

(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2009-77941

(P2009-77941A)

(43) 公開日 平成21年4月16日(2009.4.16)

(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 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-249699 (P2007-249699)
(22) 出願日 平成19年9月26日(2007.9.26)

(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 高橋 恭弘
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE30 FF08

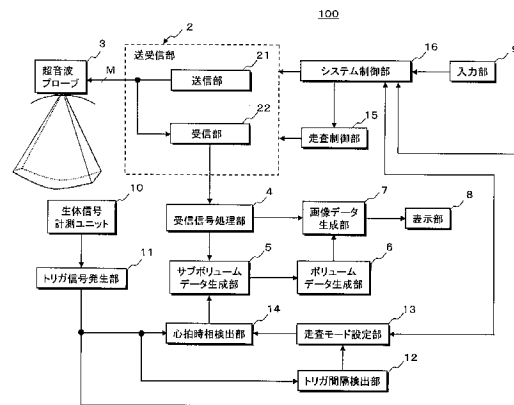
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】心拍同期3次元走査法に使用される心電波形の波形劣化による影響を低減する。

【解決手段】超音波診断装置100の画像データ生成部7は、被検体の3次元領域に対し心拍同期3次元走査モードを適用して収集されたボリュームデータに基づいて時系列的な3次元画像データを生成し、更に、前記3次元領域に対し心拍同期が不要な複数断面走査モードを適用して異なる複数のスライス断面から収集された超音波データに基づいて複数の時系列的な2次元画像データを生成する。一方、走査モード設定部13は、心拍同期3次元走査モードにおける心拍同期を目的として当該被検体の心電波形から生成されたトリガパルスのトリガ間隔が所定の許容時間範囲にあるか否かを判定し、その判定結果に基づいて画像データの収集における走査モードの設定あるいは更新を行なう。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元領域に対して設定された複数の 3 次元サブ領域に対し心拍同期 3 次元走査法を適用して前記 3 次元領域における時系列的な 3 次元画像データを収集する超音波診断装置において、

第 1 の走査モードとしての心拍同期 3 次元走査モードの超音波送受信によって収集した超音波データに基づいて前記 3 次元画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、心拍同期を必要としない第 2 の走査モードの超音波送受信によって収集した超音波データに基づいて第 2 の画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、

前記被検体の心電波形に基づいて前記第 1 の走査モードあるいは前記第 2 の走査モードの設定を行なう走査モード設定手段と、

前記走査モード設定手段から供給される設定情報に基づいて前記第 1 の走査モードあるいは前記第 2 の走査モードの超音波送受信を制御する走査制御手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体の心電波形に基づいてトリガ信号を発生するトリガ信号発生手段と、前記トリガ信号のトリガ間隔を検出するトリガ間隔検出手段を備え、

前記走査モード設定手段は、前記トリガ信号のトリガ間隔に基づいて前記第 1 の走査モードあるいは前記第 2 の走査モードの設定を行なう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 3】

前記トリガ信号発生手段は、前記心電波形と所定閾値との比較によって検出される前記心電波形の R 波を基準として前記トリガ信号を発生することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記走査モード設定手段は、前記トリガ信号のトリガ間隔に基づいて前記第 1 の走査モードから前記第 2 の走査モードへの更新あるいは前記第 2 の走査モードから前記第 1 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記走査モード設定手段は、前記トリガ信号のトリガ間隔が所定の許容時間範囲に含まれているか否かを判定し、この判定結果に基づいて前記第 1 の走査モードあるいは前記第 2 の走査モードの設定や前記第 1 の走査モードから前記第 2 の走査モードへの更新あるいは前記第 2 の走査モードから前記第 1 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記トリガ信号のトリガ間隔が前記許容時間範囲の内部から外部へ変化した場合、前記走査モード設定手段は、前記第 1 の走査モードから前記第 2 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記トリガ信号のトリガ間隔が前記許容時間範囲の外部から内部へ変化した場合、前記走査モード設定手段は、前記第 2 の走査モードから前記第 1 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

時系列的な前記トリガ信号における連続した所定数のトリガ間隔が前記許容時間範囲の内部から外部へ変化した場合、前記走査モード設定手段は、前記第 1 の走査モードから前記第 2 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記トリガ信号が前記許容時間範囲を超えた期間において検出されない場合、前記走査モード設定手段は、前記第 1 の走査モードから前記第 2 の走査モードへの更新を行なうことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記複数の 3 次元サブ領域に対する前記第 1 の走査モードの超音波送受信によって収集した前記超音波データを用いて複数のサブボリュームデータを生成するサブボリュームデータ生成手段と、これらのサブボリュームデータを合成して前記 3 次元領域の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を備え、

前記第 1 の画像データ生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて前記 3 次元画像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 11】

前記第 2 の画像データ生成手段は、前記 3 次元領域に設定された複数のスライス断面から収集される前記超音波データに基づいて複数の 2 次元画像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。

10

【請求項 12】

前記第 1 の画像データ及び前記第 2 の画像データを表示する表示手段を備え、前記表示手段は、前記第 2 の画像データ生成手段によって生成された前記複数の 2 次元画像データを並列時表示することを特徴とする請求項 11 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、心拍同期 3 次元走査法の適用により広範囲な 3 次元領域に対する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。

20

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データや時系列データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブの先端部を体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の 2 次元画像データや 3 次元画像データをリアルタイムで観測することができ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】

3 次元画像データの収集を目的とした従来の 3 次元走査では、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブをその配列方向に対して垂直な方向に移動あるいは回転させながら被検体の 3 次元領域に対して超音波を送受信し、このとき収集したボリュームデータをレンダリング処理することにより 3 次元画像データの生成を行ってきた。又、近年では、複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ（2 次元アレイ超音波プローブ）が実用化されている。この 2 次元アレイ超音波プローブの使用により 3 次元領域に対する超音波送受信は全て電子的な制御で行なうことができるため、3 次元走査に要する時間は大幅に短縮され、検査における操作性は著しく向上した。

30

【0004】

しかしながら、所望の 3 次元領域に対する超音波送受信によって 3 次元データ（ボリュームデータ）を収集する場合、極めて多くの送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、走査領域の大きさ、走査密度等によって略決定されるため空間分解能に優れた広範囲なボリュームデータの収集に多くの時間が要求される。

40

【0005】

一方、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、並列同時受信法によって画像データのリアルタイム性を向上させる方法が開発され、この方法を上述の 3 次元走査に適用することによりボリュームデータの収集に要する時間を短縮することが可能となる。しかしながら、心臓等の拍動性移動の有る臓器に対する 3 次元走査では多くの並列受信数が要求され、これ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という問題点を有していた。

