

(11)特許出願公開番号

特開2014-180339

(P2014-180339A)

(43) 公開日 平成26年9月29日(2014.9.29)

(51) Int. Cl.
A61B 8/00

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2013-55509 (P2013-55509)
(22) 出願日 平成25年3月18日 (2013. 3. 18)

(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 100149803
弁理士 藤原 康高

(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩

最終頁に続く

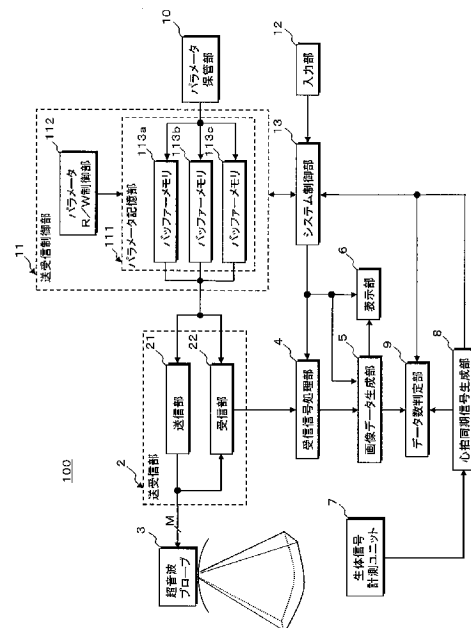
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】送受信部に対する送受信制御パラメータの供給時間を短縮

【解決手段】心拍同期3次元走査法が適用された超音波診断装置100は、超音波プローブ3の振動素子に対する駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信部2と、予め設定された各種の送受信制御パラメータを保管するパラメータ保管部10と、被検体の心拍期間にて収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達しているか否かを判定するデータ数判定部9と、各種の送受信制御パラメータの中から前記被検体の少なくとも2つの3次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータを抽出し、前記データ数の判定結果に基づいてこれらの送受信制御パラメータの中から選択した送受信制御パラメータを前記複数の送受信チャンネルへ供給する送受信制御部11を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の 3 次元領域を分割して形成した複数の 3 次元サブ領域に対する心拍同期 3 次元走査によって心拍期間の複数の心拍時相におけるサブボリュームデータを収集し、同一の心拍時相にて収集された前記サブボリュームデータに基づいて前記 3 次元領域の画像データを生成する超音波診断装置において、
前記 3 次元領域の所定方向に対して超音波送受信を行なう複数の振動素子を有した超音波プローブと、
前記振動素子に対する駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信手段と、
前記超音波送受信の制御を目的として予め設定された各種の送受信制御パラメータを保管するパラメータ保管手段と、
前記心拍期間にて収集された前記サブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達しているか否かを判定するデータ数判定手段と、
前記パラメータ保管手段に保管された前記送受信制御パラメータの中から前記被検体の少なくとも 2 つの 3 次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータを取得し、前記データ数の判定結果に基づいてこれらの送受信制御パラメータの中から選択した送受信制御パラメータを前記複数の送受信チャンネルへ供給することにより前記 3 次元サブ領域に対する超音波送受信を制御する送受信制御手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記送受信制御手段は、前記パラメータ保管手段に保管されている前記送受信制御パラメータの中から第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信に必要な第 1 の送受信制御パラメータ及び前記第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信に後続して行なう第 2 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信に必要な第 2 の送受信制御パラメータを取得し、前記データ数判定手段による前記データ数の判定において、前記第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信により前記心拍期間にて収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達していない場合、前記第 1 の送受信制御パラメータを用いて前記第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信を再度行ない、前記サブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達している場合、前記第 2 の送受信制御パラメータを用いて前記第 2 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信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。

30

【請求項 3】

前記送受信制御手段は、前記第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波走査と並行して前記パラメータ保管手段に保管されている前記送受信制御パラメータの中から前記第 1 の 3 次元サブ領域の最初の送受信方向に対応する前記第 1 の送受信制御パラメータ及び前記第 1 の 3 次元サブ領域に後続する前記第 2 の 3 次元サブ領域の最初の送受信方向に対応する前記第 2 の送受信制御パラメータを取得し、前記データ数の判定において、前記第 1 の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信により前記心拍期間にて収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達していない場合、前記第 1 の送受信制御パラメータを用いて前記第 1 の 3 次元サブ領域の最初の送受信方向に対する超音波送受信を再度行ない、前記サブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達している場合、前記第 2 の送受信制御パラメータを用いて前記第 2 の 3 次元サブ領域の最初の送受信方向に対する超音波送受信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。

40

【請求項 4】

前記データ数判定手段は、前記心拍期間における複数の心拍時相にて収集された前記サブボリュームデータのデータ数と前記心拍期間に対して予め設定された心拍時相数とを比較することにより前記データ数の判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 5】

50

被検体の心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する心拍同期信号生成手段を備え、前記データ数判定手段は、前記心拍同期信号に基づいて設定される前記心拍期間にて収集された前記サブボリュームデータのデータ数と前記心拍時相数とを比較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】

マイクロバブルを有する超音波造影剤が投与された被検体の検査対象領域に対し、前記マイクロバブルの破碎を目的としたフラッシュモードの超音波送信と血流状態の観測を目的としたモニタリングモードの超音波送受信を行なう超音波診断装置において、前記検査対象領域に対し前記フラッシュモードの超音波送信及び前記モニタリングモードの超音波送受信を行なう複数の振動素子を有した超音波プローブと、
前記振動素子に対する駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信手段と、
前記超音波送受信の制御を目的として予め設定された各種の送受信制御パラメータを保管するパラメータ保管手段と、
前記被検体の生体信号あるいは任意のタイミングで入力されるマニュアル信号に基づいて同期信号を生成する同期信号生成手段と、
前記パラメータ保管手段に保管された前記送受信制御パラメータの中から前記フラッシュモードの超音波送信及び前記モニタリングモードの超音波送受信に対応する送受信制御パラメータを取得し、前記同期信号に基づいて選択した前記フラッシュモードの送受信制御パラメータあるいは前記モニタリングモードの送受信制御パラメータを前記送受信チャンネルへ供給することにより前記検査対象領域に対する超音波送受信のモード切替えを制御する送受信制御手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項７】

前記送受信制御手段は、前記パラメータ保管手段に保管されている前記送受信制御パラメータの中から取得したフラッシュモードの超音波送信に対応する送受信制御パラメータを前記同期信号に基づいて前記送受信チャンネルへ並列供給することにより、モニタリングモードの超音波送受信からフラッシュモードの超音波送信へのモード切替えを制御することを特徴とする請求項６記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記送受信制御手段は、前記モニタリングモードの超音波送受信と並行して前記パラメータ保管手段に保管されている前記送受信制御パラメータの中から取得したフラッシュモードの最初の送受信方向に対応する送受信制御パラメータを、前記同期信号に基づいて前記送受信チャンネルへ並列供給することにより、モニタリングモードの超音波送受信からフラッシュモードの超音波送信へ切替えを制御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】

前記送受信制御手段は、前記パラメータ保管手段に保管された前記送受信制御パラメータの中から所定方向の超音波送受信に必要な送受信制御パラメータを少なくとも送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で取得することを特徴とする請求項１又は請求項６に記載した超音波診断装置。

【請求項１０】

前記送受信制御手段は、送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で所得した送信強度、受信感度、送信遅延時間、受信遅延時間、送信素子位置、受信素子位置、送信開口、受信開口の少なくとも何れかを前記送受信制御パラメータとして前記複数の送受信チャンネルへ並列供給することを特徴とする請求項９記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記送受信制御手段は、先行する超音波送受信のパラメータ供給期間あるいはこのパラメータ供給期間の直後に設定される超音波送受信期間にて取得した後続の超音波送受信に対応する送受信制御パラメータを、前記後続の超音波送受信のパラメータ供給期間におい

て前記複数の送受信チャンネルへ並列供給することを特徴とする請求項 1 又は請求項 6 に記載した超音波診断装置。

【請求項 1 2】

被検体の 3 次元領域を分割して形成した複数の 3 次元サブ領域に対する心拍同期 3 次元走査によって心拍期間の複数の心拍時相におけるサブボリュームデータを収集し、同一の心拍時相にて収集された前記サブボリュームデータに基づいて前記 3 次元領域の画像データを生成する超音波診断装置に対し、

前記 3 次元領域に対して超音波送受信を行なう複数の振動素子への駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信機能と、

前記心拍期間にて収集された前記サブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達しているか否かを判定するデータ数判定機能と、

前記超音波送受信の制御を目的として予め設定された各種の送受信制御パラメータの中から前記被検体の少なくとも 2 つの 3 次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータを取得し、前記データ数の判定結果に基づいてこれらの送受信制御パラメータの中から選択した送受信制御パラメータを前記複数の送受信チャンネルへ並列供給することにより前記超音波送受信を制御する送受信制御機能を

実行させることを特徴とする制御プログラム。

【請求項 1 3】

マイクロバブルを有する超音波造影剤が投与された被検体の検査対象領域に対し、前記マイクロバブルの破碎を目的としたフラッシュモードの超音波送信と血流状態の観測を目的としたモニタリングモードの超音波送受信を行なう超音波診断装置に対し、

前記フラッシュモードの超音波送信及び前記モニタリングモードの超音波送受信を行なう複数の振動素子への駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信機能と、

前記被検体の生体信号あるいは任意のタイミングで入力されるマニュアル信号に基づいて同期信号を生成する同期信号生成機能と、

前記超音波送受信の制御を目的として予め設定された各種の送受信制御パラメータの中から前記フラッシュモードの超音波送信及び前記モニタリングモードの超音波送受信に対応した送受信制御パラメータを取得し、前記同期信号に基づいて選択した前記フラッシュモードの送受信制御パラメータあるいは前記モニタリングモードの送受信制御パラメータを前記送受信チャンネルへ並列供給することにより前記検査対象領域に対する超音波走査のモード切替えを制御する送受信制御機能を

実行させること特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波送受信に必要な各種の制御パラメータを送受信部の各ユニットへ効率よく供給することにより時間分解能に優れた画像データを収集することが可能な超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

【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、このとき得られた受信信号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等に表示するものである。この診断装置は、超音波プローブの先端部を被検体の体表面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】

ところで、3 次元画像データの収集を目的とした従来の超音波走査では、複数の振動

10

20

30

40

50

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内の 3 次元領域に対して超音波を送受信し、このとき得られる 3 次元画像情報（以下、ボリュームデータと呼ぶ。）に対してレンダリング処理等のデータ処理を行なうことにより各種の画像データを生成している。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）の実用化により、被検体内の 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可能となったため、上述の 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。

【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さなくてはならないが、これらの送受信に要する時間は、被検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を収集するためには多くの時間が要求される。

【0005】

このような問題点を解決するために、被検体の検査対象領域を含む 3 次元領域を複数の領域（以下、3 次元サブ領域と呼ぶ。）に分割し、これらの 3 次元サブ領域から当該被検体の心拍時相を付帯情報として収集されるボリュームデータ（以下、サブボリュームデータと呼ぶ。）を上述の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 次元領域における時系列的なボリュームデータを収集することが可能な心拍同期 3 次元走査法（Triggered Volume Scan）が提案されている。

【0006】

一方、近年の超音波診断では、静脈から投与可能な超音波造影剤が開発され、この超音波造影剤は、動脈から注入された従来の超音波造影剤より侵襲度が低く取り扱いも容易なため臨床の場で徐々に普及し始めている。

【0007】

新たに開発された超音波造影剤は、例えば、空気や不活性ガスを糖質や脂質などで覆って形成した微小なマイクロバブルを有し、このマイクロバブルの音響インピーダンスは生体組織の音響インピーダンスに対して著しく異なるため、高感度の超音波反射波を得ることができる。このため、静脈に注入された超音波造影剤が血液と共に肺や心臓左室を經由し検査対象領域の毛細血管や生体組織内に到達した時点で超音波を送受信することにより超音波造影剤からの受信信号を高感度で得ることができる。そして、得られた受信信号に基づいて画像データを生成することにより臨床的に有効な血流情報を高精度で観測することが可能となる。

【0008】

特に、この方法では、超音波反射波の大きさに基づいて画像データを生成しているため、ドプラ信号の検出によって血流情報を画像化するカラードプラ法では検出が困難であった流速の極めて遅い組織内還流血液（パフュージョン）や停滞した血液等の観測が容易となった。このような利点を有する超音波造影剤を用いた新しい診断法は、例えば、腫瘍の存在診断や鑑別診断、治療効果の判定、虚血性心疾患における冠状動脈狭窄のグレード診断、更には、心筋のバイアビリティ判定等に広く利用されている。

【0009】

上述の超音波造影剤を用いた診断法の 1 つとして、マイクロバブルを破碎しない程度の低い音圧の超音波を送受信し、この超音波のマイクロバブルへの照射による共振によって発生した超音波信号を受信して画像データを生成する方法がある。

【0010】

この方法では、まず、検査対象領域に対して高音圧の超音波パルスを用いたフラッシュモードの超音波送信を行なうことにより、生体組織内に残存していた超音波造影剤のマイクロバブルを破碎して消滅（リセット）した後、上述の検査対象領域に血液と共に新たに流入（再還流）してくる超音波造影剤に対して低音圧の超音波パルスを用いたモニタリン

