポリウムレートを減少させてもよい。但し、図 9 に示す具体例では、時相 4 のポリウムデータが得られた直後から、高レートで時相 5 のポリウムデータの取得が開始されているため、その高レートを維持したまま時相 5 のポリウムデータが取得される。そして、時相 5 のポリウムデータが取得された直後からポリウムレートが減少され、つまり標準レートに戻され、標準レートで時相 6 のポリウムデータが取得される。なお時相 4 のポリウムデータが得られた直後から標準レートに切り換えて時相 5 のポリウムデータを得るようにしてもよい。

10

【 0 0 9 1 】

制御部 100 は、超音波の送受に係る複数の送受信パラメータに基づいてポリウムレートを制御する。複数の送受信パラメータには、例えば、空間フレーム数（空間フレーム密度）、ビームライン数（ライン密度）、PRT（pulse repetition time）などが含まれる。

【 0 0 9 2 】

空間フレーム数は、超音波が立体的に送受されるポリウム（三次元領域）を構成する空間的なフレーム（空間フレーム）の枚数（フレーム数）である。例えば、ポリウムの大きさが一定で空間フレーム数が増加すると空間フレーム密度も変化する。ビームライン数は、各空間フレームを構成する受信ビームラインの本数である。例えば、各空間フレームの大きさが一定でビームライン数が増加するとライン密度も変化する。そして、PRT は、超音波のパルス繰り返し周期である。

20

【 0 0 9 3 】

これら複数の送受信パラメータによりポリウムレートが決定される。標準レート（標準のポリウムレート）に対応した複数の送受信パラメータは、例えば、ポリウムデータのデータ密度を重視して設定される。一方、高レートに対応した複数の送受信パラメータは、標準レート（標準のポリウムレート）よりもポリウムレートが高くなるように設定される。

30

【 0 0 9 4 】

例えば、高レートの空間フレーム数は標準レートの空間フレーム数よりも小さく（少なく）設定され、高レートのビームライン数は標準レートのビームライン数よりも小さく（少なく）設定され、高レートの PRT は標準レートの PRT よりも小さく（短く）設定される。

【 0 0 9 5 】

制御部 100 は、標準レートに対応した複数の送受信パラメータで送受信部 12 を制御することにより、標準レートによるポリウムデータの取得を実現し、高レートに対応した複数の送受信パラメータで送受信部 12 を制御することにより、高レートによるポリウムデータの取得を実現する。

40

【 0 0 9 6 】

なお、送受信パラメータとして、パラレル受信（パラレル受信の本数（1 本以上））や THI（tissue harmonic imaging を行うか否か）が変更されて、ポリウムレートが変更されてもよい。

【 0 0 9 7 】

図 9 に示す具体例では、ポリウムレートの変更に係わらず、3D 動画画像のフレームレートを一定に維持することができる。

【 0 0 9 8 】

例えば、高レート（高いポリウムレート）が標準レート（標準のポリウムレート）の 2 倍である場合に、標準レートに対応した 3D 超音波画像の各フレーム間に 3 フレーム

50

の 3D 中間画像を追加し、高レートに対応した 3D 超音波画像の各フレーム間に 1 フレームの 3D 中間画像を追加することにより、3D 動画像のフレーム間隔（時相間隔）が一定に維持され、3D 動画像のフレームレートを一定に維持することができる。なお、図 9 に示す具体例はあくまでも一例であり、3D 動画像のフレームレートを必ずしも一定にする必要はない。

【0099】

また、3D 動画像のフレームレートは、表示部 82 において対応可能な表示フレームレートに応じて決定されることが望ましい。例えば、表示部 82 の表示フレームレートが 60 Hz（ヘルツ）であるならば、3D 動画像のフレームレートが 60 Hz となるように、ボリュームレートと 3D 中間画像のフレーム数（3D 超音波画像の各フレーム間に追加される 3D 中間画像のフレーム数）を決定すればよい。

10

【0100】

さらに、表示画像形成部 80 は、3D 動画像をスロー再生するようにしてもよい。そして、スロー再生時には、再生速度に応じて 3D 中間画像のフレーム数（3D 超音波画像の各フレーム間に追加される 3D 中間画像のフレーム数）を決定することが望ましい。

