

(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2010-158473
(P2010-158473A)

(43) 公開日 平成22年7月22日(2010.7.22)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-3835 (P2009-3835)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年1月9日 (2009.1.9)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	長谷川 裕輔
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	赤木 和哉
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

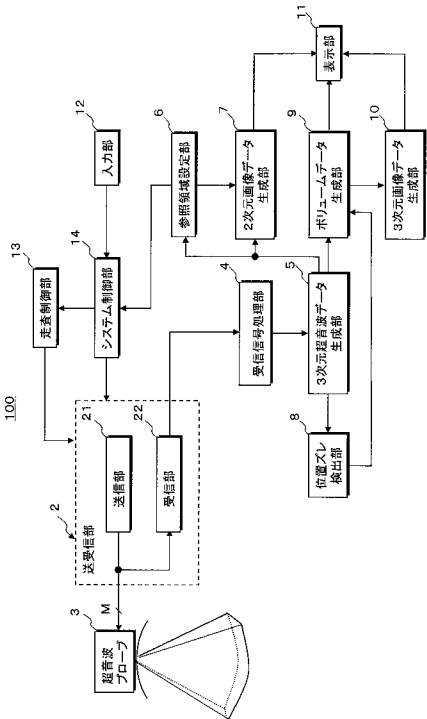
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像データにおける体動等に起因した画像歪みの低減。

【解決手段】 送受信部2及び受信信号処理部4は、被検体の診断対象部位に対して設定された本撮影モードの広範囲な撮影領域及びリファレンス撮影モードの狭範囲な撮影領域に対する3次元走査によりスライス方向に隣接した複数の走査断面における2次元超音波データを収集し、3次元超音波データ生成部5は、これらの2次元超音波データを合成して診断用3次元超音波データ及び参照用3次元超音波データを生成する。一方、ボリュームデータ生成部9は、診断用3次元超音波データを構成する2次元超音波データと参照用3次元超音波データとの比較結果に基づき、診断用3次元超音波データが有する体動等に起因した位置ズレを補正してボリュームデータを生成し、3次元画像データ生成部10は、前記ボリュームデータを処理して3次元画像データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する 3 次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する超音波画像診断装置において、
前記被検体の診断対象部位に設定された本撮影モードの撮影領域及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する 3 次元走査を制御する走査制御手段と、
前記撮影領域に対する 3 次元走査によって得られた受信信号を処理し、スライス方向に所定間隔で設定された複数の走査断面における本撮影モードの診断用 2 次元超音波データ及び参照用 2 次元超音波データを生成する受信信号処理手段と、
前記スライス方向にて収集された複数からなる前記診断用 2 次元超音波データ及び前記参照用 2 次元超音波データを合成して診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データを生成する 3 次元超音波データ生成手段と、
前記診断用 3 次元超音波データと前記参照用 3 次元超音波データとの比較により前記被検体の体動等に起因する前記診断用 3 次元超音波データの位置ズレを検出する位置ズレ検出手段と、
前記位置ズレの検出結果に基づいて前記診断用 3 次元超音波データの位置ズレを補正しボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、
前記ボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する 3 次元画像データ生成手段とを備え、
前記走査制御手段は、前記リファレンス撮影モードにおける前記走査断面の前記スライス方向に対する揺動速度が前記本撮影モードにおける前記走査断面の揺動速度より速くなるように前記本撮影モードの撮影領域及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する 3 次元走査を制御することを特徴とする超音波画像診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記走査制御手段は、前記本撮影モードの広範囲な撮影領域及びこの撮影領域の一部を含む前記リファレンス撮影モードの狭範囲な撮影領域に対する 3 次元走査を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記走査制御手段は、前記リファレンス撮影モードの走査密度が前記本撮影モードの走査密度より低くなるように前記撮影領域に対する 3 次元走査を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 4】

前記走査制御手段は、前記本撮影モードの 3 次元走査におけるスライス方向と前記リファレンス撮影モードの 3 次元走査におけるスライス方向を同一方向あるいは互いに直交する方向に設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記診断用 3 次元超音波データを構成する複数の診断用 2 次元超音波データの中から抽出された基準走査断面の診断用 2 次元超音波データに基づいて 2 次元画像データを生成する 2 次元画像データ生成手段と、前記 2 次元画像データに基づいて参照領域を設定する参照領域設定手段を備え、前記走査制御手段は、前記参照領域に基づいて前記リファレンス撮影モードの撮影領域を設定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波画像診断装置。

40

【請求項 6】

前記参照領域設定手段は、前記 2 次元画像データの超音波送受信方向における輝度分散値と所定閾値との比較結果に基づいて前記参照領域を設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記参照領域設定手段は、前記参照領域の設定可否を判定する設定可否判定手段と、この判定結果に基づいて設定要求信号を発生する設定要求信号発生手段とを備えたことを特徴とする請求項 6 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

50

前記位置ズレ検出手段は、前記診断用３次元超音波データを構成する前記診断用２次元超音波データと前記参照用３次元超音波データとの比較によって前記診断用３次元超音波データの位置ズレを検出することを特徴とする請求項１記載の超音波画像診断装置。

【請求項９】

前記位置ズレ検出手段は、前記診断用３次元超音波データを構成する診断用２次元超音波データと前記参照用３次元超音波データを構成し前記診断用２次元超音波データが収集された走査断面あるいはこの走査断面に近接する走査断面にて収集された参照用２次元超音波データとの比較によって前記診断用３次元超音波データの位置ズレを検出することを特徴とする請求項１記載の超音波画像診断装置。

【請求項１０】

前記位置ズレ検出手段は、前記診断用２次元超音波データと前記参照用３次元超音波データあるいは前記参照用２次元超音波データとのパターンマッチングによって前記診断用３次元超音波データの位置ズレを検出することを特徴とする請求項８又は請求項９に記載した超音波画像診断装置。

【請求項１１】

前記３次元画像データ生成手段は、前記ボリュームデータを用い、ボリュームレンダリング画像データ、サーフィスレンダリング画像データ、MPR (Multi Planar Reconstruction) 画像データ及びMIP (Maximum Intensity Projection) 画像データの少なくとも何れかを前記３次元画像データとして生成することを特徴とする請求項１記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波画像診断装置に係り、特に、被検体に対する３次元走査によって収集されたボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波画像診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で超音波画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【０００３】

特に、近年では、複数の振動素子が１次元配列された超音波プローブを機械的に移動させる方法や複数の振動素子が２次元配列された超音波プローブを用いる方法によって被検体の診断対象部位に対する３次元走査を行ない、この３次元走査にて収集される３次元データ（ボリュームデータ）を用いて３次元画像データを生成することにより更に高度な診断や治療が可能となっている。

【０００４】

前者の方法では、振動素子が１次元配列された超音波プローブを用いて所定走査断面を２次元走査すると共にこの超音波プローブを機械的に移動させて前記走査断面を、この走査断面と直交するスライス方向へ揺動させることにより被検体に対する３次元走査を行なう。一方、後者の方法では、３次元走査に必要な所定走査断面に対する２次元走査とスライス方向に対する前記走査断面の揺動を超音波送受信方向の電子的な制御によって行なっている。そして、上述の３次元走査によりスライス方向に所定間隔で設定された走査断面の各々にて収集される複数の２次元超音波データを合成することによりボリュームデータを生成し、得られたボリュームデータを処理して３次元画像データを生成している。