50

【 0 0 0 6 】

このような問題点を解決するために、被検体の診断対象部位を含む 3 次元領域を複数の 3 次元サブ領域に分割し、これらの 3 次元サブ領域から収集された時系列的なボリュームデータ（以下では、サブボリュームデータと呼ぶ。）を心拍時相に基づいて合成する心拍同期 3 次元走査法（Triggered Volume Scan）が提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 0 0 0 7 】

上述の方法では、3 次元領域を構成する複数の 3 次元サブ領域に対し所定期間（例えば、1 心拍期間）の 3 次元走査を順次行ない、このとき得られたサブボリュームデータに心拍時相情報を付加して一旦保存する。そして、複数の 3 次元サブ領域に対するサブボリュームデータの収集が完了したならば、同一の心拍時相において収集されたサブボリュームデータを合成することによって各心拍時相における 3 次元領域のボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータを処理して時系列的なボリュームレンダリング画像データ等の 3 次元画像データや所望スライス断面における M P R（Multi Planar Reconstruction）画像データを生成することにより、前記診断対象部位の所望心拍時相における 3 次元的情報を動画像あるいは静止画像として観察することが可能となる。

10

【特許文献 1】米国特許第 6 5 4 4 1 7 5 号明細書

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

既に述べたように、心拍同期 3 次元走査法を適用して 3 次元サブ領域の各々から収集したサブボリュームデータを心拍時相情報に基づいて合成することにより、広範囲な 3 次元領域に対する時系列的なボリュームデータの生成が可能となる。

20

【 0 0 0 9 】

しかしながら、心拍時相の検出を目的として心電波形から生成されたトリガ信号の間隔（トリガ間隔）が、被検体体表面と E C G 電極との接触不良等に起因して本来の心拍周期に対し著しく異なって検出された場合、前記心拍周期を有したトリガ信号が計測されるまで心拍同期 3 次元走査モードにおけるサブボリュームデータの収集を中断させる必要があった。

【 0 0 1 0 】

例えば、心電波形から生成されたトリガ信号のトリガ間隔が複数心拍時相におけるサブボリュームデータの収集に要する時間より小さい場合、これらの期間において収集されたサブボリュームデータは排除されると共に本来の心拍周期を有したトリガ信号が検出されるまでサブボリュームデータの収集を中断する必要があった。同様に、トリガ信号の検出が不可能になった場合においても、本来の心拍周期を有するトリガ信号が再度検出されるまでサブボリュームデータの収集を中断しなくてはならなかった。このため、3 次元画像データの観察が不可能となる期間（無駄時間）が発生し、診断効率が著しく低下するという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、心拍同期 3 次元走査法を適用して複数のサブボリュームデータを順次収集し、得られたこれらのサブボリュームデータを心拍時相情報に基づいて合成することにより広範囲な 3 次元領域に対する時系列的な画像データを生成する際、心拍時相の検出を目的として心電波形から生成されたトリガ信号の間隔が E C G 電極の接触不良等に起因して本来の心拍周期より著しく異なる場合においても、心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モード等の他の走査モードへ切り替えることにより、被検体の 3 次元領域に対する画像データを常時観察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。

40

【 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、被検体の 3 次

50

元領域に対して設定された複数の3次元サブ領域に対し心拍同期3次元走査法を適用して前記3次元領域における時系列的な3次元画像データを収集する超音波診断装置において、第1の走査モードとしての心拍同期3次元走査モードの超音波送受信によって収集した超音波データに基づいて前記3次元画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、心拍同期を必要としない第2の走査モードの超音波送受信によって収集した超音波データに基づいて第2の画像データを生成する第2の画像データ生成手段と、前記被検体の心電波形に基づいて前記第1の走査モードあるいは前記第2の走査モードの設定を行なう走査モード設定手段と、前記走査モード設定手段から供給される設定情報に基づいて前記第1の走査モードあるいは前記第2の走査モードの超音波送受信を制御する走査制御手段とを備えたことを特徴としている。

10

【発明の効果】**【0013】**

本発明によれば、心拍同期3次元走査法を適用して複数のサブボリュームデータを順次収集し、得られたこれらのサブボリュームデータを心拍時相情報に基づいて合成することにより広範囲な3次元領域に対する時系列的な画像データを生成する際、心拍時相の検出を目的として心電波形から生成されたトリガ信号の間隔がECG電極の接触不良等に起因して本来の心拍周期より著しく異なる場合においても、心拍同期3次元走査モードから複数断面走査モード等の他の走査モードへ切り替えることにより、被検体の3次元領域に対する画像データを常時観察することが可能となる。このため、診断効率が大幅に向上すると共に被検体や操作者の負担が軽減される。

20

【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】**

以下に述べる本発明の実施例における超音波診断装置は、被検体の3次元領域に対し心拍同期3次元走査モード（第1の走査モード）を適用して時系列的な広範囲の3次元画像データを生成する機能と、前記3次元領域に対し複数断面走査モード（第2の走査モード）を適用して異なる複数のスライス断面における時系列的な2次元画像データを生成する機能を有している。そして、心拍同期3次元走査モードにおける心拍同期を目的として当該被検体の心電波形に基づいて生成されたトリガパルスのトリガ間隔が所定の許容時間範囲に含まれるか否かを判定し、この判定結果に基づいて心拍同期3次元走査モードから複数断面走査モードへの更新、あるいは、複数断面走査モードから心拍同期3次元走査モードへの更新を行なう。

30

【0016】

尚、以下の実施例では、上述の3次元領域に対する超音波送受信によって得られた受信信号を処理して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3次元走査領域のボリュームデータを生成する場合について述べるが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成してもよい。又、説明を簡単にするために心拍同期3次元走査モードにおける3次元サブ領域をS1乃至S4、心拍時相を1乃至4とし、複数断面走査モードにおけるスライス断面をP1乃至P3とした場合について述べるが、これらの値に限定されない。

40

【0017】**（装置の構成）**

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と基本的な動作につき図1乃至図10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5及び図6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、サブボリュームデータ生成部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0018】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位を含む3次元領域に対し超

50

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）に変換する複数個の振動素子が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、前記被検体の３次元領域に設定された複数の３次元サブ領域の各々に対する３次元走査によって得られる上述のＢモードデータを３次元サブ領域の識別情報（以下では、サブ領域情報と呼ぶ。）及び心拍時相情報と共に超音波送受信方向に対応させて保存しサブボリュームデータを生成するサブボリュームデータ生成部５と、サブボリュームデータ生成部５から供給される複数のサブボリュームデータをサブ領域情報及び心拍時相情報に基づいて合成し時系列的な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。

