

(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2009-89736

(P2009-89736A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-260280 (P2007-260280)
(22) 出願日 平成19年10月3日(2007.10.3)

(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
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
最終頁に続く

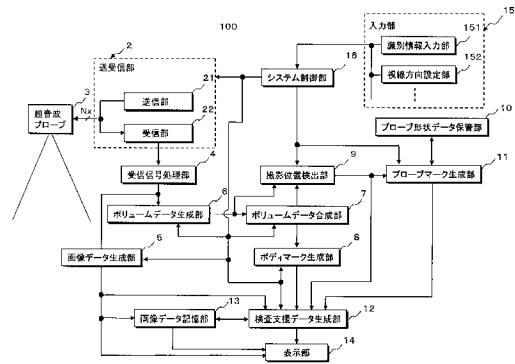
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】同一撮影位置における過去の画像データ及び最新の画像データの収集。

【解決手段】被検体の3次元領域から収集した広範囲ボリュームデータ(VD)と、超音波プローブ3を前記被検体の好適な位置に配置して収集した狭範囲VDとの演算処理により第1(過去)の画像データの撮影位置を検出し、この撮影位置に対応した第1のプローブマークを有する検査支援データと前記広範囲VDを前記第1の画像データと共に保存する。次に、前記診断対象部位の経過観察に際し、超音波プローブ3を用いて新たに収集した狭範囲VDと上述の広範囲VDとの演算処理により検出した撮影位置に対応する第2のプローブマークを前記検査支援データに追加する。そして、第2のプローブマークが第1のプローブマークに略一致するように超音波プローブ3を移動させて収集した第2(最新)の画像データと前記第1の画像データを比較表示する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、
前記振動素子を駆動して前記被検体の 2 次元領域あるいは 3 次元領域に対して超音波を送受信すると共に前記振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信信号として受信する送受信手段と、
前記被検体の 2 次元領域あるいは 3 次元領域から得られた前記受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記被検体の 3 次元領域から得られた前記受信信号に基づいて広範囲ボリュームデータ、あるいは、広範囲ボリュームデータと前記画像データの撮影位置を基準とする狭範囲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、
前記広範囲ボリュームデータと、前記狭範囲ボリュームデータあるいは前記画像データに基づいて前記画像データの撮影位置を検出する撮影位置検出手段と、
前記撮影位置の検出結果に基づいて検査支援データを生成する検査支援データ生成手段と、
前記検査支援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】

前記撮影位置検出手段は、前記広範囲ボリュームデータと、前記狭範囲ボリュームデータあるいは前記画像データに対して相互相関法、エントロピー法あるいは差分和最小法の何れかを適用して前記画像データの撮影位置を検出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】

前記広範囲ボリュームデータあるいはこの広範囲ボリュームデータの収集領域に対応した 3 次元領域において他の画像診断装置が収集したボリュームデータに基づいてボディマークを生成するボディマーク生成手段と前記画像データの撮影位置を示すプローブマークを生成するプローブマーク生成手段を備え、前記検査支援データ生成手段は、前記画像データの撮影位置に対応した前記ボディマークの位置に前記プローブマークを付加して前記検査支援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。

【請求項 4】

複数の形状データが保管されているプローブ形状データ保管手段を備え、前記プローブマーク生成手段は、前記複数の形状データの中から選択した前記超音波プローブに好適な形状データを処理して前記プローブデータを生成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】

前記超音波プローブのプローブ識別情報を入力する識別情報入力手段を備え、前記プローブマーク生成手段は、前記プローブ識別情報に基づいて前記好適な形状データを選択することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記検査支援データ生成手段は、前記プローブマークに前記画像データの情報を付加して前記検査支援データを生成することを特徴とする請求項 3 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、過去の画像データである第 1 の画像データと最新の画像データである第 2 の画像データを生成し、前記検査支援データ生成手段は、前記撮影位置検出手段が検出した前記第 1 の画像データの撮影位置を示す第 1 のプローブマークと前記第 2 の画像データの撮影位置を示す第 2 のプローブマークを前記ボディマークに付加して前記検査支援データを生成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 のプローブマークを有する前記検査支援データを付帯情報とした前記第 1 の画像データを保存する画像データ記憶手段を備え、前記検査支援データ生成手段は、前記第

50

2の画像データの生成に伴って前記プローブマーク生成手段が生成した前記第2のプローブマークを前記第1の画像データと共に前記画像データ記憶手段から読み出した前記検査支援データに付加して新たな検査支援データを生成することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記表示手段は、前記検査支援データとこの検査支援データにて示された撮影位置にて収集される画像データを並列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】

前記表示手段は、前記第1の画像データ及び前記第2の画像データとこれらの画像データの撮影位置を示す前記第1のプローブマーク及び前記第2のプローブマークを有した前記検査支援データを並列表示することを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

10

【請求項11】

前記超音波プローブは、2次元配列された複数の前記振動素子を有することを特徴とする請求項1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、超音波診断装置に係り、特に、過去の画像データと略同一の撮影部位にて新しい画像データの収集を可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

20

【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リアルタイムの2次元画像データが容易に観測できるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

更に、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3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のレンダリング処理によって得られる3次元画像データの観察により更に高度の診断や治療が可能となっている。

30

【0004】

このような超音波診断装置によって得られた画像データを表示する際、被検体に対する画像データの撮影位置を明確にするために、被検体をモデル化したボディマークと超音波プローブをモデル化したプローブマークとの合成によって生成した参照用データ(以下では、検査支援データと呼ぶ。)を前記画像データと共に表示する方法が従来より行われている。この場合、操作者は、予め保管された複数のボディマークの中から診断対象部位に好適なボディマークを選択し、次いで、被検体の体表面に配置された超音波プローブの位置情報(位置及び方向)に対応したボディマーク上の位置にプローブマークを配置して検査支援データを生成している。この場合、上述のプローブマークは、簡単なラインやボックスによって形成される場合もある。

40

【0005】

又、診断/治療後の被検体等に対する経過観察に際しては、同一の撮影部位にて過日あるいは先刻収集された過去の画像データ(以下では、第1の画像データと呼ぶ。)と最新の画像データ(以下では、第2の画像データと呼ぶ。)との比較観察が要求され、このような場合、操作者は、保存された第1の画像データとその付帯情報である検査支援データを読み出し、この検査支援データのボディマークに配置されたプローブマークの位置情報を参照して第1の画像データが収集された撮影部位と略同一の位置に超音波プローブを配置して第2の画像データの収集を行ってきた。

50

【0006】

しかしながら、上述の方法では、ボディマークに対するプローブマークの設定精度は極めて悪いため第1の画像データの撮影位置と第2の画像データの撮影位置を正確に一致させることは困難であった。このため、操作者は、第1の画像データと共に表示された検査支援データのプローブマークに基づいて被検体体表面に仮配置した超音波プローブの位置や方向を微調整しながら第2の画像データを収集し、得られた第2の画像データと前記第1の画像データを比較観察することにより第1の画像データと第2の画像データの撮影位置を一致させる方法が行なわれてきた。しかしながら、この方法は操作者の経験や技量に大きく依存し、第2の画像データを収集する際の撮影位置の設定に多大の時間を要するという問題点を有していた。