10

20

30

40

50

グモードの超音波送受信を所定間隔で繰り返すことにより複数枚の画像データを生成する。このような方法によれば、マイクロバブルが消滅した後の検査対象領域に対して再還流される超音波造影剤を連続的に観測することが可能となり、例えば、血管系の観測、末梢血管系における流入血流の観測、更には、組織内血流であるパフュージョンの観測を容易に行なうことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2001-170047号公報

【特許文献2】特開平8-280674号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

送受信方向単位あるいは送受信チャンネル単位で予め設定されパラメータ保管部等において保管された当該超音波検査に必要な送受信制御パラメータを時系列的に読み出して超音波診断装置の送受信部が備える複数の送受信チャンネルへ順次供給する従来の送受信制御パラメータ供給法を適用した心拍同期3次元走査では、送受信チャンネルに対する送受信制御パラメータの供給に多大の時間を要するため、不整脈等の発生に起因して心電波形の何れかのR-R間隔（以下、心拍期間と呼ぶ。）において所定数のサブボリュームデータが得られないが故に超音波送受信の方向や順序を急遽変更しなくてはならないような場合、変更直後における超音波送受信を遅延なく行なうことができないという問題点を有していた。

20

【0013】

同様にして、上述した従来の送受信制御パラメータ供給法を適用し、高音圧の超音波パルスを用いたフラッシュモードの超音波送信と低音圧の超音波パルスを用いたモニタリングモードの超音波送受信を交互に繰り返すことにより超音波造影剤が投与された被検体の体内における血流状態を観測する超音波検査法において、フラッシュモードとモニタリングモードの切り替えを不定期な心拍同期信号等に基づいて行なう場合、各々のモードに対応した送受信制御パラメータの供給に多大の時間を要するため、切り替え直後における超音波送受信を遅延なく行なうことができないという問題点を有していた。

30

【0014】

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、心電波形等の生体信号に基づいてボリュームデータや画像データの収集を行なう際、生体信号の発生状況に伴って被検体に対する超音波送受信の方向や順序を急遽変更しなくてはならないような場合においても、予め取得した送受信制御パラメータを超音波送受信の関連ユニットに対して短時間で供給することにより心拍期間の各時相におけるボリュームデータや画像データを過不足なく収集することが可能な超音波診断装置及び制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0015】

40

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の3次元領域を分割して形成した複数の3次元サブ領域に対する心拍同期3次元走査によって心拍期間の複数の心拍時相におけるサブボリュームデータを収集し、同一の心拍時相にて収集された前記サブボリュームデータに基づいて前記3次元領域の画像データを生成する超音波診断装置であって、前記3次元領域の所定方向に対して超音波送受信を行なう複数個の振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子に対する駆動信号の供給と前記振動素子から得られた受信信号の整相加算を行なう複数の送受信チャンネルを有した送受信手段と、前記超音波送受信の制御を目的として予め設定された各種の送受信制御パラメータを保管するパラメータ保管手段と、前記心拍期間にて収集された前記サブボリュームデータのデータ数が所定の値に到達しているか否かを判定するデータ数判定手段と、前記パラ

50

メータ保管手段に保管された前記送受信制御パラメータの中から前記被検体の少なくとも2つの3次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータを取得し、前記データ数の判定結果に基づいてこれらの送受信制御パラメータの中から選択した送受信制御パラメータを前記複数の送受信チャンネルへ供給することにより前記3次元サブ領域に対する超音波送受信を制御する送受信制御手段とを備えたことを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本開示の第1の実施形態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】第1の実施形態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】第1の実施形態の心拍同期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】第1の実施形態の心拍同期3次元走査における3次元サブ領域を説明するための図。

【図5】第1の実施形態における心拍同期3次元走査の基本形を示すタイムチャート図。

【図6】第1の実施形態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】第1の実施形態において送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で予め設定されパラメータ保管部に保管された送受信制御パラメータの具体例を示す図。

【図8】第1の実施形態において不整脈を有する被検体に対して行なわれる心拍同期3次元走査を説明するためのタイムチャート。

【図9】第1の実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部に対する送受信制御パラメータの供給方法を説明するためのタイムチャート。

【図10】第1の実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部に対する送受信制御パラメータの供給方法を更に詳しく説明するためのタイムチャート。

【図11】第1の実施形態の心拍同期3次元走査による画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図12】本開示の第2の実施形態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13】第2の実施形態の超音波診断装置が備える受信信号処理部のフィルタリング機能を説明するための図。

【図14】第2の実施形態において送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で予め設定されパラメータ保管部に保管された送受信制御パラメータの具体例を示す図。

【図15】第2の実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部に対する送受信制御パラメータの供給方法を説明するためのタイムチャート。

【図16】第2の実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部に対する送受信制御パラメータの供給方法を更に詳しく説明するためのタイムチャート。

【図17】第2の実施形態における画像データの生成手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【0018】

(第1の実施形態)

本開示の第1の実施形態における超音波診断装置は、心電波形の周期が不均一な被検体の検査対象領域を含む3次元領域を分割することによって形成された複数の3次元サブ領域に対して心拍同期3次元走査を行なう機能を有し、先行する第1の心拍期間にて収集された第1の3次元サブ領域におけるサブボリュームデータのデータ数判定結果に基づいて第1の3次元サブ領域に対するサブボリュームデータの再収集又は新たな第2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を第1の心拍期間に後続する第2の心拍期間において行なう際、第1の3次元サブ領域に対する超音波送受信と並行して第1の3次元

10

20

30

40

50

サブ領域及び第２の３次元サブ領域の最初の送受信方向に対応した送受信制御パラメータをパラメータ記憶部に予め取得する。そして、第１の心拍期間におけるサブボリュームデータのデータ数判定結果に基づいて選択された送受信制御パラメータを用いてデータ数判定直後における第１の３次元サブ領域あるいは第２の３次元サブ領域の最初の送受信方向に対する超音波送受信を行なう。

【００１９】

尚、以下に述べる第１の実施形態では、説明を簡単にするために４つの３次元サブ領域Ｓａ乃至Ｓｄに対する心拍同期３次元走査を４つの送受信チャンネル（送受信チャンネルＣＨ１乃至ＣＨ４）を有した送受信部を用いて行なう場合について述べるが、３次元サブ領域のセグメント数や送受信チャンネルのチャンネル数は上述に限定されない。又、３次元サブ領域Ｓａ乃至Ｓｄから得られる受信信号を処理して超音波データとしてのＢモードデータを生成し、このＢモードデータに基づいて４つの心拍時相（ $\tau 1$ 乃至 $\tau 4$ ）におけるサブボリュームデータを生成する場合について述べるが、心拍時相数は４つに限定されるものではなく、又、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいて上述のサブボリュームデータを生成しても構わない。

【００２０】

（装置の構成と機能）

本開示の第１の実施形態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は、こ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である。又、図６は、当該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である。

【００２１】

図１に示す超音波診断装置１００は、不整脈を有した被検体の検査対象領域を含む比較的広範囲な３次元領域を分割することによって形成された複数の３次元サブ領域に対して超音波パルス（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、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上述の振動素子に供給し、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、複数の３次元サブ領域に対する心拍同期３次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて画像データ（以下、心拍同期３次元画像データと呼ぶ。）を生成する画像データ生成部５と、画像データ生成部５によって生成された心拍同期３次元画像データを表示する表示部６を備えている。

【００２２】

又、超音波診断装置１００は、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７と、計測された心電波形のＲ波等に基づいて心拍同期信号を生成する心拍同期信号生成部８と、心拍同期信号の１心拍期間にて画像データ生成部５が心拍時相単位で生成したサブボリュームデータのデータ数が所定数に到達したか否かを判定するデータ数判定部９と、送受信方向及び送受信チャンネルを単位として予め設定された各種の送受信制御パラメータが保管されているパラメータ保管部１０と、パラメータ保管部１０から送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で読み出した第１の３次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータあるいは第１の３次元サブ領域に後続して超音波送受信が行なわれる第２の３次元サブ領域に対応する送受信制御パラメータの何れかをデータ数判定部９の判定結果に基づいて送受信部２の送受信チャンネルへ並列供給することにより当該被検体に対する超音波送受信を制御する送受信制御部１１と、被検体情報の入力、心拍時相数の設定、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう入力部１２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１３を備えている。

【００２３】

次に、超音波診断装置 100 が備える上述のユニットにつき更に詳しく説明する。

【0024】

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をその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表面に接触させて超音波送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しない M チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 2 に接続されている。尚、本実施形態では、M 個の振動素子が 2 次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ 3 について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

10

【0025】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、被検体内の所定方向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 の振動素子へ供給する送信部 21 と、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（所定方向から得られる受信信号の位相を一致させて加算合成）する受信部 22 を備え、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 を備えている。

【0026】

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送受信制御部 11 から送受信制御パラメータとして供給されるフレームレートや最大視野深度（Depth）等の情報に基づいて生成し、得られたレートパルスを送信遅延回路 212 へ供給する。

20

【0027】

送信遅延回路 212 は、送受信制御部 11 から送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される送信遅延時間の情報に基づき、所定方向（ θ_p 、 ϕ_q ）に対して送信超音波を放射するための偏向用遅延時間と所定の深さに前記送信超音波を集束するための集束用遅延時間をレートパルス発生器 211 から供給された上述のレートパルスに与える。

【0028】

駆動回路 213 は、送受信制御部 11 から送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される送信強度の情報に基づいて超音波プローブ 3 に内蔵されている M 個の振動素子の中から選択された M_t （ $M_t = 4$ ）個の送信用振動素子を駆動するための駆動信号を送信遅延回路 212 から供給された上述のレートパルスに基づいて生成する。そして、超音波プローブ 3 に配列された M_t 個の送信用振動素子を上述の駆動信号を用いて駆動することにより被検体内に送信超音波を放射する。

30

【0029】

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選択された M_r （ $M_r = M_t = 4$ ）個の受信用振動素子に対応する M_r チャンネルのプリアンプ 221、A/D 変換器 222 及び受信遅延回路 223 と加算器 224 を備えている。そして、プリアンプ 221 は、送受信制御部 11 から送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される受信感度の情報に基づいて M_r 個の受信用振動素子から供給される受信信号を所定の大きさに増幅し、A/D 変換器 222 は、プリアンプ 221 から出力される受信信号をアナログ/デジタル変換して受信遅延回路 223 へ供給する。

40

【0030】

受信遅延回路 223 は、送受信制御部 11 から送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される受信遅延時間の情報に基づき、所定の深さから反射した受信超音波を集束させるための集束用遅延時間と所定方向（ θ_p 、 ϕ_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 222 から出力された M_r チャンネルの受信信号に与える。そして、加算器 224 は、受信遅延回路 223 から出力した M_r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 223 と加算

50

器 2 2 4 により、所定方向からの受信超音波に対応する受信信号は整相加算される。

【 0 0 3 1 】

又、受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 及び加算器 2 2 4 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。

【 0 0 3 2 】

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 ($x-y-z$) における超音波の送受信方向 (θp 、 ϕq) を示したものであり、例えば、 M 個の振動素子は x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列され、 θp 及び ϕq は、 $x-z$ 平面及び $y-z$ 平面に投影された送受信方向の z 軸に対する角度を示している。そして、送受信制御部 1 1 から供給される各種の送受信制御パラメータに従って送受信部 2 の駆動回路 2 1 3 における送信強度及びプリアンプ 2 2 1 における受信感度と送信遅延回路 2 1 2 における送信遅延時間及び受信遅延回路 2 2 3 における受信遅延時間は制御され、被検体内の 3 次元サブ領域に対する超音波送受信が行なわれる。

【 0 0 3 3 】

次に、被検体内の 3 次元領域に対して設定される複数の 3 次元サブ領域と、これらの 3 次元サブ領域に対する心拍同期 3 次元走査の基本形につき図 4 及び図 5 を用いて説明する。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、心拍同期 3 次元走査モードにおいて検査対象領域を含む被検体内の 3 次元領域 S_0 に設定された複数の 3 次元サブ領域を示しており、例えば、3 次元領域 S_0 を y 方向に H_x ($H_x = 4$) 分割することにより 3 次元サブ領域 S_a 乃至 S_d が形成される。そして、送受信制御部 1 1 から供給される送受信制御パラメータに基づいて送信部 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 3 における遅延時間を制御することにより 3 次元サブ領域 S_a 乃至 S_d の各々に対する心拍同期 3 次元走査が行なわれる。

【 0 0 3 5 】

一方、図 5 は、上述の 3 次元サブ領域 S_a 乃至 S_d に対する心拍同期 3 次元走査の基本形を示したものであり、図 5 (a) は、生体信号計測ユニット 7 によって計測された等間隔の心拍期間 T_o を有する心電波形、図 5 (b) は、心電波形の R 波に基づいて心拍同期信号生成部 8 が生成した心拍同期信号、図 5 (c) は、上述の心拍同期信号に基づいた心拍同期 3 次元走査によって収集される 3 次元サブ領域 S_a 乃至 S_d の心拍時相 τ_1 乃至 τ_4 におけるサブボリュームデータ、図 5 (d) は、画像データ生成部 5 が備える後述のサブボリュームデータ記憶部 5 1 3 に順次蓄積されるサブボリュームデータを示している。