【０００５】

しかしながら、上述の方法によってボリュームデータを収集する場合、極めて多くの送

10

20

30

40

50

受信を繰り返す必要があり、しかも夫々の送受信に要する時間は被検体の体内を伝播する超音波の音速と最大撮影深度等によって決定されるため、空間分解能に優れた広範囲のボリュームデータを収集する際のスライス方向に対する走査断面の揺動速度は上述の理由により制約を受ける。このため、診断対象部位を含んだ３次元領域に対するボリュームデータの収集に多くの時間を要し、収集されたボリュームデータにおいて被検体の体動や超音波プローブの揺れ等に起因した許容できない位置ズレが発生する場合がある。

【０００６】

一方、ボリュームデータの収集時間を短縮することによって上述の位置ズレを低減させる方法として、被検体内の複数方向からの反射波を同時に受信する、所謂、並列同時受信法が有効であるが、この方法を実現するためには装置の回路構成が極めて複雑になる。又、超音波プローブに位置検出器を装着し、このとき得られる検出結果に基づいて超音波プローブの揺れに起因した位置ズレを補正する方法も考えられるが、この方法によれば、位置検出部の装着により超音波プローブの操作性は著しく劣化し、又、被検体の体動に起因した位置ズレを検出することは不可能である。

10

【０００７】

上述の問題点を解決するために、スライス方向に所定間隔で設定された複数からなる走査断面の中の隣接する２つの走査断面にて収集された２次元超音波データに対し相互相関演算を行なってデータ間の相対的な位置ズレを検出する方法が提案されている（例えば、特許文献１参照。）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開平０５－２２０１１４号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

上述の特許文献１に記載された方法によれば、スライス方向に隣接する走査断面の各々にて収集された２次元超音波データの間に強い相関がある場合にはこれらの２次元超音波データの相互相関演算により相対的な位置ズレを検出することが可能となる。しかしながら、隣接する走査断面の間隔が十分狭くない場合には２次元超音波データ間の相関強度が低下し、位置ズレに対する検出及び補正の精度が劣化するという問題点を有していた。

30

【００１０】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体の診断対象部位に対する３次元走査によりスライス方向に所定間隔で収集された複数の２次元超音波データに基づいて３次元画像データを生成する際、前記被検体の体動や超音波プローブの揺れ等に起因した前記２次元超音波データの位置ズレを高い精度で補正することにより歪みの少ない良好な３次元画像データの生成を可能とする超音波画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

40

上記課題を解決するために、請求項１に係る本発明の超音波画像診断装置は、被検体に対する３次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する超音波画像診断装置において、前記被検体の診断対象部位に設定された本撮影モードの撮影領域及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する３次元走査を制御する走査制御手段と、前記撮影領域に対する３次元走査によって得られた受信信号を処理し、スライス方向に所定間隔で設定された複数の走査断面における本撮影モードの診断用２次元超音波データ及び参照用２次元超音波データを生成する受信信号処理手段と、前記スライス方向にて収集された複数からなる前記診断用２次元超音波データ及び前記参照用２次元超音波データを合成して診断用３次元超音波データ及び参照用３次元超音波データを生成する３次元超音波データ生成手段と、前記診断用３次元超音波データと前記参照用３次元超音

50

波データとの比較により前記被検体の体動等に起因する前記診断用３次元超音波データの位置ズレを検出する位置ズレ検出手段と、前記位置ズレの検出結果に基づいて前記診断用３次元超音波データの位置ズレを補正しボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記ボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する３次元画像データ生成手段とを備え、前記走査制御手段は、前記リファレンス撮影モードにおける前記走査断面の前記スライス方向に対する揺動速度が前記本撮影モードにおける前記走査断面の揺動速度より速くなるように前記本撮影モードの撮影領域及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する３次元走査を制御することを特徴としている。

【発明の効果】

【００１２】

10

本発明によれば、被検体の診断対象部位に対する３次元走査によりスライス方向に所定間隔で収集された複数の２次元超音波データに基づいて３次元画像データを生成する際、前記被検体の体動や超音波プローブの揺れ等に起因した前記２次元超音波データの位置ズレを高い精度で補正することができるため歪みの少ない良好な３次元画像データの生成が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

20

【図１】本発明の実施例における超音波画像診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図２】同実施例の超音波画像診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図３】同実施例の３次元走査における超音波送受信方向を説明するための図。

【図４】同実施例における本撮影モードの撮影領域とリファレンス撮影モードの撮影領域を示す図。

【図５】同実施例における３次元走査とこの３次元走査によって生成される３次元超音波データを模式的に示す図。

【図６】同実施例の超音波画像診断装置が備える参照領域設定部の具体的な構成を示すブロック図。

【図７】同実施例の参照領域設定部による参照領域の具体的な設定方法を示す図。

【図８】同実施例の超音波画像診断装置が備えるボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

30

【図９】同実施例における３次元画像データの生成手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【００１５】

本実施例における超音波画像診断装置は、先ず、被検体の診断対象部位に対して設定された本撮影モードの広範囲な撮影領域及びリファレンス撮影モードの狭範囲な撮影領域に対し超音波による３次元走査を行なってスライス方向の複数の走査断面における２次元超音波データを収集し、これらの２次元超音波データを合成して診断用３次元超音波データ及び参照用３次元超音波データを生成する。次いで、診断用３次元超音波データを構成する診断用２次元超音波データの各々と参照用３次元超音波データとの比較により診断用３次元超音波データが有する前記被検体の体動等に起因した位置ズレを補正してボリュームデータを生成し、得られたボリュームデータを処理して本撮影モードの撮影領域における３次元画像データを生成する。

40

【００１６】

尚、以下の実施例では、複数の振動素子が２次元配列された超音波プローブを用いて当該被検体の診断対象部位に対し３次元走査を行なう場合について述べるが、複数の振動素子が１次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることによって前記診断対象部位に対する３次元走査を行なってもよい。又、被検体から得られる受信信号を処理して超

50

音波データとしてのＢモードデータを生成し、このＢモードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、カラーブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成しても構わない。

【００１７】

（装置の構成と機能）

本発明の実施例における超音波画像診断装置の構成と機能につき図１乃至図８を用いて説明する。尚、図１は、超音波画像診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図２は、この超音波画像診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図６及び図８は、前記超音波画像診断装置が備える参照領域設定部及びボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

10

【００１８】

図１に示す超音波画像診断装置１００は、被検体の診断対象部位を含む本撮影モード及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子が２次元配列された超音波プローブ３と、前記撮影領域の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部２と、整相加算後の受信信号を処理して超音波データを生成する受信信号処理部４と、本撮影モード及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する３次元走査においてスライス方向に所定間隔で設定された走査断面にて収集される複数の２次元超音波データを前記走査断面の位置情報に基づいて合成することにより本撮影モードの３次元超音波データ（以下では、診断用３次元超音波データと呼ぶ。）及びリファレンス撮影モードの３次元超音波データ（以下では、参照用３次元超音波データと呼ぶ。）を生成する３次元超音波データ生成部５を備えている。

