(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2009-66188
(P2009-66188A)
(43)公開日　平成21年4月2日(2009.4.2)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/06 (2006.01)	A61B 8/06	4C601

審査請求 未請求　請求項の数 6　ＯＬ　（全 16 頁）

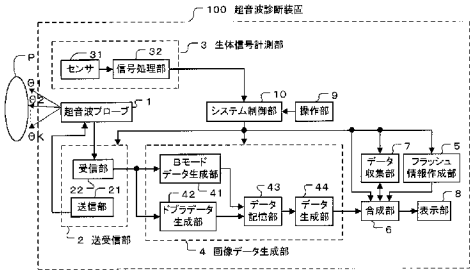
(21)出願番号　特願2007-237741 (P2007-237741)
(22)出願日　平成19年9月13日 (2007.9.13)

(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　鈴木　智子
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 DD03　DE06　EE11　KK31

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】
【課題】高音圧による超音波走査のタイミングを容易に把握することができる超音波診断装置を提供する。
【解決手段】造影剤が投与された被検体Ｐに対して超音波の送受波を行う超音波プローブ１と、被検体Ｐに含まれる造影剤を消滅するために高音圧による超音波走査を行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成するフラッシュ情報作成部５と、フラッシュ情報作成部５で作成されたフラッシュ情報のタイミングで、超音波プローブ１を駆動して高音圧による超音波走査を行う送受信部２と、送受信部２からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成部４とを備え、画像データ生成部４で生成された画像データと共にこの画像データに応じてフラッシュ情報作成部５で作成されたフラッシュ情報を表示部８に表示する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
造影剤が投与された被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、
前記被検体に含まれる造影剤を消滅するために、高音圧による超音波走査を行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成するフラッシュ情報作成手段と、
前記フラッシュ情報作成手段により作成されたタイミングで、前記超音波プローブを駆動して前記高音圧による超音波走査を行う送受信手段と、
前記送受信手段からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データ生成手段により生成された画像データ、又は前記フラッシュ情報作成手段により作成されたフラッシュ情報を表示する表示手段とを
備えることを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記送受信手段は、前記フラッシュ情報作成手段により作成されたフラッシュ情報のタイミング以外のときに前記高音圧よりも低い低音圧による超音波走査を行うことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記フラッシュ情報作成手段は、予め設定された一定の時間間隔毎又は任意の時間間隔毎に前記高音圧による超音波走査を行う予定の時刻と、この時刻に一致したときに前記高音圧による超音波走査を行う現在時刻との関係を相対的に表した第１のスキャン情報を作成することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記フラッシュ情報作成手段は、予め設定された一定の心拍間隔毎又は任意の心拍間隔毎に前記高音圧による超音波走査を行う予定の心拍と、この心拍に一致したときに前記高音圧による超音波走査を行う前記被検体から得られた生体信号との関係を相対的に表した第２のスキャン情報を作成することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記造影剤を投与してからの経過時間を計測するタイマー操作手段を有し、
前記フラッシュ情報作成手段は、前記被検体に対して高音圧による超音波走査を行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成し、更に作成したフラッシュ情報に前記タイマー操作手段により計測されるタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報を作成することを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記画像データ生成手段により生成された画像データ及びこの画像データに応じて前記フラッシュ情報作成手段により作成されたフラッシュ情報を保存する記憶手段と、
前記記憶手段に保存された画像データ及びフラッシュ情報を前記表示手段に再生表示する再生操作が可能な操作手段を有し、
前記操作手段からの再生操作の入力情報に基づいて、前記表示手段に前記記憶手段に保存された画像データと共にこの画像データに応じて作成されたフラッシュ情報を表示するようにしたことを特徴とする請求項１に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、超音波により被検体の体内を画像化し診断を行う超音波診断装置に係り、特に造影剤を投与した被検体の画像データを表示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、被検体に対して超音波を走査して、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の受信信号から被検体組織の画像データを生成してモニタ上に表示するものである。この超音波診断装置による診断方法は、磁気共鳴診断装置やＸ線ＣＴ装置などの画像診断装置に比べ、ベッドサイドで超音波プローブを被検体の体表に

接触させるだけの簡単な操作で、表示部にリアルタイムに画像データを表示することができ、且つ安全性が高いことから、心臓、血管、腹部、泌尿器などの診断に広く用いられている。

【０００３】

近年、静脈投与型の造影剤を用いたコントラストエコー法による超音波診断が普及してきている。このコントラストエコー法は、例えば心臓や腹部臓器などの検査において、静脈から造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。造影剤の主成分である微小気泡が超音波走査により消滅して反射源となり、その濃度が高いほど造影効果は大きくなる。また、超音波走査によって造影剤が消滅する現象を利用して、フラッシュエコーイメージング法と呼ばれる撮像手法が知られている（例えば、特許文献１参照。）。

【０００４】

このイメージング法は、数秒間に１フレームの割合で間欠的に高音圧の超音波走査するもので、その間欠時間の間、関心部位に密集させた造影剤を一度に消滅させて、画像データの関心部位を高い輝度を得ようとする手法である。また、高音圧の超音波走査により微小気泡が消滅した後、その関心部位に還流してくる造影剤を低音圧による超音波走査で連続的に観察するフラッシュ再還流法が知られている（例えば、特許文献２参照。）。

【特許文献１】特開２００１－１７８７２２号公報

【特許文献２】特開２００６－８７６５３号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、従来のフラッシュエコーイメージング法では、表示部に表示された画像データを見ながら検査する操作者にとって、フラッシュエコーがどのフェーズまで進んでいるのか、また高音圧の超音波走査がいつ行われるのかが分からず、画像データの判断を困難なものにしている。

【０００６】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、高音圧による超音波走査のタイミングを容易に把握することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上記問題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、造影剤が投与された被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記被検体に含まれる造影剤を消滅するために、高音圧による超音波走査を行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成するフラッシュ情報作成手段と、前記フラッシュ情報作成手段により作成されたタイミングで、前記超音波プローブを駆動して前記高音圧による超音波走査を行う送受信手段と、前記送受信手段からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データ生成手段により生成された画像データ、又は前記フラッシュ情報作成手段により作成されたフラッシュ情報を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【０００８】