10

【００１９】

又、超音波診断装置１００は、ボリュームデータ生成部６から供給されるボリュームデータに基づいた心拍同期３次元走査モードの３次元画像データあるいは前記被検体の３次元領域に設定された複数のスライス断面にて収集されるＢモードデータに基づいた複数断面走査モードの２次元画像データを生成する画像データ生成部７と、この画像データ生成部７によって生成された上述の３次元画像データ及び２次元画像データを表示する表示部８と、被検体情報の入力、スライス数 N_d ($N_d = 3$)及びスライス断面位置の設定、セグメント数 N_s ($N_s = 4$)の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部９を備え、更に、当該被検体の心電波形を計測する生体信号計測ユニット１０と、この心電波形に基づいてトリガ信号を発生するトリガ信号発生部１１と、トリガ信号発生部１１が発生したトリガ信号のトリガ間隔を検出するトリガ間隔検出部１２と、検出されたトリガ間隔に基づいて走査モードの設定あるいは更新を行なう走査モード設定部１３と、トリガ信号発生部１１から供給されるトリガ信号及び走査モード設定部１３から供給される走査モードの設定情報に基づいて当該被検体の心拍時相を検出する心拍時相検出部１４と、走査モード設定部１３から供給される走査モードの設定情報に基づいて送受信部２による超音波走査（即ち、超音波送受信方向）を制御する走査制御部１５と、超音波診断装置１００が備えた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。

20

【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、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気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。

30

【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。

40

【００２２】

送信部２１は、レートパルス発生器２１１と、送信遅延回路２１２と、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を生成して送信遅延回路２１２に供給する。送信遅延回路２１２は、送信に使用される M 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（ p 、 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２１３へ供給する。駆動回路２１３は、送信遅延回路２１２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

50

個の振動素子の中から送信用として選択された M_t ($M_t = M$) 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 22 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 ($M_r = M$) 個の振動素子に対応する M_r チャンネルの A/D 変換器 221 及び受信遅延回路 222 と加算器 223 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 221 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 222 に送られる。

【0024】

受信遅延回路 222 は、所定の深さからの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 (p 、 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 221 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 223 は、受信遅延回路 222 からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路 222 と加算器 223 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 22 の受信遅延回路 222 及び加算器 223 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 21 及び受信部 22 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。

10

【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 (p 、 q) を示したものであり、この場合、振動素子は x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列され、 p 及び 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 15 から供給される走査制御信号に従って送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 における遅延時間が制御され、複数の 3 次元サブ領域に対する心拍同期 3 次元走査モードの超音波送受信及び複数のスライス断面に対する複数断面走査モードの超音波送受信が行なわれる。

20

【0026】

次に、当該被検体の 3 次元領域に対して設定される心拍同期 3 次元走査モードの 3 次元サブ領域と複数断面走査モードのスライス断面につき図 4 を用いて説明する。

30

【0027】

図 4 (a) は、被検体の診断対象部位を含む 3 次元領域 S_0 に設定された心拍同期 3 次元走査モードにおける複数の 3 次元サブ領域を示しており、例えば、3 次元領域 S_0 をセグメント数 N_s ($N_s = 4$) で y 方向に分割することにより 4 つの 3 次元サブ領域 S_1 乃至 S_4 が設定される。一方、図 4 (b) は、前記 3 次元領域 S_0 に対して設定された複数断面走査モードにおける複数のスライス断面を示しており、例えば、スライス数 N_d ($N_d = 3$) のスライス断面 P_1 乃至 P_3 が y 方向に所定間隔で設定される。そして、走査制御部 15 から供給される走査制御信号に基づいて送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 222 の遅延時間を制御することにより、3 次元サブ領域 S_1 乃至 S_4 の各々に対する 3 次元走査及びスライス断面 P_1 乃至 P_3 の各々に対する 2 次元走査が行なわれる。

40

【0028】

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 41 と対数変換器 42 を備えている。包絡線検波器 41 は、受信部 22 の加算器 223 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 42 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 41 と対数変換器 42 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0029】

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

50

【0030】

サブボリュームデータ生成部5は、超音波データ記憶部51、補間処理部52及びサブボリュームデータ記憶部53を備え、超音波データ記憶部51には、3次元サブ領域の各々に対する3次元走査によって得られた受信信号に基づいて受信信号処理部4が生成したBモードデータが超音波送受信方向(p、q)を付帯情報として順次保存される。

【0031】

一方、補間処理部52は、超音波データ記憶部51から3次元サブ領域単位で読み出した複数のBモードデータを超音波送受信方向(p、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ルを補間処理してx方向及びy方向に対し等方的なボクセルで構成されるサブボリュームデータを生成する。そして、3次元サブ領域の各々に対して生成された時系列的なサブボリュームデータは、システム制御部16から供給されるサブ領域情報や心拍時相検出部14から供給される当該被検体の心拍時相情報を付帯情報としてサブボリュームデータ記憶部53に保存される。

10

【0032】

再び図1へ戻って、ボリュームデータ生成部6は、図示しない演算回路とボリュームデータ記憶回路を備えている。前記演算回路は、サブボリュームデータ生成部5のサブボリュームデータ記憶部53に保存されているサブボリュームデータとその付帯情報である心拍時相情報及びサブ領域情報を読み出し、3次元サブ領域の各々にて収集された複数のサブボリュームデータを上述の付帯情報に基づいて合成し広範囲な3次元領域に対する時系列的な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前記ボリュームデータ記憶回路に一旦保存される。

20

【0033】

次に、画像データ生成部7の具体的な構成につき図6のブロック図を用いて説明する。この画像データ生成部7は、図6に示すように、2次元画像データ生成部71と3次元画像データ生成部72を備えている。

【0034】

2次元画像データ生成部71は、図示しない記憶回路を有し、複数断面走査モードにおいて受信信号処理部4が出力したBモードデータを超音波送受信方向(p、q)及びスライス断面P1乃至P3の情報に対応させて前記記憶回路に順次保存することによりスライス断面P1乃至P3(図4(b)参照)における2次元画像データを生成する。

30

【0035】

一方、3次元画像データ生成部72は、心拍同期3次元走査モードにおいてボリュームデータ生成部6から順次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、不透明度・色調設定部721とレンダリング処理部722を備えている。そして、不透明度・色調設定部721は、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、レンダリング処理部722は、不透明度・色調設定部721によって設定された不透明度及び色調を有するボリュームデータを所定の処理プログラムを用いてレンダリング処理し時系列的な3次元画像データを生成する。

40

【0036】

表示部8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、前記表示データ生成部は、複数断面走査モードにおいて画像データ生成部7の2次元画像データ生成部71が生成したスライス断面P1乃至P3における2次元画像データ、あるいは、心拍同期3次元走査モードにおいて画像データ生成部7の3次元画像データ生成部72が生成した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よって生成された表示データに対しD/A変換と表示フォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