10

【0007】

このような問題点を解決するために、超音波プローブの位置情報を検出する磁気センサや超音波センサ等を備えた位置情報検出装置を新たに設け、第1の画像データ及び第2の画像データの収集時に前記位置情報検出装置が検出した位置情報に基づく2つのプローブマークが一致するように、第2の画像データを収集する際の超音波プローブの位置や方向を設定あるいは更新する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開2005-124712号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述の特許文献1に記載された方法によれば、第1の画像データの撮影位置と第2の画像データの撮影位置を比較的正確に一致させることが可能となる。しかしながら、上述の位置情報検出装置は、通常、超音波プローブに装着された送信部と超音波検査室内に配置された受信部によって構成され、このような複雑かつ大規模な構成を有する位置情報検出装置は超音波検査における操作者の医療行為を阻害するという問題点を有している。

20

【0009】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波プローブの位置や方向を検出する複雑な位置検出手段を用いることなく被検体の同一撮影位置における過去の画像データと最新の画像データを精度よく収集することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、被検体に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子を駆動して前記被検体の2次元領域あるいは3次元領域に対して超音波を送受信すると共に前記振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信信号として受信する送受信手段と、前記被検体の2次元領域あるいは3次元領域から得られた前記受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記被検体の3次元領域から得られた前記受信信号に基づいて広範囲ボリュームデータ、あるいは、広範囲ボリュームデータと前記画像データの撮影位置を基準とする狭範囲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、前記広範囲ボリュームデータと、前記狭範囲ボリュームデータあるいは前記画像データに基づいて前記画像データの撮影位置を検出する撮影位置検出手段と、前記撮影位置の検出結果に基づいて検査支援データを生成する検査支援データ生成手段と、前記検査支援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。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波プローブの位置や方向を検出する複雑な位置検出手段を用いることなく被検体の同一撮影位置における過去の画像データと最新の画像データを精度よく収集することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 】

【 0 0 1 3 】

以下に述べる本発明の実施例では、先ず、被検体の広範囲な3次元領域に対しX線CT装置を用いて予め収集したCTボリュームデータと超音波プローブを用いて収集した前記3次元領域における超音波ボリュームデータ（以下では、広範囲ボリュームデータと呼ぶ。）との合成によるボディマーク用ボリュームデータに基づいてボディマークを生成し、更に、前記超音波プローブを診断対象部位の撮影に好適な位置（撮影位置）に配置した状態で診断を目的とする第1の画像データと前記撮影位置を基準とした狭範囲な3次元領域における超音波ボリュームデータ（以下では、狭範囲ボリュームデータと呼ぶ。）を収集する。

10

【 0 0 1 4 】

次いで、上述のボディマーク用ボリュームデータと狭範囲ボリュームデータとの演算処理により被検体に対する超音波プローブの位置情報（即ち、第1の画像データの撮影位置情報）を検出し、この位置情報に対応した前記ボディマーク上の位置に第1のプローブマークを配置して検査支援データを生成する。そして、得られた検査支援データを付帯情報として第1の画像データを保存する。

【 0 0 1 5 】

次に、前記診断対象部位の経過観察に際し、既に保存されている第1の画像データとその付帯情報を読み出して表示部に表示する。次いで、超音波プローブを当該被検体の体表面上を移動させながら収集した狭範囲ボリュームデータと上述のボディマーク用ボリュームデータとの演算処理によって超音波プローブの位置情報を検出し、この位置情報に対応した前記検査支援データのボディマークに第2のプローブマークを新たに配置する。そして、超音波プローブの移動に伴なってボディマーク上を移動する第2のプローブマークが第1のプローブマークに略一致したならば超音波プローブの移動を停止させ、このとき得られる第2の画像データと上述の第1の画像データを表示部において比較表示する。

20

【 0 0 1 6 】

尚、以下の実施例における診断対象部位の経過観察に用いられる過去の画像データ（第1の画像データ）及び最新の画像データ（第2の画像データ）は、当該被検体に対する超音波の2次元走査によって収集される2次元画像データである場合について述べるが、3次元走査によって収集されるボリュームデータに基づいた3次元画像データであってもよく、又、前記ボリュームデータの所定断面において得られる2次元画像データ（MPR画像データ）であっても構わない。

30

【 0 0 1 7 】

（装置の構成）

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図7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は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び受信信号処理部のブロック図である。

【 0 0 1 8 】

図1に示す本実施例の超音波診断装置100は、被検体の2次元あるいは3次元領域に対して超音波パルス（送信超音波）を送信し前記被検体から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を備えた超音波プローブ3と、被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を超音波プローブ3の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信号処理してBモードデータ及びカラードデータを生成する受信信号処理部4と、被検体に対する2次元走査によって得られたBモードデータ及びカラードデータを超音波の送受信方向に対応させて配列し診断用の第1の画像データ（過去の画像データ）及び第2の画像データ（最新の画像データ）を生成する画像データ生成部5と、当該被検体の広範囲な3次元領域に対する超音波の送

40

50

受信によって収集された B モードデータに基づいて広範囲ボリュームデータを生成し、更に、上述の第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を基準とした当該被検体の狭範囲な 3 次元領域に対する超音波の送受信によって収集された B モードデータに基づいて狭範囲ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部 6 を備えている。

【 0 0 1 9 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、当該被検体の広範囲な 3 次元領域に対し X 線 C T 装置が予め収集した C T ボリュームデータとボリュームデータ生成部 6 が前記 3 次元領域に対して生成した広範囲ボリュームデータとを夫々の位置情報に基づいて合成しボディマーク用ボリュームデータを生成するボリュームデータ合成部 7 と、ボディマーク用ボリュームデータに基づいてボディマークを生成するボディマーク生成部 8 と、ボディマーク用ボリュームデータと狭範囲ボリュームデータとの演算処理により第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を検出する撮影位置検出部 9 と、各種超音波プローブの形状データが予め保管されているプローブ形状データ保管部 1 0 と、後述の入力部 1 5 から供給されるプローブ識別情報に基づき形状データ保管部 1 0 に保管された複数の形状データの中から超音波プローブ 3 に好適な形状データを選択し、この形状データに基づいて第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を示す第 1 のプローブマーク及び第 2 のプローブマークを生成するプローブマーク生成部 1 1 と、ボディマークに第 1 のプローブマーク及び第 2 のプローブマークを付加して検査支援データを生成する検査支援データ生成部 1 2 を備え、更に、第 1 の画像データをその付帯情報である検査支援データと共に保存する画像データ記憶部 1 3 と、第 1 の画像データ及び第 2 の画像データを検査支援データと共に表示する表示部 1 4 と、被検体情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、画像データ生成条件の設定、プローブ識別情報の入力、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 1 5 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 6 を備えている。