本発明の超音波診断装置によれば、高音圧による超音波走査のタイミングを表したフラッシュ情報を表示部に表示することにより、高音圧による超音波走査のタイミングを容易に把握することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００９】

本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【００１０】

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を、図１乃至図９を参照して説明する。

図１は、本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。この超音波診断装置１００は、被検体Ｐに対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ１と、超音波プローブ１を駆動して超音波走査を行う送受信部２と、被検体Ｐから発する信号を検出する生体信号計測部３とを備えている。

【００１１】

また、送受信部２によって得られた受信信号を処理してＢモード画像データ、ドプラモード画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部４と、画像データ生成部４で生成された画像データに応じて、造影剤が投与された被検体Ｐに含まれる多くの微小気泡を消滅させるための高音圧による超音波走査（バーストスキャン）を間欠的に行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成するフラッシュ情報作成部５とを備えている。

【００１２】

更に、画像データ生成部４で生成された画像データとフラッシュ情報作成部５で作成されたフラッシュ情報を合成して表示データを生成する合成部６と、合成部６で生成された表示データを保存するデータ収集部７と、合成部６で生成された表示データを表示する表示部８と、バーストスキャンを間欠的に行うバーストスキャン条件の設定や各種コマンド信号の入力等を行なう操作部９と、前述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部１０とを備えている。

【００１３】

超音波プローブ１は、被検体Ｐの体表面にその先端面を接触させて超音波の送受波を行なうものであり、一次元に配列した複数個（Ｎ個）の圧電振動子を有している。この圧電振動子は、送波時に電気パルス（超音波駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受波時に被検体Ｐからの超音波反射波（受信超音波）を電気信号（超音波受信信号）に変換する機能を有している。

【００１４】

送受信部２は、超音波プローブ１から送信超音波を発生させるための超音波駆動信号を生成する送信部２１と、超音波プローブ１の圧電振動子から得られる複数チャンネル（Ｎチャンネル）の超音波受信信号に対して整相加算を行なう受信部２２とを備えている。

【００１５】

送信部２１は、被検体Ｐに放射する超音波パルスの繰り返し周期（Ｔｒ）を決定するレートパルスを発生させ、送信にお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超音波を走査するための偏向用遅延時間とを前記レートパルスに与えた後、超音波プローブ１に内蔵されたＮ個の圧電振動子を駆動する超音波駆動パルスを生成する。

【００１６】

そして、システム制御部１０から供給されるバーストスキャン条件の情報に基づいて、そのバーストスキャンのタイミングで高電圧の超音波駆動パルスを生成し、バーストスキャンのタイミング以外のときに高電圧よりも低い低電圧の超音波駆動パルスを生成する。送信部２１からの高電圧の超音波駆動パルスにより、超音波プローブ１は高音圧による超音波走査を行い、低電圧の超音波駆動パルスにより高音圧よりも低い低音圧による超音波走査を行う。

【００１７】

この高音圧による超音波走査により、造影剤が投与された被検体Ｐ内の超音波が走査された範囲に含まれる多くの微小気泡が消滅する。また、低音圧による超音波走査により、高音圧のときよりも少ない微小気泡が消滅する。

【００１８】

なお、高音圧の超音波走査により生成された画像データだけを必要とするとき、低電圧を、超音波の送受波を停止する零の電圧に設定される。

【００１９】

受信部２２は、超音波プローブ１からの微小な超音波受信信号を増幅して十分なＳ／Ｎを確保し、この超音波受信信号に対して所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための集束用遅延時間と超音波の受信指向性を設定するための偏向用遅延

時間とを与えた後、圧電振動子からのＮチャンネルの超音波受信信号を整相加算して１つに纏める。

【００２０】

生体信号計測部３は、被検体Ｐが発する信号を検出するセンサ３１と、センサ３１で検出された信号を増幅し、増幅した信号をデジタル信号に変換して生体信号を生成する信号処理部３２とを備え、信号処理部３２で生成された生体信号はシステム制御部１０に出力される。なお、センサ３１は、心電波形（ＥＣＧ）信号対応、脳波対応、心音対応、血圧波形対応、呼吸波形対応、インピーダンス波形対応等があり、以下ではＥＣＧ信号に対応したセンサ３１を用い、信号処理部３２はセンサ３１から出力されたＥＣＧ信号やこのＥＣＧ信号のＲ波などの生体信号を出力する場合について述べる。

【００２１】

画像データ生成部４は、送受信部２の受信部２２から出力された超音波受信信号からＢモードデータを生成するＢモードデータ生成部４１と、前記受信信号からドプラモードデータを生成するドプラデータ生成部４２と、Ｂモードデータ生成部４１から出力されたＢモードデータやドプラデータ生成部４２から出力されたドプラモードデータを順次保存するデータ記憶部４３と、データ記憶部４３からＢモードデータやドプラモードデータを読み出してＢモード画像データやドプラモード画像データを生成するデータ生成部４４とを備えている。

【００２２】

Ｂモードデータ生成部４１は、受信部２２からの整相加算された超音波受信信号に対して包絡線検波を行った後、対数変換を行う。次いで対数変換した信号をデジタル信号に変換してＢモードデータを生成する。そして、生成したＢモードデータをデータ記憶部４３に出力する。

【００２３】

ドプラデータ生成部４２は、受信部２２からの整相加算された超音波受信信号に対してドプラ偏移周波数を検出しデジタル信号に変換した後、血流情報のみを抽出し、その抽出したドプラ信号に対して自己相関処理を行う。次いで自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値、分散値などを算出してドプラモード画像データを生成する。そして、生成したドプラモード画像データをデータ記憶部４３に出力する。

【００２４】

データ記憶部４３は、Ｂモードデータ生成部４１から出力されたＢモードデータや、ドプラデータ生成部４２から出力されたドプラモードデータを順次保存する。

【００２５】

データ生成部４４は、データ記憶部４３からＢモードデータやドプラモードデータを読み出して、読み出した各データをフレーム毎に超音波走査の信号列からビデオフォーマットの走査信号列に変換してＢモード画像データやドプラモード画像データ等の画像データを生成する。そして、生成した画像データを合成部６に出力する。