【0101】

例えば、通常再生（1 倍速再生）時における各フレーム間の 3D 中間画像の枚数（フレーム数）が K 枚（フレーム数 K：但し K は自然数）の場合に、通常再生の 1/2 倍速のスロー再生時における各フレーム間の 3D 中間画像の枚数（フレーム数）を 2K とし、通常再生の 1/3 倍速のスロー再生時における各フレーム間の 3D 中間画像の枚数（フレーム数）を 3K とし、通常再生の 1/4 倍速のスロー再生時における各フレーム間の 3D 中間画像の枚数（フレーム数）を 4K とする。つまり、通常再生の 1/S 倍速（S は自然数）のスロー再生時における各フレーム間の 3D 中間画像の枚数（フレーム数）を $S \times K$ とする。

20

【0102】

一般に従来のスロー再生では、通常再生で利用される複数の画像フレームのうちの各画像フレームが複数の表示フレームに対応付けられて繰り返し再生される。つまり、同一の画像フレームが複数の表示フレームで利用される。

【0103】

これに対し、スロー再生時に再生速度に応じて 3D 中間画像のフレーム数を決定する上記処理により、同一の画像フレーム（3D 動画像の各フレーム）が利用される表示フレーム数を少なくすることができ、望ましくは、各画像フレームと各表示フレームとを 1 対 1 に対応付けたスロー再生を実現することができる。これにより、例えば、画像内容が滑らかに変化するスロー再生が可能になる。

30

【0104】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

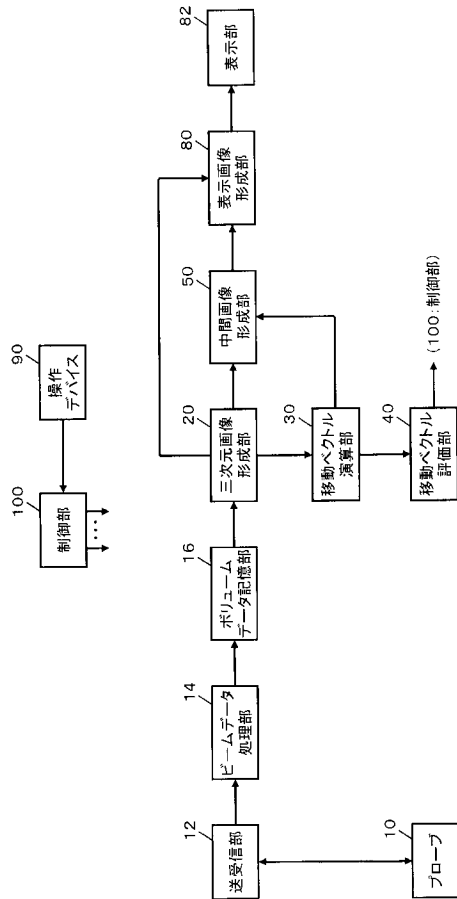
【符号の説明】

【0105】

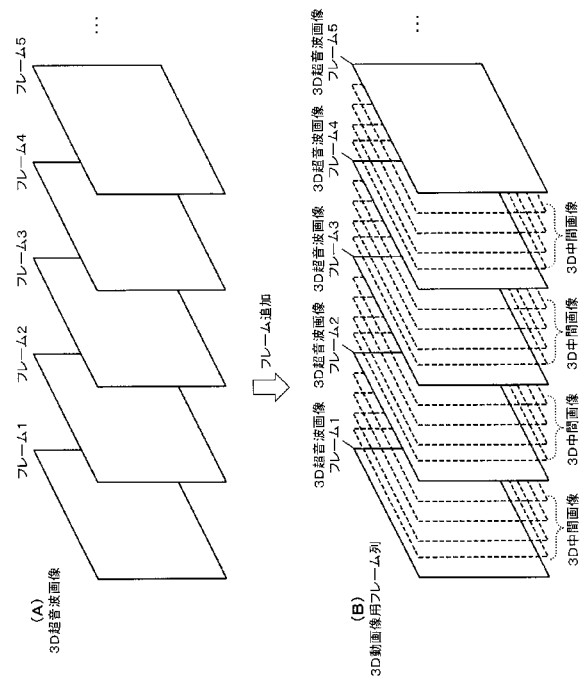
10 プローブ、12 送受信部、14 ビームデータ処理部、16 ボリュームデータ記憶部、20 三次元画像形成部、30 移動ベクトル演算部、40 移動ベクトル評価部、50 中間画像形成部、80 表示画像形成部、82 表示部、90 操作デバイス、100 制御部。

