

(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2010-88587

(P2010-88587A)

(43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-260026 (P2008-260026)
(22) 出願日 平成20年10月6日 (2008.10.6)(71) 出願人 000003078
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 青柳 康太
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 山形 仁
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
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 JB54 LL33

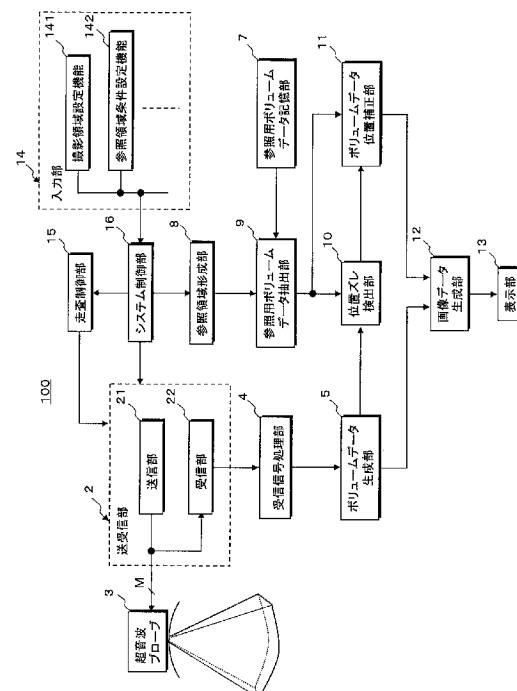
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波ボリュームデータに対する参照用ボリュームデータの位置合わせを短時間かつ確実にこなう。

【解決手段】被検体の広範囲な撮影領域に対する3次元走査によって第1の超音波ボリュームデータを生成し、この超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって収集された当該被検体の第1の参照用ボリュームデータとの演算処理によりボリュームデータの位置合わせを行なう。次いで、前記被検体の狭範囲な撮影領域に対する3次元走査を繰り返して時系列的な第2の超音波ボリュームデータを生成すると共に、この撮影領域に基づいて形成した参照領域を位置合わせされた第1の参照用ボリュームデータに設定して第2の参照用ボリュームデータを生成し、第2の超音波ボリュームデータと第2の参照用ボリュームデータとの演算処理によって位置合わせされたボリュームデータに基づいて超音波画像データと参照用画像データの生成と比較表示を行なう。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する 3 次元走査によって得られた超音波ボリュームデータに基づいて超音波画像データを生成する超音波診断装置において、
前記被検体に対して広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域を設定する撮影領域設定手段と、
前記狭範囲撮影領域に基づいて参照領域を形成する参照領域形成手段と、
前記広範囲撮影領域に対する 3 次元走査によって収集された第 1 の超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって収集された前記被検体の第 1 の参照用ボリュームデータとの位置ズレを補正し、更に、位置ズレが補正された前記第 1 の参照用ボリュームデータに前記参照領域を設定して生成された第 2 の参照用ボリュームデータと前記狭範囲撮影領域に対する 3 次元走査によって時系列的に収集された第 2 の超音波ボリュームデータとの位置ズレを補正するボリュームデータ位置補正手段と、
位置ズレが補正された前記第 2 の超音波ボリュームデータと前記第 2 の参照用ボリュームデータに基づいて超音波画像データ及び参照用画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記超音波画像データ及び前記参照用画像データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ボリュームデータ位置補正手段は、前記広範囲撮影領域に対する 3 次元走査によって収集された第 1 の超音波ボリュームデータと X 線 CT 装置あるいは MRI 装置の少なくとも何れかによって収集された前記被検体の第 1 の参照用ボリュームデータとの前記位置ズレを補正することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記第 1 の超音波ボリュームデータと前記第 1 の参照用ボリュームデータとの位置ズレ及び前記第 2 の超音波ボリュームデータと前記第 2 の参照用ボリュームデータとの位置ズレを検出する位置ズレ検出手段を備え、前記ボリュームデータ位置補正手段は、前記位置ズレ検出手段が検出した前記位置ズレに基づいて前記第 1 の参照用ボリュームデータ及び前記第 2 の参照用ボリュームデータの位置を補正することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置ズレ検出手段は、前記第 1 の超音波ボリュームデータと前記第 1 の参照用ボリュームデータとの相関処理及び前記第 2 の超音波ボリュームデータと前記第 2 の参照用ボリュームデータとの相関処理によってボリュームデータ間の前記位置ズレを検出することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記参照領域形成手段は、前記撮影領域設定手段が設定した前記狭範囲撮影領域を所定量だけ拡張させて前記参照領域を形成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

参照用ボリュームデータ抽出手段を備え、前記参照用ボリュームデータ抽出手段は、前記第 1 の超音波ボリュームデータとの位置ズレが補正された前記第 1 の参照用ボリュームデータに対して前記参照領域を設定し、前記参照領域における前記第 1 の参照用ボリュームデータのボクセルデータを抽出して前記第 2 の参照用ボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記画像データ生成手段は、位置ズレが補正された前記第 2 の超音波ボリュームデータ及び前記第 2 の参照用ボリュームデータを用いて 3 次元画像データ、MPR 画像データ及び MIP 画像データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

50

前記表示手段は、前記超音波画像データと前記参照用画像データを比較表示することを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記表示手段は、前記画像データ生成手段において時系列的に生成される前記超音波画像データをリアルタイム表示すると共に、前記超音波画像データの撮影位置と同一の撮影位置に対して生成された前記参照用画像データを比較表示することを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記撮影領域設定手段は、前記被検体の診断／治療対象部位を基準として前記広範囲撮影領域及び前記狭範囲撮影領域を設定することを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、他の画像診断装置によって収集された参照用画像データとの比較表示を可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波診断装置は、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。

20

【０００３】

特に、近年では、複数の振動素子が一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二次元配列された超音波プローブを用いる方法により被検体の三次元データ（ボリュームデータ）を収集する方法が開発され、このボリュームデータに基づいて得られる超音波３次元画像データや超音波ＭＰＲ画像データ等の超音波画像データの観察により更に高度な診断や治療が可能となっている。

【０００４】

30

ところで、上述の超音波画像データを用いた診断あるいは超音波画像データの観察下で穿刺治療等の治療を行なう際、Ｘ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置等の画像診断装置によって収集された同一撮影部位の画像データ（以下では、参照用画像データと呼ぶ。）を参照することにより診断／治療における精度や効率を向上させることができる。

【０００５】

この場合、同一の撮影位置における超音波画像データと参照用画像データを得るために、被検体の任意の位置に配置した超音波プローブを用いて超音波画像データを収集すると共にこの超音波プローブに装着された磁場発生器から発生する磁場を被検体の周囲に配置された磁場検出器で検出することにより超音波プローブの位置や方向を計測し、この計測結果から推定される超音波画像データの撮影位置と同一の撮影位置における参照用画像データを他の画像診断装置によって予め収集された前記被検体の３次元データ（ボリュームデータ）に基づいて生成する方法が提案されている（例えば、特許文献１参照。）。

40

【０００６】

しかしながら、この方法によれば、磁場発生器や磁場検出器等の位置検出器を別途備える必要があるため超音波診断装置の構成が複雑になり、又、上述の磁場発生器から発生する磁場は、超音波診断装置が発生する電磁波等により擾乱されるため超音波画像データの撮影位置を正確に計測することは困難である。一方、磁場の代わりに光を用いる方法も考えられるが、この方法によれば、光発生器と光検出器との間に形成される光の伝搬経路に操作者等が介在することにより死角が発生するという欠点を有している。