【００２６】

なお、造影剤が投与された被検体Ｐの高音圧の超音波走査による撮像から生成された画像データでは、微小気泡の消滅による強力な反射波の造影効果により、被検体Ｐの微小気泡の密度が高い領域ほど高い輝度を呈する。また、低音圧の超音波走査による撮像から生成された画像データでは、造影効果により微小気泡含有領域が高音圧の場合よりも低い高輝度を呈する。そして、高音圧により高輝度を呈した鮮明な画像データを用いて画像診断が行われる。また、高音圧により被検体Ｐの微小気泡が一旦消滅した後に、関心部位に経時的に還流して密集する微小気泡を連続的に低音圧による超音波走査することにより生成される画像データを用いて検査が行われる。

【００２７】

フラッシュ情報作成部５は、システム制御部１０から供給されるバーストスキャン条件、検査開始の操作が行われたときの時刻（検査開始時刻）、画像データを生成するために超音波走査を行う時刻（現在時刻）、生体信号計測部３から得られた生体信号、被検体Ｐ

に造影剤を投与してからの経過時間を計測するタイマー操作が行われたときの時刻（タイマー開始時刻）等の情報に基づいて、バーストスキャンを行うタイミングを表すフラッシュ情報を作成する。そして、作成したフラッシュ情報を合成部６に出力する。

【００２８】

ここで、０．１秒毎、１秒毎、１０秒毎のように一定の時間間隔毎、又は任意の時間間隔毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件が操作部９から設定されると、この条件、現在時刻、及び検査開始時刻の情報に基づいてバーストスキャンを行う予定の時刻と、この時刻に一致したときにバーストスキャンを行う現在時刻との関係を相対的に表した第１のフラッシュ情報を作成する。

【００２９】

また、１心拍毎、５心拍毎、１０心拍毎のように一定の心拍間隔毎、又は任意の心拍間隔毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件が操作部９から設定されると、この条件、検査開始時刻、及び生体信号の情報に基づいてバーストスキャンを行う予定の心拍と、この心拍に一致したときにバーストスキャンを行う生体信号との関係を相対的に表した第２のスキャン情報を作成する。

【００３０】

更に、操作部９からタイマー操作が行われると、第１のフラッシュ情報又は第２のフラッシュ情報に、タイマー操作からの経過時間であるタイマー時間の情報を付加した第３のフラッシュ情報を作成する。

【００３１】

合成部６は、画像データ生成部４のデータ生成部４４から出力された画像データと、この画像データに応じてフラッシュ情報作成部５から出力されたフラッシュ情報を合成して表示データを生成し、生成した表示データを表示部８に出力する。

【００３２】

ここで、データ生成部４４から出力された画像データと、フラッシュ情報作成部５から出力された第１のフラッシュ情報を合成して第１の表示データを生成する。また、データ生成部４４から出力された画像データと、フラッシュ情報作成部５から出力された第２のフラッシュ情報を合成して第２の表示データを生成する。更に、データ生成部４４から出力された画像データと、フラッシュ情報作成部５から出力された第３のフラッシュ情報を合成して第３の表示データを生成する。

【００３３】

データ収集部７は、メモリを備え、合成部６から出力された表示データを保存し、前記メモリに保存された表示データが所定の容量になった時点で、保存を開始した領域に戻り、その領域から順に合成部６から出力される表示データを上書き保存する。そして、操作部９から再生操作が行われると、前記メモリに保存した表示データ（再生表示データ）を合成部６に出力する。

【００３４】

表示部８は、変換回路、ＣＲＴや液晶パネル等のモニタなどを備え、合成部６から出力された表示データや再生表示データをＤ／Ａ変換とテレビフォーマット変換により映像信号に変換して表示や再生表示を行う。

【００３５】

操作部９は、スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと、タッチコマンドスクリーンを備えている。そして、バーストスキャン条件を設定する操作、検査を開始する操作、タイマー操作、超音波プローブ１からの送信超音波を停止させるフリーズ操作、収集した画像データの再生を行う再生操作などの操作を行う。また、被検体ＰのＩＤ、氏名等の被検体情報、視野深度、走査幅、走査線密度等の撮像条件の設定、各種コマンド信号の入力、生成モード（Ｂモード画像データ、ドプラモード画像データ等）の設定等の操作を行う。

【００３６】

システム制御部１０は、ＣＰＵと記憶回路を備え、操作部９から供給される各種の入力

情報を前記記憶回路に保存する。そして、前記ＣＰＵは、これらの情報に基づいて送受信部２、画像データ生成部４、フラッシュ情報作成部５、合成部６、データ収集部７等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。また、生体信号計測部３から出力される生体信号や、現在時刻、検査開始時刻、タイマー開始時刻等の情報をフラッシュ情報作成部５に供給する。

【００３７】

次に、図１乃至図５を参照して、フラッシュ情報作成部５で作成される第１乃至第３のフラッシュ情報の詳細を説明する。図２は、第１のフラッシュ情報の構成の一例を示す図である。図３は、第２のフラッシュ情報の構成の一例を示す図である。図４は、第１のフラッシュ情報にタイマー時間が付加された第３のフラッシュ情報の構成の一例を示す図である。図５は、第２のフラッシュ情報にタイマー時間が付加された第３のフラッシュ情報の構成の一例を示す図である。

【００３８】

図２は、第１のフラッシュ情報の構成の一例を示した図である。この第１のフラッシュ情報５１は、時間の目盛りが記された時間軸５２と、この時間軸５２上に配置されたバーストスキャン条件を表すバーストスキャンマーク５３と、時間軸５２上に配置され、現在時刻を検査開始時刻からの経過時間として表す現時間マーク５４とにより構成される。

【００３９】

バーストスキャンマーク５３は、操作部９から設定された例えば１０秒毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件に基づいて、時間軸５２上に１０秒間隔で配置されるバーストスキャンマーク５３ａ１乃至５３ａｍにより構成される。