10

20

【 0 0 2 0 】

以下に、本実施例の超音波診断装置 1 0 0 が備えた上述の各ユニットにつき更に詳しく説明する。

【 0 0 2 1 】

超音波プローブ 3 は、2 次元配列された図示しない $N \times$ 個の振動素子とその先端部に有し、これら振動素子の各々は、 $N \times$ チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 2 の出力端子に接続されている。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。尚、本実施例では、 $N \times$ 個の振動素子が 2 次元配列されているセクタ走査用の超音波プローブ 3 を用いた場合について述べるが、リニア走査、コンベックス走査、ラジアル走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

30

【 0 0 2 2 】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、当該被検体に対して送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 3 に設けられた $N \times$ 個の振動素子に供給する送信部 2 1 と、前記振動素子から得られた $N \times$ チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部 2 2 を備えている。

40

【 0 0 2 3 】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、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、システム制御部 1 6 から供給される基準信号を分周することによって生成する。送信遅延回路 2 1 2 は、 $N \times$ チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間（集束用遅延時間）と所定の送受信方向（ p 、 q ）に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）を前記レートパルスに与える。そして、 $N \times$ チャンネルの独立な駆動回路 2 1 3 は、超音波プローブ 3 に内蔵された $N \times$ 個の振動素子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

50

【 0 0 2 4 】

一方、受信部 2 2 は、 $N \times$ チャンネルから構成されるプリアンプ 2 2 1、A / D 変換器 2 2 2 及び受信遅延回路 2 2 3 と、加算器 2 2 4 を備えている。プリアンプ 2 2 1 は、上述の振動素子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅して十分な S / N を確保し、このプリアンプ 2 2 1 において増幅された $N \times$ チャンネルの受信信号は A / D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換される。受信遅延回路 2 2 3 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と所定の送受信方向 (p 、 q) に対して強い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 2 から出力される $N \times$ チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 4 は、これら受信遅延回路 2 2 3 から供給される受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 2 3 と加算器 2 2 4 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算 (位相合わせして加算) される。

10

【 0 0 2 5 】

図 3 は、超音波プローブ 3 の中心軸を Z_0 軸とした直交座標 ($X_0 - Y_0 - Z_0$) に対する超音波の送受信方向 (p 、 q) の関係を示す。例えば、 $N \times$ 個の振動素子は X_0 軸方向及び Y_0 軸方向に 2 次元配列され、 p 及び q は、 $X_0 - Z_0$ 平面及び $Y_0 - Z_0$ 平面に投影された送受信方向を示している。

【 0 0 2 6 】

次に、図 2 の受信信号処理部 4 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から出力された受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 1 と、前記受信信号を直交位相検波してドブラ信号を検出するドブラ信号検出部 4 2 と、検出されたドブラ信号に基づいて主要血管内の血流情報を反映したカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部 4 3 を備えている。B モードデータ生成部 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器 4 1 1 と、包絡線検波後の受信信号を対数変換する対数変換器 4 1 2 を備えている。但し、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

20

【 0 0 2 7 】

一方、ドブラ信号検出部 4 2 は、 $/ 2$ 移相器 4 2 1、ミキサ 4 2 2 - 1 及び 4 2 2 - 2、LPF (低域通過フィルタ) 4 2 3 - 1 及び 4 2 3 - 2 を備え、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給される受信信号を直交位相検波してドブラ信号を検出する。

【 0 0 2 8 】

カラードブラデータ生成部 4 3 は、ドブラ信号検出部 4 2 によって検出されたドブラ信号を一旦保存するドブラ信号記憶回路 4 3 1 と、このドブラ信号に含まれる生体組織等の移動に起因したドブラ信号成分 (クラッタ成分) を排除し血流に起因したドブラ信号成分を抽出する MTI フィルタ 4 3 2 と、抽出されたドブラ信号成分に対して自己相関演算を行ない、この演算結果に基づいて得られた特性値 (例えば、血流の平均速度値、分散値、パワー値) を用いてカラードブラデータを生成する自己相関演算器 4 3 3 を備えている。

30

【 0 0 2 9 】

図 1 へ戻って、画像データ生成部 5 は、図示しない B モードデータ記憶部及びカラードブラデータ記憶部とデータ処理部を備えている。前記 B モードデータ記憶部及び前記カラードブラデータ記憶部には、当該被検体の 2 次元領域に対する超音波の送受信によって収集された B モードデータ及びカラードブラデータが超音波の送受信方向を付帯情報として保存される。一方、前記データ処理部は、前記 B モードデータ記憶部から読み出した B モードデータを送受信方向に対応させて配列することにより 2 次元 B モードデータを形成し、同様にして、前記カラードブラデータ記憶部から読み出したカラードブラデータに基づいて 2 次元カラードブラデータを形成する。そして、2 次元 B モードデータ及び 2 次元カラードブラデータに対してフィルタリング処理や合成処理等を行なって治療対象部位の経過観察に使用する第 1 の画像データ (過去の画像データ) 及び第 2 の画像データ (最新の画像データ) を生成する。

40

【 0 0 3 0 】

次に、ボリュームデータ生成部 6 は、図示しない B モードデータ記憶部と補間処理部を

50

備えている。前記 B モードデータ記憶部には、当該被検体の広範囲な 3 次元領域に対する超音波の送受信によって収集された B モードデータと前記被検体における第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を基準とした狭範囲な 3 次元領域に対する超音波の送受信によって収集された B モードデータが超音波の送受信方向を付帯情報として保存される。

【0031】

一方、前記補間処理部は、前記 B モードデータ記憶部から読み出した B モードデータを送受信方向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ルを補間処理して等方的なボクセルで構成される広範囲ボリュームデータ及び狭範囲ボリュームデータを生成する。

10

【0032】

ボリュームデータ合成部 7 は、CT ボリュームデータ記憶部と演算部とボディマーク用ボリュームデータ記憶部（何れも図示せず）を備え、前記 CT ボリュームデータ記憶部には、当該被検体の広範囲な 3 次元領域に対して X 線 CT 装置が収集した CT ボリュームデータが予め保管されている。そして、前記演算部は、前記 CT ボリュームデータ記憶部から読み出した CT ボリュームデータと前記被検体の 3 次元領域に対する超音波の 3 次元走査に基づいてボリュームデータ生成部 6 が生成した広範囲ボリュームデータとを夫々の位置情報に基づいて合成してボディマーク用ボリュームデータを生成する。そして、得られたボディマーク用ボリュームデータを前記ボディマーク用ボリュームデータ記憶部に保存する。尚、上述の CT ボリュームデータ及び広範囲ボリュームデータに対し、例えば、相互情報量（Mutual Information）を用いた方法を適用することにより正確な位置合わせが可能となるが、本実施例では、CT ボリュームデータと広範囲ボリュームデータとの相対的な位置関係が常に一定であるならば高い位置合わせ精度は必ずしも必要としない。

20

【0033】

次に、ボディマーク生成部 8 は、図示しないフィルタリング処理部を備え、ボリュームデータ合成部 7 から供給されるボディマーク用ボリュームデータをフィルタリング処理して当該被検体の体表輪郭データを抽出し、得られた体表輪郭データに基づいてボディマークを生成する。