【０００７】

50

このような問題点を解決するために、同一の被検体から収集された超音波診断装置によるボリュームデータ（以下では、超音波ボリュームデータと呼ぶ。）と他の画像診断装置によるボリュームデータ（以下では、参照用ボリュームデータと呼ぶ。）を演算処理することによってボリュームデータ間の位置ズレを補正し、位置補正されたボリュームデータに基づいて超音波画像データと参照用画像データを生成する方法も提案されている（例えば、特許文献 2 参照。）。

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 6 8 5 3 5 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 5 0 9 7 2 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0 0 0 8】

上述の特許文献 2 に記載された方法によれば、超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデータにおける位置ズレの検出とその補正を所定のアルゴリズムに基づいた演算処理によって行なうことができるため、特許文献 1 に記載された方法が有する問題点を解決することができる。

【0 0 0 9】

しかしながら、上述の演算処理は、被検体の 3 次元撮影領域において収集された超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデータに対して行なわなくてはならない。このため、当該被検体の診断 / 治療対象部位を含む広範囲な 3 次元撮影領域から収集された超音波ボリュームデータ及び参照用ボリュームデータに対して位置ズレ検出を目的とした演算処理を行なう場合、正確な位置ズレ検出が可能となるが膨大なボクセルデータに対して演算処理が行なわれるため超音波画像データや参照用画像データの生成や表示に多くの時間を要し、特に、これらの画像データをリアルタイムで比較観察することは困難となる。

20

【0 0 1 0】

一方、当該被検体の診断 / 治療対象部位を含む狭範囲な 3 次元撮影領域から収集された超音波ボリュームデータ及び参照用ボリュームデータに対して上述の演算処理を行なう場合、超音波画像データや参照用画像データの生成や表示に要する時間は短縮されるが、超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデータとの間に大きな位置ズレが存在している場合には演算に用いるボクセルデータ数が制約されるため位置ズレを確実に検出することができなくなるといった問題点を有していた。

30

【0 0 1 1】

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、被検体に対する超音波 3 次元走査によって収集された超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって予め収集された前記被検体の参照用ボリュームデータを用いて所定の診断 / 治療対象部位における超音波画像データと参照用画像データを生成する際、時系列的に収集される超音波ボリュームデータの各々に対する参照用ボリュームデータの位置補正を短時間かつ確実に行なうことが可能な超音波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】

【0 0 1 2】

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診断装置は、被検体に対する 3 次元走査によって得られた超音波ボリュームデータに基づいて超音波画像データを生成する超音波診断装置において、前記被検体に対して広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域を設定する撮影領域設定手段と、前記狭範囲撮影領域に基づいて参照領域を形成する参照領域形成手段と、前記広範囲撮影領域に対する 3 次元走査によって収集された第 1 の超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって収集された前記被検体の第 1 の参照用ボリュームデータとの位置ズレを補正し、更に、位置ズレが補正された前記第 1 の参照用ボリュームデータに前記参照領域を設定して生成された第 2 の参照用ボリュームデータと前記狭範囲撮影領域に対する 3 次元走査によって時系列的に収集された第 2 の超音波ボリュームデータとの位置ズレを補正するボリュームデータ位置補正手段と、位置ズレが補正された前記第 2 の超音波ボリュームデータと前記第 2 の参照用ボリュームデータに基づいて

40

50

超音波画像データ及び参照用画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波画像データ及び前記参照用画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、被検体に対する超音波3次元走査によって収集された超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって予め収集された前記被検体の参照用ボリュームデータを用いて所定の診断／治療対象部位における超音波画像データと参照用画像データを生成する際、時系列的に収集される超音波ボリュームデータの各々に対する参照用ボリュームデータの位置補正を短時間かつ確実にこなうことができる。このため、これら画像データを

10

を用いて行なわれる診断あるいは前記画像データの観察下にて行なわれる治療の精度や効率が大幅に改善することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【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診断装置は、先ず、被検体の診断／治療対象部位を含む広範囲な撮影領域に対し超音波3次元走査を行なって第1の超音波ボリュームデータを生成し、この第1の超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって予め収集された当該被検体の広範囲な撮影領域における第1の参照用ボリュームデータとの演算処理によりボリュームデータ間の位置合わせを行なう。次いで、前記診断／治療対象部位を含む狭範囲な撮影領域に対し超音波3次元走査を繰り返して第2の超音波ボリュームデータを略リアルタイムで生成すると共に、この狭範囲な撮影領域に基づいて形成した参照領域を第1の参照用ボリュームデータに設定して第2の参照用ボリュームデータを生成する。そして、第2の超音波ボリュームデータと第2の参照用ボリュームデータとの演算処理によって検出されたボリュームデータ間の位置ズレに基づいて第2の超音波ボリュームデータに対する第2の参照用ボリュームデータの位置補正を行ない、位置補正された第2の参照用ボリュームデータに基づいて生成した参照用画像データと第2の超音波ボリュームデータに基づいて生成した超音波画像データを表示部において比較表示する。

20

30

【0016】

尚、以下の実施例では、被検体の診断／治療対象部位を含む広範囲な撮影領域にて収集された第1の超音波ボリュームデータと第1の参照用ボリュームデータとの相関処理により検出されたボリュームデータ間の初期位置ズレに基づいて第1の超音波ボリュームデータと第1の参照用ボリュームデータの位置合わせを行ない、前記診断／治療対象部位を含む狭範囲な撮影領域にて収集された第2の超音波ボリュームデータと第2の参照用ボリュームデータとの相関処理により検出された超音波プローブの移動に伴うボリュームデータ間の位置ズレに基づいて第2の超音波ボリュームデータと第2の参照用ボリュームデータとの位置合わせを行なう場合について述べるが、相関処理以外の演算処理方法によってボリュームデータ間の位置ズレを検出してもよい。又、上述の超音波画像データ及び参照用画像データとして、第2の超音波ボリュームデータ及び第2の参照用ボリュームデータに基づく3次元画像データやMPR画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されない。

40

【0017】

(装置の構成と機能)

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図9を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2、図4及び図9は、この超音波診断装置が備える送受信部／受信信号処理部、ボリュームデータ生成部及び画像データ生成部／表示部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0018】

50

図 1 に示す超音波診断装置 100 は、被検体の診断 / 治療対象部位を含む広範囲撮影領域及び狭範囲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、前記被検体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 B モードデータを生成する受信信号処理部 4 と、上述の広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に対する超音波 3 次元走査によって得られた B モードデータを超音波送受信方向に対応させて配列することにより超音波ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部 5 を備えている。

10

【0019】

又、超音波診断装置 100 は、X 線 CT 装置や MRI 装置等の画像診断装置によって収集され、図示しないネットワークあるいは大容量の記憶媒体を介して供給された当該被検体の参照用ボリュームデータが予め保存されている参照用ボリュームデータ記憶部 7 と、後述の入力部 14 において初期設定される当該被検体の広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に基づいて参照領域を形成する参照領域形成部 8 と、参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された参照用ボリュームデータに対し参照領域形成部 8 が形成した広範囲参照領域及び狭範囲参照領域を設定し、これらの参照領域における参照用ボリュームデータのボクセルデータ（ボクセルの信号強度）を抽出して第 1 の参照用ボリュームデータ及び第 2 の参照用ボリュームデータを生成する参照用ボリュームデータ抽出部 9 と、第 1 の超音波ボリュームデータに対する第 1 の参照用ボリュームデータの位置ズレ及び第 2 の超音波ボリュームデータに対する第 2 の参照用ボリュームデータの位置ズレを検出する位置ズレ検出部 10 と、この検出結果に基づいて第 1 の超音波ボリュームデータに対する第 1 の参照用ボリュームデータの位置補正及び第 2 の超音波ボリュームデータに対する第 2 の参照用ボリュームデータの位置補正を行なうボリュームデータ位置補正部 11 を備えている。