【００４０】

現時間マーク５４は、検査開始時刻からの経過時間が０秒に当たる時間軸５２の目盛りである「０」（初期位置）から時間軸５２上を矢印Ｌ１方向に移動する。

【００４１】

そして、初期位置と、検査開始時刻からの経過時間が１０秒に当たる目盛りである「１０」に位置するバーストスキャンマーク５３ａ１の間を移動する第１工程において、超音波プローブ１から低音圧による超音波の走査が行われる。次いで、バーストスキャンマーク５３ａ１に一致する位置から例えば１～２秒の所定の時間Ｔで移動する第２工程において、超音波プローブ１から高音圧による超音波の走査が行われる。

【００４２】

更に、経過時間が{１０×（ｍ－１）}秒（ｍ≧３）に当たる目盛りである「１０×（ｍ－１）」に位置するバーストスキャンマーク５３ａ（ｍ－１）から時間Ｔ後の位置と、経過時間が（１０×ｍ）秒に当たる目盛りである「１０×ｍ」に位置するバーストスキャンマーク５３ａｍの間を移動する第（２×ｍ－１）工程において、超音波プローブ１から低音圧による超音波の走査が行われる。次いで、バーストスキャンマーク５３ａｍに一致する位置から時間Ｔで移動する第（２×ｍ）工程において、超音波プローブ１から高音圧による超音波の走査が行われる。

【００４３】

このように、予め設定された一定又は任意の時間間隔毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件に基づいて、バーストスキャンを行う予定の時刻と、この時刻に一致したときにバーストスキャンを行う現在時刻の関係を相対的に表した第１のフラッシュ情報５１を作成することができる。

【００４４】

図３は、第２のフラッシュ情報の構成の一例を示した図である。この第２のフラッシュ情報５１ｂは、心拍の目盛りが記された心拍軸５２ｂと、この心拍軸５２ｂ上に配置されたバーストスキャン条件を表すバーストスキャンマーク５３ｂと、心拍軸５２ｂ上に配置され、システム制御部１０から供給される生体信号を、検査開始時刻からの被検体Ｐの心拍数として表す現心拍数マーク５４ｂとより構成される。なお、心拍軸５２ｂを、ＥＣＧ波形を模式的に表した心拍軸を用いるようにしてもよい。これにより、第２のフラッシュ

情報を表示部８に表示したとき、被検体Ｐの生体信号に基づいてバーストスキャンのタイミングを設定していることを容易に認識することができる。

【００４５】

バーストスキャンマーク５３ｂは、操作部９から設定された例えば５心拍間隔毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件に基づいて、心拍軸５２ｂ上に５心拍間隔で配置されるバーストスキャンマーク５３ｂ１乃至５３ｂｎにより構成される。

【００４６】

現心拍数マーク５４ｂは、検査開始時刻からシステム制御部１０により供給される被検体Ｐの例えばＲ波に同期した心拍数が０回に当たる心拍軸５２ｂの目盛りである「０」（初期位置）から心拍軸５２ｂ上を矢印Ｌ１方向に移動する。

【００４７】

そして、初期位置と、検査開始時刻からの心拍数が５回目に当たる目盛りである「５」に位置するバーストスキャンマーク５３ｂ１の間を移動する第１工程において、超音波プローブ１から低音圧による超音波の走査が行われる。次いで、バーストスキャンマーク５３ｂ１に一致する位置から所定の時間Ｔで移動する第２工程において、超音波プローブ１から高音圧による超音波の走査が行われる。

【００４８】

更に、心拍数が{５×（ｎ－１）}回目（ｎ≧３）に当たる目盛りである「５×（ｎ－１）」に位置するバーストスキャンマーク５３ｂ（ｎ－１）から時間Ｔ後の位置と、（５×ｎ）回目に当たる目盛りである「５×ｎ」に位置するバーストスキャンマーク５３ｂｎの間を移動する第（２×ｎ－１）工程において、超音波プローブ１から低音圧による超音波の走査が行われる。次いで、バーストスキャンマーク５３ｂｎに一致する位置から時間Ｔで移動する第（２×ｎ）工程において、超音波プローブ１から高音圧による超音波の走査が行われる。

【００４９】

なお、心拍軸５２ｂの目盛りである例えば「５×（ｎ－１）」から「５×ｎ」までの現心拍マーク５４ｂの移動速度を、「５×（ｎ－１）」を心拍軸５２ｂの「０」から「５×（ｎ－１）」までの移動に要した時間、又はそれ以前の所定の心拍をも含む心拍回数をこの心拍回数の時間をも含む時間で除した速度に設定して連続的に移動する。そして、システム制御部１０から（５×ｎ）回目の生体信号が供給されたときに、現心拍マーク５４ｂが「５×ｎ」上に位置しない場合に「５×ｎ」に高速移動して補正する。

【００５０】

このように、予め設定された一定又は任意の心拍間隔毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件に基づいて、バーストスキャンを行う予定の心拍と、この心拍に一致したときにバーストスキャンを行う被検体Ｐから得られた生体信号との関係を相対的に表した第２のフラッシュ情報５１ｂを作成することができる。

【００５１】

図４は、第１のフラッシュ情報にタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報の例を示した図である。この第３のフラッシュ情報５１ｃは、例えば図２の第１のフラッシュ情報５１が表示部８に表示されているとき、操作部９からタイマー操作が行われるとフラッシュ情報作成部５で作成される。

【００５２】

第３のフラッシュ情報５１ｃが第１のフラッシュ情報５１と異なる点は、タイマー操作を行ってからのタイマー時間を表すタイマーマーク５４ｃ、及びタイマー時間の目盛りであるタイマー目盛り５５が追加配置されている点である。

【００５３】

タイマーマーク５４ｃは、現時間マーク５４が時間軸５２の例えば「７」の位置にあるときにタイマー操作が行われると、時間軸５２の「７」の位置を初期位置として配置される。そして、現時間マーク５４と同じ速度でＬ１方向に移動する。タイマー目盛り５５は、時間軸５２に平行に配置され、初期位置におけるタイマーマーク５４ｃの近傍にタイマ

ー時間が０秒である「０」が配置される。

【００５４】

そして、タイマーマーク５４ｃは、現時間マーク５４が指している時間軸５２の目盛りから７を差し引いたタイマー目盛り５５の目盛りを指している。

【００５５】

このように、被検体Ｐに造影剤を投与してからの経過時間を計測するタイマー操作に基づいて、第１のフラッシュ情報５１にタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報５１ｃを作成することができる。