【0037】

50

図7は、表示部8のモニタに表示された心拍同期3次元走査モードにおける3次元画像データ及び複数断面走査モードにおける2次元画像データの具体例を示したものであり、図7(a)は、例えば、図4(a)に示した3次元走査領域S0における時系列的な3次元画像データVxを、又、図7(b)は、図4(b)に示したスライス断面P1乃至P3における時系列的な2次元画像データPx1乃至Px3を夫々示している。そして、走査モード設定部13から供給される走査モードの設定/更新情報に基づいて3次元画像データVxあるいは2次元画像データPx1乃至Px3の表示が行なわれる。

【0038】

入力部9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、サブボリュームデータ及びボリュームデータの生成条件の設定、被検体に対する3次元領域の設定、2次元画像データ及び3次元画像データの生成/表示条件の設定、スライス断面の位置やスライス数Nd(Nd=3)の設定、セグメント数Ns(Ns=4)の設定等を必要に応じて行なう。

10

【0039】

生体信号計測ユニット10は、当該被検体の心電波形を計測する機能を有し、被検体体表面に装着され心電波形を検出するECG電極と、このECG電極によって検出された心電波形を所定の振幅に増幅する増幅回路と、増幅された心電波形をデジタル信号に変換するA/D変換器(何れも図示せず)を備えている。

【0040】

トリガ信号発生部11は、例えば、心電波形と所定の閾値とを比較することにより最大値を呈する心電波形のR波を検出し、このR波を基準としてトリガ信号を発生する。そして、トリガ間隔検出部12は、トリガ信号発生部11から供給される時系列的なトリガ信号のトリガ間隔を検出する。

20

【0041】

一方、走査モード設定部13は、上述のトリガ間隔に基づいて心拍同期3次元走査モード及び複数断面走査モードの設定や心拍同期3次元走査モードから複数断面走査モードへの更新あるいは複数断面走査モードから心拍同期3次元走査モードへの更新をシステム制御部16や走査制御部15に対して行なう機能を有しているがその詳細については後述する。

30

【0042】

心拍時相検出部14は、トリガ信号発生部11から供給されるトリガ信号と走査モード設定部13から供給される走査モードの設定/更新情報に基づき、心拍同期3次元走査モードにおいてトリガ信号発生部11から供給されるトリガ信号を基準として当該被検体の心拍時相を検出する。そして、検出された心拍時相の情報は、サブボリュームデータ生成部5において生成される心拍同期3次元走査モードのサブボリュームデータに付帯情報として付加される。

【0043】

走査制御部15は、システム制御部16を介して走査モード設定部13から供給される走査モードの設定/更新情報に基づいて、当該被検体の3次元領域にて設定された複数断面走査モードにおけるスライス断面P1乃至P3及び心拍同期3次元走査モードにおける3次元サブ領域S1乃至S4に対し超音波送受信を順次行なうための走査制御を送信部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。

40

【0044】

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9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/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、3次元画像データの生成及び表示を行なう心拍同期3次元走査モードと複数からなる2次元画像データの生成及び表示を行なう複数断面走査モードの制御を当該被検体の心電波形から得られたトリガ間隔情報に基づいて行なう。

50

【 0 0 4 5 】

上述の心拍同期 3 次元走査モードの 3 次元サブ領域に対する超音波送受信（3 次元走査）の具体例につき図 8 を用いて説明する。尚、図 8（a）は、生体信号計測ユニット 1 0 によって計測された当該被検体の正常な心電波形（ECG）、図 8（b）は、この心電波形の R 波を基準にトリガ信号発生部 1 1 が発生したトリガ信号、図 8（c）は、前記トリガ信号に基づいて 3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4（図 8（d）参照）の各々に対し行なわれる 3 次元走査の順序を示している。

【 0 0 4 6 】

即ち、システム制御部 1 6 は、トリガ信号発生部 1 1 から供給されるトリガ信号のトリガ周期 T_g を計測し、3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 の各々に対する 3 次元走査に要する走査時間 T_{sc} とトリガ周期 T_g に基づいて心拍時相 1 乃至 4 を設定する。そして、走査制御部 1 5 は、送受信部 2 を制御して期間 $[t_1 - t_2]$ において心拍時相 1 乃至 4 の 3 次元サブ領域 S 1 に対し 3 次元走査を順次行ない、更に、期間 $[t_2 - t_3]$ 、期間 $[t_3 - t_4]$ 、期間 $[t_4 - t_5]$ において心拍時相 1 乃至 4 の 3 次元サブ領域 S 2 乃至 S 4 に対し 3 次元走査を行なう。

10

【 0 0 4 7 】

一方、ボリュームデータ生成部 6 は、期間 $[t_1 - t_2]$ 乃至期間 $[t_4 - t_5]$ の心拍時相 1 において収集された 3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 のサブボリュームデータを合成して心拍時相 1 のボリュームデータを生成し、同様に、期間 $[t_1 - t_2]$ 乃至期間 $[t_4 - t_5]$ の心拍時相 2 乃至 4 において収集された 3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 のサブボリュームデータを合成して心拍時相 2 乃至 4 のボリュームデータを生成する。

20

【 0 0 4 8 】

次に、上述の走査モード設定部 1 3 によって行なわれる走査モードの設定 / 更新につき、図 9 乃至図 1 0 を用いて説明する。尚、図 9（a）及び図 1 0（a）は、当該被検体から計測された心電波形の R 波を基準にトリガ信号発生部 1 1 が発生したトリガ信号、図 9（b）及び図 1 0（b）は、前記トリガ信号に基づき 3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 の各々に対して行なわれる 3 次元走査、更に、図 9（c）及び図 1 0（c）は、トリガ信号のトリガ間隔に基づいて設定 / 更新された心拍同期 3 次元走査モード及び複数断面走査モードの期間を夫々示している。

30

【 0 0 4 9 】

図 9 は、トリガ信号発生器 1 1 が発生する正常なトリガ信号のトリガ周期 T_g とサブボリュームデータの収集に要する時間 T_{sc} 及び心拍時相数 N_p （例えば、 $N_p = 4$ ）に基づいて設定された最小時間間隔 T_{min} （ $T_{min} = N_p \cdot T_{sc} < T_g$ ）（即ち、心拍時相 1 乃至 4 におけるサブボリュームデータの収集に要する時間）より小さなトリガ間隔を有するトリガ信号が心拍同期 3 次元走査モードのトリガ間隔検出部 1 2 へ供給された場合に行なわれる走査モードの設定 / 更新と、最小時間間隔 T_{min} より大きく後述する最大時間間隔 T_{max} より小さなトリガ間隔を有するトリガ信号が複数断面走査モードのトリガ間隔検出部 1 2 へ供給された場合に行なわれる走査モードの設定 / 更新を示している。