20

【００１９】

又、超音波画像診断装置１００は、上述の診断用３次元超音波データを構成する複数の２次元超音波データ（以下では、これらを診断用２次元超音波データと呼ぶ。）の中から所定の基準走査断面にて収集された診断用２次元超音波データを抽出し、この診断用２次元超音波データに基づいてリファレンス撮影モードの参照領域を設定する参照領域設定部６と、基準走査断面の診断用２次元超音波データに基づいて前記参照領域のモニタリングを目的とした２次元画像データを生成する２次元画像データ生成部７と、複数からなる前記診断用２次元超音波データの各々と参照用３次元超音波データとのパターンマッチングにより診断用２次元超音波データの位置ズレを検出する位置ズレ検出部８と、検出された位置ズレに基づいて診断用２次元超音波データの位置情報を補正し、補正された位置情報に基づき複数からなる前記診断用２次元画像データを再合成してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部９と、得られたボリュームデータをレンダリング処理して３次元画像データを生成する３次元画像データ生成部１０を備え、更に、２次元画像データ生成部７にて生成された２次元画像データや３次元画像データ生成部１０にて生成された３次元画像データを表示する表示部１１と、被検体情報の入力、超音波データ収集条件や画像データ生成条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部１２と、予め設定された本撮影モードの撮影領域及び参照領域設定部６が設定する参照領域に基づいたリファレンス撮影モードの撮影領域に対する３次元走査を制御する走査制御部１３と、超音波画像診断装置１００が有する上述の各ユニットを統括的に制御して３次元画像データの生成と表示を行なうシステム制御部１４を備えている。

30

40

【００２０】

超音波プローブ３は、２次元配列されたＭ個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないＭチャンネルの多芯ケーブルを介

50

して送受信部 2 に接続されている。尚、本実施例では、M 個の振動素子が 2 次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ 3 について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【0021】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、超音波プローブ 3 の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部 2 1 と、振動素子から得られた受信信号に対して整相加算（位相を一致させて加算）を行なう受信部 2 2 を備えている。

【0022】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1、送信遅延回路 2 1 2 及び駆動回路 2 1 3 を備え、レートパルス発生器 2 1 1 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、送信に使用される M_t 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を撮影領域内の所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向（ θ_p 、 ϕ_q ）に送信するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与えて駆動回路 2 1 3 へ供給する。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 と同数の独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 3 にて 2 次元配列された M 個の振動素子の中から送信用として選択された M_t （ $M_t \leq M$ ）個の振動素子を駆動し、被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0023】

一方、受信部 2 2 は、超音波プローブ 3 に内蔵された M 個の振動素子の中から受信用として選択された M_r （ $M_r \leq M$ ）個の振動素子に対応する M_r チャンネルの A/D 変換器 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 を備えており、受信用の振動素子から供給された M_r チャンネルの受信信号は、A/D 変換器 2 2 1 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

【0024】

受信遅延回路 2 2 2 は、撮影領域内の所定深さにて反射した受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向（ θ_p 、 ϕ_q ）に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 2 2 1 から出力される M_r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。又、受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 2 及び加算器 2 2 3 は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を可能とし、並列同時受信の適用により 3 次元走査に要する時間は大幅に短縮される。尚、上述の送受信部 2 が備える送信部 2 1 及び受信部 2 2 の一部は超音波プローブ 3 の内部に設けられていても構わない。

【0025】

図 3 は、超音波プローブ 3 の中心軸を z 軸とした直交座標（x - y - z）における超音波送受信方向（ θ_p 、 ϕ_q ）を示したものであり、振動素子は x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列され、 θ_p 及び ϕ_q は、x - z 平面及び y - z 平面に投影された超音波送受信方向の z 軸に対する角度を示している。そして、走査制御部 1 3 から供給される走査制御信号に従って送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 2 における遅延時間は制御され、本撮影モードにおける広範囲な撮影領域及びリファレンス撮影モードにおける狭範囲な撮影領域に対して超音波による 3 次元走査が行なわれる。

【0026】

次に、走査制御部 1 3 が供給する走査制御信号に従って行なわれる本撮影モード及びリファレンス撮影モードの 3 次元走査につき図 4 及び図 5 を用いて説明する。

【0027】

図 4 は、被検体の診断対象部位に対して設定される本撮影モードの広範囲な撮影領域 R_w とこの撮影領域 R_w の略中央部に設定されるリファレンス撮影モードの狭範囲な撮影領域 R_r を示している。例えば、撮影領域 R_w 及び撮影領域 R_r に対する 3 次元走査によって本撮影モードの診断用 3 次元超音波データとリファレンス撮影モードの参照用 3 次元超音波データを収集する場合、本撮影モードでは、スライス方向 ϕ_1 乃至 ϕ_Q に対して設定

10

20

30

40

50

された図示しない走査断面 S_1 乃至 S_Q の各々に対する θ_1 乃至 θ_P の 2 次元走査によりスライス方向に連続する Q 枚の診断用 2 次元超音波データを収集し、これらの診断用 2 次元超音波データを走査断面 S_1 乃至 S_Q の位置情報に基づいて合成することにより診断用 3 次元超音波データを生成する。一方、リファレンス撮影モードでは、前記走査断面 S_1 乃至 S_Q の各々における θ_m 乃至 θ_n の 2 次元走査によって収集した Q 枚の参照用 2 次元超音波データを走査断面 S_1 乃至 S_Q の位置情報に基づいて合成することにより参照用 3 次元超音波データを生成する。

【0028】

この場合、撮影領域 R_w の 3 次元走査における走査密度と撮影領域 R_r の 3 次元走査における走査密度は等しくなるように設定し撮影領域 R_r を撮影領域 R_w より小さく設定することにより、撮影領域 R_r の 3 次元走査に要する時間は撮影領域 R_w の 3 次元走査に要する時間より短くなる。従って、被検体の体動や超音波プローブ 3 の揺れ等に起因した位置ズレが殆ど存在しない参照用 3 次元超音波データを収集することが可能となる。そして、この参照用 3 次元超音波データと診断用 2 次元超音波データとの比較により診断対象部位を基準とした診断用 2 次元超音波データの相対的な位置ズレを高精度で補正することができ、良好な診断用 3 次元超音波データの生成が可能となる。

【0029】

図 5 は、撮影領域 R_w 及び撮影領域 R_r に対する 3 次元走査の方法とこの 3 次元走査によって生成される 3 次元超音波データを模式的に示したものであり、水平方向は θ 方向に対応し垂直方向は ϕ 方向（スライス方向）に対応している。即ち、撮影領域 R_w に対する 3 次元走査では、図 5 (a) に示すように、先ず、スライス方向 ϕ_1 に設定された走査断面 S_1 における θ_1 乃至 θ_P に対し超音波送受信を順次行なって診断用 2 次元超音波データを収集し、同様にスライス方向 ϕ_2 乃至 ϕ_Q に設定された走査断面 S_2 乃至 S_Q の各々における θ_1 乃至 θ_P に対し超音波送受信を行なって診断用 2 次元超音波データを収集する。そして、走査断面 S_1 乃至 S_Q にて得られた Q 枚の診断用 2 次元超音波データを走査断面 S_1 乃至 S_Q の位置情報に基づいて合成することにより診断用 3 次元超音波データを生成する。