【００５６】

図５は、第２のフラッシュ情報にタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報の例を示した図である。この第３のフラッシュ情報５１ｄは、例えば図３の第２のフラッシュ情報５１ｂが表示部８に表示されているとき、操作部９からタイマー操作が行われるとフラッシュ情報作成部５で作成される。

【００５７】

第３のフラッシュ情報５１ｄが第２のフラッシュ情報５１ｂと異なる点は、タイマー操作を行ってからのタイマー時間を表すタイマーマーク５４ｄ、及びタイマー時間の目盛りであるタイマー目盛り５５ｄが追加配置されている点である。

【００５８】

タイマーマーク５４ｄは、現心拍マーク５４ｂが心拍軸５２ｂの例えば「５」の位置にあるときにタイマー操作が行われると、心拍軸５２ｂの「５」の位置を初期位置として配置される。そして、現心拍マーク５４ｂと同じ速度でＬ１方向に移動する。タイマー目盛り５５ｄは、心拍軸５２ｂに平行に配置され、初期位置におけるタイマーマーク５４ｄの近傍にタイマー時間が０秒である「０」が配置される。

【００５９】

そして、タイマーマーク５４ｄは、現心拍マーク５４ｂが指している心拍軸５２ｂの目盛りから５を差し引いたタイマー目盛り５５ｄの目盛りを指している。

【００６０】

このように、被検体Ｐに造影剤を投与してからの経過時間を計測するタイマー操作に基づいて、第２のフラッシュ情報５１ｂにタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報５１ｄを作成することができる。

【００６１】

以下、図１乃至図９を参照して、実施例に係る超音波診断装置１００の動作の一例を説明する。図６は、超音波診断装置１００の動作を示すフローチャートである。図７は、表示部８に表示された第１の表示データを示す図である。図８は、表示部８に表示された第３の表示データを示す図である。図９は、表示部８に表示された第３の表示データを示す図である。

【００６２】

図６において、システム制御部１０の記憶回路には、被検体Ｐの造影超音波検査を行うためのＢモード画像データの生成モードを含む撮像条件、被検体情報、例えば１０秒毎にバーストスキャンを行うバーストスキャン条件等の入力情報が保存されている。被検体Ｐの関心部位に超音波プローブ１を当て、操作部９から検査開始の操作を行うことにより、超音波診断装置１００は、超音波撮像を開始する（ステップＳ１）。

【００６３】

システム制御部１０は、送受信部２、画像データ生成部４、フラッシュ情報作成部５、合成部６、及びデータ収集部７の各ユニットに対して超音波撮像の制御を行う。また、バーストスキャン条件、現在時刻、検査開始時刻、生体信号計測部３から出力された生体信号等の情報をフラッシュ情報作成部５に供給する。

【００６４】

送受信部２の送信部２１は、システム制御部１０から供給されるバーストスキャン条件の情報に基づいて、まず低電圧の超音波駆動パルスを生成して超音波プローブ１に出力し

、低音圧による超音波走査を行う。受信部２２は、低音圧による超音波走査に応じて受信した超音波受信信号を処理して画像データ生成部４に出力する。

【００６５】

画像データ生成部４のＢモードデータ生成部４１は、受信部２２から受信した信号からＢモードデータを生成して、データ記憶部４３に順次保存する。データ生成部４４は、データ記憶部４３からＢモードデータを読み出してＢモード画像データを生成し、生成したＢモード画像データを合成部６に出力する。

【００６６】

フラッシュ情報作成部５は、システム制御部１０から供給されるバーストスキャン条件、現在時刻、検査開始時刻等の情報に基づいて第１のフラッシュ情報を作成し、作成した第１のフラッシュ情報を合成部６に出力する。合成部６は、データ生成部４４から出力されたＢモード画像データと、このＢモード画像データに応じてフラッシュ情報作成部５から出力された第１のフラッシュ情報を合成して第１の表示データを生成する。そして、生成した第１の表示データをデータ収集部７及び表示部８に出力する。表示部８は、合成部６から出力された第１の表示データをリアルタイムに表示する（ステップＳ２）。

【００６７】

図７は、表示部８にリアルタイムに表示された第１の表示データを示した図である。この第１の表示データ７１は、例えば不鮮明な血管データ７３を含むＢモード画像データ７２、及びこのＢモード画像データ７２の下に配置された例えば図２の第１のフラッシュ情報５１により構成される。Ｂモード画像データ７２は、第１のフラッシュ情報５１の現時間マーク５４が初期位置における現在時刻に、低音圧の超音波走査により生成された画像データである。

【００６８】

このように、Ｂモード画像データ７２と共に、バーストスキャンを行う予定の時刻と、この時刻に一致したときにバーストスキャンを行うＢモード画像データ７２のフェーズを表した現在時刻との関係を相対的に表した第１のフラッシュ情報５１を表示部８に表示することができる。これにより、バーストスキャンのタイミング、表示部８に表示された画像データのフェーズを容易に把握することができる。

【００６９】

検査開始操作の例えば７秒後に被検体Ｐに造影剤の投与を開始すると共に、操作部９からタイマー操作が行われると、システム制御部１０は、タイマー開始時刻、現在時刻等の情報をフラッシュ情報作成部５に出力する。

【００７０】

フラッシュ情報作成部５は、システム制御部１０から供給されるタイマー開始時刻、現在時刻等の情報に基づいて第３のフラッシュ情報を作成し、作成した第３のフラッシュ情報を合成部６に出力する。合成部６は、データ生成部４４から出力されたＢモード画像データと、このＢモード画像データに応じてフラッシュ情報作成部５から出力された第３のフラッシュ情報を合成して第３の表示データを生成する。そして、生成した第３の表示データをデータ収集部７及び表示部８に出力する。表示部８は、合成部６から出力された第３の表示データをリアルタイムに表示する（図６のステップＳ３）。

【００７１】

図８は、表示部８にリアルタイムに表示された第３の表示データを示した図である。この第３の表示データ７４は、図７のＢモード画像データ７２と生成時刻が異なるだけの不鮮明な血管データ７３ａを含むＢモード画像データ７２ａ、及びこのＢモード画像データ７２ａの下に配置された例えば図４の第３のフラッシュ情報５１ｃにより構成される。