20

【0020】

更に、超音波診断装置 100 は、第 2 の超音波ボリュームデータに基づく超音波画像データと第 2 の参照用ボリュームデータに基づく参照用画像データを生成する画像データ生成部 12 と、生成された超音波画像データ及び参照用画像データを表示する表示部 13 と、被検体情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域の設定、参照領域条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 14 と、上述の広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域の設定情報に基づいて超音波 3 次元走査を制御する走査制御部 15 と、超音波診断装置 100 が有する上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 16 を備えている。

30

【0021】

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、又、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 を用いた超音波診断装置 100 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を用いても構わない。

40

【0022】

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 21 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 22 を備えている。

【0023】

送信部 21 は、レートパルス発生器 211、送信遅延回路 212 及び駆動回路 213 を備え、レートパルス発生器 211 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルス

50

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ており、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。

【0024】

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。

10

【0025】

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。

20

【0026】

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 5 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 における遅延時間が制御され、被検体内の広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に対する超音波 3 次元走査が行なわれる。

30

【0027】

図 2 へ戻って、受信信号処理部 4 は、超音波データとしての B モードデータを生成する機能を有し包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 を備えている。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 B モードデータを生成する。尚、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0028】

次に、図 1 に示したボリュームデータ生成部 5 の具体的な構成につき図 4 のブロック図を用いて説明する。

40

【0029】

ボリュームデータ生成部 5 は、図 4 に示すように、超音波データ記憶部 5 1、補間処理部 5 2 及びボリュームデータ記憶部 5 3 を備え、超音波データ記憶部 5 1 には、当該被検体の広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に対する超音波 3 次元走査によって得られた受信信号に基づき受信信号処理部 4 が生成した B モードデータが超音波送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) を付帯情報として順次保存される。

【0030】

一方、補間処理部 5 2 は、超音波データ記憶部 5 1 から読み出した広範囲撮影領域の B モードデータを超音波送受信方向 (θ_p 、 ϕ_q) に対応させて配列することにより 3 次元 B モードデータを形成し、更に、この 3 次元 B モードデータを構成する不等間隔のボクセ

50

ルを補間処理して、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る第 1 の超音波ボリュームデータを生成する。又、狭範囲撮影領域の B モードデータに対しても同様の処理を行なって第 2 の超音波ボリュームデータを生成する。そして、広範囲撮影領域に対して得られた第 1 の超音波ボリュームデータ及び狭範囲撮影領域に対して得られた第 2 の超音波ボリュームデータはボリュームデータ記憶部 53 に保存される。

【0031】

次に、参照用ボリュームデータ記憶部 7 には、別途設けられた X 線 CT 装置や MRI 装置等の画像診断装置により、例えば、当該被検体の体軸方向に広範囲な撮影領域において収集され、図示しないネットワークあるいは大容量の記憶媒体を介して供給された参照用ボリュームデータが保存されている。又、参照用ボリュームデータ記憶部 7 は、ボリュームデータ位置補正部 11 によって第 1 の超音波ボリュームデータとの位置ズレが補正された第 1 の参照用ボリュームデータを保存する機能を有している。

10

【0032】

一方、参照領域形成部 8 は、参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された参照用ボリュームデータを用いて第 1 の超音波ボリュームデータに対応する第 1 の参照用ボリュームデータ及び第 2 の超音波ボリュームデータに対応する第 2 の参照用ボリュームデータを生成するための参照領域を入力部 14 において設定された広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に基づいて形成する。

20

【0033】

但し、参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された当該被検体の参照用ボリュームデータが診断 / 治療対象部位を中心とした撮影領域において収集されている場合にはこの参照用ボリュームデータをそのまま第 1 の参照用ボリュームデータとしてもよい。このとき、参照領域形成部 8 による第 1 の参照用ボリュームデータの生成を目的とした参照領域の形成は不要となる。以下では、他の画像診断装置によって収集され参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された当該被検体の参照用ボリュームデータをそのまま第 1 の参照用ボリュームデータとして用いる場合について述べるが、既に述べたように、広範囲撮影領域に基づいて形成した参照領域を参照用ボリュームデータに設定して第 1 の参照用ボリュームデータを生成してもよい。

30

【0034】

次に、第 2 の参照用ボリュームデータの生成を目的として参照領域形成部 8 が形成する参照領域の具体例につき図 5 を用いて説明する。図 5 (a) は、入力部 14 が当該被検体の診断 / 治療対象部位を中心として設定する広範囲撮影領域 R_w と狭範囲撮影領域 R_n を示しており、撮影領域 R_w に対する超音波 3 次元走査により第 1 の超音波ボリュームデータが生成され、撮影領域 R_n に対する超音波 3 次元走査を繰り返すことにより時系列的な第 2 の超音波ボリュームデータが生成される。

【0035】

一方、図 5 (b) は、狭範囲撮影領域 R_n とこの狭範囲撮影領域 R_n に基づいて形成される参照領域 R_r を示しており、この参照領域 R_r は、狭範囲撮影領域 R_n を、例えば、図 3 の r 方向、 θ 方向及び ϕ 方向あるいは x 方向、y 方向及び z 方向に対し所定厚だけ拡張させて形成される。

40

【0036】

次に、図 1 に示す参照用ボリュームデータ抽出部 9 は、参照領域形成部 8 から供給される狭範囲撮影領域に対応した参照領域の位置情報を受信し、参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存されている参照用ボリュームデータ（即ち、第 1 の参照用ボリュームデータ）に対し参照領域を設定する。そして、参照領域における第 1 の参照用ボリュームデータのボクセルデータを抽出して第 2 の参照用ボリュームデータを生成する。

【0037】

位置ズレ検出部 10 は、図示しない演算回路を備え、ボリュームデータ生成部 5 から供給された広範囲撮影領域における第 1 の超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデー

50

タ記憶部 7 から参照用ポリウムデータ抽出部 9 を介して供給された第 1 の参照用ポリウムデータを受信する。そして、第 1 の参照用ポリウムデータに対し所定サイズの 3 次元関心領域を設定し、この 3 次元関心領域から抽出される第 1 の参照用ポリウムデータのボクセルデータと第 1 の超音波ポリウムデータのボクセルデータとの相関処理により第 1 の超音波ポリウムデータに対する第 1 の参照用ポリウムデータの位置ズレを検出する。

【 0 0 3 8 】

同様にして、参照用ポリウムデータ抽出部 9 から供給される第 2 の参照用ポリウムデータに対し 3 次元関心領域を設定し、この 3 次元関心領域から抽出される第 2 の参照用ポリウムデータのボクセルデータとポリウムデータ生成部 5 から供給される第 2 の超音波ポリウムデータのボクセルデータとの相関処理により第 2 の超音波ポリウムデータに対する第 2 の参照用ポリウムデータの位置ズレを検出する。