40

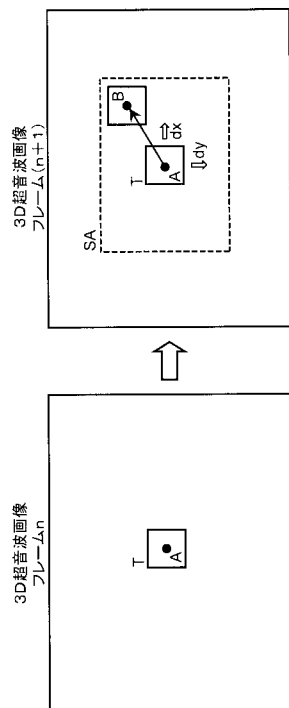
【図 1】



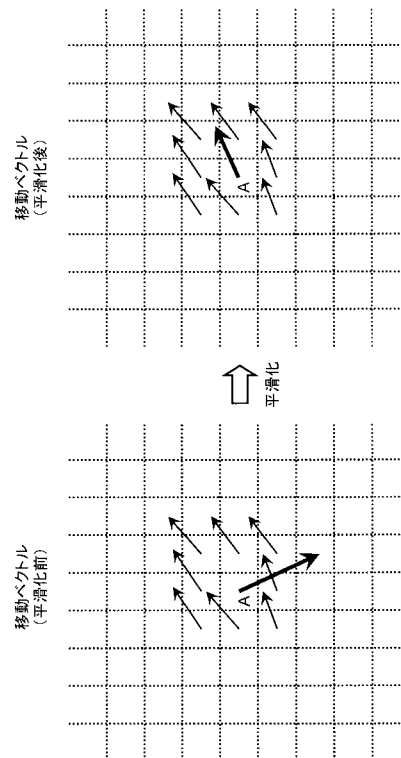
【図 2】



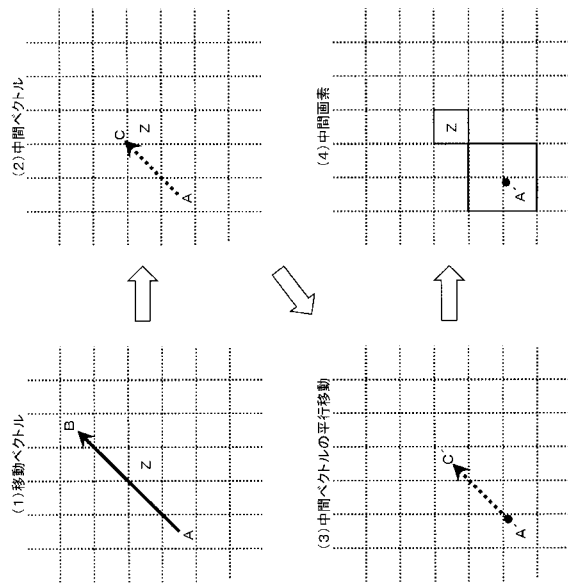
【図 3】



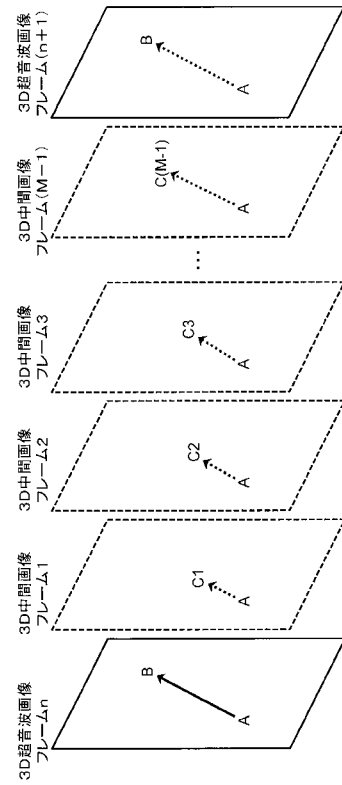
【図 4】



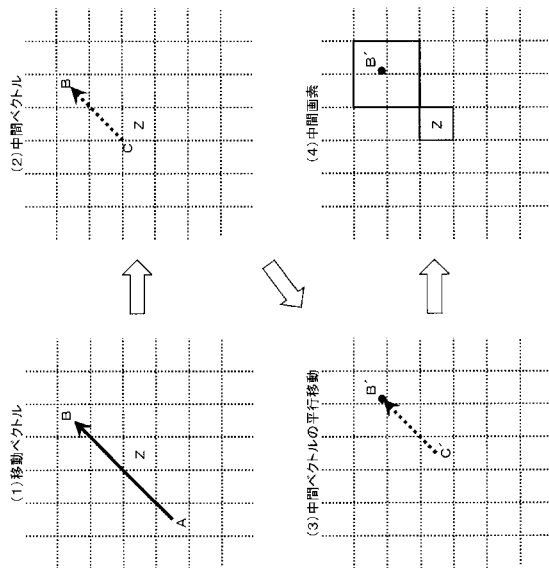
【図 5】



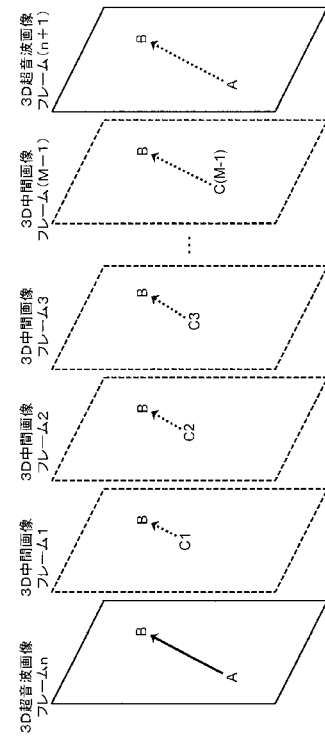
【図 6】



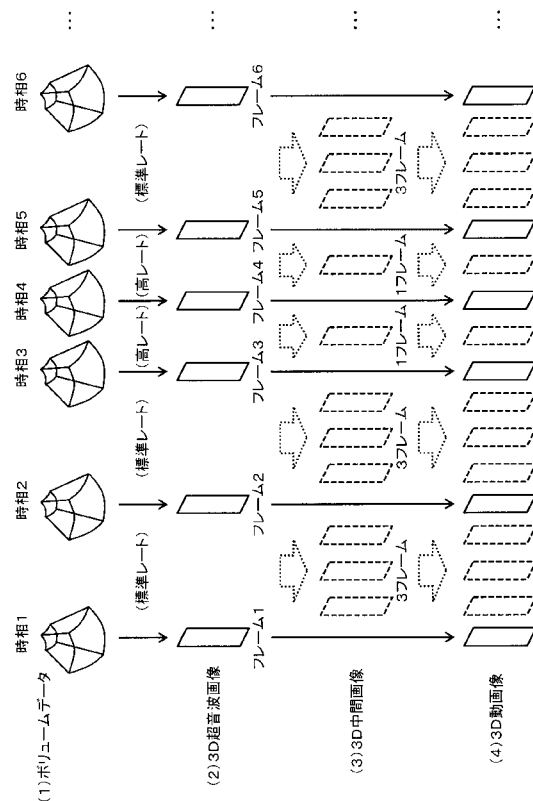
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成28年7月6日(2016.7.6)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を立体的に送受して得られた複数時相のボリュームデータに基づいて、当該複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像を形成する超音波画像形成部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間における画像の移動情報に基づいて、当該各フレーム間に追加される 1 又は複数フレームの三次元中間画像を形成する中間画像形成部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された前記複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画画像を表示する表示処理部と、