【0030】

一方、撮影領域 R_r に対する 3 次元走査では、図 5 (b) に示すように、先ず、走査断面 S_1 の θ_m 乃至 θ_n ($m > 1$ 、 $n < P$) に対し超音波送受信を行なって参照用 2 次元超音波データを収集し、同様に走査断面 S_2 乃至 S_Q の各々における θ_m 乃至 θ_n に対し超音波送受信を行なって参照用 2 次元超音波データを収集する。そして、走査断面 S_1 乃至 S_Q にて得られた Q 枚の参照用 2 次元超音波データを走査断面 S_1 乃至 S_Q の位置情報に基づいて合成することにより参照用 3 次元超音波データを生成する。

【0031】

図 2 へ戻って、受信信号処理部 4 は、包絡線検波器 4 1、対数変換器 4 2 及びデータ記憶部 4 3 を備え、本撮影モード及びリファレンス撮影モードの 3 次元走査において送受信部 2 から供給される受信信号を処理して超音波データとしての B モードデータを生成する機能と、スライス方向 ϕ_1 乃至 ϕ_Q の走査断面 S_1 乃至 S_Q にて収集された前記超音波データに基づいて診断用 2 次元超音波データ及び参照用 2 次元超音波データを生成する機能を有している。

【0032】

即ち、包絡線検波器 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器 4 2 は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換して超音波データ (B モードデータ) を生成する。そして、データ記憶部 4 3 は、スライス方向 ϕ_1 乃至 ϕ_Q に設定された走査断面 S_1 乃至 S_Q の各々に対する 2 次元走査により収集される超音波データを超音波の送受信方向に対応させて保存することにより診断用 2 次元超音波データ及び参照用 2 次元超音波データを生成する。そして、このとき得られたこれらの 2 次元超音波データには走査断面 S_1 乃至 S_Q の位置情報が付加される。

【0033】

10

20

30

40

50

図 1 へ戻って、3 次元超音波データ生成部 5 は、図示しない記憶回路を備え、本撮影モード及びリファレンス撮影モードの撮影領域に対する 3 次元走査において受信信号処理部 4 が生成する走査断面 S 1 乃至 S Q の診断用 2 次元超音波データ及び参照用 2 次元超音波データを走査断面 S 1 乃至 S Q の位置情報に基づいて前記記憶回路に保存することにより本撮影モードの診断用 3 次元超音波データ及びリファレンス撮影モードの参照用 3 次元超音波データを生成する。

【0034】

次に、図 1 に示した参照領域設定部 6 の具体的な構成と機能につき図 6 及び図 7 を用いて説明する。この参照領域設定部 6 は、3 次元超音波データ生成部 5 の診断用 3 次元超音波データを構成する所定基準走査断面の診断用 2 次元超音波データを用いてリファレンス撮影モードの撮影領域の設定に必要な参照領域を自動設定する機能を有し、図 6 に示すように輝度分散値計測部 6 1、分散値比較部 6 2、設定可否判定部 6 3 及び設定要求信号発生部 6 4 を備えている。

10

【0035】

輝度分散値計測部 6 1 は、図 7 に示すように、例えば、スライス方向 ϕ 1 乃至 ϕ Q の略中央部に設定された前記基準走査断面の診断用 2 次元超音波データ D c を 3 次元超音波データ生成部 5 の記憶回路から読み出し、この診断用 2 次元超音波データの θ 1 乃至 θ P における信号強度（輝度）の分散値 σ 1 乃至 σ P を計測する。次いで、分散値比較部 6 2 は、輝度分散値計測部 6 1 において計測された輝度分散値 σ 1 乃至 σ P と所定の閾値 σo とを比較し、閾値 σo より大きな輝度分散値 σm 乃至 σn を有する送受信方向 θn 乃至 θm に基づいて参照領域 R x を設定する。

20

【0036】

尚、有効な診断情報を有する領域の超音波データは、通常、大きな輝度分散値を有している場合が多い。このため、超音波データの輝度分散値が大きな領域に対して設定された上述の参照領域 R x に基づいてリファレンス撮影モードの撮影領域を設定し、この撮影領域に対する 3 次元走査によって収集された参照用 3 次元超音波データと本撮影モードの診断用 2 次元超音波データとを比較することによって診断用 2 次元超音波データの位置ズレを高い精度で検出することができる。

【0037】

一方、設定可否判定部 6 3 は、輝度分散値 σ 1 乃至 σ P と予め設定された閾値 σo との比較によって参照領域の設定可否を判定する。そして、設定不可と判定した場合、設定要求信号発生部 6 4 は、設定可否判定部 6 3 から供給される判定結果に基づき、入力部 1 2 による参照領域の設定を要求する設定要求信号を発生する。

30

【0038】

次に、図 1 の 2 次元画像データ生成部 7 は、参照領域設定部 6 によって設定される参照領域のモニタリングを目的とした 2 次元画像データを生成する。即ち、3 次元超音波データ生成部 5 から供給される基準走査断面の診断用 2 次元超音波データに対し補間処理やフィルタリング処理等を行なって 2 次元画像データを生成し、更に、参照領域設定部 6 から供給される参照領域の設定情報や設定要求信号を前記 2 次元画像データに付加する。

【0039】

40

一方、位置ズレ検出部 8 は、図示しない演算回路を備え、3 次元超音波データ生成部 5 に一旦保存された診断用 3 次元超音波データを構成する診断用 2 次元超音波データの各々と参照用 3 次元超音波データとを比較することにより診断用 2 次元超音波データの位置ズレを検出する機能を有している。即ち、前記演算回路は、3 次元超音波データ生成部 5 から順次供給される本撮影モードの診断用 2 次元超音波データとリファレンス撮影モードの参照用 3 次元超音波データとのパターンマッチングにより診断対象部位を基準とした診断用 2 次元画像データの相対的な位置ズレを検出する。尚、診断用 2 次元超音波データと参照用 3 次元超音波データとのパターンマッチングの具体的な方法として相互相関演算が好適であるが特に限定されない。

【0040】

50

上述のように、３次元走査に要する時間が短い故に体動等に起因する位置ズレが極めて少ないリファレンス撮影モードの参照用３次元超音波データと３次元走査に要する時間が比較的長い故に前記位置ズレが顕著な本撮影モードの診断用２次元超音波データとのパターンマッチングにより、診断用２次元超音波データの位置ズレを高い精度で検出することができる。

【００４１】

次に、ボリュームデータ生成部９の具体的な構成につき図８のブロック図を用いて説明する。このボリュームデータ生成部９は、図８に示すように位置情報補正部９１、３次元超音波データ補正部９２、補間処理部９３及びデータ記憶部９４を備えている。