10

【 0 0 3 9 】

次に、相関処理を適用した位置ズレ検出法の具体例につき図 6 を用いて説明する。図 6 において、第 1 あるいは第 2 の超音波ポリウムデータ V_o におけるボクセルデータを $A(f, g, h)$ ($f = 1 \sim F, g = 1 \sim G, h = 1 \sim H$)、3 次元関心領域 R_o が設定された第 1 あるいは第 2 の参照用ポリウムデータ V_r におけるボクセルデータを $B(f, g, h)$ ($f = j + 1 \sim j + F, g = k + 1 \sim k + G, h = s + 1 \sim s + H$)、とすれば、超音波ポリウムデータ V_o に対する参照用ポリウムデータ V_r の位置ズレを検出するための評価関数 $\beta_{AB}(j, k, s)$ は、次式 (1) によって示される。

20

【 数 1 】

$$\gamma_{AB}(j, k, s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{f=1}^F \sum_{g=1}^G \sum_{h=1}^H (A(f, g, h) - \bar{A})(B(f+j, g+k, h+s) - \bar{B})$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{f=1}^F \sum_{g=1}^G \sum_{h=1}^H (A(f, g, h) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{f=1}^F \sum_{g=1}^G \sum_{h=1}^H (B(f, g, h) - \bar{B})^2$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{f=1}^F \sum_{g=1}^G \sum_{h=1}^H A(f, g, h) \quad \bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{f=1}^F \sum_{g=1}^G \sum_{h=1}^H B(f+j, g+k, h+s)$$

30

$$N = F \cdot G \cdot H \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 0 】

そして、参照用ポリウムデータ V_r を超音波ポリウムデータ V_o に対し p 方向、 q 方向及び h 方向に逐次移動させながら上式 (1) の評価関数 $\gamma_{AB}(j, k, s)$ を算出し、 $j = j_x$ 、 $k = k_x$ 及び $s = s_x$ において $\gamma_{AB}(j, k, s)$ がピーク値を示した場合、参照用ポリウムデータ V_r は、超音波ポリウムデータ V_o に対し f 方向に j_x ボクセル分、 g 方向に k_x ボクセル分、 h 方向に s_x ボクセル分だけ位置ズレしたものであるとして検出される。但し、上式 (1) における N は、3 次元関心領域における f 方向のボクセル数 F 、 g 方向のボクセル数 G 及び h 方向のボクセル数 H の積を示している。

40

【 0 0 4 1 】

次に、図 1 のポリウムデータ位置補正部 11 は、位置ズレ検出部 10 において検出された第 1 の超音波ポリウムデータと第 1 の参照用ポリウムデータとの位置ズレに基づいて第 1 の参照用ポリウムデータの位置を補正し、同様にして、第 2 の超音波ポリウムデータと第 2 の参照用ポリウムデータとの位置ズレに基づいて第 2 の参照用ポリウムデータの位置を補正する。

【 0 0 4 2 】

図 7 は、当該被検体の広範囲撮影領域から得られた第 1 の超音波ポリウムデータ V_o

50

1 と位置ズレの検出結果に基づいて位置補正された第 1 の参照用ボリュームデータ $V_r 1$ を示したものであり、図 7 (a) は、ボリュームデータ生成部 5 から供給される第 1 の超音波ボリュームデータ $V_o 1$ を、又、図 7 (b) は、参照用ボリュームデータ記憶部 7 から供給される第 1 の参照用ボリュームデータを模式的に示している。そして、第 1 の参照用ボリュームデータ $V_r 1$ は、ボリュームデータ位置補正部 11 による位置補正により、図 7 (c) に示すような第 1 の超音波ボリュームデータ $V_o 1$ との位置合わせが行なわれる。

【 0 0 4 3 】

このような広範囲撮影領域において収集された第 1 の超音波ボリュームデータと第 1 の参照用ボリュームデータを用いた位置ズレ検出により、例えば、第 1 の参照用ボリュームデータと第 1 の超音波ボリュームデータとの間に大きな位置ズレが存在する場合においてもその検出が可能となり、これらのボリュームデータの位置合わせを確実にこなうことができる。

【 0 0 4 4 】

一方、図 8 は、当該被検体の狭範囲撮影領域 R_n において得られた第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ と参照領域 R_r にて得られた第 2 の参照用ボリュームデータ $V_r 2$ を模式的に示している。この場合、第 1 の超音波ボリュームデータ $V_o 1$ に対する位置ズレが補正された第 1 の参照用画像データ $V_r 1$ に対し参照領域形成部 8 によって形成された参照領域 R_r が設定されて第 2 の参照用ボリュームデータ $V_r 2$ が生成される。一方、狭範囲撮影領域における第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ は、超音波プローブ 3 の位置や方向を必要に応じて更新させながら略リアルタイムで生成され、このとき時系列的に得られる第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ と第 2 の参照用ボリュームデータ $V_r 2$ は、第 1 の超音波ボリュームデータ $V_o 1$ 及び第 1 の参照用ボリュームデータ $V_r 1$ の場合と同様の手順によって位置合わせされる。

【 0 0 4 5 】

図 8 (a) は、第 1 の超音波ボリュームデータ $V_o 1$ の収集時と同様の位置に超音波プローブ 3 を配置して得られた第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ を示しており、図 8 (b) 及び図 8 (c) は、超音波プローブ 3 の位置や方向を更新させて得られた第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ を示している。但し、この場合の更新範囲は比較的小さく、又、図 5 において既に述べたように参照領域 R_r は狭範囲撮影領域 R_n より広く設定されているため位置や方向が更新された第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ の大部分は第 2 の参照用ボリュームデータ $V_r 2$ の範囲 (即ち、参照領域) に含まれる。従って、第 2 の超音波ボリュームデータ $V_o 2$ に対する第 2 の参照用ボリュームデータ $V_r 2$ の位置合わせを常に高い精度で行なうことができる。

【 0 0 4 6 】

次に、図 1 に示した画像データ生成部 12 と表示部 13 の具体的な構成につき図 9 を用いて説明する。画像データ生成部 12 は、図 9 に示すように 3 次元画像データ生成部 121 と MPR 画像データ生成部 122 を有している。

【 0 0 4 7 】

3 次元画像データ生成部 121 は、ボリュームデータ生成部 5 から供給される第 2 の超音波ボリュームデータ及びボリュームデータ位置補正部 11 から供給される位置補正後の第 2 の参照用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、第 2 の超音波ボリュームデータ及び第 2 の参照用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第 2 の超音波ボリュームデータ及び第 2 の参照用ボリュームデータをレンダリング処理し超音波 3 次元画像データ及び参照用 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 4 8 】

一方、MPR画像データ生成部122は、ポリウムデータ生成部5から供給される第2の超音波ポリウムデータ及びポリウムデータ位置補正部11から供給される第2の参照用ポリウムデータの各々に対して共通のMPR断面を設定し、このMPR断面におけるボクセルデータを抽出して超音波MPR画像データ及び参照用MPR画像データを生成する。

【0049】

次に、表示部13は、図9に示すように表示データ生成部131、データ変換部132及びモニタ133を備え、超音波3次元画像データと参照用3次元画像データの比較表示あるいは超音波MPR画像データと参照用MPR画像データの比較表示を行なう。