【0034】

一方、撮影位置検出部 9 は、ボリュームデータ合成部 7 の前記ボディマーク用ボリュームデータ記憶部から供給されるボディマーク用ボリュームデータの広範囲ボリュームデータとボリュームデータ生成部 6 から供給される狭範囲ボリュームデータとの演算処理により第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を検出する。尚、ここでは、2 つのボリュームデータに相互相関法を適用して撮影位置を検出する方法について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、エントロピー法等の他の方法を適用してもよい。

30

【0035】

相互相関法を適用した撮影位置の検出方法を模式的に示す図 4 において、第 1 の画像データあるいは第 2 の画像データの撮影位置に超音波プローブ 3 を配置して収集した狭範囲ボリュームデータ $V_d 1$ の 3 次元関心領域 $R_o 3$ (p, q, r) ($p = 1 \sim P, q = 1 \sim Q, r = 1 \sim R$) における信号強度（輝度）を $A(p, q, r)$ 、ボディマーク用ボリュームデータを構成する広範囲ボリュームデータ V_{dm} におけるボクセル (p, q, r) の信号強度を $B(p, q, r)$ とすれば、第 1 の画像データあるいは第 2 の画像データの撮影位置を検出するための評価関数 $A_B(j, k, s)$ は、次式 (1) によって示される。

40

【数 1】

$$\gamma_{AB}(j, k, s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q \sum_{r=1}^R (A(p, q, r) - \bar{A})(B(p+j, q+k, r+s) - \bar{B})$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q \sum_{r=1}^R (A(p, q, r) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q \sum_{r=1}^R (B(p, q, r) - \bar{B})^2$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q \sum_{r=1}^R A(p, q, r)$$

$$\bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q \sum_{r=1}^R B(p+j, q+k, r+s)$$

10

$$N = P \cdot Q \cdot R \quad \dots (1)$$

【0036】

そして、狭範囲ボリュームデータ V d 1 の 3 次元関心領域 R o 3 における関心領域データを広範囲ボリュームデータ V d m に対し p 方向、q 方向及び r 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 $\gamma_{AB}(j, k, s)$ がピーク値を有した場合、第 1 の画像データあるいは第 2 の画像データの撮影位置はボディマークの座標 (j_x 、 k_x 、 s_x) に対応しているものとして検出される。但し、上式 (1) における N は、狭範囲ボリュームデータ V d 1 の 3 次元関心領域 R o 3 における p 方向のボクセル数 P、q 方向のボクセル数 Q 及び r 方向のボクセル数 R の積を示している。

20

【0037】

次に、プローブ形状データ保管部 10 には、セクタ走査用、リニア走査用、コンベックス走査用等の各種超音波プローブの形状データ (例えば、ワイヤフレームデータ) が、プローブ識別情報に対応させて予め保管されている。そして、プローブマーク生成部 11 は、図示しないプローブ形状データ選択部及びデータ方向変換処理部を備え、前記プローブ形状データ選択部は、入力部 15 からシステム制御部 16 を介して供給される超音波プローブ 3 のプローブ識別情報に基づきプローブ形状データ保管部 10 に予め保管されている複数の形状データの中から超音波プローブ 3 に好適な形状データを選択する。一方、前記方向変換処理部は、撮影位置検出部 9 から供給される撮影位置情報に基づき前記プローブ形状データ選択部が選択した形状データに対して方向変換 (回転) 処理を行なって第 1 の画像データ及び第 2 の画像データの撮影位置を示す第 1 のプローブマーク及び第 2 のプローブマークを生成する。

30

【0038】

次に、検査支援データ生成部 12 は、撮影位置検出部 9 から供給される撮影位置情報に基づき、ボディマーク生成部 8 から供給されるボディマークにプローブマーク生成部 11 から供給される第 1 のプローブマーク及び第 2 のプローブマークを配置する。更に、前記撮影位置情報に基づき、画像データ生成部 5 から供給される第 1 の画像データ及び第 2 の画像データあるいは画像データ記憶部 13 から供給される第 1 の画像データに対して縮小変換や方向変換等の変換処理を行ない、変換処理後の第 1 の画像データ及び第 2 の画像データを上述の第 1 のプローブマーク及び第 2 のプローブマークに付加して検査支援データを生成する。

40

【0039】

図 5 は、検査支援データ生成部 12 によって生成される検査支援データの具体例を示したものであり、この検査支援データは、ボディマーク生成部 8 がボリュームデータ合成部 7 から供給されるボディマーク用ボリュームデータの体表面輪郭データを抽出して生成したボディマーク B m にプローブマーク生成部 11 が生成した第 1 のプローブマーク P a 及び第 2 のプローブマーク P b が重畳されている。

50

【0040】

そして、第1のプローブマークP a及び第2のプローブマークP bの各々は、撮影位置検出部9によって検出される第1の画像データ及び第2の画像データの撮影位置に対応したボディマークB m上の位置に夫々配置され、これらのプローブマークの先端部には、画像データ生成部5や画像データ記憶部13から供給され検査支援データ生成部12において縮小変換や方向変換等の変換処理がなされた第1の画像データI a x及び第2の画像データI b xが付加されている。尚、第1のプローブマークP a及び第2のプローブマークP bに付加される第1の画像データI a x及び第2の画像データI b xは、画像データ生成部5が生成する第1の画像データ及び第2の画像データのサムネールであってもよく、又、画像データの収集範囲のみを示すものであっても構わない。更に、第1のプローブマークP a及び第2のプローブマークP bのみをボディマークB mに重畳してもよい。

10

【0041】

図1へ戻って、画像データ記憶部13は、画像データ生成部5において生成された第1の画像データとこの第1の画像データの収集時に検査支援データ生成部12において生成された検査支援データを保存する。この場合の検査支援データは、ボディマーク生成部8において生成されたボディマークB mと第1の画像データの撮影位置を示す第1のプローブマークP aと変換処理された第1の画像データI a xとの合成によって生成されている(図5参照)。

【0042】

次に、表示部14は、第1の画像データ及び第2の画像データの比較表示と第1の画像データ及び第2の画像データの撮影位置を示す第1のプローブマーク及び第2のプローブマークをボディマークに付加して生成された検査支援データを表示する機能を有し、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備えている。

20

【0043】

前記表示データ生成回路は、画像データ生成部5から供給される第1の画像データあるいは画像データ記憶部13から供給される第1の画像データと画像データ生成部5から供給される第2の画像データに検査支援データ生成部12が生成した検査支援データや被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、前記変換回路は、前記表示データに対しD/A変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

【0044】

次に、第1の画像データの収集時に生成される表示用データと第2の画像データの収集時に生成される表示用データの具体例につき図6及び図7を用いて説明する。

30

【0045】

図6に示した第1の画像データの収集時に生成される表示データの左領域には、診断対象部位の撮影に好適な位置に超音波プローブ3を配置して収集した第1の画像データI aが配置され、前記表示データの右領域には、このときの撮影位置(即ち、超音波プローブ3の被検体に対する位置情報)を示す第1のプローブマークP aと変換処理後の第1の画像データI a xとがボディマークB mに付加して生成された検査支援データD aが配置される。そして、表示データの左領域に示された第1の画像データI aは、動画像として表示部14にリアルタイム表示される。