【００４２】

位置情報補正部９１は、３次元超音波データ生成部５から供給される診断用２次元画像データの位置情報を位置ズレ検出部８から供給される前記診断用２次元画像データの位置ズレ検出結果に基づいて補正し、３次元超音波データ補正部９２は、補正された位置情報に基づいて複数からなる前記診断用２次元超音波データを再合成することにより３次元超音波データ生成部５にて生成された診断用３次元超音波データを補正する。

【００４３】

一方、補間処理部９３は、補正された診断用３次元超音波データを補間処理し、例えば、図３のｘ方向、ｙ方向及びｚ方向に対し等方的なボクセルで構成されたボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータは、データ記憶部９４に一旦保存される。

【００４４】

３次元画像データ生成部１０は、ボリュームデータ生成部９のデータ記憶部９４から供給されるボリュームデータをレンダリング処理してボリュームレンダリング画像データやサーフィスレンダリング画像データ等の３次元画像データを生成する機能を有し、例えば、図示しない不透明度・色調設定部とレンダリング処理部を備えている。そして、前記不透明度・色調設定部は、前記ボリュームデータのボクセル値に基づいて各ボクセルの不透明度や色調を設定し、前記レンダリング処理部は、前記不透明度・色調設定部によって設定された不透明度や色調の情報に基づいて上述のボリュームデータをレンダリング処理し３次元画像データを生成する。

【００４５】

一方、表示部１１は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備え、参照領域のモニタリングや参照領域のマニュアル設定を目的として２次元画像データ生成部７が生成した２次元画像データや３次元画像データ生成部１０が生成した３次元画像データを表示する。例えば、前記表示データ生成部は、３次元画像データ生成部１０において生成された３次元画像データに被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。そして、前記データ変換部は、前記表示データ生成部にて生成された表示データに対し表示フォーマット変換やＤ／Ａ変換等を行なって前記モニタに表示する。

【００４６】

入力部１２は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、診断用３次元超音波データ及び参照用３次元超音波データの収集条件の設定、２次元画像データ及び３次元画像データの生成条件の設定、参照領域Ｒｘの設定、各種コマンド信号の入力等を行なう。

【００４７】

走査制御部１３は、予め設定された本撮影モードの撮影領域及び参照領域設定部６あるいは入力部１２によって設定された参照領域に基づくリファレンス撮影モードの撮影領域に対して３次元走査を行なうための遅延時間制御を送信部２１の送信遅延回路２１２及び受信部２２の受信遅延回路２２２に対して行なう。

【００４８】

一方、システム制御部１４は、図示しないＣＰＵと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部１２にて入力あるいは設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記Ｃ

10

20

30

40

50

PUは、上述の入力情報や設定情報に基づいて超音波画像診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、先ず、本撮影モードの広範囲な撮影領域及びリファレンス撮影モードの狭範囲な撮影領域に対する3次元走査によって大きな歪みを有した本撮影モードの診断用3次元超音波データと歪みの少ないリファレンス撮影モードの参照用3次元超音波データを生成する。次いで、診断用3次元超音波データを構成する診断用2次元超音波データと参照用3次元超音波データとの比較によって診断用2次元超音波データの位置ズレを検出し、この検出結果に基づいて補正された診断用3次元超音波データを用いて3次元画像データを生成する。

【0049】

(3次元画像データの生成手順)

10

次に、本実施例における3次元画像データの生成手順につき図9のフローチャートを用いて説明する。

【0050】

当該被検体の診断対象部位に対する3次元画像データの生成に先立ち、超音波画像診断装置100の操作者は、入力部12において被検体情報を入力した後、診断用3次元超音波データ及び参照用3次元超音波データの収集条件や2次元画像データ及び3次元画像データの生成条件等の設定を行なう。そして、これらの入力情報や設定情報は、システム制御部14の記憶回路に保存される(図9のステップS1)。

【0051】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、本撮影モードの開始コマンドを入力部12にて入力し、このコマンド信号がシステム制御部14へ供給されることにより当該被検体の診断対象部位に設定された本撮影モードの広範囲な撮影領域に対して超音波による3次元走査が開始される。

20

【0052】

本撮影モードにおける診断用3次元超音波データの収集に際し、システム制御部14を介して診断用3次元超音波データの収集条件を受信した走査制御部13は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路222に対し本撮影モードの3次元走査に対応した走査制御信号を供給する。

【0053】

一方、送信部21のレートパルス発生器211は、レートパルスを生成して送信遅延回路212に供給し、送信遅延回路212は、走査制御部13から供給された走査制御信号に従って広範囲撮影領域における所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と最初の超音波送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えてMtチャンネルの駆動回路213へ供給する。次いで、駆動回路213は、送信遅延回路212から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ3に設けられたMt個の送信用振動素子へ供給して被検体内に送信超音波を放射する。

30

【0054】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面や組織にて反射し、超音波プローブ3に設けられたMr個の受信用振動素子によって受信されてMrチャンネルの電氣的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部22のA/D変換器221においてデジタル信号に変換され、更に、Mrチャンネルの受信遅延回路222において所定の深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と超音波送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が走査制御部13から供給された上述の走査制御信号に基づいて与えられた後加算器223にて整相加算される。そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部4の包絡線検波器41及び対数変換器42は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって超音波データ(Bモードデータ)を生成し、得られた超音波データはデータ記憶部43に保存される。

40

【0055】

50

次いで、走査制御部 13 は、送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 における遅延時間を制御して θ 方向に $\Delta\theta$ ずつ順次更新された走査断面 S1 の送受信方向 (θ_p 、 ϕ_1) ($\theta_p = \theta_2$ 乃至 θ_P) に対し同様の手順で超音波を送受信して 2 次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られた超音波データもデータ記憶部 43 に保存される。このとき、データ記憶部 43 には、走査断面 S1 の θ_1 乃至 θ_P から得られた超音波データに基づく診断用 2 次元超音波データが生成され、得られた診断用 2 次元超音波データは走査断面 S1 の位置情報を付帯情報として 3 次元超音波データ生成部 5 へ供給される。

【0056】

走査断面 S1 に対する診断用 2 次元超音波データの生成が終了したならば、走査制御部 13 は、同様の手順によって送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 における遅延時間を制御することにより走査断面 S2 乃至 SQ における診断用 2 次元超音波データを生成し、得られたこれらの診断用 2 次元超音波データも走査断面の位置情報を付帯情報として 3 次元超音波データ生成部 5 へ供給される。

【0057】

一方、3 次元超音波データ生成部 5 は、受信信号処理部 4 から供給された上述の複数からなる診断用 2 次元超音波データを走査断面 S1 乃至 Sq の位置情報に対応させて自己の記憶回路に保存することにより診断用 3 次元超音波データを生成する (図 9 のステップ S2)。

【0058】

次に、参照領域設定部 6 の輝度分散値計測部 61 は、3 次元超音波データ生成部 5 の記憶回路に保存された診断用 3 次元超音波データを構成する基準走査断面の診断用 2 次元超音波データを読み出し、この診断用 2 次元超音波データの θ_1 乃至 θ_P における信号強度 (輝度) の分散値 σ_1 乃至 σ_P を計測する。次いで、分散値比較部 62 は、輝度分散値計測部 61 において計測された輝度分散値 σ_1 乃至 σ_P と所定の閾値 σ_o とを比較し、閾値 σ_o より大きな輝度分散値 σ_m 乃至 σ_n を有する送受信方向 θ_n 乃至 θ_m に基づいて参照領域を設定する (図 9 のステップ S3)。