【0050】

即ち、表示部13の表示データ生成部131は、画像データ生成部12において生成された超音波3次元画像データ及び参照用3次元画像データあるいは超音波MPR画像データ及び参照用MPR画像データを合成し、更に、被検体情報等の付帯情報を必要に応じて付加し表示データを生成する。そして、データ変換部132は、表示データ生成部131によって生成された表示データに対し表示フォーマット変換とD/A変換を行なってモニタ133に表示する。

【0051】

入力部14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、当該被検体に対して広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域を設定する撮影領域設定機能141と、狭範囲撮影領域に基づいて参照領域を形成する際の参照領域条件（例えば、狭範囲撮影領域に対する拡張量）を設定する参照領域条件設定機能142を有している。又、被検体情報の入力、ポリウムデータ生成条件の設定、画像データの生成条件や表示条件の設定、第2の超音波ポリウムデータ及び第2の参照用ポリウムデータに対するMPR断面の設定、更には、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0052】

走査制御部15は、入力部14が設定する広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域に対して超音波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。

【0053】

一方、システム制御部16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14にて入力/設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力情報や設定情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを制御し、被検体に対する超音波3次元走査によって収集された超音波ポリウムデータと他の画像診断装置によって予め収集された前記被検体の参照用ポリウムデータを用いた所定の診断/治療対象部位における超音波画像データ及び参照用画像データの生成とその表示を行なう。

【0054】

（画像データの生成/表示手順）

次に、本実施例における超音波画像データ及び参照用画像データの生成/表示手順につき図10のフローチャートを用いて説明する。尚、ここでも、他の画像診断装置によって収集され参照用ポリウムデータ記憶部7に保存された当該被検体の参照用ポリウムデータをそのまま第1の参照用ポリウムデータとして用いる場合について述べるが、これに限定されない。

【0055】

超音波画像データ及び参照用画像データの生成に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部14において被検体情報を入力した後、当該被検体に対する広範囲撮影領域及び狭範囲撮影領域を含むポリウムデータ収集条件の設定、超音波画像データ及び参照用画像データの生成条件や表示条件の設定等を行なう。そして、これらの入力情報や設定情報は、システム制御部16が備える記憶回路に保存される（図10のステップS1）。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、X線CT装置やMRI装置等の画像診断装置によって収集され、ネットワークあるいは大容量の記憶媒体を介して供給された当該被検体の広範囲撮影領域における第1の参照用ボリュームデータを参照用ボリュームデータ記憶部7に保存する(図10のステップS2)。

【 0 0 5 7 】

次いで、操作者は、超音波ボリュームデータの収集開始コマンドを入力部14にて入力し、このコマンド信号がシステム制御部16へ供給されることにより当該被検体の診断/治療対象部位を中心とした広範囲撮影領域における第1の超音波ボリュームデータの収集が開始される。

10

【 0 0 5 8 】

第1の超音波ボリュームデータの収集に際し、システム制御部16を介して上述の広範囲撮影領域の情報を受信した走査制御部15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に対し上述の広範囲撮影領域に対応した走査制御信号を供給する。

【 0 0 5 9 】

即ち、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15から供給された走査制御信号に基づい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に供給する。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に供給して被検体内に送信超音波を放射する。

20

【 0 0 6 0 】

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チャンネルの電気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15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Bモードデータを生成し、得られたBモードデータは、超音波送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)を付帯情報としてボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。

30

【 0 0 6 1 】

次いで、走査制御部15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 $\Delta \theta$ 、 ϕ 方向に $\Delta \phi$ ずつ順次更新された3次元サブ領域S1の超音波送受信方向(θp 、 ϕq)($\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ ($p = 1 \sim P$)、 $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$ ($q = 1 \sim Q$)、但し、超音波送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)を除く)の各々に対し同様の手順で超音波を送受信して3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Bモードデータも上述の超音波送受信方向を付帯情報としてボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。

40

【 0 0 6 2 】

広範囲撮影領域におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、ボリュームデータ生成部5の補間処理部52は、超音波データ記憶部51から読み出した複数のBモードデータを超音波送受信方向(θp 、 ϕq)($\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ ($p = 1 \sim P$)、 $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$ ($q = 1 \sim Q$))に対応させて配列することにより3次

50

元 B モードデータを形成し、更に、この 3 次元 B モードデータを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成される第 1 の超音波ボリュームデータを生成する。そして、得られた 1 ボリューム分からなる第 1 の超音波ボリュームデータは、ボリュームデータ生成部 5 に設けられたボリュームデータ記憶部 5 3 に保存される（図 10 のステップ S 3）。

【0063】

次に、位置ズレ検出部 10 は、ボリュームデータ生成部 5 から供給された広範囲撮影領域における第 1 の超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデータ記憶部 7 から参照用ボリュームデータ抽出部 9 を介して供給された第 1 の参照用ボリュームデータを受信する。そして、第 1 の参照用ボリュームデータに対し所定サイズの 3 次元関心領域を設定し、この 3 次元関心領域における第 1 の参照用ボリュームデータのボクセルデータと第 1 の超音波ボリュームデータのボクセルデータとの演算処理により第 1 の超音波ボリュームデータに対する第 1 の参照用ボリュームデータの位置ズレを検出する。次いで、ボリュームデータ位置補正部 11 は、位置ズレ検出部 10 において検出された位置ズレに基づき第 1 の参照用ボリュームデータの位置を補正して第 1 の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行ない（図 10 のステップ S 4）、位置補正された第 1 の参照用ボリュームデータは参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存される。

【0064】

一方、参照領域形成部 8 は、入力部 14 からシステム制御部 16 を介して供給される狭範囲撮影領域の情報と参照領域条件に基づき、この狭範囲撮影領域を所定量だけ拡張した参照領域（図 5（b）参照）を形成する（図 10 のステップ S 5）。次いで、参照用ボリュームデータ抽出部 9 は、参照領域形成部 8 によって形成された参照領域を参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された位置補正後の第 1 の参照用ボリュームデータに対して設定し、この参照領域における第 1 の参照用ボリュームデータのボクセルデータを抽出して第 2 の参照用ボリュームデータを生成する（図 10 のステップ S 6）。

【0065】

参照領域における第 2 の参照用ボリュームデータの生成が終了したならば、システム制御部 16 は、送受信部 2、受信信号処理部 4、ボリュームデータ生成部 5 及び走査制御部 15 を制御して、入力部 14 において設定された狭範囲撮影領域における第 2 の超音波ボリュームデータを上述のステップ S 3 と同様の手順によって収集する（図 10 のステップ S 7）。

【0066】

一方、位置ズレ検出部 10 は、ボリュームデータ生成部 5 から供給された狭範囲撮影領域における第 2 の超音波ボリュームデータと参照用ボリュームデータ記憶部 7 から供給された第 2 の参照用ボリュームデータを受信し、第 2 の超音波ボリュームデータに対する第 2 の参照用ボリュームデータの位置ズレを上述のステップ S 4 と同様な手順によって検出する。次いで、ボリュームデータ位置補正部 11 は、位置ズレ検出部 10 において検出された位置ズレに基づいて第 2 の参照用ボリュームデータの位置を補正し、第 2 の超音波ボリュームデータとの位置合わせを行なう（図 10 のステップ S 8）。