40

【0046】

一方、図7に示した第2の画像データの収集時に生成される表示データの左領域には、画像データ記憶部13から読み出された上述の第1の画像データI aと超音波プローブ3を当該被検体の体表面上で移動させながら収集した第2の画像データI bが並列配置され、前記表示データの左領域には、第1の画像データI aの撮影位置を示す第1のプローブマークP a及び変換処理後の第1の画像データI a xと第2の画像データI bの撮影位置を示す第2のプローブマークP b及び変換処理後の第2の画像データI b xをボディマークB mに付加して生成された検査支援データD bが配置される。この場合、第1のプローブマークP aが示す撮影位置にて収集された第1の画像データI aは静止画像として表示部14に表示され、第2のプローブマークP bが示す撮影位置にて収集された第2の画像

50

データ I b は動画像として表示部 1 4 にリアルタイム表示される。

【 0 0 4 7 】

そして、操作者は、表示部 1 4 において第 1 の画像データ及び第 2 の画像データと共に表示される検査支援データ D b を観察しながら当該被検体の体表面に沿って超音波プローブ 3 を移動させ、この移動に伴って検査支援データ D b のボディマーク B m 上を移動する第 2 のプローブマーク P b が第 1 のプローブマークに一致した時点で超音波プローブ 3 の移動を停止させることにより第 1 の画像データと同一の撮影位置における第 2 の画像データを収集することが可能となる。

【 0 0 4 8 】

次に、図 1 の入力部 1 5 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、超音波プローブ 3 の識別情報を入力する識別情報入力部 1 5 1 や検査支援データに対する視線方向を設定する視線方向設定部 1 5 2 を備えている。更に、被検体情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、画像データ生成条件の設定、画像データ及び検査支援データに対する表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等が入力部 1 5 に設けられた上述の入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 4 9 】

システム制御部 1 6 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、前記記憶回路には入力部 1 5 の各ユニットにて入力 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記 C P U は、上述の入力情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御し検査支援データの生成と表示を行なう。そして、この検査支援データに基づいて同一撮影位置における第 1 の画像データと第 2 の画像データを収集する。

【 0 0 5 0 】

(検査支援データの生成手順)

次に、本実施例における検査支援データの生成手順につき図 8 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 5 1 】

検査支援データの生成に先立ち超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 5 において被検体情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、画像データ生成条件の設定、画像データ及び検査支援データに対する表示条件の設定、更には、入力部 1 5 の識別情報入力部 1 5 1 による超音波プローブ 3 の識別情報の入力、視線方向設定部 1 5 2 による検査支援データの視線方向の設定等を行なう (図 8 のステップ S 1) 。

【 0 0 5 2 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部 1 5 にて広範囲ボリュームデータの収集開始コマンドを入力する。このコマンド信号を受信したシステム制御部 1 6 は、送受信部 2 及び受信信号処理部 4 を制御して当該被検体の広範囲な 3 次元領域に対して超音波の送受信を行ない、得られた受信信号を処理して B モードデータを生成する。

【 0 0 5 3 】

一方、ボリュームデータ生成部 6 は、受信信号処理部 4 から供給される 3 次元的な B モードデータを補間処理して広範囲ボリュームデータを生成し、ボリュームデータ合成部 7 は、ボリュームデータ生成部 6 から供給される広範囲ボリュームデータと自己の C T ボリュームデータ記憶部に予め保管されている当該被検体の C T ボリュームデータとを夫々の位置情報に基づいて合成しボディマーク用ボリュームデータを生成する。そして、得られたボディマーク用ボリュームデータを自己のボディマーク用ボリュームデータ記憶部に保存する (図 8 のステップ S 2) 。

【 0 0 5 4 】

次いで、ボディマーク生成部 8 は、ボリュームデータ合成部 7 から供給されるボディマーク用ボリュームデータをフィルタリング処理して当該被検体の体表輪郭データを抽出し、得られた体表輪郭データに基づいてボディマークを生成する (図 8 のステップ S 3) 。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

ボディマークの生成が終了したならば、操作者は、当該被検体の体表面における好適な位置に超音波プローブ3の先端部を設定し、次いで、入力部15において、第1の画像データ及びこの第1の画像データの撮影位置を示す検査支援データの生成開始コマンドを入力する(図8のステップS4)。

【0056】

そして、このコマンド信号を受信したシステム制御部16は、上述と同様に送受信部2及び受信信号処理部4を制御し前記撮影位置を基準とした2次元走査によってBモードデータ及びカラードプラデータを生成する。一方、画像データ生成部5は、受信信号処理部4から供給されるBモードデータ及びカラードプラデータを送受信方向に対応させて配列することにより2次元Bモードデータ及び2次元カラードプラデータを形成し、これらのデータに対してフィルタリング処理や合成処理等を行なって生成した第1の画像データを表示部14のモニタに表示する(図8のステップS5)。

10

【0057】

次に、前記撮影位置における超音波の2次元走査が所定回数あるいは所定期間行なわれたならば、システム制御部16は、送受信部2及び受信信号処理部4を再度制御して前記撮影位置を基準とした当該被検体の狭範囲な3次元領域に対し超音波の送受信を行なってBモードデータを生成し、ボリュームデータ生成部6は、このとき受信信号処理部4から供給される3次元的なBモードデータを補間処理して狭範囲ボリュームデータを生成する(図8のステップS6)。

【0058】

20

そして、撮影位置検出部9は、ボリュームデータ合成部7の前記ボディマーク用ボリュームデータ記憶部から供給されるボディマーク用ボリュームデータの広範囲ボリュームデータとボリュームデータ生成部6から供給される狭範囲ボリュームデータとの演算処理により第1の画像データの撮影位置を検出する(図8のステップS7)。

【0059】

一方、プローブマーク生成部11は、入力部15の識別情報入力部151からシステム制御部16を介して供給される超音波プローブ3のプローブ識別情報に基づき、プローブ形状データ保管部10に予め保管されている複数の形状データの中から超音波プローブ3に好適な形状データを選択する。更に、撮影位置検出部9から供給される撮影位置情報に基づいて前記形状データを方向変換処理し、第1の画像データの撮影位置を示す第1のプローブマークを生成する(図8のステップS8)。

30

【0060】

次に、検査支援データ生成部12は、撮影位置検出部9から供給される撮影位置情報に基づき、ボディマーク生成部8から供給されるボディマークにプローブマーク生成部11から供給される第1のプローブマークを付加する。更に、画像データ生成部5から供給される第1の画像データを前記撮影位置情報に基づいて変換処理し、変換処理後の第1の画像データを上述の第1のプローブマークに付加して検査支援データを生成する。そして、生成した検査支援データを第1の画像データと共に表示部14のモニタに表示する。(図6参照)(図8のステップS9)。