40

【 0 0 5 0 】

即ち、走査モード設定部 1 3 は、システム制御部 1 6 から供給される最小時間間隔 T_{min} とトリガ間隔検出部 1 2 から供給されるトリガ信号のトリガ間隔を比較する。そして、例えば、図 9（a）及び図 9（b）に示すように、心拍同期 3 次元走査モードの超音波送受信が行なわれた期間 $[t_1 - t_2]$ に後続する期間 $[t_2 - t_3]$ 及び期間 $[t_3 - t_4]$ のトリガ間隔 T_{12} 及び T_{13} が最小時間間隔 T_{min} より小さい場合、走査モードを心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへ更新し、走査モードの更新情報を走査制御部 1 5 に供給する。一方、システム制御部 1 6 を介して前記走査モードの更新情報を受信した走査制御部 1 5 は、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 における遅延時間を制御して複数断面走査モードに対応した超音波送受信を行なう。

50

【 0 0 5 1 】

尚、最小時間間隔 T_{min} より小さなトリガ間隔を有する期間 [$t_2 - t_3$] 及び期間 [$t_3 - t_4$] の心拍同期 3 次元走査モードにおいて収集されたサブボリュームデータは、通常、3 次元画像データの生成に寄与することなく排除される。

【 0 0 5 2 】

一方、期間 [$t_4 - t_8$] において複数断面走査モードの超音波送受信が継続して行なわれた後、期間 [$t_8 - t_9$] において検出されたトリガ間隔 T_{18} が最小時間間隔 T_{min} より大きくトリガ信号発生器 11 が発生する正常なトリガ信号のトリガ周期 T_g に基づいて予め設定された最大時間間隔 T_{max} より小さい場合、走査モード設定部 13 は走査モードを複数断面走査モードから心拍同期 3 次元走査モードへ再度更新し、更新された走査モードの情報を走査制御部 15 へ供給する。そして、前記走査モードの情報を受信した走査制御部 15 は、トリガ間隔 18 と略等しいトリガ間隔を有した期間 [$t_9 - t_{10}$]、期間 [$t_{10} - t_{11}$] … における送信部 21 及び受信部 22 を制御して心拍同期 3 次元走査モードに対応した超音波送受信を行なう。

10

【 0 0 5 3 】

次に、図 10 は、上述の最大時間間隔 T_{max} ($T_{max} > T_g$) より大きなトリガ間隔を有するトリガ信号が心拍同期 3 次元走査モードのトリガ間隔検出部 12 へ供給された場合の走査モードの更新と、最小時間間隔 T_{min} より大きく最大時間間隔 T_{max} より小さなトリガ間隔を有するトリガ信号が複数断面走査モードのトリガ間隔検出部 12 へ供給された場合に行なわれる走査モードの更新を示している。

20

【 0 0 5 4 】

即ち、走査モード設定部 13 は、システム制御部 16 から供給される最大時間間隔 T_{max} とトリガ間隔検出部 12 から供給されるトリガ信号のトリガ間隔を比較し、例えば、心拍同期 3 次元走査モードによる超音波送受信が行なわれた期間 [$t_1 - t_2$] に後続した最大時間間隔 T_{max} を有する期間 [$t_2 - t_3$] において新たなトリガ信号の発生が見られない場合、走査モード設定部 13 は、時刻 t_3 において走査モードを心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへ更新し、走査モードの更新情報を走査制御部 15 へ供給する。そして、前記走査モードの更新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 における遅延時間を制御して複数断面走査モードに対応した超音波送受信を行なう。

30

【 0 0 5 5 】

一方、期間 [$t_3 - t_4$] において複数断面走査モードの超音波送受信が行なわれた後、時刻 t_4 においてトリガ信号が発生した場合、走査モード設定部 13 は時刻 t_4 において走査モードを複数断面走査モードから心拍同期 3 次元走査モードへ再度更新し、走査モードの更新情報を走査制御部 15 へ供給する。そして、前記更新情報を受信した走査制御部 15 は、最小時間間隔 T_{min} より大きく最大時間間隔 T_{max} より小さなトリガ間隔を有した期間 [$t_4 - t_5$]、期間 [$t_5 - t_6$] … における送信部 21 及び受信部 22 を制御して心拍同期 3 次元走査モードに対応した超音波送受信を行なう。

【 0 0 5 6 】

(画像データの生成 / 表示手順)

次に、心拍同期 3 次元走査モード及び複数断面走査モードが適用された当該被検体の 3 次元領域に対する 3 次元画像データ及び 2 次元画像データの生成 / 表示手順につき図 11 のフローチャートを用いて説明する。尚、ここでも説明を簡単にするために心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元サブ領域を S1 乃至 S4、心拍時相を 1 乃至 4、又、複数断面走査モードにおけるスライス断面を P1 乃至 P3 とした場合について述べるが、これらの値に限定されない。

40

【 0 0 5 7 】

心拍同期 3 次元走査モードによる 3 次元画像データあるいは複数断面走査モードによる 2 次元画像データの生成 / 表示に先立ち、超音波診断装置 100 の操作者は、入力部 9 において被検体情報を入力した後、サブボリュームデータ及びボリュームデータの生成条件

50

、被検体に対する 3 次元領域、2 次元画像データ及び 3 次元画像データの生成 / 表示条件、スライス数 N_d ($N_d = 3$) 及びスライス断面位置、セグメント数 N_s ($N_s = 4$) 等の設定を必要に応じて行なう。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 の記憶回路に保存される (図 11 のステップ S 1)。

【0058】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、生体信号計測ユニット 10 に備えられた ECG 電極を被検体体表面に装着して接触不良等が発生していない正常時における標準的な心電波形を計測し、トリガ信号発生部 11 は、この心電波形と予め設定された閾値との比較によって検出した R 波を基準とするトリガ信号を発生する。そして、トリガ間隔検出部 12 は、トリガ信号発生部 11 から供給された時系列的なトリガ信号の標準的なトリガ周期 T_g を検出し、システム制御部 16 は、当該被検体の 3 次元領域をセグメント数 N_s ($N_s = 4$) で分割して形成された 3 次元サブ領域 S_1 乃至 S_4 の各々に対する 3 次元走査に要する走査時間 T_s とトリガ周期 T_g に基づいて心拍時相 ϕ_1 乃至 ϕ_4 を設定する (図 8 参照) (図 11 のステップ S 2)。

10

【0059】

次いで、操作者は、画像データの生成開始コマンドを入力部 9 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画像データの生成が開始される (図 11 のステップ S 3)。

【0060】

画像データの生成に際し、トリガ間隔検出部 12 は、生体信号計測ユニット 10 から供給される当該被検体の心電波形の P 波を基準としてトリガ信号発生部 11 が発生した時系列的なトリガ信号のトリガ間隔 T_x を検出し (図 11 のステップ S 4)、走査モード設定部 13 は、トリガ間隔 T_x の妥当性、即ち、このトリガ間隔 T_x が上述の走査時間 T_s 及び心拍時相数 N_p ($N_p = 4$) に基づく最小時間間隔 T_{min} 及び最大時間間隔 T_{max} によって定義された許容時間範囲に含まれるか否かを判定する (図 11 のステップ S 5)。