【 0 0 3 6 】

この場合、送受信制御部 1 1 は、例えば、心拍同期信号生成部 8 からシステム制御部 1 3 を介して供給される心拍同期信号を受信し、その心拍期間 T_o において心拍時相 τ_1 乃至 τ_4 のサブボリュームデータが収集される 3 次元サブ領域の領域サイズを算出する。そして、この領域サイズと 3 次元領域 S_0 の領域サイズとに基づいて 3 次元サブ領域のセグメント数 H_x ($H_x = 4$) を設定する。但し、心拍時相 τ_1 は、3 次元サブ領域 S_a に対する心拍同期 3 次元走査が開始される時相であり、心拍時相 τ_2 乃至 τ_4 は、3 次元サブ領域 S_b 乃至 S_d の各々に対する心拍同期 3 次元走査が開始される時相を示している。

【 0 0 3 7 】

そして、送受信制御部 1 1 は、上述の設定情報と後述する自己のパラメータ記憶部 1 1 1 から読み出した各種の送受信制御パラメータに基づいて送受信部 2 の送受信チャンネルを構成する送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1、送信遅延回路 2 1 2 及び駆動回路 2 1 3 と受信部 2 2 のプリアンプ 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 3 を制御することにより、図 5 (c) の期間 $[t_1 - t_2]$ に 3 次元サブ領域 S_a に対する心拍同期 3 次元走査を行なって心拍時相 τ_1 乃至 τ_4 のサブボリュームデータ $D_a(\tau_1)$ 乃至 $D_a(\tau_4)$ を収集し、更に、同様の手順により、期間 $[t_1 - t_2]$ に後続する期間 $[t_2 - t_3]$ 、期間 $[t_3 - t_4]$ 、期間 $[t_4 - t_5]$ の各々にて 3 次元サブ領域 S_b 乃至 S_d に対する心

拍同期 3 次元走査を行ない心拍時相 $\tau 1$ 乃至 $\tau 4$ のサブボリュームデータ $D b (\tau 1)$ 乃至 $D b (\tau 4)$ 、 $D c (\tau 1)$ 乃至 $D c (\tau 4)$ 、 $D d (\tau 1)$ 乃至 $D d (\tau 4)$ を収集する。

【0038】

一方、図 5 (d) に示すように、期間 $[t 1 - t 2]$ における画像データ生成部 5 のサブボリュームデータ記憶部 5 1 3 には、上述の期間において収集された 3 次元サブ領域 $S a$ のサブボリュームデータ $D a (\tau 1)$ 乃至 $D a (\tau 4)$ が保存され、期間 $[t 2 - t 3]$ 乃至期間 $[t 4 - t 5]$ では、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 $D b (\tau 1)$ 乃至 $D b (\tau 4)$ 、 $D c (\tau 1)$ 乃至 $D c (\tau 4)$ 及び $D d (\tau 1)$ 乃至 $D d (\tau 4)$ が上述のサブボリュームデータ $D a (\tau 1)$ 乃至 $D a (\tau 4)$ に対して累積保存される。

10

【0039】

尚、不整脈を有する被検体から収集された心電波形における心拍期間 ($R - R$ 間隔) の短縮等により予め設定された心拍時相数分のサブボリュームデータが 3 次元サブ領域 $S a$ 乃至 $S c$ の何れかにおいて収集不可能となった場合、その 3 次元サブ領域のサブボリュームデータを再収集しなくてはならないが、その制御方法の詳細については後述する。

【0040】

図 2 へ戻って、受信信号処理部 4 は、B モードデータを生成する機能を有し、増幅回路 4 1、包絡線検波器 4 2 及び対数変換器 4 3 を備えている。増幅回路 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 22 4 から供給される整相加算後の受信信号を増幅あるいは減衰させることにより画像データのゲインを調整し、包絡線検波器 4 2 は、増幅回路 4 1 から出力された受信信号を包絡線検波する。一方、対数変換器 4 3 は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換し、更に、対数変換された受信信号の振幅範囲 (ダイナミックレンジ) を調整して B モードデータを生成する。尚、包絡線検波器 4 2 と対数変換器 4 3 は順序を入れ替えて構成してもよく、ゲインやダイナミックレンジを含む画質条件の調整は、他のユニットあるいは他の方法によって行なっても構わない。

20

【0041】

次に、図 1 に示した画像データ生成部 5 の具体的な構成につき図 6 を用いて説明する。画像データ生成部 5 は、例えば、図 6 に示すようにサブボリュームデータ生成部 5 1、ボリュームデータ生成部 5 2 及びボリュームデータ処理部 5 3 を備えている。

30

【0042】

サブボリュームデータ生成部 5 1 は、超音波データ記憶部 5 1 1、補間処理部 5 1 2 及びサブボリュームデータ記憶部 5 1 3 を備え、超音波データ記憶部 5 1 1 には、3 次元サブ領域 $S a$ 乃至 $S d$ に対する心拍同期 3 次元走査によって得られた受信信号を用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の送受信方向 (θp 、 ϕq)、3 次元サブ領域情報及び心拍時相情報を付帯情報として順次保存される。

【0043】

補間処理部 5 1 2 は、超音波データ記憶部 5 1 1 から 3 次元サブ領域単位で読み出した複数の B モードデータを送受信方向 (θp 、 ϕq) 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、 y 方向及び z 方向に対して等方的なボクセルで構成されたサブボリュームデータを生成する。そして、得られた 3 次元サブ領域 $S a$ 乃至 $S d$ における心拍時相 $\tau 1$ 乃至 $\tau 4$ のサブボリュームデータ $D a$ 乃至 $D d$ は、上述の 3 次元サブ領域情報や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 5 1 3 に保存される。

40

【0044】

一方、ボリュームデータ生成部 5 2 は、データ合成部 5 2 1 とボリュームデータ記憶部 5 2 2 を備えている。そして、3 次元サブ領域 $S a$ 乃至 $S d$ に対する心拍同期 3 次元走査が行なわれた場合、データ合成部 5 2 1 は、サブボリュームデータ生成部 5 1 のサブボリュームデータ記憶部 5 1 3 に保存されているサブボリュームデータ $D a$ 乃至 $D d$ とその付帯情報である心拍時相情報及び 3 次元サブ領域情報を読み出し、これらのサブボリューム

50

データを上述の付帯情報に基づいて合成することにより3次元領域S0における心拍時相 $\tau 1$ 乃至 $\tau 4$ の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、ボリュームデータ記憶部522に保存される。

【0045】

次に、ボリュームデータ処理部53は、例えば、ボリュームデータ生成部52のボリュームデータ記憶部522から読み出した3次元領域S0の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ェスレンダリング画像データ等の心拍同期3次元画像データを生成する機能を有し、不透明度・色調設定部531、レンダリング処理部532及びプログラム保管部533を備えている。不透明度・色調設定部531は、ボリュームデータ生成部52から供給されたボリュームデータのボクセル値に基づいて各ボクセルの不透明度や色調（輝度）を設定し、レンダリング処理部532は、不透明度・色調設定部531によって設定された不透明度及び色調（輝度）の情報を有するボリュームデータをプログラム保管部533から読み出した所定の処理プログラムを用いてレンダリング処理することにより時系列的な心拍同期3次元画像データを生成する。

【0046】

図1へ戻って、表示部6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、表示データ生成部は、画像データ生成部5が生成した心拍同期3次元画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、生体信号計測ユニット7から供給される心電波形や入力部12において入力された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、データ変換部は、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てD/A変換やTVフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタに表示する。

【0047】

一方、心電波形を生体信号として計測する生体信号計測ユニット7は、例えば、心電波形の計測を目的として当該被検体の体表面に装着されたECG電極と、このECG電極によって計測された心電波形の振幅を所定の大きさに増幅する増幅部と、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。

【0048】

心拍同期信号生成部8は、心電波形の振幅と所定の閾値とを比較することにより心電波形のR波を検出し、このR波に基づいて心拍同期信号（図5（b）参照）を生成する。尚、心拍同期信号の生成は、通常、R波の発生と同一のタイミングにて行なわれるが、R波より所定時間遅れたタイミングにおいて生成してもよい。

【0049】

一方、データ数判定部9は、心拍同期信号生成部8から供給される心拍同期信号や画像データ生成部5のサブボリュームデータ生成部51から供給されるサブボリュームデータ、更には、送受信制御部11からシステム制御部13を介して供給される心拍時相数Nxを受信する。そして、これらの情報に基づいて心電波形のR-R間隔において収集されたサブボリュームデータのデータ数が心拍時相数Nxに到達しているか否かを判定し、その判定結果を送受信制御部11へ供給する。

【0050】

次に、パラメータ保管部10は、送受信方向及び送受信チャンネルを単位として予め設定された各種の送受信制御パラメータを保管する機能を有している。

【0051】

図7は、パラメータ保管部10に保管されている送受信制御パラメータの具体例を示したものであり、これらの送受信制御パラメータは、通常、上述の送受信方向及び送受信チャンネルを付帯情報としてパラメータ保管部10の図示しない記憶回路に保管されている。

【0052】

以下では、説明を簡単にするために、超音波プローブ3が備えるM（M=4）個の振動素子を送信用振動素子及び受信用振動素子として用い、例えば、図3の送受信方向（ $\theta 11$ 、 $\phi 11$ ）に対応した3次元サブ領域Saの第1の送受信方向Ca（1）、送受信方向

10

20

30

40

50

($\theta 12$ 、 $\phi 11$)に対応した3次元サブ領域S aの第2の送受信方向C a (2)、 $\cdot \cdot \cdot$ 送受信方向($\theta 11$ 、 $\phi 21$)に対応した3次元サブ領域S bの第1の送受信方向C b (1)、送受信方向($\theta 12$ 、 $\phi 21$)に対応した3次元サブ領域S bの第2の送受信方向C b (2) $\cdot \cdot \cdot$ に対して超音波送受信を行なう際に必要な各種の送受信制御パラメータ、即ち、図7に示すように、上述の振動素子に接続された送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4に対して供給される送信強度(送信用振動素子を駆動する駆動信号の振幅)、送信遅延時間(超音波送信において設定される集束用遅延時間及び偏向用遅延時間)、受信感度(受信用振動素子から得られた受信信号に対する増幅度)、受信遅延時間(超音波受信において設定される集束用遅延時間及び偏向用遅延時間)等の送受信制御パラメータが送受信方向及び送受信チャンネルを付帯情報としてパラメータ保管部10に予め保管されている場合について述べるが、送受信チャンネルの数や送受信制御パラメータの種類は上述に限定されない。

【0053】

この場合、例えば、図7に示すように、3次元サブ領域S aの第1の送受信方向C a (1)に対応する送受信制御パラメータP a (1)は、送受信チャンネルC H 1乃至C H 4に対応する送受信制御パラメータP a 1 (1)乃至P a 4 (1)によって構成され、送受信制御パラメータP a 1 (1)乃至P a 4 (1)には、送信強度A a 1 (1)乃至A a 4 (1)、送信遅延時間B a 1 (1)乃至B a 4 (1)、受信感度E a 1 (1)乃至E a 4 (1)、受信遅延時間F a 1 (1)乃至F a 4 (1)が含まれている。

【0054】

同様にして、3次元サブ領域S aの第2の送受信方向C a (2)乃至第Nの送受信方向C a (N)に対応する送受信制御パラメータP a (2)乃至P a (N)や3次元サブ領域S b乃至S dの第1の送受信方向C b (1)乃至第Nの送受信方向C d (N)に対応する送受信制御パラメータP b (1)乃至P d (N)も送受信チャンネル単位で予め設定された送信強度、送信遅延時間、受信感度及び受信遅延時間等によって構成されている。

【0055】

尚、既に述べたように、送受信チャンネルC H 1乃至C H 4は、M個の振動素子の各々に接続された送信部21のレートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213と、受信部22のプリアンプ221、A/D変換器222及び受信遅延回路223によって構成されている。

【0056】

次に、図1の送受信制御部11は、パラメータ記憶部111とパラメータR/W制御部112を備えている。

【0057】

パラメータ記憶部111は、3つのバッファメモリ(即ち、バッファメモリ113a乃至113c)を有し、パラメータR/W制御部112から供給される第1の読み出し制御信号に従ってパラメータ保管部10から送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で順次読み出された送受信制御パラメータは上述のバッファメモリに一旦保存される。

【0058】

そして、パラメータ記憶部111に保存された上述の送受信制御パラメータは、パラメータR/W制御部112から供給される第2の読み出し制御信号に従って読み出され、送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4へ並列供給される。

【0059】

この場合、パラメータ記憶部111から読み出された「送信強度」の情報は、送信部21の駆動回路213へ供給され、「送信遅延時間」の情報は、送信部21の送信遅延回路212へ供給される。又、「受信感度」の情報は、受信部22のプリアンプ221へ供給され、「受信遅延時間」の情報は、受信部22の受信遅延回路223へ供給される。

【0060】

一方、パラメータR/W制御部112は、パラメータ記憶部111に対する送受信制御パラメータの保存(取得)と送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4に対する前

10

20

30

40

50

記送受信制御パラメータの並列供給を制御する機能を有している。

【0061】

即ち、パラメータR/W制御部112は、後述の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した送受信チャンネルCH1乃至CH4の送受信制御パラメータをパラメータ記憶部111のバッファメモリ113a乃至113cに保存するための制御を行ない、更に、データ数判定部9から供給されるサブボリュームデータ数の判定結果に基づき、後述のパラメータ供給期間においてパラメータ記憶部111のバッファメモリ113a乃至113cから読み出したチャンネルCH1乃至CH4の送受信制御パラメータを送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4へ並列供給するための制御を行なう。