【0061】

40

表示部14において検査支援データと共に表示される第1の画像データを観察した操作者は、診断対象部位に対し好適な撮影位置が設定されているか否かを判定し、撮影位置が好ましくない場合には、超音波プローブ3の位置を更新しながら上述のステップS4乃至S9を繰り返す(図8のステップS4乃至S9)。

【0062】

一方、診断対象部位に対し好適な撮影位置が設定されていると判定した場合には、画像データ生成部5において生成される第1の画像データとこの第1の画像データの収集時に検査支援データ生成部12において生成される(即ち、第1の画像データの撮影位置が第1のプローブマークとして示されている)検査支援データを画像データ記憶部13に保存する(図8のステップS10)。

50

【 0 0 6 3 】

次に、当該被検体の診断対象部位に対する経過観察に際し、操作者は、入力部 1 5 において第 1 の画像データ（過去の画像データ）と第 2 の画像データ（最新の画像データ）との比較表示を行なうためのコマンド信号を入力し、このコマンド信号を受信したシステム制御部 1 6 は、画像データ記憶部 1 3 において予め保管されている第 1 の画像データ（過去の画像データ）とこの第 1 の画像データの撮影位置が第 1 のプローブマークとして示された検査支援データを読み出して表示部 1 4 に表示する（図 8 のステップ S 1 1 ）。

【 0 0 6 4 】

次に、操作者は、当該被検体の体表面に超音波プローブ 3 の先端部を設定し（図 8 のステップ S 1 2 ）、送受信部 2 及び受信信号処理部 4 は、超音波プローブ 3 の設定位置に基づいた第 2 の画像データの撮影位置を基準とする 2 次元走査によって B モードデータとカラードブラデータを生成する。一方、画像データ生成部 5 は、受信信号処理部 4 から供給される B モードデータ及びカラードブラデータを送受信方向に対応させて配列することにより 2 次元 B モードデータ及び 2 次元カラードブラデータを形成し、これらのデータに対してフィルタリング処理や合成処理等を行なって第 2 の画像データを生成する（図 8 のステップ S 1 3 ）。このとき得られた第 2 の画像データは、必要に応じて第 1 の画像データと共に表示部 1 4 のモニタに表示される。

【 0 0 6 5 】

次に、送受信部 2 及び受信信号処理部 4 は、第 2 の画像データの撮影位置を基準とする当該被検体の狭範囲な 3 次元領域に対し超音波の送受信を行なって B モードデータを生成し、ボリュームデータ生成部 6 は、このとき受信信号処理部 4 から供給される 3 次元的な B モードデータを補間処理して狭範囲ボリュームデータを生成する（図 8 のステップ S 1 4 ）。そして、撮影位置検出部 9 は、ボリュームデータ合成部 7 の前記ボディマーク用ボリュームデータ記憶部から供給されるボディマーク用ボリュームデータの広範囲ボリュームデータとボリュームデータ生成部 6 から供給される狭範囲ボリュームデータとの演算処理により第 2 の画像データの撮影位置を検出する（図 8 のステップ S 1 5 ）。

【 0 0 6 6 】

一方、プローブマーク生成部 1 1 は、入力部 1 5 の識別情報入力部 1 5 1 からシステム制御部 1 6 を介して供給される超音波プローブ 3 のプローブ識別情報に基づき、プローブ形状データ保管部 1 0 に予め保管されている複数の形状データの中から超音波プローブ 3 に好適な形状データを選択する。更に、撮影位置検出部 9 から供給される撮影位置情報に基づいて前記形状データを方向変換処理し第 2 の画像データの撮影位置を示す第 2 のプローブマークを生成する（図 8 のステップ S 1 6 ）。

【 0 0 6 7 】

次に、検査支援データ生成部 1 2 は、上述のステップ S 1 1 にて画像データ記憶部 1 3 から読み出した検査支援データにプローブマーク生成部 1 1 から供給された第 2 のプローブマークと変換処理した第 2 の画像データを追加して検査支援データを更新する（図 8 のステップ S 1 7 ）。そして、表示部 1 4 は、画像データ記憶部 1 3 から読み出した第 1 の画像データ、画像データ生成部 5 から供給された第 2 の画像データ及び検査支援データ生成部 1 2 から供給された更新後の検査支援データに基づいて生成した表示データを自己のモニタに表示する（図 7 参照）（図 8 のステップ S 1 8 ）。

【 0 0 6 8 】

表示部 1 4 に表示された表示データの検査支援データを観察した操作者は、ボディマーク上の第 2 のプローブマークが第 1 のプローブマークに接近する方向に超音波プローブ 3 を移動させる。このとき、システム制御部 1 6 は、超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御して上述のステップ S 1 2 乃至 S 1 8 を繰り返す（図 8 のステップ S 1 2 乃至 S 1 8 ）。

【 0 0 6 9 】

そして、第 1 のプローブマークと第 2 のプローブマークが略一致あるいは接近したならば、このとき得られた第 2 の画像データとこの第 2 の画像データの撮影位置が第 2 のプロ

10

20

30

40

50

ーブマークとして示された検査支援データは画像データ記憶部13に保存される。そして、上述の検査支援データを付帯情報として保存された第2の画像データは、当該診断対象部位に対する次回の経過観察において第1の画像データとして使用される。

【0070】

尚、超音波プローブ3の移動に伴って第1のプローブマークと第2のプローブマークが所定の許容範囲内で一致した場合、その情報を操作者に報知する手段を表示部14あるいは入力部15に設けることにより第1の画像データの撮影位置と第2の画像データの撮影位置を容易かつ正確に一致させることができる。例えば、検査支援データにおける第1のプローブマーク及び第2のプローブマークの少なくとも何れかを強調表示（フラッシュ表示や高輝度表示等）することによって第1の画像データの撮影位置と第2の画像データの撮影位置との一致を報知してもよい。

10

【0071】

以上述べた本発明の実施例によれば、当該被検体の広範囲な3次元領域から収集されたボリュームデータと撮影位置を基準とした狭範囲な3次元領域から収集されたボリュームデータの演算処理により画像データの撮影位置を検出することができるため、超音波プローブの位置や方向の検出を目的とした複雑な機構を有する位置検出手段を用いることなく前記被検体の同一撮影位置における過去の画像データ（第1の画像データ）と最新の画像データ（第2の画像データ）を精度よく収集することが可能となる。

【0072】

又、本実施例によれば、ボディマーク上に配置された第1の画像データの撮影位置を示す第1のプローブマークと第2の画像データの撮影位置を示す第2のプローブマークが一致するように超音波プローブを移動させることにより、同一撮影位置における第1の画像データと第2の画像データを容易かつ短時間で収集することができる。

20

【0073】

更に、超音波プローブの移動によって第1のプローブマークと第2のプローブマークが所定の許容範囲内で一致した場合、その一致情報を操作者に報知することにより第1の画像データの撮影位置と第2の画像データの撮影位置を容易かつ正確に一致させることができる。