【0067】

次に、画像データ生成部 12 の 3 次元画像データ生成部 12 1 は、ボリュームデータ生成部 5 から供給された第 2 の超音波ボリュームデータ及びボリュームデータ位置補正部 11 から供給された位置補正後の第 2 の参照用ボリュームデータをレンダリング処理して超音波 3 次元画像データ及び参照用 3 次元画像データを生成し、画像データ生成部 12 の MPR 画像データ生成部 12 2 は、上述の第 2 の超音波ボリュームデータ及び第 2 の参照用ボリュームデータの各々に設定した共通の MPR 断面におけるボクセルデータを抽出して超音波 MPR 画像データ及び参照用 MPR 画像データを生成する（図 10 のステップ S 9 及び S 10）。

【0068】

そして、表示部 13 の表示データ生成部 13 1 は、画像データ生成部 12 から供給され

10

20

30

40

50

た超音波３次元画像データと参照用３次元画像データ、あるいは超音波ＭＰＲ画像データと参照用ＭＰＲ画像データを合成して表示データを生成しモニタ１３３に表示する（図１０のステップＳ１１）。

【００６９】

次いで、超音波プローブ３の位置や方向を必要に応じて更新しながら上述のステップＳ７乃至Ｓ１１を繰り返すことにより、超音波プローブ３の位置や方向の更新に伴って更新される狭範囲撮影領域にて時系列的に収集された第２の超音波ボリュームデータと、この第２の超音波ボリュームデータと位置合わせされた第２の参照用ボリュームデータとに基づく超音波画像データ及び参照用画像データの生成と表示が行なわれる（図１０のステップＳ７乃至Ｓ１１）。そして、操作者は、表示部１３において表示された超音波画像データと参照用画像データの観察下で当該被検体に対する診断や治療を行なう（図１０のステップＳ１２）。

【００７０】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体に対する超音波３次元走査によって収集された超音波ボリュームデータと他の画像診断装置によって予め収集された前記被検体の参照用ボリュームデータを用いて所定の診断／治療対象部位における超音波画像データと参照用画像データを生成する際、時系列的に収集される超音波ボリュームデータの各々に対する参照用ボリュームデータの位置補正を短時間かつ確実に行なうことができる。このため、これらの画像データを用いて行なわれる診断／治療の精度や効率が大幅に改善される。

【００７１】

特に、上述の実施例によれば、被検体の診断／治療対象部位を含む広範囲な撮影領域において収集された第１の超音波ボリュームデータと第１の参照用ボリュームデータを用いて大きな位置ズレの可能性を有したこれらボリュームデータの位置合わせを行ない、次いで、前記診断／治療対象部位を含む狭範囲な撮影領域において時系列的に収集された第２の超音波ボリュームデータと第１の超音波ボリュームデータに位置合わせされた第１の参照用ボリュームデータに基づく第２の参照用ボリュームデータを用いて位置ズレが比較的小さなこれらボリュームデータの位置合わせを行なっているため、最初の段階で収集される第１のボリュームデータと第１の参照用ボリュームデータとの間に大きな位置ズレが存在する場合においてもその検出が可能となり、ボリュームデータの位置合わせを確実に行なうことができる。

【００７２】

一方、時系列的に得られた第２の超音波ボリュームデータに対する第２の参照用ボリュームデータの位置合わせは、狭範囲な撮影領域に対して行なっているため位置ズレ検出を目的とした演算処理に要する時間を短縮することができ、従って、同一撮影位置における超音波画像データと参照用画像データを略リアルタイムで観測することが可能となる。

【００７３】

又、上述の実施例によれば、第２の参照用ボリュームデータの生成に用いる参照領域は狭範囲な撮影領域より広く設定されているため、超音波プローブ３や被検体等の微小な移動に伴って位置や方向が更新された第２の超音波ボリュームデータの大部分は第２の参照用ボリュームデータの範囲に含まれる。従って、第２の超音波ボリュームデータに対する第２の参照用ボリュームデータの位置合わせを高い精度で行なうことができる。

【００７４】

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、相関処理によってボリュームデータ間の位置ズレを検出する場合について述べたが、例えば、特許文献１に記載された方法等によって位置ズレ検出を行なってもよい。

【００７５】

又、超音波画像データ及び参照用画像データとして、３次元画像データ及びＭＰＲ画像データを生成する場合について述べたが、３次元画像データあるいはＭＰＲ画像データの

何れか一方のみを生成してもよく、M I P (Maximum Intensity Projection) 画像データ等の他の画像データを生成しても構わない。

【 0 0 7 6 】

更に、他の画像診断装置によって収集され参照用ボリュームデータ記憶部 7 に保存された当該被検体の参照用ボリュームデータをそのまま第 1 の参照用ボリュームデータとして用いる場合について述べたが、広範囲な撮影領域に基づいて形成した参照領域を上述の参照用ボリュームデータに設定して第 1 の参照用ボリュームデータを生成してもよい。

【 0 0 7 7 】

一方、上述の実施例では、複数の振動素子が二次元配列された超音波プローブ 3 を用いて第 1 の超音波ボリュームデータ及び第 2 の超音波ボリュームデータを収集する場合につ

10

【 0 0 7 8 】

又、整相加算後の受信信号を処理して得られた B モードデータを用いて超音波ボリュームデータを生成する場合について述べたが、超音波ボリュームデータは、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいて生成しても構わない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 9 】

【図 1】本発明の実施例における超音波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。

20

【図 3】同実施例の超音波 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】同実施例の超音波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。

【図 5】同実施例の参照領域形成部が第 2 の参照用ボリュームデータの生成を目的として形成する参照領域の具体例を示す図。

【図 6】同実施例の位置ズレ検出部において行なわれる位置ズレ検出の具体例を示す図。

【図 7】同実施例の広範囲撮影領域から得られた第 1 の超音波ボリュームデータと位置ズレの検出結果に基づいて位置補正された第 1 の参照用ボリュームデータを示す図。

【図 8】同実施例の狭範囲撮影領域において得られた第 2 の超音波ボリュームデータと前記狭範囲撮影領域に基づいて形成される参照領域にて得られた第 2 の参照用ボリュームデータを模式的に示す図。

30

【図 9】同実施例の超音波診断装置が備える画像データ生成部及び表示部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 10】同実施例における超音波画像データ及び参照用画像データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【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 ... ボリュームデータ生成部