10

【0062】

図8は、送受信制御部11の制御下で3次元サブ領域Sa乃至Sdに対して行なわれる本実施形態の心拍同期3次元走査を示したものである。但し、既に図5に示した心拍同期3次元走査の基本形では、等しい心拍期間(R-R間隔)Toの心電波形に基づいたNormal trigger状態の心拍同期信号により、全ての心拍期間において心拍時相数Nx(Nx=4)のサブボリュームデータが得られる場合について述べたが、図8では、不整脈を有する当該被検体の心電波形に基づいたEarly Trigger状態の心拍同期信号により、何れかのR-R間隔において心拍時相数Nxのサブボリュームデータが得られない場合について述べる。

【0063】

即ち、図8(a)は、生体信号計測ユニット7によって計測された期間[t2-t3]に狭小なR-R間隔Tx(Tx<To)を有する当該被検体の心電波形、図8(b)は、この心電波形のR波に基づいて心拍同期信号生成部8が生成した心拍同期信号、図8(c)は、上述の心拍同期信号に基づいた心拍同期3次元走査によって収集される3次元サブ領域Sa乃至Sdの心拍時相τ1乃至τ4におけるサブボリュームデータ、図8(d)は、画像データ生成部5のサブボリュームデータ記憶部513に順次蓄積されるサブボリュームデータを夫々示している。

20

【0064】

そして、送受信制御部11は、図5の場合と同様の手順により、パラメータ保管部10から読み出し自己のパラメータ記憶部111に一旦保存した送受信制御パラメータを、送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4が備えるユニット(即ち、送信部21のレートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213と受信部22のプリアンプ221及び受信遅延回路223)へ並列供給することにより、被検体の3次元サブ領域Sa乃至Sdに対する超音波送受信を制御する。

30

【0065】

例えば、図8に示すように心電波形の期間[t2-t3]における心拍期間(R-R間隔)Txが通常的心拍期間Toより狭くなることにより3次元サブ領域Sbの心拍時相τ4におけるサブボリュームデータDb(τ4)が収集不可能となった場合、データ数判定部9からシステム制御部13を介してその判定結果を受信した送受信制御部11は、3次元サブ領域Sbに対する心拍同期3次元走査を期間[t3-t4]において繰り返すことによりボリュームデータDb(τ1)乃至Db(τ4)を収集する。そして、このときデータ数判定部9から供給されるデータ数の判定結果により期間[t3-t4]において収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定的心拍時相数Nxに到達していることを確認したならば、期間[t4-t5]における3次元サブ領域Scの心拍同期3次元走査へ移行する。

40

【0066】

このとき、期間[t2-t3]において収集され画像データ生成部5のサブボリュームデータ記憶部513に一旦保存された3次元サブ領域SbのサブボリュームデータDb(τ1)乃至Db(τ3)は、期間[t3-t4]において新たに収集されたサブボリュームデータDb(τ1)乃至Db(τ4)によって更新される。

50

【0067】

そして、画像データ生成部5のボリュームデータ生成部52は、期間 $[t_5 - t_6]$ においてサブボリュームデータ記憶部513に蓄積された3次元サブ領域S_aのサブボリュームデータD_a(τ_1)乃至D_a(τ_4)、3次元サブ領域S_bのサブボリュームデータD_b(τ_1)乃至D_b(τ_4)、3次元サブ領域S_cのサブボリュームデータD_c(τ_1)乃至D_c(τ_4)及び3次元サブ領域S_dのサブボリュームデータD_d(τ_1)乃至D_d(τ_4)を合成することにより3次元領域S₀の心拍時相 τ_1 乃至 τ_4 におけるボリュームデータを生成する。

【0068】

尚、送受信制御部11によって行なわれる送受信制御パラメータの取得と、送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの供給についての詳細は後述する。

【0069】

次に、図1の入力部12は、操作パネル上にキーボード、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や表示パネルを備え、被検体情報の入力、心拍同期3次元走査モードの選択、心拍時相数N_xの設定、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう。

【0070】

システム制御部13は、図示しないCPUと入力情報記憶部を備え、入力部12において入力／設定／選択された上述の各種情報は入力情報記憶部に保存される。そして、CPUは、上述の各種情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御することにより当該被検体の心拍同期3次元走査モードにおけるボリュームデータの収集と、このボリュームデータに基づいた心拍同期3次元画像データの生成／表示を実行させる。

【0071】

次に、先行する心拍期間において収集されたサブボリュームデータのデータ数判定結果に基づいて後続の心拍期間における心拍同期3次元走査の3次元サブ領域が決定される本実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの供給方法につき図9及び図10を用いて更に詳しく説明する。

【0072】

図9(a)は、生体信号計測ユニット7によって計測された期間 $[t_2 - t_3]$ に狭小なR-R間隔を有する当該被検体の心電波形、図9(b)は、入力部12において任意のタイミングで入力される心拍同期3次元走査モードの走査開始指示信号、図9(c)は、パラメータ保管部10から読み出され送受信制御部11のパラメータ記憶部111に保存(取得)された送受信制御パラメータ、図9(d)は、画像データ生成部5のサブボリュームデータ生成部51において心拍時相単位で生成されるサブボリュームデータ、図9(e)は、データ数判定部9において行なわれるサブボリュームデータ数の判定タイミングを夫々示している。

【0073】

但し、図9(c-1)は、パラメータ記憶部111のバッファメモリ113aに保存される送受信制御パラメータを示しており、図9(c-2)及び図9(c-3)は、パラメータ記憶部111のバッファメモリ113b及びバッファメモリ113cに保存される送受信制御パラメータを示している。

【0074】

例えば、3次元サブ領域S_a、S_b、S_c、S_dの順に各々の領域における心拍時相 τ_1 乃至 τ_4 のサブボリュームデータを収集する場合、送受信制御部11は、図9(b)の時刻 t_0 に示した心拍同期3次元走査モードの走査開始指示信号に呼応してパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S_aの第1の送受信方向C_a(1)に対応する送受信制御パラメータP_a(1)及び後述する期間 $[t_1 - t_2]$ の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S_aの第2の送受信方向C_a(

10

20

30

40

50

2)乃至第Nの送受信方向C a (N)に対応する送受信制御パラメータP a (2)乃至P a (N)を、例えば、バッファメモリ113aに一旦保存した後、後述する期間[t 1 - t 2]のパラメータ供給期間において送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4へ並列供給することにより、図9(d)に示すような心拍時相 τ 1のサブボリュームデータD a (τ 1)が生成される。

【0075】

更に、同様の手順により、期間[t 1 - t 2]の超音波送受信期間における送受信制御パラメータP a (1)乃至P a (N)の取得とパラメータ供給期間における送受信制御パラメータの並列供給を繰り返すことにより心拍時相 τ 2乃至 τ 4のサブボリュームデータD a (τ 2)乃至D a (τ 4)が生成される。

10

【0076】

このとき、パラメータ記憶部111のバッファメモリ113bには、期間[t 1 - t 2]の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S aの第1の送受信方向C a (1)に対応する送受信制御パラメータP a (1)が保存され、バッファメモリ113cには、上述の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S bの第1の送受信方向C b (1)に対応する送受信制御パラメータP b (1)が保存される。

【0077】

そして、図9(e)に示すサブボリュームデータ数の判定において期間[t 1 - t 2]にて収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定の心拍時相数N x (N x = 4)に到達していると判定された場合、期間[t 2 - t 3]では、期間[t 1 - t 2]においてバッファメモリ113cに保存した3次元サブ領域S bの第1の送受信方向C b (1)に対応する送受信制御パラメータP b (1)及び期間[t 2 - t 3]の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から新たに読み出しバッファメモリ113cに保存した3次元サブ領域S bの第2の送受信方向C b (2)乃至第Nの送受信方向C b (N)に対応する送受信制御パラメータP b (2)乃至P b (N)を送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4へ並列供給することにより心拍時相 τ 1のサブボリュームデータD b (τ 1)の生成が行なわれる。

20

【0078】

更に、同様の手順により、期間[t 2 - t 3]においてパラメータ保管部10から読み出した上述の送受信制御パラメータP b (1)乃至P b (N)を送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4へ並列供給することにより心拍時相 τ 2乃至 τ 4におけるサブボリュームデータD b (τ 2)乃至D b (τ 4)が生成される。

30

【0079】

このとき、パラメータ記憶部111のバッファメモリ113aには、期間[t 2 - t 3]の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S bの第1の送受信方向C b (1)に対応する送受信制御パラメータP b (1)が保存され、バッファメモリ113bには、上述の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域S cの第1の送受信方向C c (1)に対応する送受信制御パラメータP c (1)が保存される。

40

【0080】

次いで、データ数判定部9により期間[t 2 - t 3]において収集されたサブボリュームデータのデータ数が心拍時相数N xに到達していないと判定された場合、期間[t 3 - t 4]では、期間[t 2 - t 3]においてバッファメモリ113aに保存した3次元サブ領域S bの第1の送受信方向C b (1)に対応する送受信制御パラメータP b (1)及び期間[t 3 - t 4]の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から再度読み出しバッファメモリ113aに保存した3次元サブ領域S bの第2の送受信方向C b (2)乃至第Nの送受信方向C b (N)に対応する送受信制御パラメータP b (2)乃至P b (N)を送受信部2の送受信チャンネルC H 1乃至C H 4へ並列供給することにより心拍時相 τ 1のサブボリュームデータD b (τ 1)が再度生成される。

50

【0081】

更に、同様の手順により、期間 $[t_3 - t_4]$ の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した上述の送受信制御パラメータ $P_b(1)$ 乃至 $P_b(N)$ を送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4へ繰り返し供給することにより心拍時相 τ_2 乃至 τ_4 のサブボリュームデータ $D_b(\tau_2)$ 乃至 $D_b(\tau_4)$ が生成される。

【0082】

このとき、パラメータ記憶部111のバッファメモリ113bには、期間 $[t_3 - t_4]$ においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域Scの第1の送受信方向Cc(1)に対応する送受信制御パラメータ $P_c(1)$ が保存され、バッファメモリ113cには、期間 $[t_3 - t_4]$ においてパラメータ保管部10から読み出した3次元サブ領域Sbの第1の送受信方向Cb(1)に対応する送受信制御パラメータ $P_b(1)$ が保存される。

【0083】

以下、期間 $[t_4 - t_5]$ 以降の期間においても、心電波形の心拍期間において収集されたサブボリュームデータのデータ数が所定の心拍時相数 N_x に到達していないと判定された場合には、期間 $[t_3 - t_4]$ に示したような送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する送受信制御パラメータの並列供給とこの送受信制御パラメータに基づいたサブボリュームデータの生成が再度行なわれる。

【0084】

尚、期間 $[t_2 - t_3]$ において心拍時相数 N_x を満たすボリュームデータ $D_b(\tau_1)$ 乃至 $D_b(\tau_4)$ が収集された場合、期間 $[t_3 - t_4]$ では、期間 $[t_2 - t_3]$ においてバッファメモリ113bに保存した3次元サブ領域Scの第1の送受信方向Cc(1)に対応する送受信制御パラメータ $P_c(1)$ 及び期間 $[t_3 - t_4]$ の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から新たに読み出しバッファメモリ113bに保存した3次元サブ領域Scの第2の送受信方向Cc(2)乃至第Nの送受信方向Cc(N)に対応する送受信制御パラメータ $P_c(2)$ 乃至 $P_c(N)$ を送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4へ供給することにより心拍時相 τ_1 のサブボリュームデータ $D_c(\tau_1)$ が生成され、同様の手順により、期間 $[t_3 - t_4]$ の超音波送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した送受信制御パラメータ $P_c(1)$ 乃至 $P_c(N)$ を送受信チャンネルCH1乃至CH4へ繰り返し供給することにより心拍時相 τ_2 乃至 τ_4 のサブボリュームデータ $D_c(\tau_2)$ 乃至 $D_c(\tau_4)$ が生成されるが、このような場合における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの供給方法は期間 $[t_1 - t_2]$ の場合と同様であるため詳細な説明は省略する。

【0085】

次に、図10は、心電波形の期間 $[t_2 - t_3]$ において狭小なR-R間隔が発生した場合、上述の心拍期間及びその前後の心拍期間における送受信制御パラメータの取得と送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの並列供給を更に詳しく説明するための図である。

【0086】

即ち、図10(a)は、生体信号計測ユニット7によって計測された期間 $[t_2 - t_3]$ に狭小な心拍期間(R-R間隔)を有する当該被検体の心電波形を示しており、図10(b)は、パラメータ保管部10から読み出されパラメータ記憶部111のバッファメモリ113cに順次保存された3次元サブ領域Sbの第1の送受信方向Cb(1)乃至第Nの送受信方向Cb(N)に対応する送受信チャンネルCH1乃至CH4の送受信制御パラメータ(図9(c-3)参照)を示している。

【0087】

又、図10(c)は、3次元サブ領域Sbの第1の送受信方向Cb(1)乃至第Nの送受信方向Cb(N)に対して超音波送受信を順次行なう際、送受信部2の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対して並列供給される送受信制御パラメータの供給期間とこれらの

10

20

30

40

50

送受信制御パラメータに基づいて行なわれる超音波送受信の期間を示しており、図10(d)は、上述の超音波送受信によって収集された心拍時相 $\tau 1$ 乃至 $\tau 3$ のサブボリュームデータ $D b(\tau 1)$ 乃至 $D b(\tau 3)$ を示している。