20

【0061】

そして、トリガ間隔 T_x が許容時間範囲内にあると判定した場合、走査モード設定部 13 は、走査モードを心拍同期 3 次元走査モードに設定し (図 11 のステップ S 6)、この設定情報をシステム制御部 16 及び走査制御部 15 へ供給する。一方、上述の設定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 に対し心拍同期 3 次元走査モードに対応した走査制御信号を供給する。

30

【0062】

このとき、トリガ信号発生部 11 が発生したトリガ信号をシステム制御部 16 を介して受信した送信部 21 のレートパルス発生器 211 は、システム制御部 16 から別途供給される基準信号を前記トリガ信号に同期させて分周することにより心電波形に同期したレートパルスを生成して送信遅延回路 212 に供給する。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、心拍時相 ϕ_1 の 3 次元サブ領域 S_1 における最初の超音波送受信方向 (θ_1 、 ϕ_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、このレートパルスを M_t 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 M_t 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。

40

【0063】

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 M_r 個の受信用振動素子によって受信されて M_r 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、 M_r 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

50

超音波送受信方向 (1、 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 (1、 1) を付帯情報としてサブ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。

【 0064 】

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 方向に 、 方向に 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 (p、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$)、但し、超音波送受信方向 (1、 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サブ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。

10

【 0065 】

心拍時相 1 の 3 次元サブ領域 S1 に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、サブ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 (p、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$)) 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ルを補間処理して等方的なボクセルで構成されるサブボリュームデータを生成する。次いで、3次元サブ領域 S1 において収集されたサブボリュームデータは、心拍時相検出部 14 から供給される心拍時相 1 の心拍時相情報及びシステム制御部 16 から供給される 3 次元サブ領域 S1 のサブ領域情報を付帯情報としてサブボリュームデータ生成部 5 のサブボリュームデータ記憶部 53 に保存される。

20

【 0066 】

同様の手順により 3 次元サブ領域 S1 の心拍時相 2 乃至 4 におけるサブボリュームデータの収集と保存を行ない、更に、3次元サブ領域 S2 乃至 S4 の各々の心拍時相 1 乃至 4 におけるサブボリュームデータの収集と保存を行なう (図 8 参照)。即ち、サブボリュームデータ生成部 5 のサブボリュームデータ記憶部 53 には、3次元サブ領域 S1 乃至 S4 の各々に対して収集された心拍時相 1 乃至 4 のサブボリュームデータが心拍時相情報及びサブ領域情報を付帯情報として保存される (図 11 のステップ S7)。

30

【 0067 】

3 次元サブ領域 S1 乃至 S4 の各々に対する心拍時相 1 乃至 4 の時系列的なサブボリューム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 6 の演算回路は、サブボリュームデータ生成部 5 のサブボリュームデータ記憶部 53 に保存されているサブボリュームデータとその付帯情報である心拍時相情報及びサブ領域情報を読み出す。そして、これらの付帯情報に基づき、3次元サブ領域 S1 乃至 S4 の各々に対して収集されたサブボリュームデータを心拍時相単位で合成して広範囲な 3 次元領域に対する時系列的な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を自己のボリュームデータ記憶回路に一旦保存する (図 11 のステップ S8)。

40

【 0068 】

次いで、画像データ生成部 7 の 3 次元画像データ生成部 72 は、ボリュームデータ生成部 6 のボリュームデータ記憶回路から順次供給される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 Vx を生成し、表示部 8 のモニタに動画像あるいは所望心拍時相における静止画像として表示する (図 11 のステップ S9)。

【 0069 】

一方、上述のステップ S4 乃至 S9 に示した手順を繰り返すことにより心拍同期 3 次元走査モードにおける時系列的な 3 次元画像データ Vx の生成とその表示を継続的に行なう

50

途中で、走査モード設定部 13 は、トリガ間隔検出部 12 によって検出されたトリガ間隔 T_x が許容時間範囲外にあると判定した場合、走査モードを心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへ更新し (図 11 のステップ S 10)、この更新情報をシステム制御部 16 及び走査制御部 15 へ供給する。

【0070】

上述の更新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 に対し複数断面走査モードに対応した走査制御信号を供給して当該被検体の 3 次元領域に設定されたスライス断面 P1 乃至 P3 に対しステップ S6 と略同様の手順によって 2 次元走査を行なう。そして、画像データ生成部 7 の 2 次元画像データ生成部 71 は、受信信号処理部 4 から順次供給される B モードデータを超音波送受信方向に対応させて保存することによりスライス断面 P1 乃至 P3 における時系列的な 2 次元画像データ P_x1 乃至 P_x3 を生成して表示部 8 のモニタにリアルタイム表示する (図 11 のステップ S11)。

10

【0071】

更に、上述のステップ S4 及び S5 とステップ S10 及び S11 に示した手順を繰り返すことにより複数断面走査モードにおける時系列的な 2 次元画像データ P_x1 乃至 P_x3 の生成とその表示を継続的に行なう途中で、走査モード設定部 13 は、トリガ間隔検出部 12 によって検出されたトリガ間隔 T_x が再び許容時間範囲内にあると判定した場合、走査モードを複数断面走査モードから心拍同期 3 次元走査モードへ更新する (図 11 のステップ S6)。そして、この更新情報を受信したシステム制御部 16 及び走査制御部 15 は、超音波診断装置 100 の各ユニットを制御して心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元画像データの生成と表示を行なう (図 11 のステップ S4 乃至 S9)。

20

【0072】

即ち、ステップ S4 において述べた走査モード設定部 13 におけるトリガ間隔 T_x の判定結果に基づいて、ステップ S6 乃至 S9 に示した心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元画像データ V_x の生成/表示とステップ S10 及び S11 に示した複数断面走査モードにおける 2 次元画像データ P_x1 乃至 P_x3 の生成/表示が交互に行なわれる。

【0073】

以上述べた本発明の実施例によれば、心拍同期 3 次元走査法を適用して複数のサブボリュームデータを順次収集し、得られたこれらのサブボリュームデータを心拍時相情報に基づいて合成することにより広範囲な 3 次元領域に対する時系列的な 3 次元画像データを生成する際、心拍時相の検出を目的として心電波形から生成されたトリガ信号のトリガ間隔が ECG 電極の接触不良等に起因して本来の心拍周期より著しく異なる場合においても、心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへ切り替えることにより、被検体の 3 次元領域に対する画像データを常時観察することが可能となる。このため、診断効率が大幅に向上すると共に被検体や操作者の負担が軽減される。

30

【0074】

特に、心拍同期を不要とする上述の複数断面走査モードによれば、当該被検体の 3 次元領域に設定した複数のスライス断面における 2 次元画像データを同時表示することにより、トリガ信号のトリガ間隔に影響されることなく前記 3 次元領域の情報を観察することが可能となる。