【0074】

以上の理由により、当該被検体の経過観察等における検査効率や診断精度が向上するのみならず操作者の負担が大幅に軽減される。

30

【0075】

更に、上述の実施例では、画像データの生成に使用した超音波プローブによって収集される広範囲ボリュームデータ及び狭範囲ボリュームデータに基づいて撮影位置の検出を行っているため、従来のような複雑かつ大規模な構成を有する位置情報検出手段を用いる必要が無く、従って、操作者による医療行為が阻害されることもない。

【0076】

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、X線CT装置によって収集されたCTボリュームデータと超音波の3次元走査によって収集された広範囲ボリュームデータを合成してボディマーク用ボリュームデータを生成する場合について述べたが、MRI装置等の他の画像診断装置によって収集されたボリュームデータと前記広範囲ボリュームデータを合成してボディマーク用ボリュームデータを生成してもよい。又、広範囲ボリュームデータのみ、あるいは広範囲ボリュームデータと被検体をモデル化した従来のボディマークを合成してボディマーク用ボリュームデータを生成してもよい。

40

【0077】

又、診断対象部位の経過観察に用いられる過去の画像データ（第1の画像データ）及び最新の画像データ（第2の画像データ）は、当該被検体に対する超音波の2次元走査によって収集される2次元画像データである場合について述べたが、3次元走査によって収集

50

されるボリュームデータに基づいた3次元画像データであってもよく、前記ボリュームデータの所定断面に対して形成されるMPR (Multi Planar Reconstruction) 画像データであっても構わない。又、この場合の3次元画像データやMPR画像データは、画像データの撮影位置において収集される狭範囲ボリュームデータに基づいて生成されても構わない。

【0078】

更に、上述の検査支援データにおける第1のプロブマーク及び第2のプロブマークは、超音波プロブ3に好適なプロブ形状データを用いて生成する場合について述べたが、ボックス等の簡単な図形や矢印等のラインを用いて生成してもよい。又、異なる超音波プロブを用いて第1の画像データの収集と第2の画像データの収集、あるいは、広範囲ボリュームデータの収集と狭範囲ボリュームデータの収集を行なってもよい。

10

【0079】

一方、上述の実施例では、相互相関法の適用によって第1の画像データ及び第2の画像データの撮影位置を検出する方法について述べたが、広範囲ボリュームデータと狭範囲ボリュームデータの差分値を求め、この差分値の絶対値和あるいは2乗和が最小となる移動方向及び移動量に基づいて前記撮影位置を検出する方法(ここでは、差分和最小法と呼ぶ。)やエントロピー法等の他の方法を適用してもよい。

【0080】

又、検査支援データにおける第1のプロブマーク及び第2のプロブマークに付加される変換処理後の第1の画像データ及び第2の画像データは、画像データ生成部5が生成する第1の画像データ及び第2の画像データのサムネールであってもよく、又、画像データの収集範囲のみを示すものであっても構わない。更に、第1のプロブマーク及び第2のプロブマークのみをボディマークに付加して検査支援データを生成してもよい。

20

【0081】

更に、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ブ3を用いて広範囲ボリュームデータ及び狭範囲ボリュームデータを収集する場合について述べたが、振動素子が1次元配列された超音波プロブを機械的に移動させることによって上述のボリュームデータを収集してもよい。

【0082】

又、第1の画像データを保存する際に、この第1の画像データの撮影位置が第1のプロブマークとして示された検査支援データとボディマーク用ボリュームデータを前記第1の画像データと共に保存する場合について述べたが、検査支援データの替わりに前記撮影位置を基準に収集された狭範囲ボリュームデータを保存してもよい。この場合、第2の画像データの収集時に第2のプロブマークと共に示される第1のプロブマークの位置及び方向は、一旦保存された広範囲ボリュームデータと狭範囲ボリュームデータとの演算処理に基づいて設定される。更に、第1の画像データの収集におけるスライス断面等の画像データ生成条件を第1の画像データの付帯情報として保存してもよい。この方法を適用することにより、同一の画像データ生成条件による第1の画像データと第2の画像データを容易に収集することが可能となり、検査効率が向上すると共に操作者の負担が低減される。

30

40

【0083】

更に、ボリュームデータ生成部6は、超音波プロブ3の位置検出に用いる広範囲ボリュームデータ及び狭範囲ボリュームデータを当該被検体の3次元領域から収集されたBモードデータに基づいて生成する場合について述べたが、これらのボリュームデータをカラー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よい。又、狭範囲ボリュームデータの替わりに2次元画像データあるいは3次元画像データを用いて広範囲ボリュームデータとの演算処理を行なうことによりこれら画像データの撮影位置を検出してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0084】