【００７２】

Ｂモード画像データ７２ａは、図７に示した第１のフラッシュ情報５１の現時間マーク５４が時間軸５２の「７」まで移動した時刻における低音圧の超音波走査により生成された画像データである。

【００７３】

このように、Ｂモード画像データ７２ａと共に、バーストスキャンを行う予定の時刻と、この時刻に一致したときにバーストスキャンを行うＢモード画像データ７２ａのフェーズを表した現在時刻と、タイマー時間との関係を相対的に表した第３のフラッシュ情報５１ｃを表示部８に表示することができる。これにより、バーストスキャンのタイミング及び表示部８に表示された画像データのフェーズを容易に把握することができる。また、現在時刻の進行とタイマー時間の進行の対比が可能となり、バーストスキャンのタイミングと被検体Ｐへの造影剤投与後の経過時間の関係を容易に把握することができる。

【００７４】

その後、表示部８に表示された第３の表示データ７４の血管データ７３ａに当たる被検体Ｐの部分に造影剤が密集した検査開始操作の例えば｛１０×（ｍ－１）｝秒後に、送受信部２は、高電圧の超音波駆動パルスを生成して超音波プローブ１に出力し、高音圧による超音波走査を行う。被検体Ｐ内の超音波走査範囲の多くの微小気泡は消滅し、この消滅により増強された反射波を受信する。そして、受信した超音波受信信号を処理して画像データ生成部４に出力する。画像データ生成部４は、送受信部２から受信した信号に基づいてＢモード画像データを生成し、生成したＢモード画像データを合成部６に出力する。

【００７５】

フラッシュ情報作成部５は、システム制御部１０から供給される現在時刻等の情報に基づいて第３のフラッシュ情報を作成し、作成した第３のフラッシュ情報を合成部６に出力する。合成部６は、データ生成部４４から出力されたＢモード画像データと、このＢモード画像データに応じてフラッシュ情報作成部５から出力された第３のフラッシュ情報を合成して第３の表示データを生成する。そして、生成した第３の表示データをデータ収集部７及び表示部８に出力する。表示部８は、合成部６から出力された第３の表示データをリアルタイムに表示する（図６のステップＳ４）。

【００７６】

図９は、表示部８にリアルタイムに表示された第３の表示データを示した図である。この第３の表示データ７４ａは、血管データ７３ｂを含むＢモード画像データ７２ｂ、及びこのＢモード画像データ７２ｂの下に配置された第３のフラッシュ情報５１ｅにより構成される。

【００７７】

第３のフラッシュ情報５１ｅの現時間マーク５４は、図７に示した第１のフラッシュ情報５１の初期位置から時間軸５２の「１０×（ｍ－１）」まで移動し、バーストスキャンマーク５３ａ（ｍ－１）の位置に一致している。また、タイマーマーク５４ｃは、図８に示した第３のフラッシュ情報５１ｃの初期位置からタイマー目盛り５５の「１０×ｍ－１７」の位置まで移動している。

【００７８】

Ｂモード画像データ７２ｂは、現時間マーク５４がバーストスキャンマーク５３ａ（ｍ－１）の位置に一致した時刻における高音圧の超音波走査により生成された画像データである。Ｂモード画像データ７２ｂの血管データ７３ｂは、図７に示したＢモード画像データ７２の血管データ７３に密集した多くの微小気泡が高音圧による超音波走査で消滅することにより、輝度が増強されている。

【００７９】

このように、バーストスキャンにより生成されたＢモード画像データ７２ｂと共に、その後のバーストスキャンを行う予定の時刻と、この時刻に一致した現在時刻と、タイマー時間との関係を相対的に表した第３のフラッシュ情報５１ｅを表示部８に表示することができる。

【００８０】

その後、次のバーストスキャンが行われるまでの間、低音圧の超音波走査により、被検体Ｐの図９に示した血管データ７３ｂの部分に微小気泡が流入して密集する様子を、血管データ７３ｂよりも弱い輝度の増強によって変化する例えばフラッシュ再還流法により生成されるＢモード画像データが、第３のフラッシュ情報と共にリアルタイムに表示部８に

表示される。

【００８１】

表示部８に表示されたタイマー時間又はＢモード画像データに基づいて、造影剤投与後の所定の時間、又は血管データの部分の輝度が変化していくＢモード画像データが検査に有用な画像データであると判断した操作者により、表示部８に表示された第３のフラッシュ情報の現時間マーク５４が例えば時間軸５２の「１０×ｍ」の位置にあるとき、操作部９からフリーズ操作が行われると、送受信部２は、超音波の走査を停止する。表示部８には、フリーズ操作が行われたときの静止した第３の表示データが表示される。

【００８２】

そして、検査に有用と判断したＢモード画像データを確認するために、そのＢモード画像データを含む第３の表示データを再生表示する再生操作が操作部９から行われると、データ収集部７は、内部のメモリに保存した再生表示データを合成部６に出力する。合成部６は、データ収集部７から出力された再生表示データを表示部８に再生表示する（図６のステップＳ５）。

【００８３】

表示部８には、例えば図９に示した第３の表示データ７４が表示される。そして、操作部９の例えばトラックボールを用いて、表示部８に表示された第３のフラッシュ情報５１ｅの現時間マーク５４をＬ１方向又はＬ１方向とは反対方向に１フレーム毎に移動するフレーム再生操作を行うと、現時間マーク５４の時間軸５２に対応するフェーズの超音波走査により生成されたＢモード画像データを含む再生表示データが再生表示される。また、操作部９からループ再生操作を行うと、データ収集部７のメモリに保存されたすべてのフレームの再生表示データが古い順に連続して繰り返して再生表示される。

【００８４】

このように、Ｂモード画像データと共に、このＢモード画像データのフェーズを表した現時間マーク５４を有する第３のフラッシュ情報を表示部８に再生表示することができる。これにより、表示部８に表示された第３のフラッシュ情報に基づいて、造影剤投与後に生成された、又はバーストスキャンにより生成された、又はバーストスキャン後にフラッシュ再還流法により生成された所望のＢモード画像データを表示部８に容易に再生表示することができる。