【0088】

即ち、パラメータ保管部10に予め保管された3次元サブ領域 $S b$ の第1の送受信方向 $C b(1)$ に対応する送受信チャンネル $C H 1$ 乃至 $C H 4$ の送受信制御パラメータ $P b(1)$ (図7の $P b 1(1)$ 乃至 $P b 4(1)$)は、図10(b)に示すように、期間 $[t 2 - t 3]$ に先行する期間 $[t 1 - t 2]$ のパラメータ読み出し期間 $T \alpha$ において読み出されパラメータ記憶部111のバッファメモリ113cに保存される。

【0089】

次いで、バッファメモリ113cに保存された送受信制御パラメータ $P b(1)$ は、期間 $[t 2 - t 3]$ の第1のパラメータ供給期間 $T \beta 1$ において対応する送受信部2の送受信チャンネル $C H 1$ 乃至 $C H 4$ へ並列供給され、送受信部2は、期間 $[t 2 - t 3]$ の第1の超音波送受信期間 $T \gamma 1$ においてこれらの送受信制御パラメータに基づいた超音波送受信を3次元サブ領域 $S b$ の第1の送受信方向 $C b(1)$ に対して行なう。

【0090】

一方、パラメータ保管部10に保管された3次元サブ領域 $S b$ の第2の送受信方向 $C b(2)$ に対応する送受信チャンネル $C H 1$ 乃至 $C H 4$ の送受信制御パラメータ $P b(2)$ (図7の $P b 1(2)$ 乃至 $P b 4(2)$)は、第1の超音波送受信期間 $T \gamma 1$ の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間 $T \alpha 1$ において読み出されパラメータ記憶部111のバッファメモリ113cに保存される。

【0091】

このような手順を繰り返すことにより、先行する超音波送受信の送受信期間においてパラメータ保管部10から読み出した後続の超音波送受信に対応する送受信制御パラメータをこの超音波送受信の直前に設定されたパラメータ供給期間において送受信部2の送受信チャンネルへ並列供給することにより、3次元サブ領域 $S b$ の第1の送受信方向 $C b(1)$ 乃至第 N の送受信方向 $C b(N)$ に対する超音波送受信が行なわれ、このとき得られた受信信号に基づいて心拍時相 $\tau 1$ のサブボリュームデータ $D b(\tau 1)$ が生成される。更に、上述の送受信制御パラメータを用いた3次元サブ領域 $S b$ に対する超音波送受信を期間 $[t 2 - t 3]$ において繰り返すことにより心拍時相 $\tau 2$ のサブボリュームデータ $D b(\tau 2)$ 及び心拍時相 $\tau 3$ のサブボリュームデータ $D b(\tau 3)$ が生成される。

【0092】

尚、図10では、狭小な $R - R$ 間隔が発生した心電波形の期間 $[t 2 - t 3]$ 及びその前後の心拍期間における送受信制御パラメータの取得と送受信部2の送受信チャンネル $C H 1$ 乃至 $C H 4$ に対する前記送受信制御パラメータの並列供給について示したが、正常な $R - R$ 間隔を有する他の心拍期間においても同様の手順によって送受信制御パラメータの取得と送受信チャンネル $C H 1$ 乃至 $C H 4$ に対する前記送受信制御パラメータの並列供給が行なわれる。

【0093】

(心拍同期3次元走査による画像データの生成手順)

次に、本実施形態の心拍同期3次元走査による画像データの生成手順を図8乃至図10に示したタイムチャートと図11のフローチャートを用いて説明する。尚、ここでは説明を容易にするために、被検体内の検査対象領域を含む3次元領域 $S 0$ を複数の3次元サブ領域 $S h(h = 1$ 乃至 $4)$ に分割し、これらの3次元サブ領域 $S h$ に対する心拍同期3次元走査モードの超音波送受信によって収集されたサブボリュームデータ $D h$ に基づいて3次元領域 $S 0$ のボリュームデータを生成する場合について述べる。即ち、以下に示す3次元サブ領域 $S 1$ 乃至 $S 4$ は、図4の3次元サブ領域 $S a$ 乃至 $S d$ に対応している。

【0094】

ボリュームデータの生成に先立ち、超音波診断装置100を操作する医療従事者(以下、操作者と呼ぶ。)は、生体信号計測ユニット7の $E C G$ 電極を被検体の体表面に装着し

10

20

30

40

50

た後、入力部 12 において被検体情報の入力、心拍同期 3 次元走査モードの選択、心拍時相数 $N \times$ の設定、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定等を行なう。そして、これらの入力／選択／設定情報は、システム制御部 13 の入力情報記憶部に保存される（図 11 のステップ S1）。

【0095】

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 7 を動作状態にして当該被検体の心電波形計測を開始した後、入力部 12 において走査開始指示信号を入力する。そして、この指示信号がシステム制御部 13 へ供給されることにより心拍同期 3 次元走査モードにおけるボリュームデータの生成が開始される（図 11 のステップ S2）。

【0096】

被検体に対する心拍同期 3 次元走査モードの超音波走査に際し、時刻 t_0 において入力部 12 からシステム制御部 13 を介して供給された上述の走査開始指示信号を受信した送受信制御部 11 のパラメータ R/W 制御部 112 は、パラメータ保管部 10 に予め保管されている 3 次元サブ領域 S1 の第 1 の送受信方向 C1 (1) に対応する送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータ P1 (1) (P11 (1) 乃至 P14 (1)) を期間 $[t_0 - t_1]$ のパラメータ読み出し期間 T_α において読み出し、パラメータ記憶部 111 のバッファメモリ 113a に保存する（図 11 のステップ S3）。

【0097】

次いで、パラメータ R/W 制御部 112 は、心拍同期信号生成部 8 からシステム制御部 13 を介して供給される時刻 t_1 の心拍同期信号を受信し（図 11 のステップ S4）、期間 $[t_1 - t_2]$ に設定された第 1 のパラメータ供給期間 T_β にバッファメモリ 113a から読み出した上述の送受信制御パラメータ P1 (1) を送受信部 2 の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 へ並列供給する。そして、送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の各々は、第 1 のパラメータ供給期間 T_β に後続する第 1 の超音波送受信期間 T_γ において、送受信制御パラメータ P1 (1) に基づいた超音波送受信を 3 次元サブ領域 S1 の第 1 の送受信方向 C1 (1) に対して行なう。

【0098】

一方、送受信制御部 11 のパラメータ R/W 制御部 112 は、パラメータ保管部 10 に予め保管されている 3 次元サブ領域 S1 の第 2 の送受信方向 C1 (2) に対応する送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータ P1 (2) を第 1 の超音波送受信期間 T_γ の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間 T_α において読み出し、パラメータ記憶部 111 のバッファメモリ 113a に保存する（図 11 のステップ S5）。

【0099】

次いで、パラメータ R/W 制御部 112 は、ステップ S5 の手順を繰り返すことにより期間 $[t_1 - t_2]$ の第 2 のパラメータ読み出し期間 T_α 乃至第 N のパラメータ読み出し期間 T_α における送受信制御パラメータの取得、第 2 のパラメータ供給期間 T_β 乃至第 N のパラメータ供給期間 T_β における前記送受信制御パラメータの送受信部 2 に対する並列供給、更には、前記送受信制御パラメータに基づいた 3 次元サブ領域 S1 に対する超音波送受信を行ない、このとき得られた受信信号に基づいて 3 次元サブ領域 S1 における心拍時相 τ_1 のサブボリュームデータ D1 (τ_1) が生成される（図 11 のステップ S6）。

【0100】

更に、上述のステップ S5 及びステップ S6 を時刻 t_2 の心拍同期信号が受信されるまで繰り返すことにより 3 次元サブ領域 S1 における心拍時相 τ_2 のボリュームデータ D1 (τ_2)、心拍時相 τ_3 のボリュームデータ D1 (τ_3)・・・が順次生成される（図 11 のステップ S5 及びステップ S6）。

【0101】

一方、パラメータ R/W 制御部 112 は、期間 $[t_1 - t_2]$ のパラメータ読み出し期間 T_α にてパラメータ保管部 10 から読み出した 3 次元サブ領域 S1 の第 1 の送受信方向 C1 (1) に対応する送受信制御パラメータ P1 (1) をパラメータ記憶部 111 のバッ

10

20

30

40

50

ファーマモリ 1 1 3 b に保存し、同様にして読み出した 3 次元サブ領域 S 2 の第 1 の送受信方向 C 2 (1) に対応する送受信制御パラメータ P 2 (1) をバッファーマモリ 1 1 3 c に保存する (図 1 1 のステップ S 7) 。

【 0 1 0 2 】

上述の手順によって期間 [t 1 - t 2] におけるサブボリュームデータの収集と送受信制御パラメータ P 1 (1) 及び P 2 (1) の取得が終了したならば、データ数判定部 9 は、期間 [t 1 - t 2] において画像データ生成部 5 のサブボリュームデータ生成部 5 1 が生成したサブボリュームデータのデータ数 n x を算出し、このデータ数 n x が所定の心拍時相数 N x に到達しているか否かを判定する (図 1 1 のステップ S 8) 。

【 0 1 0 3 】

そして、上述のステップ S 8 において、期間 [t 1 - t 2] に収集されたサブボリュームデータのデータ数 n x が心拍時相数 N x に到達していると判定された場合、パラメータ R / W 制御部 1 1 2 は、期間 [t 1 - t 2] において取得しパラメータ保管部 1 0 のバッファーマモリ 1 1 3 c に保存した送受信制御パラメータ P 2 (1) を期間 [t 2 - t 3] の第 1 のパラメータ供給期間 T β 1 にて送受信部 2 の送受信チャンネル C H 1 乃至 C H 4 へ並列供給することにより 3 次元サブ領域 S 2 の第 1 の方向 C 2 (1) に対する超音波送受信を行なう。

【 0 1 0 4 】

次いで、期間 [t 2 - t 3] の第 2 のパラメータ読み出し期間 T α 2 乃至第 N のパラメータ読み出し期間 T α N にてパラメータ保管部 1 0 から取得した送受信制御パラメータ P 2 (2) 乃至 P 2 (N) を送受信部 2 へ供給して 3 次元サブ領域 S 2 の第 2 の送受信方向 C 2 (2) 乃至第 N の送受信方向 C 2 (N) n に対する超音波送受信を行なうことにより心拍時相 τ 1 のサブボリュームデータ D 2 (τ 1) が生成され、更に、同様の手順により、パラメータ保管部 1 0 から取得した送受信制御パラメータ P 2 (1) 乃至 P 2 (N) の送受信部 2 への並列供給を繰り返すことにより 3 次元サブ領域 S 2 における心拍時相 τ 1 乃至 τ 4 のサブボリュームデータ D 2 (τ 1) 乃至 D 2 (τ 4) が生成される。

【 0 1 0 5 】

一方、上述のステップ S 8 において、期間 [t 1 - t 2] にて収集されたサブボリュームデータのデータ数 n x が心拍時相数 N x に到達していないと判定された場合、パラメータ R / W 制御部 1 1 2 は、期間 [t 1 - t 2] において取得しパラメータ保管部 1 0 のバッファーマモリ 1 1 3 b に保存した送受信制御パラメータ P 1 (1) を期間 [t 2 - t 3] の第 1 のパラメータ供給期間 T β 1 において送受信部 2 の送受信チャンネル C H 1 乃至 C H 4 へ供給することにより 3 次元サブ領域 S 1 の第 1 の方向 C 1 (1) に対する超音波送受信を行なった後、上述のステップ S 5 及びステップ S 6 を期間 [t 2 - t 3] にて繰り返すことにより複数の心拍時相におけるサブボリュームデータを生成する。

【 0 1 0 6 】

即ち、本実施形態における送受信制御部 1 1 のパラメータ R / W 制御部 1 1 2 は、3 次元サブ領域 S h におけるサブボリュームデータの収集に後続して 3 次元サブ領域 S h + 1 におけるサブボリュームデータを収集する際、3 次元サブ領域 S h の第 1 の送受信方向 C h (1) 乃至第 N の送受信方向 C h (N) に対する超音波送受信と並行して 3 次元サブ領域 S h の第 1 の送受信方向 C h (1) に対応する送受信制御パラメータ P h (1) と 3 次元サブ領域 S h + 1 の第 1 の送受信方向 C h + 1 (1) に対応する送受信制御パラメータ P h + 1 (1) をパラメータ保管部 1 0 から取得し、3 次元サブ領域 S h において収集されたサブボリュームデータのデータ数 n x と心拍時相数 N x との比較結果に基づいて上述の送受信制御パラメータ P h (1) と後続の送受信制御パラメータ P h (2) 乃至 P h (N) を送受信部 2 へ供給することにより 3 次元サブ領域 S h に対する心拍同期 3 次元走査を再度行なう方法、あるいは、送受信制御パラメータ P h + 1 (1) と後続の送受信制御パラメータ P h + 1 (2) 乃至 P h + 1 (N) を送受信部 2 へ供給することにより 3 次元サブ領域 S h + 1 に対する心拍同期 3 次元走査を新たに行なう方法の何れかを短時間で切り替える機能を有している。

10

20

30

40

50

【0107】

そして、心拍時相数 N_x を有する3次元サブ領域 S_1 乃至 S_4 のサブボリュームデータ $D_h(\tau_1)$ 乃至 $D_h(\tau_4)$ の収集が終了したならば、画像データ生成部5のボリュームデータ生成部52は、得られた上述のサブボリュームデータを合成することにより3次元領域 S_0 のボリュームデータを生成し（図11のステップS9）、ボリュームデータ処理部53は、得られたボリュームデータを処理して所望の心拍同期3次元画像データを生成する（図11のステップS10）。