40

【0075】

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、被検体の 3 次元領域に対する超音波送受信によって得られた受信信号を処理して 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心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元画像データ及び複数断面走査モードにおける 2 次元画像データを生成する場合について述べたが、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づいて心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元画像データ及び複数断面走査モードにおける 2 次元画像データを生成してもよい。

50

【 0 0 7 6 】

又、上述の実施例では、心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元サブ領域を S 1 乃至 S 4、心拍時相を 1 乃至 4 とし、複数断面走査モードにおけるスライス断面を P 1 乃至 P 3 とした場合について述べたが、これらに限定されるものではない。

【 0 0 7 7 】

更に、初期設定においてスライス数 N_d 、スライス断面位置、セグメント数 N_s 等の設定を行なう場合について述べたが、これらの設定条件の一部あるいは全ては、例えば、システム制御部 16 の記憶回路に予め保管されていても構わない。

【 0 0 7 8 】

又、サブボリュームデータの合成によって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場合について述べたが、前記ボリュームデータに基づいて所望スライス断面における MPR 画像データを生成してもよい。

【 0 0 7 9 】

更に、被検体に対する 3 次元走査領域の y 方向に対して 3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 やスライス断面 P 1 乃至 P 3 を設定する場合について述べたが、3 次元サブ領域 S 1 乃至 S 4 の設定方向やスライス断面 P 1 乃至 P 3 の設定方向は任意に選択することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 0 】

【 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。

【 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 】 同実施例の心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元サブ領域と複数断面走査モードにおけるスライス断面を示す図。

【 図 5 】 同実施例の超音波診断装置が備えるサブ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 6 】 同実施例の超音波診断装置が備える画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【 図 7 】 同実施例の表示部に表示される心拍同期 3 次元走査モードの 3 次元画像データ及び複数断面走査モードの 2 次元画像データを示す図。

【 図 8 】 同実施例の心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元走査の具体例を示す図。

【 図 9 】 同実施例におけるトリガ信号のトリガ間隔が所定の最小時間間隔より小さな場合に行なわれる心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへの更新を示す図。

【 図 10 】 同実施例におけるトリガ信号のトリガ間隔が所定の最大時間間隔より大きな場合に行なわれる心拍同期 3 次元走査モードから複数断面走査モードへの更新を示す図。

【 図 11 】 同実施例の心拍同期 3 次元走査モードにおける 3 次元画像データ及び複数断面走査モードにおける 2 次元画像データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 1 1 ... レートパルス発生器

2 1 2 ... 送信遅延回路

2 1 3 ... 駆動回路

2 2 ... 受信部

2 2 1 ... A / D 変換器

2 2 2 ... 受信遅延回路

2 2 3 ... 加算器

3 ... 超音波プローブ

10

20

30

40

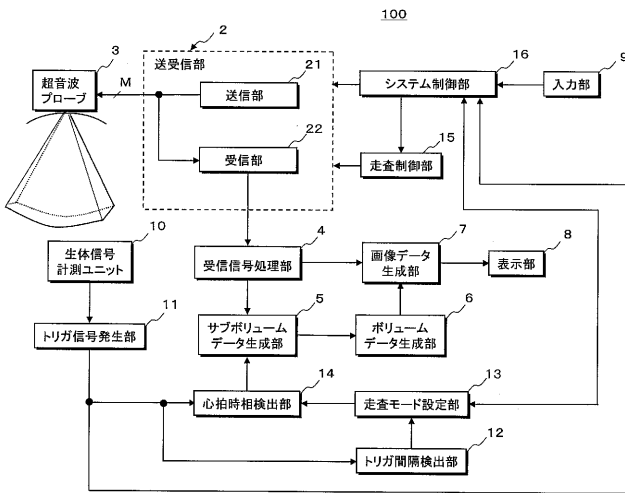
50

- 4 ... 受信信号処理部
- 4 1 ... 包絡線検波器
- 4 2 ... 対数変換器
- 5 ... サブボリュームデータ生成部
- 5 1 ... 超音波データ記憶部
- 5 2 ... 補間処理部
- 5 3 ... サブボリュームデータ記憶部
- 6 ... ボリュームデータ生成部
- 7 ... 画像データ生成部
- 7 1 ... 2次元画像データ生成部
- 7 2 ... 3次元画像データ生成部
- 7 2 1 ... 不透明度・色調設定部
- 7 2 2 ... レンダリング処理部
- 8 ... 表示部
- 9 ... 入力部
- 10 ... 生体信号計測ユニット
- 11 ... トリガ信号発生部
- 12 ... トリガ間隔検出部
- 13 ... 走査モード設定部
- 14 ... 心拍時相検出部
- 15 ... 走査制御部
- 16 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