【００８５】

再生表示により検査を終え、操作部９から検査終了の操作が行われると、システム制御部１０は、送受信部２、画像データ生成部４、フラッシュ情報作成部５、合成部６、及びデータ収集部７の各ユニットに対して超音波撮像の停止を指示する。そして、超音波診断装置１００は、検査を終了する（図６のステップＳ６）。

【００８６】

以上述べた本発明の実施例によれば、造影剤が投与された被検体Ｐに対してバーストスキャンを行うタイミングを表す第１及び第２のフラッシュ情報を作成し、作成した各第１及び第２のフラッシュ情報を画像データと共に表示部８に表示することができる。これにより、バーストスキャンが行われるタイミング、表示部８に表示された画像データのフェーズを容易に把握することができ、検査を迅速に行うことができる。

【００８７】

また、第３のフラッシュ情報を作成し、作成した第３のフラッシュ情報を画像データと共に表示部８に表示することができる。これにより、バーストスキャンのタイミング、表示部８に表示された画像データのフェーズ、被検体Ｐへの造影剤投与後の経過時間、及びバーストスキャンのタイミングと被検体Ｐへの造影剤投与後の経過時間の関係を容易に把握することができ、検査を迅速に行うことができる。

【００８８】

更に、画像データと共に、この画像データのフェーズを表した第１及び第２のフラッシュ情報を表示部８に再生表示することができる。また、画像データと共に、この画像データのフェーズ及びタイマー時間の関係を相対的に表した第３のフラッシュ情報を表示部８

に再生表示することができる。これにより、バーストスキャンにより生成された、又はバーストスキャン後に生成された、又は造影剤投与後に生成された所望のフェーズの画像データを表示部８に容易に再生表示することができ、検査を迅速に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００８９】

【図１】本発明に係る超音波診断装置の実施例の構成を示すブロック図。

【図２】本発明の実施例に係る第１のフラッシュ情報の構成の一例を示す図。

【図３】本発明の実施例に係る第２のフラッシュ情報の構成の一例を示す図。

【図４】本発明の実施例に係る第１のフラッシュ情報にタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報の構成の一例を示す図。

【図５】本発明の実施例に係る第２のフラッシュ情報にタイマー時間を付加した第３のフラッシュ情報の構成の一例を示す図。

【図６】本発明の実施例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図７】本発明の実施例に係る表示部に表示された第１の表示データを示す図。

【図８】本発明の実施例に係る表示部に表示された第３の表示データを示す図。

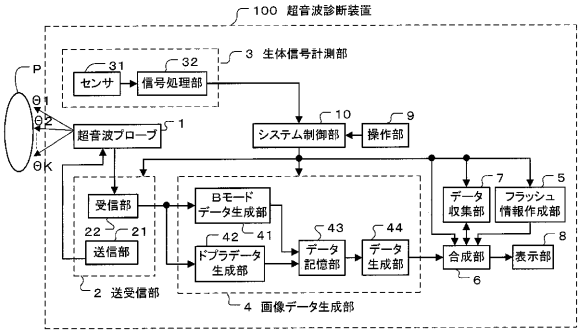
【図９】本発明の実施例に係る表示部に表示された第３の表示データを示す図。

【符号の説明】

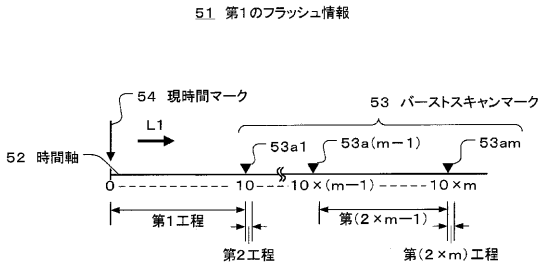
【００９０】

Ｐ　被検体
１　超音波プローブ
２　送受信部
３　生体信号計測部
４　画像データ生成部
５　フラッシュ情報作成部
６　合成部
７　データ収集部
８　表示部
９　操作部
１０　システム制御部
２１　送信部
２２　受信部
３１　センサ
３２　信号処理部
４１　Ｂモードデータ生成部
４２　ドプラデータ生成部
４３　データ記憶部
４４　データ生成部
１００　超音波診断装置

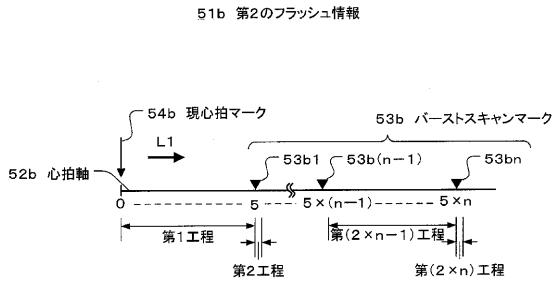
【図１】


100 超音波診断装置
3 生体信号計測部
31
センサ
32
信号処理部
P
θ1
θ2
θK
超音波プローブ
1
10
システム制御部
9
操作部
受信部
22
21
送信部
2 送受信部
Bモード
データ生成部
42
41
ドプラデータ
生成部
43
データ
記憶部
44
データ
生成部
4 画像データ生成部
7
データ
収集部
5
フラッシュ
情報作成部
合成部
6
8
表示部

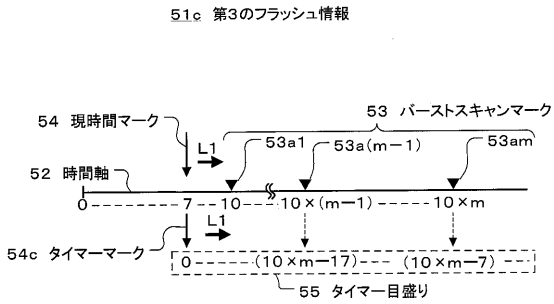
【図２】


51 第1のフラッシュ情報
54 現時間マーク
53 バーストスキャンマーク
L1
52 時間軸
53a1
53a(m−1)
53am
0
10
10×(m−1)
10×m
第1工程
第2工程
第(2×m−1)
第(2×m)工程