【0059】

一方、2 次元画像データ生成部 7 は、3 次元超音波データ生成部 5 から読み出した上述の診断用 2 次元超音波データに対して補間処理やフィルタリング処理等を行なって 2 次元画像データを生成し、参照領域設定部 6 から供給される参照領域の設定情報を重畳して表示部 11 のモニタに表示する。

【0060】

次いで、走査制御部 13 は、参照領域設定部 6 からシステム制御部 14 を介して供給される参照領域の設定情報に基づいてリファレンス撮影モードの撮影領域を設定し、送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 における遅延時間を制御して前記撮影領域に対する 3 次元走査を行なうことにより走査断面 S1 乃至 SQ の参照用 2 次元超音波データを生成する。そして、得られたこれらの参照用 2 次元超音波データは、3 次元超音波データ生成部 5 に設けられた上述の記憶回路に保存されて参照用 3 次元超音波データが生成される (図 9 のステップ S4)。

【0061】

走査断面 S1 乃至 SQ における診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データの生成と保存が終了したならば、位置ズレ検出部 8 は、3 次元超音波データ生成部 5 の記憶回路に保存された診断用 3 次元超音波データを構成する診断用 2 次元超音波データの各々と参照用 3 次元超音波データとのパターンマッチングにより診断用 2 次元画像データの診断対象部位を基準とした相対的な位置ズレを検出する (図 9 のステップ S5)。

【0062】

一方、ボリュームデータ生成部 9 の位置情報補正部 91 は、3 次元超音波データ生成部 5 から供給される診断用 2 次元画像データの位置情報を位置ズレ検出部 8 から供給される前記診断用 2 次元画像データの位置ズレ検出結果に基づいて補正し、3 次元超音波データ

10

20

30

40

50

補正部 9 2 は、補正された位置情報に基づいて複数からなる前記診断用 2 次元超音波データを再合成することにより 3 次元超音波データ生成部 5 にて生成された診断用 3 次元超音波データを補正する（図 9 のステップ S 6）。そして、ボリュームデータ生成部 9 の補間処理部 9 3 は、補正された診断用 3 次元超音波データを補間処理してボリュームデータを生成し、得られたボリュームデータをデータ記憶部 9 4 に一旦保存する（図 9 のステップ S 7）。

【0063】

次いで、3 次元画像データ生成部 10 の不透明度・色調設定部は、ボリュームデータ生成部 9 において生成されたボリュームデータのボクセル値に基づいて各ボクセルの不透明度や色調を設定する。そして、3 次元画像データ生成部 10 のレンダリング処理部は、不透明度・色調設定部によって設定された不透明度や色調の情報に基づき上述のボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成し表示部 11 のモニタに表示する（図 9 のステップ S 8）。

【0064】

尚、上述のステップ S 3 にて行なわれる参照領域の設定において、参照領域設定部 6 の設定可否判定部 6 3 は、輝度分散値 $\sigma 1$ 乃至 σP と予め設定された閾値 $\sigma 0$ との比較による参照領域の設定可否を判定し、設定不可と判定した場合、設定要求信号発生部 6 4 が発生する設定要求信号は 2 次元画像データ生成部 7 が生成する 2 次元画像データに重畳されて表示部 11 のモニタに表示される。

【0065】

一方、表示部 11 に表示された上述の設定要求信号を観測した超音波画像診断装置 100 の操作者は、入力部 12 に設けられた入力デバイスを用いて表示部 11 に表示された前記 2 次元画像データに対し好適な参照領域を設定する。次いで、参照領域の設定情報を、システム制御部 14 を介して受信した走査制御部 13 は、前記設定情報に基づいてリファレンス撮影モードの撮影領域を設定し、この撮影領域に対して 3 次元走査を行なうための遅延時間制御を送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 に対して行なう。

【0066】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体の診断対象部位に対する 3 次元走査によりスライス方向に所定間隔で収集された複数の診断用 2 次元超音波データに基づいて 3 次元画像データを生成する際、前記被検体の体動や超音波プローブの揺れ等に起因した診断用 2 次元超音波データの位置ズレを高い精度で補正することができるため歪みの少ない良好な 3 次元画像データの生成が可能となる。

【0067】

即ち、上述の実施例によれば、3 次元走査に要する時間が短い故に体動等に起因する位置ズレが少ないリファレンス撮影モードの参照用 3 次元超音波データと 3 次元走査に要する時間が長い故に位置ズレが大きい本撮影モードの診断用 2 次元超音波データとの比較により、診断対象部位を基準とした診断用 2 次元超音波データの位置ズレを正確に検出することができる。

【0068】

特に、診断用 2 次元超音波データと参照用 3 次元超音波データとの比較により診断用 2 次元超音波データが如何なる方向に位置ズレしてもその検出を確実に行なうことができる。又、同一部位において収集された診断用 2 次元超音波データと参照用 3 次元超音波データとを比較しているため、強い相関を有した超音波データ間の比較が可能となり、特許文献 1 に記載された従来の方法と比較して正確な位置ズレ検出が可能となる。

【0069】

更に、上述の実施例によれば、位置ズレ検出を目的とした専用の位置検出器を超音波プローブに装着する必要がないため、超音波プローブの操作性は劣化せず、又、超音波プローブの揺れに起因する位置ズレのみならず被検体の体動に起因する位置ズレの検出を容易に行なうことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

一方、リファレンス撮影モードの撮影領域は、本撮影モードの診断用 3 次元超音波データから抽出された基準走査断面の診断用 2 次元超音波データに基づいて設定されるため、好適な撮影領域を正確に設定することができ、更に、前記診断用 2 次元超音波データの輝度分散値に基づいて自動設定されるため短時間での設定が可能となり超音波検査の効率が大幅に向上する。

【 0 0 7 1 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ 3 を用いて診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データを収集する場合について述べたが、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転させることによって上述の 3 次元超音波データを収集してもよい。

【 0 0 7 2 】

又、整相加算後の受信信号を処理して得られた B モードデータに基づいて診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データを生成する場合について述べたが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいて上述の 3 次元超音波データを生成しても構わない。

【 0 0 7 3 】

更に、診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データは、同一のスライス方向に対して設定された複数からなる走査断面の 2 次元超音波データを合成することによって生成される場合について述べたが、振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ 3 を用いる場合には、本撮影モードのスライス方向とリファレンス撮影モードのスライス方向を互いに直交する方向に設定し、各々のスライス方向の走査断面にて収集された 2 次元超音波データに基づいて診断用 3 次元超音波データ及び参照用 3 次元超音波データを生成してもよい。

【 0 0 7 4 】

又、診断用 2 次元超音波データの位置ズレが走査断面内において支配的に発生する場合、同一の走査断面あるいは近接した走査断面において収集された診断用 2 次元超音波データと参照用 2 次元超音波データとの比較により診断用 2 次元超音波データの位置ズレを検出してよく、更に、診断用 3 次元超音波データと参照用 3 次元超音波データとを直接比較することによって診断用 3 次元超音波データの補正を行なっても構わない。