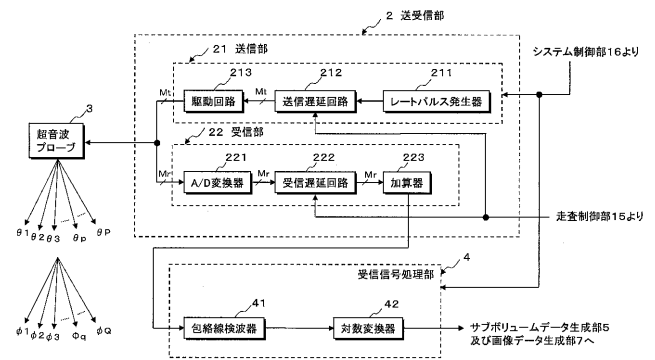
10

20

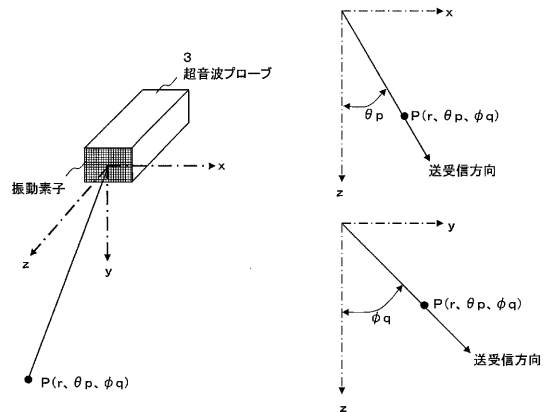
【図1】



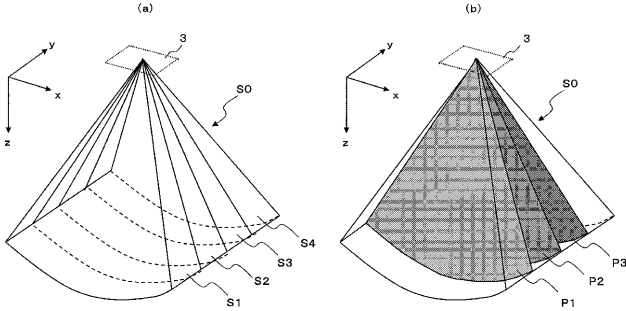
【図2】



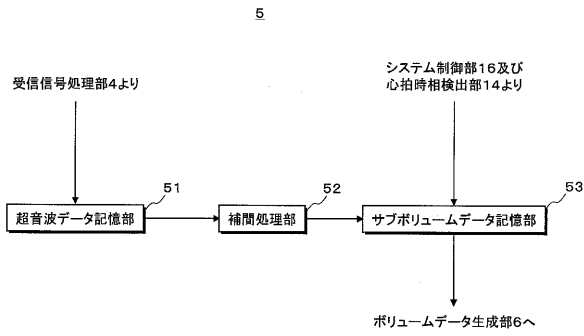
【図3】



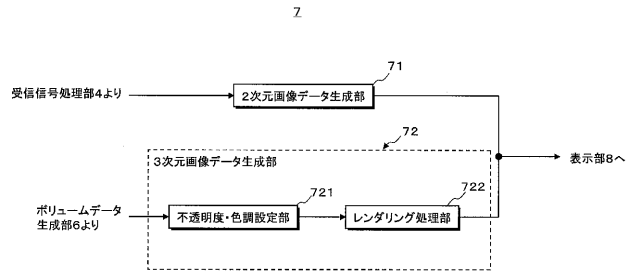
【図4】



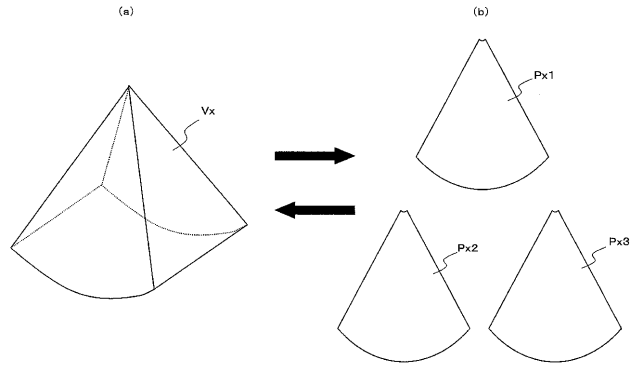
【図5】



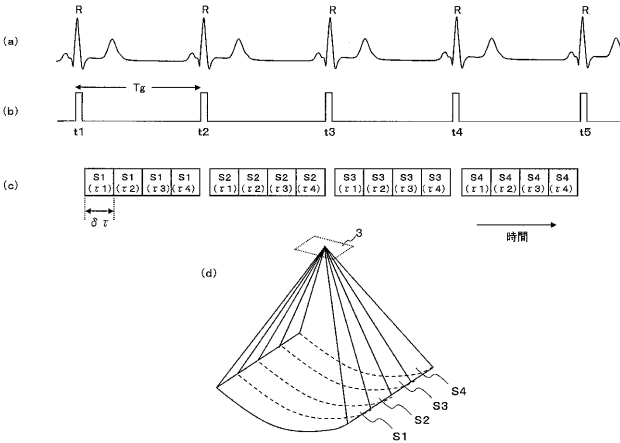
【図6】



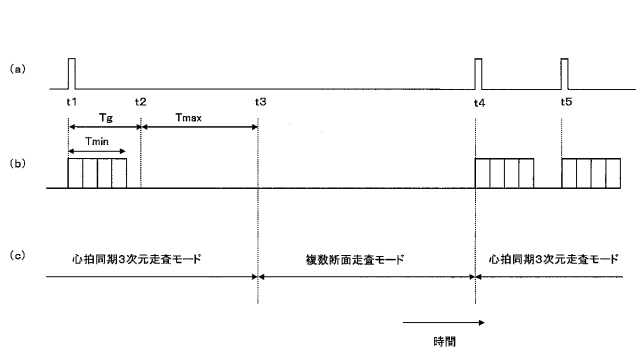
【図7】



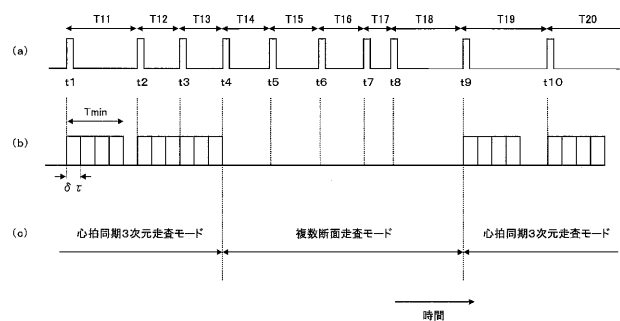
【図8】



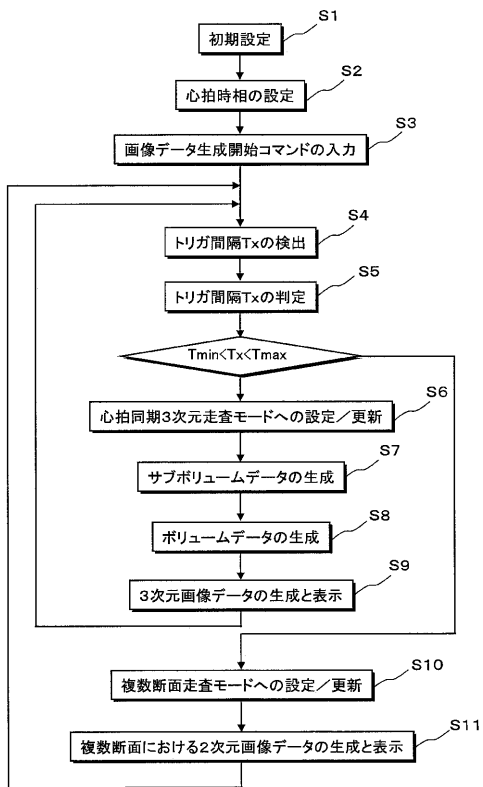
【図10】



【図9】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009077941A	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2007249699	申请日	2007-09-26
[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	高橋恭弘		
发明人	高橋 恭弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/FF08		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少由3D心电图（心电图）门控扫描方法中使用的心跳波形的波形恶化引起的的影响。解决方案：超声诊断系统100的图像数据生成部分7基于通过将3D ECG门控扫描模式应用于对象的3D区域而收集的体数据生成时序3D图像数据，并且还生成多个时间-系列基于从多个不同切片横截面收集的超声数据的2D图像数据，其应用多个横截面扫描模式，不需要对3D区域进行ECG门控。同时，扫描模式设置部分13确定在3D ECG门控扫描模式中为了ECG门控的目的而从对象的心电波形产生的触发脉冲的触发间隔是否在预定的可允许时间范围内。在基于确定结果收集图像数据时设置或更新扫描模式。Z