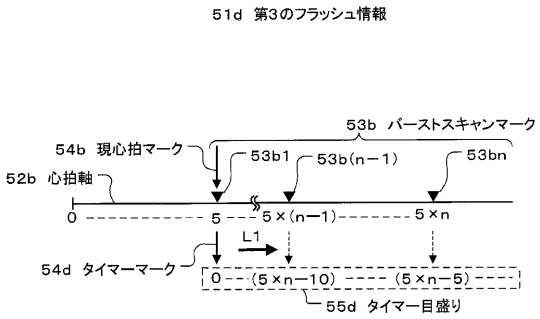
【図３】


51b 第2のフラッシュ情報
54b 現心拍マーク
53b バーストスキャンマーク
L1
52b 心拍軸
53b1
53b(n−1)
53bn
0
5
5×(n−1)
5×n
第1工程
第(2×n−1)工程
第2工程
第(2×n)工程

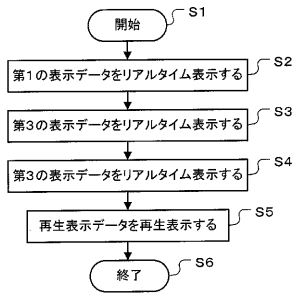
【図４】


51c 第3のフラッシュ情報
54 現時間マーク
53 バーストスキャンマーク
L1
53a1
53a(m−1)
53am
52 時間軸
0
7
10
10×(m−1)
10×m
L1
54c タイマーマーク
0
(10×m−17)
(10×m−7)
55 タイマー目盛り

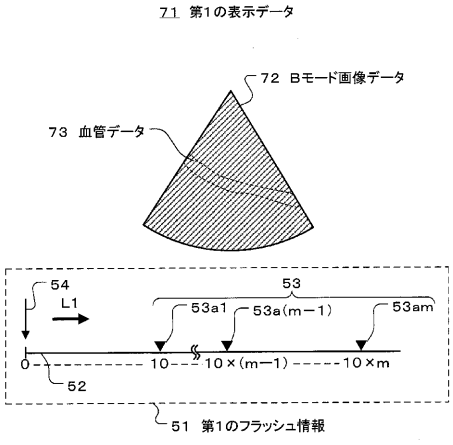
【図５】


51d 第3のフラッシュ情報
53b バーストスキャンマーク
54b 現心拍マーク
53b1
53b(n−1)
53bn
52b 心拍軸
0
5
5×(n−1)
5×n
L1
54d タイマーマーク
0
(5×n−10)
(5×n−5)
55d タイマー目盛り

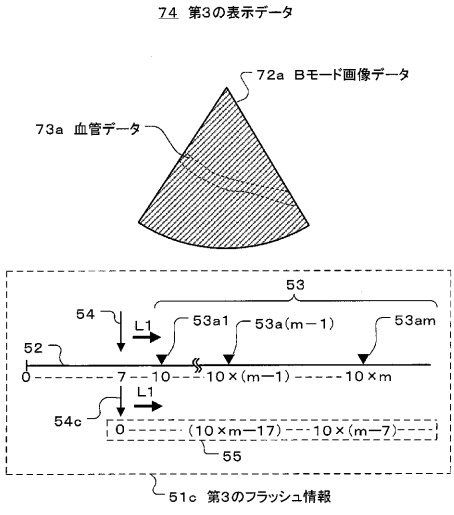
【図６】


開始
S1
第1の表示データをリアルタイム表示する
S2
第3の表示データをリアルタイム表示する
S3
第3の表示データをリアルタイム表示する
S4
再生表示データを再生表示する
S5
終了
S6

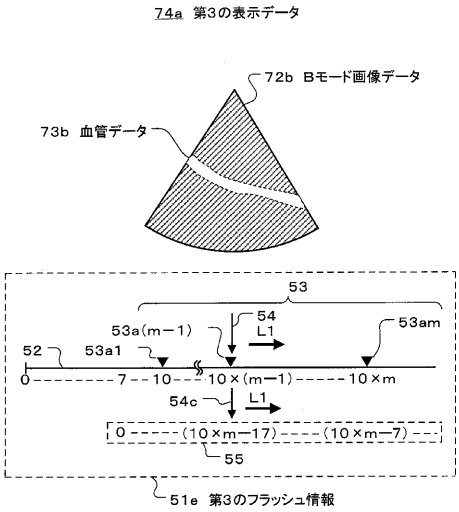
【図７】


71 第1の表示データ
72 Bモード画像データ
73 血管データ
54
L1
53
53a1
53a(m−1)
53am
0
10
10×(m−1)
10×m
52
51 第1のフラッシュ情報

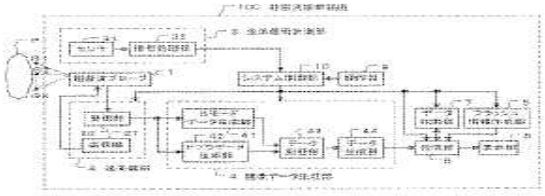
【図８】


74 第3の表示データ
72a Bモード画像データ
73a 血管データ
53
54
L1
53a1
53a(m−1)
53am
52
0
7
10
10×(m−1)
10×m
L1
54c
0
(10×m−17)
10×(m−7)
55
51c 第3のフラッシュ情報

【図９】


74a 第3の表示データ
72b Bモード画像データ
73b 血管データ
53
54
L1
53a(m−1)
53am
52
53a1
0
7
10
10×(m−1)
10×m
54c
L1
0
(10×m−17)
(10×m−7)
55
51e 第3のフラッシュ情報

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009066188A	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2007237741	申请日	2007-09-13
[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	鈴木智子		
发明人	鈴木 智子		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/KK31		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过高声压轻松掌握超声波扫描定时的超声波诊断装置。 解决方案：超声波探头1对已经施用造影剂的对象P执行超声波发送/接收，并且执行具有高声压的超声波扫描以消除对象P中包含的造影剂。闪光信息创建单元5，用于创建表示定时的闪光信息，发送/接收单元2，用于在由闪光信息创建单元5创建的闪光信息的定时驱动超声探头1，以通过高声压进行超声扫描，图像数据生成部分4用于基于来自发送/接收部分2的接收信号生成图像数据。图像数据生成部分4与闪光信息生成部分5中的图像数据生成部分4生成的图像数据一起生成图像数据。并在显示单元8上显示闪光信息。 点域1