【0108】

更に、上述のステップS3乃至ステップS10を繰り返すことにより、時系列的な心拍同期3次元画像データが生成され、得られたこれらの画像データは動画像として表示部6のモニタに表示される（図11のステップS3乃至S10）。

10

【0109】

以上述べた本開示の第1の実施形態によれば、心電波形等の生体信号に基づいた心拍同期3次元走査を適用して複数の3次元サブ領域におけるサブボリュームデータを収集し、これらのサブボリュームデータを合成して得られたボリュームデータに基づいて画像データを生成する際、何れかの心拍期間において所定の心拍時相数に対応したサブボリュームデータのデータ数が得られないために超音波送受信の方向や順序を急遽更新しなくてはならないような場合においても、予め取得した送受信制御パラメータを対応する超音波送受信の担当ユニットに対し短時間で供給することにより、変更直後の超音波送受信を容易かつ正確に行なうことが可能となり、心拍期間の各時相における画像データを過不足なく収集することができる。

20

【0110】

特に、先行する第1の心拍期間にて収集された第1の3次元サブ領域におけるサブボリュームデータのデータ数判定結果に基づいて第1の3次元サブ領域に対するサブボリュームデータの再収集、又は、新たな第2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を第1の心拍期間に後続する第2の心拍期間において行なう際、第1の3次元サブ領域に対する超音波送受信と並行して第1の3次元サブ領域及び第2の3次元サブ領域の最初の送受信方向に対応する送受信制御パラメータを予め取得し、第1の心拍期間において収集されたサブボリュームデータのデータ数判定結果に基づいて上述した2種類の送受信制御パラメータの中から選択した送受信制御パラメータを用いてデータ数判定直後における第1の3次元サブ領域あるいは第2の3次元サブ領域の最初の送受信方向に対する超音波送受信を行なうことにより、データ数の判定から最初の送受信方向に対する超音波送受信までの遅延を大幅に短縮することができる。

30

【0111】

又、被検体の3次元サブ領域に対し心拍同期3次元走査を行なって異なる複数の心拍時相におけるサブボリュームデータを収集し、これらのサブボリュームデータを合成して得られたボリュームデータに基づいて時系列的な画像データを生成する際、超音波の送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で予め取得した各種の送受信制御パラメータを超音波送受信の担当ユニットへ効率よく供給することにより時間分解能に優れた画像データを得ることができる。

40

【0112】

即ち、先行する超音波送受信と並行して後続の超音波送受信に必要な送受信制御パラメータを予め取得し、後続する超音波送受信の直前に設定されたパラメータ供給期間において上述の送受信制御パラメータを超音波送受信の担当ユニットへ並列供給することにより、画像データの時間分解能を改善することが可能となる。

【0113】

（第2の実施形態）

次に、本開示の第2の実施形態について説明する。この第2の実施形態における超音波診断装置は、生体組織における血液の還流状態等を観測するために、超音波造影剤が投与された被検体内の検査対象領域に残存しているマイクロバブルを高音圧の超音波パルスを

50

用いたフラッシュモードの超音波走査によって破碎した後、上述の検査対象領域においてマイクロバブルと共に新たに流入する血液の状態を低音圧の超音波パルスを用いたモニタリングモードの超音波走査によって観測する際、検査対象領域に対するモニタリングモードの超音波走査と並行してフラッシュモードの最初の送信方向に対応する送受信制御パラメータをパラメータ記憶部に一旦取得する。そして、当該被検体の心電波形に基づいて生成された心拍同期信号を受信したならば、モニタリングモードの超音波走査を停止し、パラメータ記憶部から読み出した上述の送受信制御パラメータを用いてフラッシュモードの最初の送信方向に対する超音波送信を行なう。

【0114】

又、上述の検査対象領域に対するフラッシュモードの超音波走査と並行してモニタリングモードの最初の送受信方向に対応する送受信制御パラメータをパラメータ記憶部に一旦取得し、所定のフラッシュモード時間が経過したならば、フラッシュモードの超音波走査を停止すると共にパラメータ記憶部から読み出した上述の送受信制御パラメータを用いてモニタリングモードの最初の送受信方向に対する超音波送受信を行なう。

【0115】

(装置の構成と機能)

本開示の第2の実施形態における超音波診断装置の構成と機能につき図12乃至図16を用いて説明する。尚、図12は、当該超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0116】

図12に示す超音波診断装置200は、マイクロバブルを有する超音波造影剤が注入された被検体の検査対象領域に対してフラッシュモード及びモニタリングモードの超音波パルス(送信超音波)を送信し、モニタリングモードの超音波パルス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配列された超音波プローブ3と、当該被検体の所定方向に対して上述の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の振動素子へ供給し、モニタリングモードの超音波送受信により上述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2g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4gと、走査方向単位で得られるBモードデータを順次保存して2次元あるいは3次元の時系列的な画像データを生成する画像データ生成部5gと、得られたこれらの画像データに対して走査変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行ないモニタに表示する表示部6gを備えている。

【0117】

又、超音波診断装置200は、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7と、検出された心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する心拍同期信号生成部8と、送受信方向及び送受信チャンネルを単位として予め設定された各種の送受信制御パラメータが保管されているパラメータ保管部10gと、送受信部2gが備える複数の送受信チャンネルへ並列供給されるモニタリングモードの送受信制御パラメータ及びフラッシュモードの送受信制御パラメータを心拍同期信号生成部8から供給される心拍同期信号等に基づいて短時間で切り替えることにより連続したフラッシュモードの超音波送信及びモニタリングモードの超音波送受信を制御する送受信制御部11gと、被検体情報の入力、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう入力部12g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13gを備えている。

【0118】

次に、超音波診断装置200が備える上述のユニットにつき更に詳しく説明する。

【0119】

送受信部2gは、送信部21gと受信部22gを備え、送信部21gは、図示しないレートパルス発生器、送信遅延回路及び駆動回路を備えている。そして、レートパルス発生器は、被検体内に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを送受信制御部11gから送受信制御パラメータとして供給されるフレームレートや最大視野深度(

Depth)等の情報に基づいて生成し、得られたレートパルスを送信遅延回路へ供給する。

【0120】

一方、送信遅延回路は、送受信制御部11gから送受信制御パラメータとして送受信方向単位で供給される送信遅延時間の情報に基づき、所定方向に対して送信超音波を放射するための偏向用遅延時間と所定の深さに前記送信超音波を集束するための集束用遅延時間をレートパルス発生器から供給された上述のレートパルスに与える。

【0121】

駆動回路は、超音波プローブ3に内蔵されたMt個の送信用振動素子を駆動することにより高音圧を有したフラッシュモードの超音波パルスと低音圧を有したモニタリングモードの超音波パルスを被検体内の所定方向へ放射する。このMtチャンネルの駆動回路は、送受信制御部11gから送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給されるフラッシュモード及びモニタリングモードの送信強度によって制御され、各々のモードに好適な音圧を有した超音波パルスを被検体内へ送信するための駆動信号を生成して超音波プローブ3が備えるMt個の送信用振動素子へ供給する。

【0122】

一方、送受信部2gの受信部22g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選択されたMr個の受信用振動素子に対応するMrチャンネルの図示しないプリアンプ、A/D変換器及び受信遅延回路と加算器を備え、プリアンプは、送受信制御部11gから送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される受信感度の情報に基づき、Mr個の受信用振動素子から供給されるモニタリングモードの受信信号を所定の大きさに増幅する。そして、A/D変換器は、プリアンプから出力される上述の受信信号をアナログ/デジタル変換して受信遅延回路へ供給する。

【0123】

受信遅延回路は、送受信制御部11gから送受信制御パラメータとして送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で供給される受信遅延時間の情報に基づき、所定の深さにて反射した受信超音波を集束させるための集束用遅延時間と所定方向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上述のA/D変換器から出力されたMrチャンネルの受信信号に与え、加算器は、受信遅延回路から出力されたMrチャンネルの受信信号を整相加算する。

【0124】

受信信号処理部4gは、受信信号の高調波成分を抽出することによってBモードデータを生成する機能を有し、図示しない増幅回路、フィルタ回路、包絡線検波器及び対数変換器を備えている。増幅回路は、受信部22gの加算器から供給される整相加算後の受信信号を所定の大きさへ増幅し、フィルタ回路は、増幅後の受信信号に含まれている高調波成分を抽出する。一方、包絡線検波器は、抽出された受信信号の高調波成分を包絡線検波し、対数変換器は、包絡線検波された高調波成分の振幅を対数変換することによりBモードデータを生成する。

【0125】

図13は、受信信号処理部4gが備えるフィルタ回路の機能を説明するための図であり、図13(a)は、低音圧を有し中心周波数がfoのモニタリングモード用超音波パルスの周波数スペクトラム151を示しており、又、図13(b)は、上述の超音波パルスが生体組織に照射された場合の超音波反射波(受信信号)に含まれる中心周波数foの基本波成分152及び中心周波数2foの2倍高調波成分153と被検体内のマイクロバブルにて反射した受信信号の周波数成分154を示している。

【0126】

図13(b)に示すように、マイクロバブルにて反射した受信信号は広帯域な周波数成分を有しているため、マイクロバブルからの信号成分を選択して得るためには生体組織に起因した信号成分の混入が比較的少ない1.5倍高調波成分をフィルタ処理によって抽出することが望ましい。このとき適用されるフィルタ回路の好適な帯域通過フィルタ特性を太実線155によって示す。

【0127】

即ち、受信部22gの加算器から出力された受信信号の1.5倍高調波成分は、受信信号処理部4gのフィルタ回路によって抽出された後、包絡線検波器による包絡線検波と対数変換器による対数変換が行なわれてBモードデータが生成される。

【0128】

図12へ戻って、画像データ生成部5gは、図示しないBモードデータ記憶部を備え、受信信号処理部4gから送受信方向単位で供給されるモニタリングモードのBモードデータを上述のBモードデータ記憶部に順次保存することにより時系列的な画像データ（Bモード画像データ）を生成し、得られたこれらの画像データは表示部6gが備えるモニタに表示される。尚、画像データ生成部5gは、更に、図示しない画像処理部を備え、上述のBモードデータ記憶部から読み出した画像データに対して輪郭強調、階調補正、フレーム相関等を必要に応じて行なってもよい。

10

【0129】

一方、心電波形を生体信号として計測する生体信号計測ユニット7は、例えば、図1の生体信号計測ユニット7と同一の構成及び機能を有する図示しないECG電極、増幅部及びA/D変換器を備え、心拍同期信号生成部8は、生体信号計測ユニット7によって計測された心電波形の振幅と所定の閾値とを比較することにより心拍同期信号を生成する。

【0130】

次に、パラメータ保管部10gには、送受信方向及び送受信チャンネルを単位として予め設定されたフラッシュモード及びモニタリングモードに対応する各種の送受信制御パラメータが保管されている。

20

【0131】

図14は、パラメータ保管部10gに保管されているフラッシュモード及びモニタリングモードに対応した送受信制御パラメータの具体例を示したものであり、これらの送受信制御パラメータは、通常、上述の送受信方向及び送受信チャンネルを付帯情報としてパラメータ保管部10gの図示しない記憶回路に保管されている。

【0132】

以下では、説明を簡単にするために、超音波プローブ3が備えるM（ $M=4$ ）個の振動素子を送信用振動素子及び受信用振動素子として用い、例えば、フラッシュモードの第1の送信方向Cf（1）乃至第Nfの送信方向Cf（Nf）に対して高音圧の超音波パルスを送信する際に必要な送受信制御パラメータPf（1）乃至Pf（Nf）やモニタリングモードの第1の送受信方向Cm（1）乃至第Nmの送受信方向Cm（Nm）に対して低音圧の超音波送受信を行なう際に必要な送受信制御パラメータPm（1）乃至Pm（Nm）が送受信方向及び送受信チャンネルを付帯情報としてパラメータ保管部10gの記憶回路に予め保管されている場合について述べるが、送受信チャンネルのチャンネル数Mや送受信制御パラメータの種類は上述に限定されない。

30

【0133】

又、送受信チャンネルCH1乃至CH4の各々は、送信部21gのレートパルス発生器、送信遅延回路及び駆動回路と、受信部22gのプリアンプ、A/D変換器及び受信遅延回路によって構成される場合について示すが、これらに限定されるものではない。

40

【0134】

尚、図14に示すように、例えば、フラッシュモードのnf番目（ $nf=1$ 乃至Nf）の送信方向Cf（nf）に対応する送受信制御パラメータPf（nf）は、送受信チャンネルCH1乃至CH4の各々に対応する送受信制御パラメータPf1（1）乃至Pf4（nf）によって構成され、送受信制御パラメータPf1（nf）乃至Pf4（nf）には、送信強度Af1（nf）乃至Af4（nf）及び送信遅延時間Bf1（nf）乃至Bf4（nf）等が含まれている。

【0135】

同様にして、モニタリングモードのnm番目（ $nm=1$ 乃至Nm）の送受信方向Cm（nm）に対応する送受信制御パラメータPm（nm）は、送受信チャンネルCH1乃至C

50

H 4 の各々に対応する送受信制御パラメータ $Pm1(nm)$ 乃至 $Pm4(nm)$ によって構成され、送受信制御パラメータ $Pm1(nm)$ 乃至 $Pm4(nm)$ には、送信強度 $Am1(nm)$ 乃至 $Am4(nm)$ 、送信遅延時間 $Bm1(nm)$ 乃至 $Bm4(nm)$ 、受信感度 $Em1(nm)$ 乃至 $Em4(nm)$ 及び受信遅延時間 $Fm1(nm)$ 乃至 $Fm4(nm)$ 等が含まれている。