前記移動情報の信頼性の程度に応じて、単位時間あたりのボリュームデータ数であるボリュームレートを制御する制御部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、信頼性の判定条件に基づいて前記移動情報の信頼性が低いと判定された場合に、前記ボリュームレートを増加させて前記三次元超音波画像の単位時間あたりのフレーム数であるフレームレートを増加させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記制御部は、超音波を立体的に送受するポリウム内における空間フレーム数と、各空間フレームを構成するビームライン数と、超音波のパルス繰り返し周期と、を含む複数の送受信パラメータのうちの少なくとも 1 つを変更することにより、前記ポリウムレートを制御する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記中間画像形成部は、前記移動情報として、前記各フレームの三次元超音波画像を構成する複数の画像要素の各画像要素ごとに各フレーム間における相関演算に基づいて移動ベクトルを導出し、複数の画像要素とそれらの移動ベクトルに基づいて当該各フレーム間に対応した複数の中間画像要素を得ることにより、複数の中間画像要素で構成された前記三次元中間画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記複数の画像要素の各画像要素ごとに前記相関演算により得られる相関値の大きさに基づいて、前記移動情報として導出される移動ベクトルの信頼性の程度を示す評価値を算出する評価部をさらに有し、

前記制御部は、移動ベクトルの信頼性を示す前記評価値に基づいて、単位時間あたりのポリウムデータ数であるポリウムレートを制御する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波を立体的に送受して得られた複数時相のポリウムデータに基づいて、当該複数時相に対応した複数フレームの三次元超音波画像を形成する超音波画像形成部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像の各フレーム間における画像の移動情報に基づいて、当該各フレーム間に追加される 1 又は複数フレームの三次元中間画像を形成する中間画像形成部であって、前記移動情報として、前記各フレームの三次元超音波画像を構成する複数の画像要素の各画像要素ごとに各フレーム間における相関演算に基づいて移動ベクトルを導出し、複数の画像要素とそれらの移動ベクトルに基づいて当該各フレーム間に対応した複数の中間画像要素を得ることにより、複数の中間画像要素で構成された前記三次元中間画像を形成する中間画像形成部と、

前記複数の画像要素の各画像要素ごとに前記相関演算により得られる相関値の大きさに基づいて、前記移動情報として導出される移動ベクトルの信頼性の程度を示す評価値を算出する評価部と、

移動ベクトルの信頼性を示す前記評価値に基づいて、単位時間あたりのポリウムデータ数であるポリウムレートを制御する制御部と、

前記複数フレームの三次元超音波画像とそれらの複数フレーム間に追加された前記複数フレームの三次元中間画像に基づいて三次元動画像を表示する表示処理部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 みか

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE08 JC02 JC23 KK21

5B057 AA07 BA05 CA13 CA16 CB13 CB16 CC01 CE08 CH08 CH11

5B080 AA17 BA08 CA01 DA06 FA15 GA06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016221076A	公开(公告)日	2016-12-28
申请号	JP2015111869	申请日	2015-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	村下 賢 穴戸 裕哉 小林 正樹 佐藤 みか		
发明人	村下 賢 穴戸 裕哉 小林 正樹 佐藤 みか		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE08 4C601/JC02 4C601/JC23 4C601/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE08 5B057/CH08 5B057/CH11 5B080/AA17 5B080/BA08 5B080/CA01 5B080/DA06 5B080/FA15 5B080/GA06 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/FA34 5L096/HA04		
其他公开文献	JP5985007B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够改善三维超声图像的动态显示的装置。解决方案：三维图像形成单元20基于以下对应于多个时相的多个帧形成三维超声图像。通过三维发送和接收超声波获得的多个时间相位的体数据。中间图像形成单元50基于具有多个帧的三维超声图像的各个帧之间的图像的运动矢量，形成添加到各个帧之间的空间的一个或多个帧的三维中间图像。。显示图像形成单元80基于具有多个帧的三维超声图像和具有添加到其多个帧之间的空间的多个帧的三维中间图像来形成三维运动图像，并且显示显示单元82上的三维运动图像。图示：图1