7 ... 参照用ボリュームデータ記憶部

8 ... 参照領域形成部

9 ... 参照用ボリュームデータ抽出部

1 0 ... 位置ズレ検出部

1 1 ... ボリュームデータ位置補正部

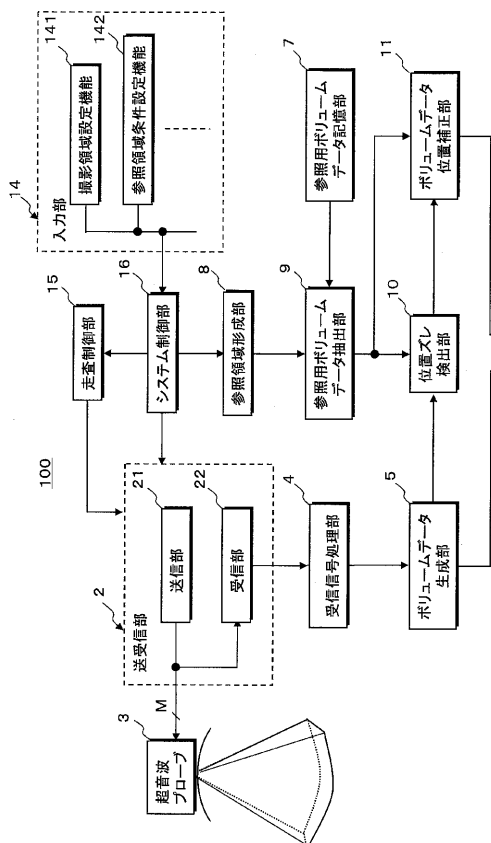
1 2 ... 画像データ生成部

40

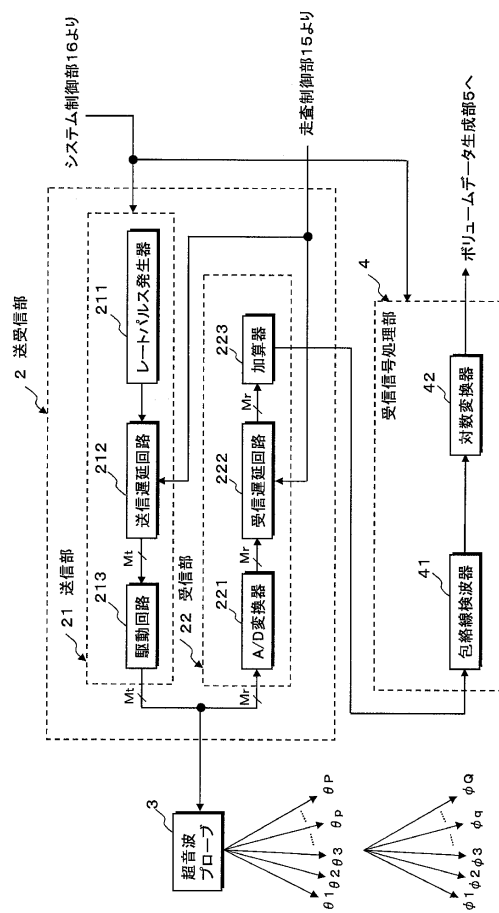
50

- 1 3 ... 表示部
- 1 4 ... 入力部
- 1 4 1 ... 撮影領域設定機能
- 1 4 2 ... 参照領域条件設定機能
- 1 5 ... 走査制御部
- 1 6 ... システム制御部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