【 0 0 7 5 】

更に、上述の実施例では、リファレンス撮影モードの撮影領域を本撮影モードの撮影領域より狭く設定することによりリファレンス撮影モードの 3 次元走査における走査断面の揺動速度を本撮影モードより速くする場合について述べたが、リファレンス撮影モードの 3 次元走査における走査密度を本撮影モードの 3 次元走査における走査密度より粗く設定することによってリファレンス撮影モードにおける走査断面の揺動速度を本撮影モードより速くしてもよい。

【 0 0 7 6 】

一方、上述の実施例では、ボリュームデータをレンダリング処理してボリュームレンダリング画像データやサーフィスレンダリング画像データを 3 次元画像データとして生成する場合について述べたが、3 次元画像データは、前記ボリュームデータに基づいて生成される M P R (Multi Planar Reconstruction) 画像データや M I P (Maximum Intensity Projection) 画像データであってもよい。

【 0 0 7 7 】

又、参照領域設定部 6 から出力される参照領域の設定要求信号を、2 次元画像データ生成部 7 が参照領域のモニタリングあるいは設定を目的として生成する 2 次元画像データに重畳して表示部 1 1 に表示する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、前記設定要求信号を単独で表示部 1 1 に表示してもよく、音声等の音響的な方法

10

20

30

40

50

や点滅ランプ等の光学的な方法によって出力してもよい。

【 0 0 7 8 】

更に、位置ズレ検出部 8 による診断用 2 次元超音波データの位置ズレ検出は、3 次元超音波データ生成部 5 から供給された診断用 2 次元超音波データと参照用 3 次元超音波データをそのまま比較することによって行なわれる場合について述べたが、診断用 2 次元超音波データあるいは参照用 3 次元超音波データの少なくとも何れかを補間処理し、処理後の超音波データを用いて診断用 2 次元超音波データの位置ズレを検出してもよい。

【 0 0 7 9 】

又、スライス方向の略中央部に予め設定された基準走査断面の診断用 2 次元超音波データに基づいて参照領域を設定する場合について述べたが、スライス方向に対して収集される複数の診断用 2 次元超音波データの中から参照領域に好適な診断用 2 次元超音波データを選択してもよい。