【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。

50

【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。

【図 3】同実施例における超音波プローブの座標と送受信方向の関係を示す図。

【図 4】同実施例における相互相関法を適用した画像データの撮影位置検出を説明するための図。

【図 5】同実施例において生成される検査支援データの具体例を示す図。

【図 6】同実施例の第 1 の画像データの収集時に生成される表示用データの具体例を示す図。

【図 7】同実施例の第 2 の画像データの収集時に生成される表示用データの具体例を示す図。

10

【図 8】同実施例における検査支援データの生成手順を示すフローチャート。

【符号の説明】

【 0 0 8 5 】

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

4 1 ... B モードデータ生成部

4 2 ... ドブラ信号検出部

4 3 ... カラードブラデータ生成部

5 ... 画像データ生成部

6 ... ボリュームデータ生成部

7 ... ボリュームデータ合成部

8 ... ボディマーク生成部

9 ... 撮影位置検出部

1 0 ... プローブ形状データ保管部

1 1 ... プローブマーク生成部

1 2 ... 検査支援データ生成部

1 3 ... 画像データ記憶部

1 4 ... 表示部

1 5 ... 入力部

1 5 1 ... 識別情報入力部

1 5 2 ... 視線方向設定部

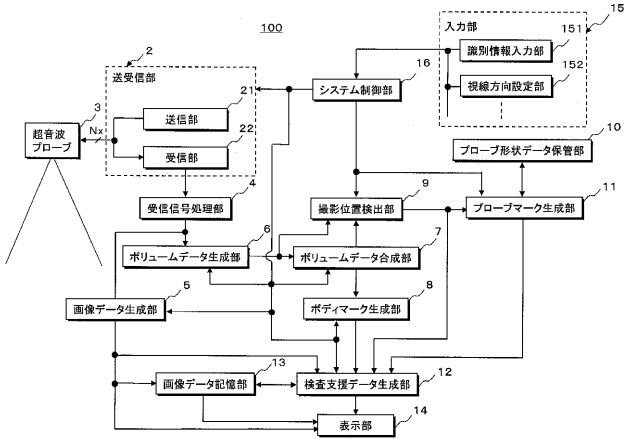
1 6 ... システム制御部

1 0 0 ... 超音波診断装置

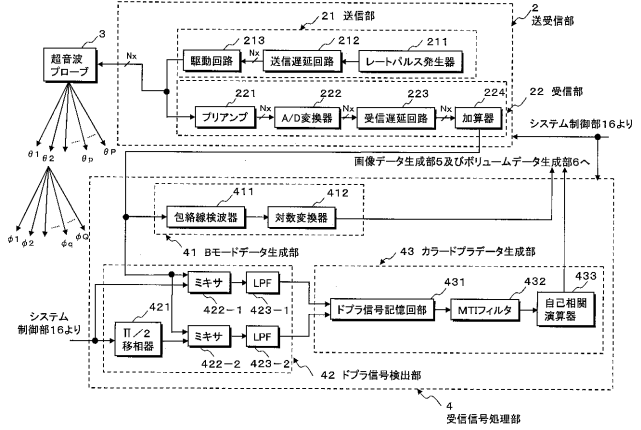
20

30

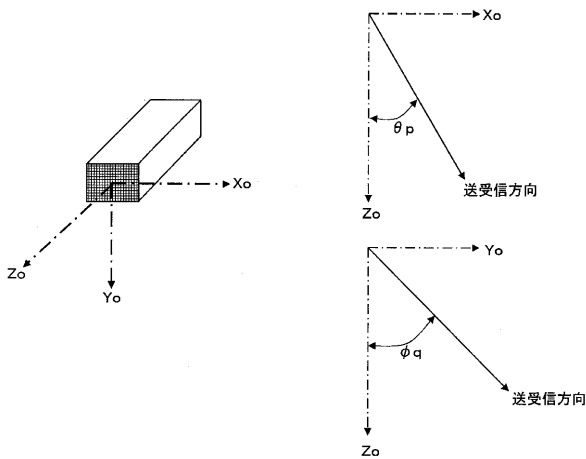
【図1】



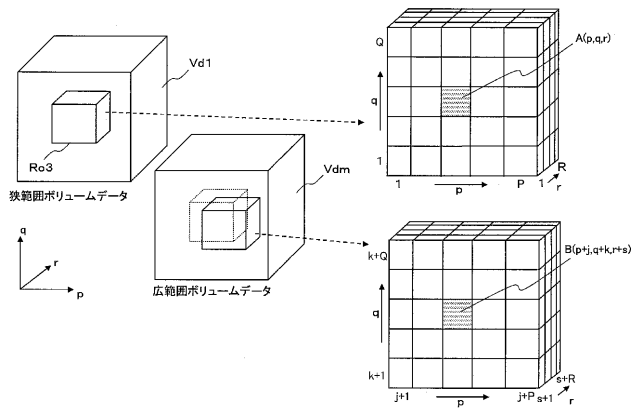
【図2】



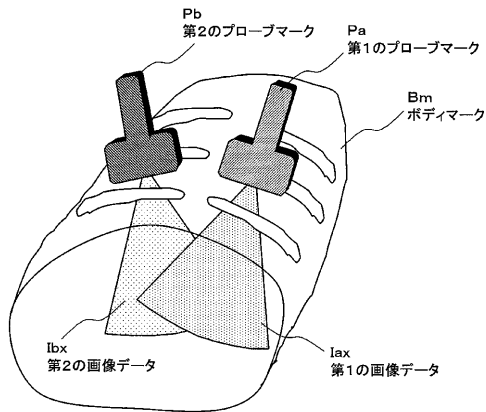
【図3】



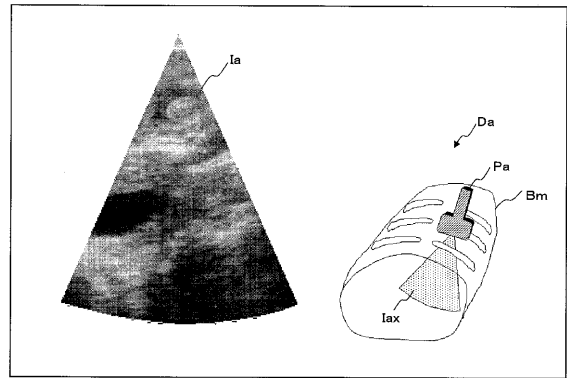
【図4】



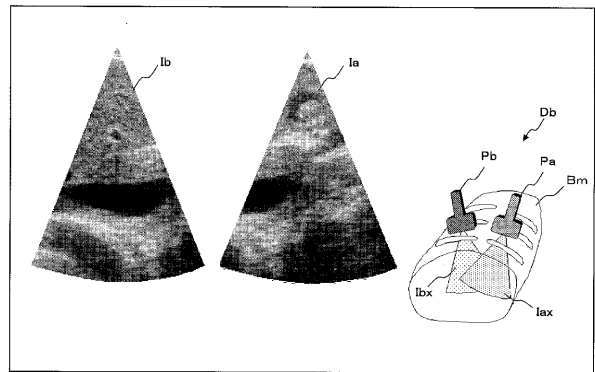
【 図 5 】



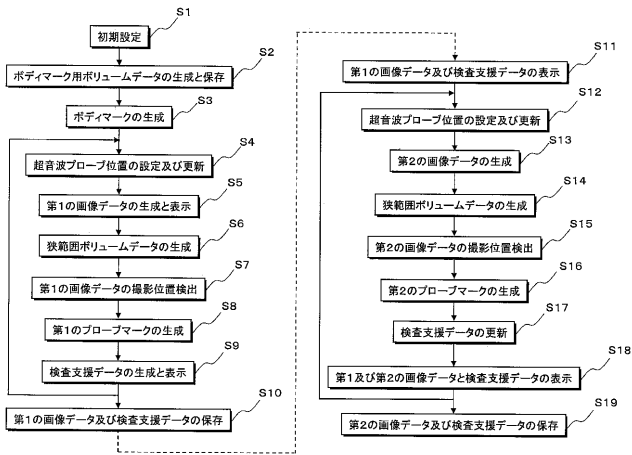
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 山形 仁
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 江馬 武博
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 佐藤 恭子
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 佐藤 俊介
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 EE09 EE12 EE13 GA18 JC03 JC19 JC23 JC29 JC33
JC37 KK12 KK22 KK25 KK32 KK34

专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2009089736A	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2007260280	申请日	2007-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	青柳康太 山形仁 江馬武博 佐藤恭子 佐藤俊介		
发明人	青柳 康太 山形 仁 江馬 武博 佐藤 恭子 佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/GA18 4C601/JC03 4C601/JC19 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/KK34		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在相同的拍摄位置收集过去的图像数据和最新的图像数据。 解决方案：第一 (a) 是通过从对对象的三维区域收集的宽范围体数据 (VD) 和通过将超声探头3布置在对象的合适位置处获得的窄范围VD的算术处理而获得的。检测过去的图像数据的成像位置，并且将具有与成像位置和宽区域VD对应的第一探针标记的检查支持数据与第一图像数据一起存储。接下来，在诊断目标区域的后续观察时，对应于通过使用超声探头3和上述宽范围VD新获取的窄范围VD的计算处理检测到的成像位置的第二探测标记。添加到检查支持数据。然后，移动超声波探头3，使得第二探针标记基本上与第一探针标记匹配，并且比较和显示所收集的第二 (最新) 图像数据和第一图像数据。 [选图]图1