【0136】

再び図 12 へ戻って、送受信制御部 11g は、送受信部 2g の送受信チャンネルへ並列供給する送受信制御パラメータのモード切り替えを短時間で行なう機能を有し、パラメータ記憶部 111g とパラメータ R/W 制御部 112g を備えている。

【0137】

パラメータ記憶部 111g は、2つのバッファメモリ（即ち、バッファメモリ 114a 及びバッファメモリ 114b）を有し、パラメータ R/W 制御部 112g から供給される第 1 の読み出し制御信号に基づいてパラメータ保管部 10g から送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で順次読み出されたフラッシュモードの送受信制御パラメータ $Pf(1)$ 乃至 $Pf(Nf)$ 及びモニタリングモードの送受信制御パラメータ $Pm(1)$ 乃至 $Pm(Nm)$ は上述のバッファメモリに一旦保存される。

【0138】

そして、パラメータ記憶部 111g に保存された上述の送受信制御パラメータは、パラメータ R/W 制御部 112g から供給される第 2 の読み出し制御信号に従って読み出され、送受信部 2g の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 へ並列供給される。

【0139】

この場合、パラメータ記憶部 111g から読み出されたフラッシュモード及びモニタリングモードの「送信強度」の情報は、送信部 21g の駆動回路へ供給され、「送信遅延時間」の情報は、送信部 21g の送信遅延回路へ供給される。又、モニタリングモードの「受信感度」の情報は、受信部 22g のプリアンプへ供給され、「受信遅延時間」の情報は、受信部 22g の受信遅延回路へ供給される。

【0140】

一方、パラメータ R/W 制御部 112g は、パラメータ記憶部 111g に対する送受信制御パラメータの保存（取得）と送受信部 2g の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 に対する前記送受信制御パラメータの供給を制御する機能を有している。

【0141】

即ち、パラメータ R/W 制御部 112g は、後述するフラッシュモードの超音波送信期間 Tyf あるいはモニタリングモードの超音波送受信期間 Tym においてパラメータ保管部 10g から取得した送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータをパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114a 及び 114b に保存（取得）するための制御を行なう。

【0142】

更に、パラメータ R/W 制御部 112g は、後述するフラッシュモードのパラメータ供給期間あるいはモニタリングモードのパラメータ供給期間においてパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114a 及び 114b から読み出したチャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータを送受信部 2g の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 へ並列供給するための制御を行なう。

【0143】

次に、図 12 に示した入力部 12g は、操作パネル上にキーボード、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や表示パネルを備え、被検体情報の入力、モニタリングモード及びフラッシュモードの選択、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう。

【0144】

そして、システム制御部 13g は、図示しない CPU と入力情報記憶部を備え、入力部 12g おいて入力／選択／設定された上述の各種情報は入力情報記憶部に保存される。そ

10

20

30

40

50

して、CPUは、上述の各種情報に基づいて超音波診断装置200の各ユニットを統括的に制御することにより高音圧の超音波パルスによるフラッシュモードの超音波送信と低音圧の超音波パルスによるモニタリングモードの超音波送受信との高速切り替えを実行させる。

【0145】

次に、当該被検体の心拍同期信号等に基づいたモニタリングモードの超音波送受信からフラッシュモードの超音波送信への切り替え、あるいは、フラッシュモードの超音波送信からモニタリングモードの超音波送受信への切り替えを短時間で行なうことが可能な本実施形態における送受信制御パラメータの取得方法と送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの供給方法につき図15及び図16を用いて更に詳しく説明する。

【0146】

図15(a)は、生体信号計測ユニット7によって計測された当該被検体の心電波形、図15(b)は、入力部12gにおいて任意のタイミングで入力される走査開始指示信号、図15(c-1)及び図15(c-2)は、パラメータ保管部10gから読み出され送受信制御部11gのパラメータ記憶部111gが備えるバッファメモリ114a及び114bに保存(取得)された送受信制御パラメータ、図15(d)は、モニタリングモードの超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データ生成部5gが生成した時系列的な画像データを夫々示している。

【0147】

送受信制御部11gは、例えば、時刻 t_0 において入力された図15(b)の走査開始指示信号に後続してパラメータ保管部10gから順次読み出したモニタリングモードの送受信方向 $C_m(1)$ 乃至 $C_m(N_m)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_m(1)$ 乃至 $P_m(N_m)$ をバッファメモリ114aに一旦保存した後(図15(c-1)参照)、送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ並列供給することにより低音圧の超音波パルスを用いたモニタリングモードの超音波送受信を当該被検体に対して行なう。そして、送受信方向 $C_m(1)$ 乃至 $C_m(N_m)$ に対する超音波送受信を次の心拍同期信号が供給される時刻 t_1 まで繰り返すことにより、期間 $[t_0 - t_1]$ において時系列的な画像データが生成される(図15(d)参照)。

【0148】

一方、送受信制御部11gは、図示しない期間 $[t_0 - t_1]$ の超音波送受信期間 T_{ym} においてパラメータ保管部10gから読み出したフラッシュモードの第1の送信方向 $C_f(1)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_f(1)$ をパラメータ記憶部111gのバッファメモリ114bに保存する(図15(c-2)参照)。

【0149】

次いで、送受信制御部11gは、期間 $[t_0 - t_1]$ においてバッファメモリ114bに保存したフラッシュモードの第1の送信方向 $C_f(1)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_f(1)$ 及びパラメータ保管部10gから新たに読み出しバッファメモリ114bに保存したフラッシュモードの第2の送信方向 $C_f(2)$ 乃至第 N_f の送信方向 $C_f(N_f)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_f(2)$ 乃至 $P_f(N_f)$ を送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ並列供給し、更に、パラメータ保管部10gから読み出した送受信制御パラメータ $P_f(1)$ 乃至 $P_f(N_f)$ の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する並列供給を時刻 t_1 から所定のフラッシュモード時間 T_f だけ経過した時刻 t_2 まで繰り返すことにより、期間 $[t_1 - t_2]$ では、検査対象領域に対するフラッシュモードの超音波走査が行なわれる。

【0150】

又、送受信制御部11gは、図示しない期間 $[t_1 - t_2]$ の超音波送信期間 T_{yf} においてパラメータ保管部10gから読み出したモニタリングモードの第1の送受信方向 $C_m(1)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_m(1)$ をパラメータ記憶部111gのバッファメモリ114aに保存する。

【0151】

次に、送受信制御部11gは、期間[t1-t2]においてバッファメモリ114aに保存した上述の送受信制御パラメータPm(1)及びパラメータ保管部10gから新たに読み出しバッファメモリ114aに一旦保存したモニタリングモードの第2の送信方向Cm(2)乃至第Nmの送信方向Cm(Nm)に対応する送受信制御パラメータPm(2)乃至Pm(Nf)を送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ並列供給し、更に、パラメータ保管部10gから読み出した送受信制御パラメータPm(1)乃至Pm(Nm)の送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する並列供給を次の心拍同期信号が供給される時刻t3まで繰り返すことにより、期間[t2-t3]では、検査対象領域に対するモニタリングモードの超音波走査が行なわれ、このとき得られる受信信号に基づいて時系列的な画像データが生成される。

10

【0152】

以下、時刻t3以降においても、モニタリングモードの超音波送受信と並行してバッファメモリ114bに取得されたフラッシュモードの第1の送信方向Cf(1)に対応する送受信制御パラメータPf(1)及びモニタリングモードの超音波送受信に後続するフラッシュモードの超音波送信においてパラメータ保管部10gから読み出されバッファメモリ114bに一旦保存されたフラッシュモードの第2の送信方向Cf(2)乃至第Nfの送信方向Cf(Nf)に対応する送受信制御パラメータPf(2)乃至Pf(Nf)を送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ並列供給することにより高音圧の超音波パルスを用いたフラッシュモードの超音波走査が行なわれ、フラッシュモードの超音波送信と並行してバッファメモリ114aに保存されたモニタリングモードの第1の送受信方向Cm(1)に対応する送受信制御パラメータPm(1)及びフラッシュモードの超音波送信に後続するモニタリングモードの超音波送受信においてパラメータ保管部10gから読み出されバッファメモリ114aに保存されたモニタリングモードの第2の送受信方向Cm(2)乃至第Nmの送受信方向Cm(Nm)に対応する送受信制御パラメータPm(2)乃至Pm(Nm)を送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ供給することにより低音圧の超音波パルスを用いたモニタリングモードの超音波走査が行なわれる。

20

【0153】

図16は、期間[t1-t3]及びその前後の期間における送受信制御パラメータの取得と送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4に対する前記送受信制御パラメータの供給を更に詳しく説明するための図である。

30

【0154】

即ち、図16(a)は、生体信号計測ユニット7によって計測された当該被検体の心電波形を示しており、図16(b)は、パラメータ保管部10gから読み出されパラメータ記憶部111gに保存されたモニタリングモード及びフラッシュモードの送受信制御パラメータ(図15(c)参照)を示している。

【0155】

又、図16(c)は、フラッシュモードの第1の送信方向Cf(1)乃至第Nfの送信方向Cf(Nf)及びモニタリングモードの第1の送受信方向Cm(1)乃至第Nmの送受信方向Cm(Nm)に対して超音波送信あるいは超音波送受信を順次行なう際、送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4に対して並列供給される送受信制御パラメータの供給期間とこれらの送受信制御パラメータに基づいて行なわれる超音波送信あるいは超音波送受信の期間を示しており、図16(d)は、モニタリングモードの超音波送受信による画像データの収集期間を示している。

40

【0156】

即ち、パラメータ保管部10gに予め保管されたフラッシュモードの第1の送信方向Cf(1)に対応する送受信チャンネルCH1乃至CH4の送受信制御パラメータPf(1)(図14のPf1(1)乃至Pf4(1))は、図16(b-1)に示すように、期間[t1-t2]に先行する期間[t0-t1]のパラメータ読み出し期間Tafにおいて

50

読み出されパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114b に一旦保存される。

【0157】

次いで、バッファメモリ 114b に保存された上述の送受信制御パラメータ $P_f(1)$ は、期間 $[t_1 - t_2]$ の第 1 のパラメータ供給期間 $T_{\beta f 1}$ において送受信部 2g の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 へ並列供給され、送受信部 2g は、期間 $[t_1 - t_2]$ の第 1 の超音波送信期間 $T_{\gamma f 1}$ においてこれらの送受信制御パラメータに基づいたフラッシュモードの超音波送信を第 1 の送信方向 $C_f(1)$ に対して行なう。

【0158】

一方、パラメータ保管部 10g に保管されたフラッシュモードの第 2 の送信方向 $C_f(2)$ に対応する送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータ $P_f(2)$ ($P_{f1}(2)$ 乃至 $P_{f4}(2)$) は、上述の超音波送信期間 $T_{\gamma f 1}$ の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間 $T_{\alpha f 1}$ にて読み出されパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114b に保存される。

10

【0159】

このように、先行する送信方向の超音波送信期間においてパラメータ保管部 10g から読み出した後続の送信方向に対応する送受信制御パラメータを超音波送信期間の直前に設定されたパラメータ供給期間において送受信部 2g の送受信チャンネルへ並列供給し、更に、期間 $[t_1 - t_2]$ においてこのような手順を繰り返すことにより、高音圧の超音波パルスを用いたフラッシュモードの超音波走査が行なわれる。

【0160】

20

そして、時刻 t_1 から所定のフラッシュモード時間 T_f だけ経過した時刻 t_2 を基準に開始されるモニタリングモードの超音波送受信において、パラメータ保管部 10g に予め保管されたモニタリングモードの第 1 の送受信方向 $C_m(1)$ に対応する送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータ $P_m(1)$ (図 14 の $P_{m1}(1)$ 乃至 $P_{m4}(1)$) は、図 16 (b-2) に示すように、期間 $[t_1 - t_2]$ のパラメータ読み出し期間 $T_{\alpha m}$ において読み出されパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114a に保存される。

【0161】

次いで、バッファメモリ 114a に保存された上述の送受信制御パラメータ $P_m(1)$ は、期間 $[t_2 - t_3]$ の第 1 のパラメータ供給期間 $T_{\beta m 1}$ において送受信部 2g の送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 へ並列供給され、送受信部 2g は、期間 $[t_2 - t_3]$ の第 1 の超音波送受信期間 $T_{\gamma m 1}$ においてこれらの送受信制御パラメータに基づいたモニタリングモードの超音波送受信を第 1 の送信方向 $C_m(1)$ に対して行なう。

30

【0162】

一方、パラメータ保管部 10g に保管されたモニタリングモードの第 2 の送受信方向 $C_m(2)$ に対応する送受信チャンネル CH1 乃至 CH4 の送受信制御パラメータ $P_m(2)$ ($P_{m1}(2)$ 乃至 $P_{m4}(2)$) は、期間 $[t_2 - t_3]$ の第 1 の超音波送受信期間 $T_{\gamma m 1}$ の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間 $T_{\alpha m 1}$ において読み出されパラメータ記憶部 111g のバッファメモリ 114a に保存される。