10

【符号の説明】

【 0 0 8 0 】

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 受信部

3 ... 超音波プローブ

4 ... 受信信号処理部

5 ... 3 次元超音波データ生成部

20

6 ... 参照領域設定部

6 1 ... 輝度分散値計測部

6 2 ... 分散値比較部

6 3 ... 設定可否判定部

6 4 ... 設定要求信号発生部

7 ... 2 次元画像データ生成部

8 ... 位置ズレ検出部

9 ... ボリュームデータ生成部

9 1 ... 位置情報補正部

9 2 ... 3 次元超音波データ補正部

30

9 3 ... 補間処理部

9 4 ... データ記憶部

1 0 ... 3 次元画像データ生成部

1 1 ... 表示部

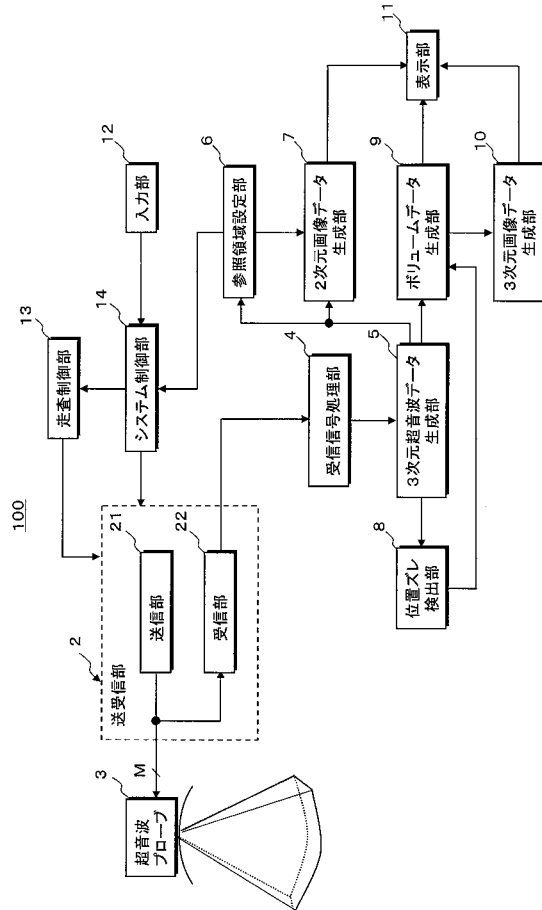
1 2 ... 入力部

1 3 ... 走査制御部

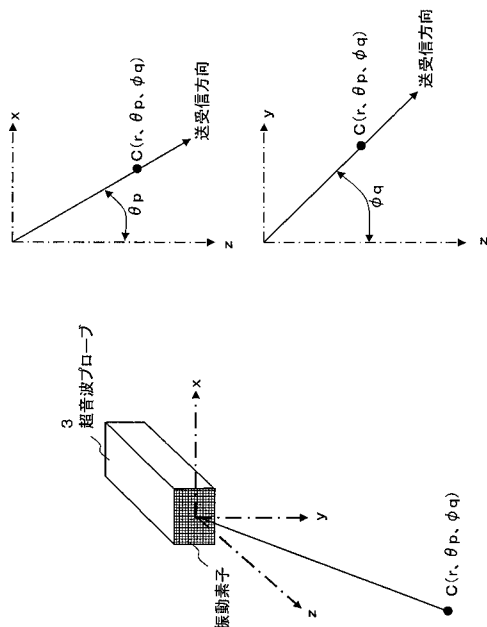
1 4 ... システム制御部

1 0 0 ... 超音波画像診断装置

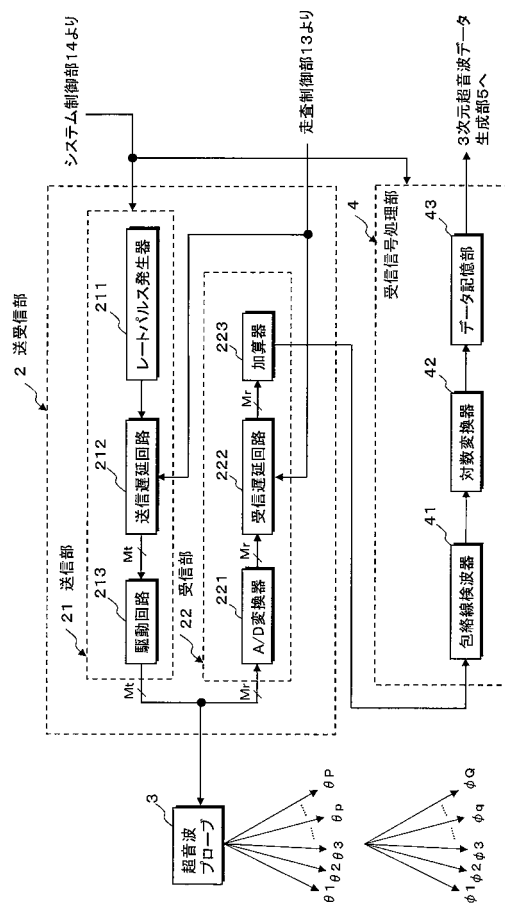
【図 1】



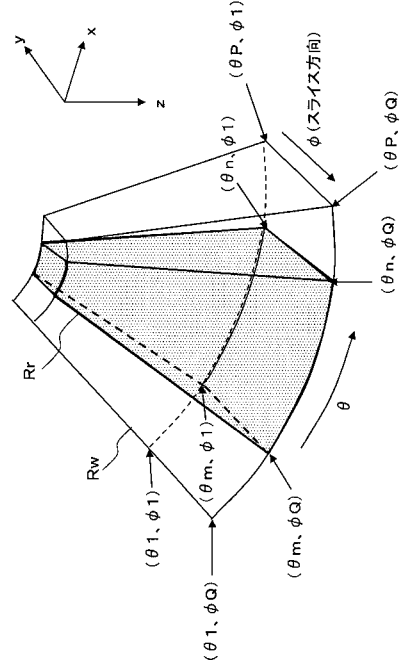
【図 3】



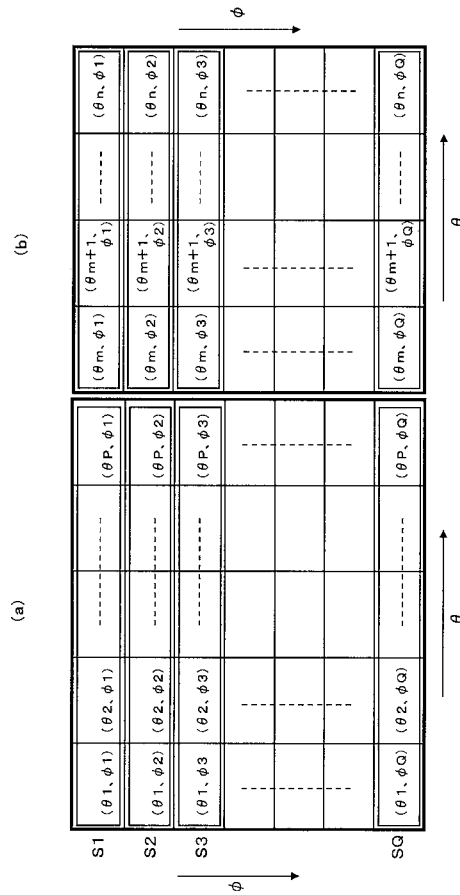
【図 2】



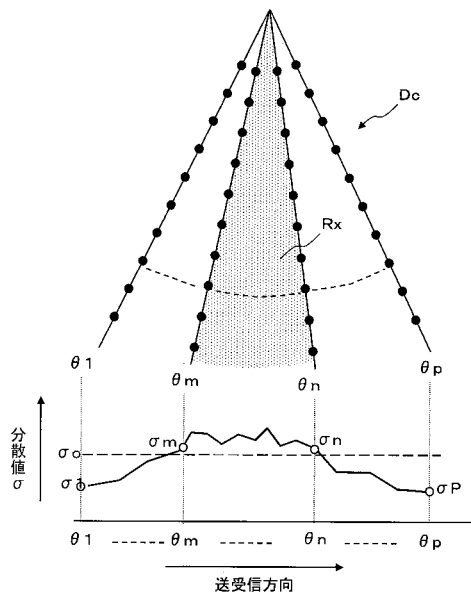
【図 4】



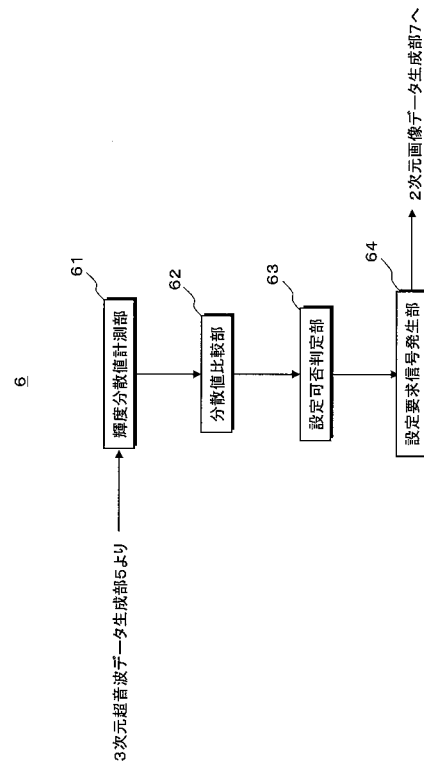
【図 5】



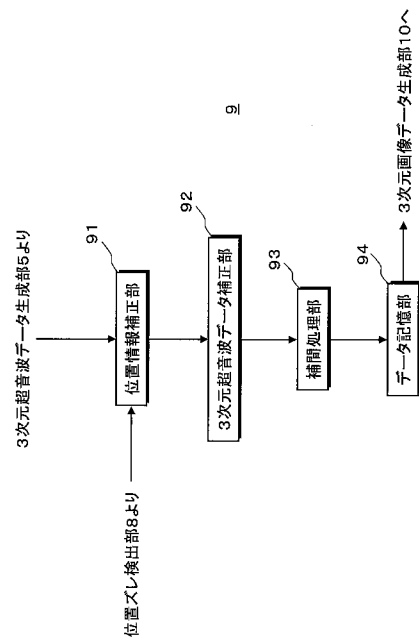
【図 7】



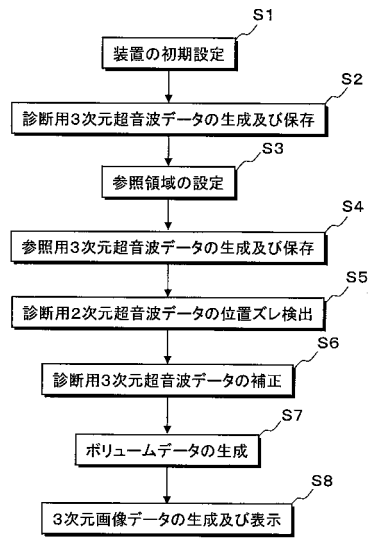
【図 6】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 後藤 英二

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 樋口 治郎

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 HH15 HH17 JC23 JC27 JC29 JC30 JC33 JC37

要解决的问题：减少由三维图像数据中的身体运动等引起的图像失真。
ŽSOLUTION：发送和接收部分2和接收信号处理部分4对相对于诊断对象设置的实际拍摄模式和参考拍摄模式的窄拍摄区域的宽拍摄区域进行三维扫描。受试者的区域，并且在切片方向上邻接的多个扫描部分处收集二维超声数据。三维超声数据生成部分5通过合成二维超声数据生成诊断三维超声数据和参考三维超声数据。体数据生成部9基于构成诊断三维超声数据的二维超声数据的比较结果，通过校正由身体运动等引起的位移来生成体数据，并包括在诊断三维超声数据中。和参考三维超声数据。三维图像数据生成部分10处理体数据以生成三维图像数据。Ž