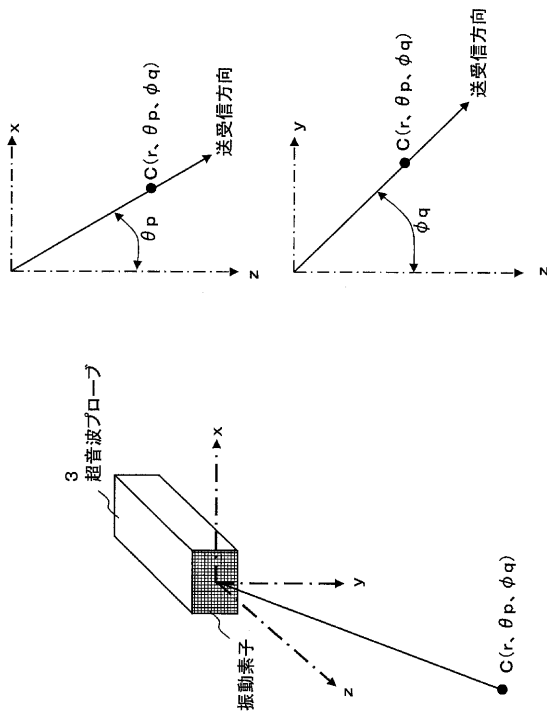
【図 1】



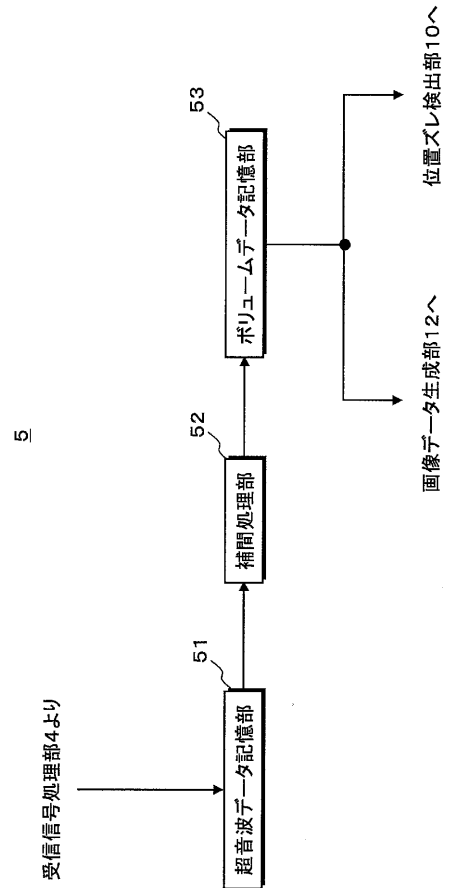
【図 2】



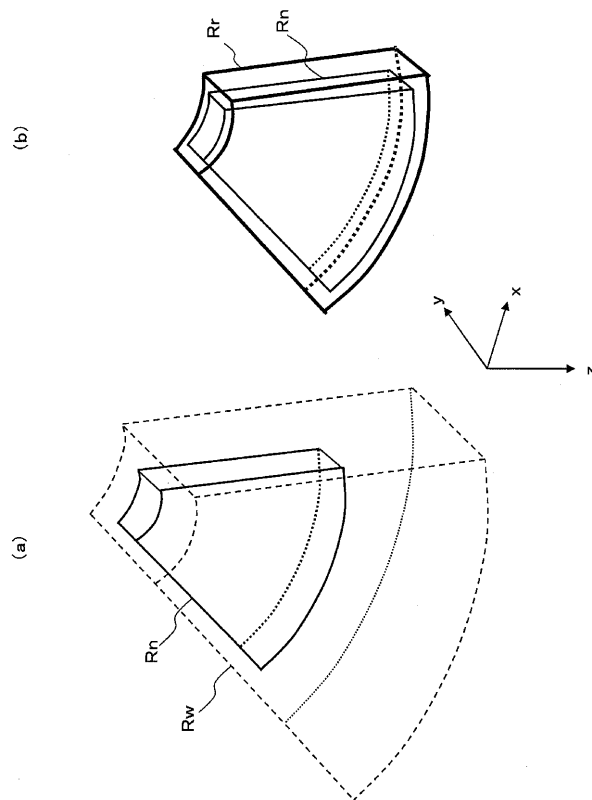
【図 3】



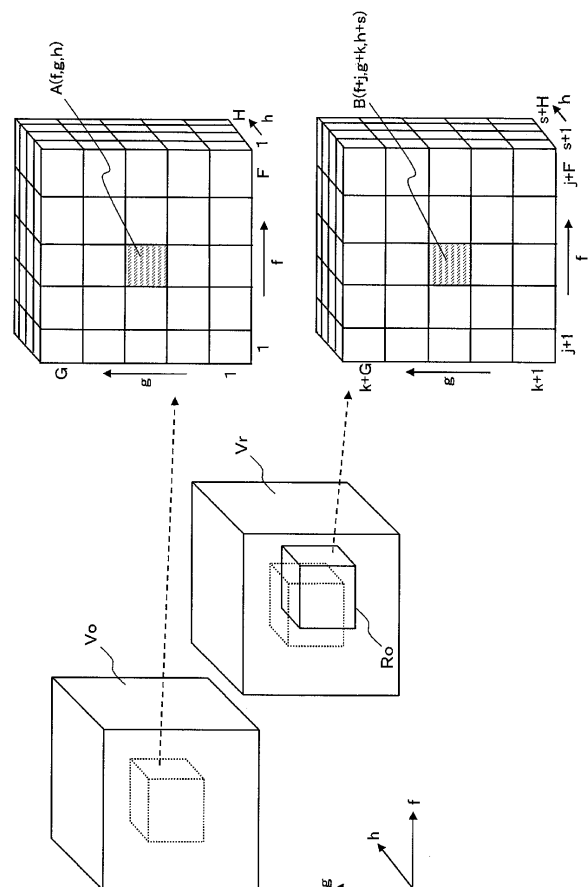
【図 4】



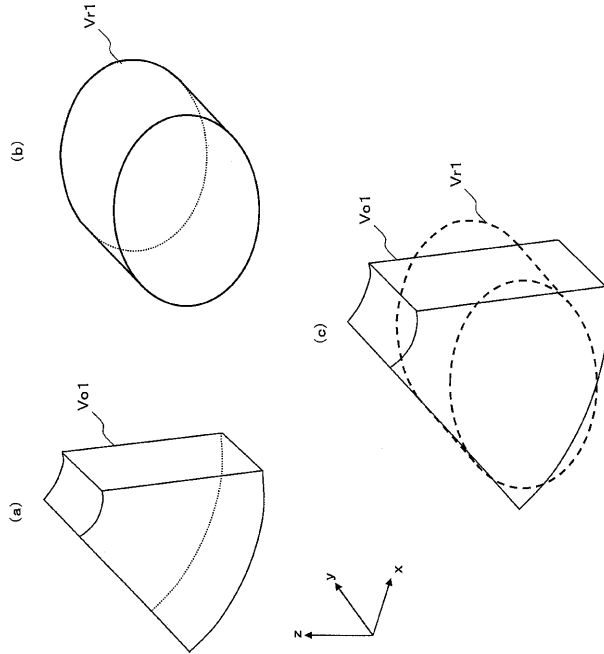
【図 5】



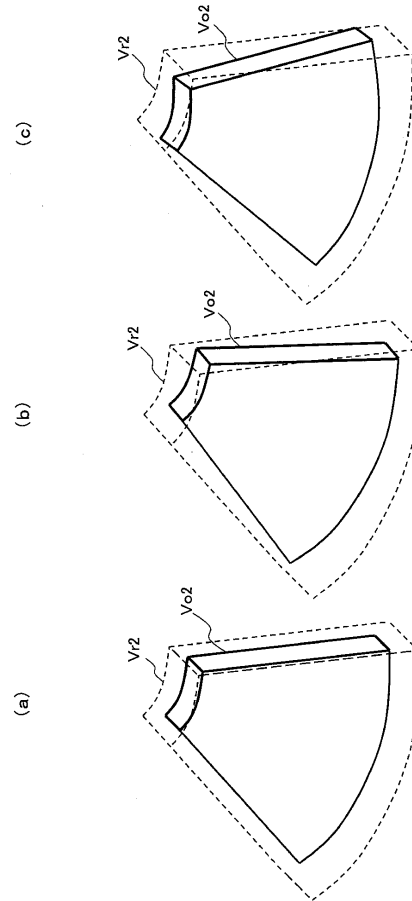
【図 6】



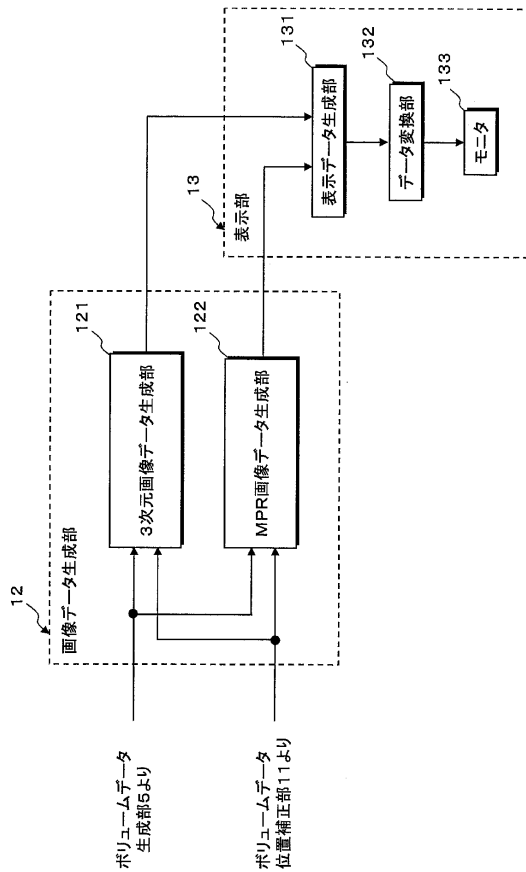
【図 7】



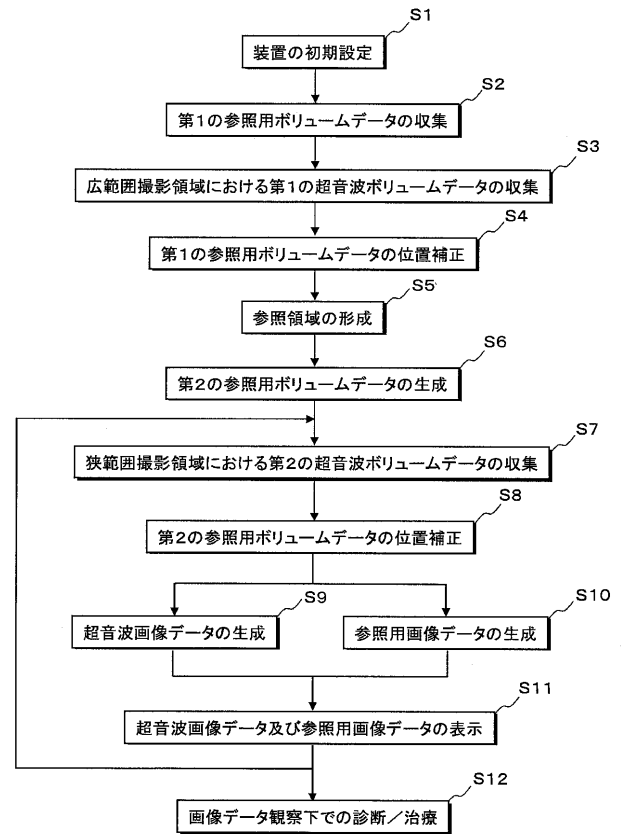
【図 8】



【図 9】



【図 10】



要解决的问题：在短时间内可靠地执行参考体积数据相对于超声波体积数据的定位。解决方案：首先通过对待测对象的广泛拍摄区域进行三维扫描来生成超声波体积数据。通过对由其他诊断成像系统收集的待测对象的超声体积数据和第一参考体积数据的算术处理来执行体数据的定位。然后，通过重复对待测对象的窄范围拍摄区域的三维扫描来生成时间序列第二超声体积数据，并且通过将根据拍摄区域形成的参考区域设置为来生成第二参考体数据。定位的第一参考体积数据。根据通过第二超声体积数据和第二参考体数据的算术处理定位的体数据来执行超声图像数据和参考图像数据的生成和比较显示。