【0163】

40

このように、先行する送受信方向の超音波送受信期間においてパラメータ保管部 10g から読み出した後続の送受信方向に対応する送受信制御パラメータを超音波送受信期間の直前に設定されたパラメータ供給期間において送受信部 2g の送受信チャンネルへ並列供給することにより、モニタリングモードの第 1 の送受信方向 $C_m(1)$ 乃至第 N_m の送受信方向 $C_m(N_m)$ に対する超音波送受信が行なわれ、更に、期間 $[t_2 - t_3]$ においてこのような超音波送受信を繰り返すことにより、時系列的な画像データが生成される。

【0164】

(画像データの生成手順)

次に、高音圧の超音波パルスによるフラッシュモードの超音波送信を適用した本実施形態における画像データの生成手順を図 15 乃至図 16 に示したタイムチャートと図 17 の

50

フローチャートを用いて説明する。

【0165】

画像データの生成に先立ち、超音波診断装置200の操作者は、生体信号計測ユニット7に設けられたECG電極を被検体の体表面に装着した後、入力部12gにおいて被検体情報の入力、モニタリングモード及びフラッシュモードの選択、フラッシュモード時間Tfの設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定等を行なう。そして、これらの入力／選択／設定情報は、システム制御部13gの入力情報記憶部に保存される（図17のステップS21）。

【0166】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、被検体に超音波造影剤を投与し生体信号計測ユニット7を動作状態にして当該被検体に対する心電波形計測を開始した後、入力部12gにおいて走査開始指示信号を入力する（図17のステップS22）。そして、この指示信号がシステム制御部13gへ供給されることによりモニタリングモードの超音波送受信が開始される。

【0167】

被検体に対するモニタリングモードの超音波送受信に際し、図15の時刻t0において入力部12gからシステム制御部13gを介して供給された上述の走査開始指示信号を受信した送受信制御部11gのパラメータR/W制御部112gは、パラメータ保管部10gに予め保管されているモニタリングモードの送受信制御パラメータPm(1)乃至Pm(Nm)をパラメータ記憶部11gの1114aに一旦保存した後、送受信部2gの送受信チャンネルへ供給することにより被検体に対する超音波送受信を行なう。そして、画像データ生成部5gは、このとき得られた受信信号に基づいて画像データを生成し表示部6gのモニタに表示する。

【0168】

そして、パラメータR/W制御部112gは、心電波形のR波に基づいた心拍同期信号が心拍同期信号生成部8からシステム制御部13gを介して供給される時刻t1まで上述した送受信制御パラメータの取得と送受信部2gの送受信チャンネルに対する前記送受信制御パラメータの供給を繰り返し、このとき得られた時系列的な画像データは表示部6gに動画像として表示される。

【0169】

更に、パラメータR/W制御部112gは、期間[t0-t1]において、パラメータ保管部10gから読み出したフラッシュモードの第1の送信方向Cf(1)に対応する送受信制御パラメータPf(1)をパラメータ記憶部111gのバッファメモリ114bに保存する（図17のステップS23）。

【0170】

次いで、パラメータR/W制御部112gは、心拍同期信号生成部8からシステム制御部13gを介して供給される時刻t1の心拍同期信号を受信し（図17のステップS24）、期間[t1-t2]に設定された第1のパラメータ供給期間Tβf1においてバッファメモリ114bから読み出した上述の送受信制御パラメータPf(1)を送受信部2gの送受信チャンネルCH1乃至CH4へ供給する。そして、送受信チャンネルCH1乃至CH4の各々は、パラメータ供給期間Tβf1に後続する超音波送受信期間Tγf1において上述の送受信制御パラメータPf(1)に基づいた超音波送信を第1の送信方向Cf(1)に対して行なう。

【0171】

更に、パラメータR/W制御部112gは、パラメータ保管部10gに保管されているフラッシュモードの第2の送受信方向Cf(2)に対応する送受信チャンネルCH1乃至CH4の送受信制御パラメータPf(2)を第1の超音波送受信期間Tγf1の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間Tαf1において読み出し、パラメータ記憶部111gのバッファメモリ114bに保存する（図17のステップS25）。そして、時刻t1から所定のフラッシュモード時間Tfだけ経過した時刻t2までの期間[t1-t2]

10

20

30

40

50

において上述のステップ S 2 5 と同様の手順が繰り返し行なわれる。

【0172】

又、パラメータ R/W 制御部 112 g は、期間 $[t_1 - t_2]$ においてパラメータ保管部 10 g から読み出したモニタリングモードの第 1 の送受信方向 $C_m(1)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_m(1)$ をパラメータ記憶部 111 g のバッファメモリ 114 a に保存する（図 17 のステップ S 2 6）。

【0173】

期間 $[t_1 - t_2]$ におけるフラッシュモードの超音波送信が終了したならば、パラメータ R/W 制御部 112 g は、期間 $[t_2 - t_3]$ の第 1 のパラメータ供給期間 $T_{\beta m 1}$ においてバッファメモリ 114 a から読み出した上述の送受信制御パラメータ $P_m(1)$ を送受信部 2 g の送受信チャンネル CH_1 乃至 CH_4 へ供給する。そして、送受信チャンネル CH_1 乃至 CH_4 の各々は、パラメータ供給期間 $T_{\beta m 1}$ に後続する超音波送受信期間 $T_{\gamma m 1}$ において、上述の送受信制御パラメータ $P_m(1)$ に基づいた超音波送受信をモニタリングモードの第 1 の送信方向 $C_m(1)$ に対して行なう。

【0174】

更に、パラメータ R/W 制御部 112 g は、パラメータ保管部 10 g に保管されているモニタリングモードの第 2 の送受信方向 $C_m(2)$ に対応する送受信チャンネル CH_1 乃至 CH_4 の送受信制御パラメータ $P_f(2)$ を第 1 の超音波送受信期間 $T_{\gamma m 1}$ の期間内に設定されたパラメータ読み出し期間 $T_{\alpha m 1}$ において読み出し、パラメータ記憶部 111 g のバッファメモリ 114 a に保存する（図 17 のステップ S 2 7）。そして、次の心拍同期信号が受信されるまでの期間 $[t_2 - t_3]$ において上述のステップ S 2 7 と同様の手順が繰り返し行なわれ、このとき得られる受信信号に基づいて生成された時系列的な画像データは表示部 6 g のモニタに表示される（図 17 のステップ S 2 8）。

【0175】

一方、パラメータ R/W 制御部 112 g は、期間 $[t_2 - t_3]$ においてパラメータ保管部 10 g から読み出したフラッシュモードの第 1 の送受信方向 $C_f(1)$ に対応する送受信制御パラメータ $P_f(1)$ をパラメータ記憶部 111 g のバッファメモリ 114 b に保存する（図 17 のステップ S 2 9）。

【0176】

そして、心拍同期信号生成部 8 において生成された新たな心拍同期信号を受信する度に上述したステップ S 2 4 乃至ステップ S 2 9 の手順を繰り返すことにより高音圧の超音波パルスによるフラッシュモードの超音波走査（超音波送信）と低音圧の超音波パルスによるモニタリングモードの超音波走査（超音波送受信）を交互に行なう。

【0177】

以上述べた本開示の第 2 の実施形態によれば、マイクロバブルを有する超音波造影剤が投与された被検体に対し 2 次元あるいは 3 次元の超音波走査を行なって体内の血流状態を観測するために、検査対象領域に残存しているマイクロバブルを高音圧の超音波パルスを用いたフラッシュモードの超音波走査によって破碎した後、低音圧の超音波パルスを用いたモニタリングモードの超音波走査によって上述の検査対象領域において新たに流入する血流の状態を観測する際、超音波走査に対して非同期で供給される心拍同期信号等に伴って超音波送受信の方向や順序を急遽変更しなくてはならないような場合においても、予め取得した送受信制御パラメータに対応する超音波送受信の担当ユニットに対して短時間で供給することができる。このため、モニタリングモードからフラッシュモードへの変更直後あるいはフラッシュモードからモニタリングモードへの変更直後における超音波送受信を容易かつ正確に行なうことが可能となり、心拍期間の各時相における画像データを過不足なく収集することができる。

【0178】

特に、モニタリングモードの超音波走査と並行してフラッシュモードの最初の送信方向に対応する送受信制御パラメータを予め取得し、当該被検体の心電波形に基づいて生成された心拍同期信号を受信したならばモニタリングモードの超音波走査を停止すると共に上

述の送受信制御パラメータを用いてフラッシュモードの最初の送信方向に対する超音波送信を行なうことにより、モニタリングモードからフラッシュモードへ変更された直後の超音波送信を確実に行なうことができる。

【0179】

又、フラッシュモードの超音波走査と並行してモニタリングモードの最初の送受信方向に対応する送受信制御パラメータを予め取得し、所定のフラッシュモード時間が経過したならばフラッシュモードの超音波走査を停止すると共に上述の送受信制御パラメータを用いてモニタリングモードの最初の送受信方向に対する超音波送受信を行なうことにより、フラッシュモードからモニタリングモードへ変更された直後の超音波送受信を確実に行なうことができる。

10

【0180】

又、上述の第2の実施形態によれば、被検体に対するモニタリングモードの超音波送受信を行なって時系列的な画像データを収集する際、超音波の送受信方向単位及び送受信チャンネル単位で予め取得した各種の送受信制御パラメータを超音波送受信の担当ユニットへ効率よく供給することにより時間分解能に優れた画像データを得ることができる。

【0181】

即ち、先行する超音波送受信と並行して後続の超音波送受信に必要な送受信制御パラメータを予め取得し、後続する超音波送受信の直線に設定されたパラメータ供給期間において上述の送受信制御パラメータを超音波送受信の担当ユニットへ並列供給することにより、画像データの時間分解能を改善することが可能となる。

20

【0182】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態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。

【0183】

例えば、上述の第1の実施形態及び第2の実施形態では、複数の振動素子を有したセクタ走査方式の超音波プローブ3について述べたが、コンベックス走査方式やリニア走査方式等の他の走査方式に対応した超音波プローブであってもよい。但し、コンベックス走査方式やリニア走査方式の超音波プローブを用いた場合には、送信用振動素子及び受信用振動素子の位置を決定する送信素子位置及び受信素子位置の情報を新たな送受信制御パラメータとして追加することが望ましい。

30

【0184】

又、送信強度、送信遅延時間、受信感度及び受信遅延時間や上述の送信素子位置及び受信素子位置を送受信制御パラメータとする場合について述べたが、送受信制御パラメータは、これらに限定されるものではなく、例えば、送信開口や受信開口等の情報が含まれていてもよい。

【0185】

更に、先行する超音波送受信あるいは超音波送信と並行して後続の超音波送受信あるいは超音波送信に必要な送受信制御パラメータを予め取得する場合について述べたが、送受信制御パラメータの取得は先行する超音波送受信（送信）の期間内に限定されない。特に、送受信制御パラメータの取得と送受信部2（2g）に対する並列供給を同時に行なうことが可能な場合には、後続の超音波送受信に必要な送受信制御パラメータの取得を先行する超音波送受信のパラメータ供給期間において行なってもよい。

40

【0186】

又、パラメータ記憶部111（111g）を備えた送受信制御部11（11g）について述べたが、パラメータ記憶部111（111g）は他のユニットに備えられていてもよく、独立したユニットとして存在していてもよい。

【0187】

更に、上述の第1の実施形態及び第2の実施形態では、Bモードデータに基づいて心拍同期3次元画像データあるいはモニタリングモードの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やドプラスペクトラムデータ等の他の撮影モードにおいて

50

収集された超音波データを用いて所望の画像データを生成しても構わない。

【0188】

又、心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する場合について述べたが、心音波形や脳波形等の他の生体信号に基づいて生成された心拍同期信号を用いてもよく、これらの信号を計測する生体信号計測ユニット7は超音波診断装置100(200)の外部に設けられていてもよい。

【0189】

一方、上述の第1の実施形態では、3次元領域に対する心拍同期3次元走査によって収集されたボリュームデータに基づいて、ボリュームレンダリング画像データやサーフェスレンダリング画像データを生成する場合について述べたが、MPR(multi planar reconstruction)画像データやMIP(maximum intensity projection)画像データ等を心拍同期3次元画像データとして生成してもよい。

【0190】

更に、3次元領域のサイズと3次元サブ領域のサイズに基づいて3次元サブ領域のセグメント数を設定する場合について述べたが、3次元領域のサイズと予め設定されたセグメント数に基づいて3次元サブ領域のサイズを設定しても構わない。

【0191】

又、第2の実施形態では、低音圧の超音波送受信によって得られた受信信号をフィルタリング処理することによって生体組織からの反射波を排除し、超音波造影剤からの反射波成分を抽出する方法について述べたが、上述の受信信号をそのまま用いて画像データを生成しても構わない。

【0192】

更に、心拍同期信号生成部8において生成された心拍同期信号に基づいてモニタリングモードの超音波送受信からフラッシュモードの超音波送信への切り替えを行なう場合について述べたが、入力部12(12g)等から任意の時刻において入力されるタイミング信号(マニュアル信号)に基づいて同期信号を生成する同期信号生成部を備え、この同期信号生成部において生成された同期信号を用いて上述の切り替えを行なってもよい。

【0193】

尚、第1の実施形態の超音波診断装置100あるいは第2の実施形態の超音波診断装置200に含まれる各ユニットは、例えば、CPU、RAM、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置100のシステム制御部13や超音波診断装置200のシステム制御部13gは、上記のコンピュータに搭載されたCPU等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

【0194】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形例は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0195】

- 2、2g…送受信部
- 21、21g…送信部
- 22、22g…受信部
- 3…超音波プローブ

10

20

30

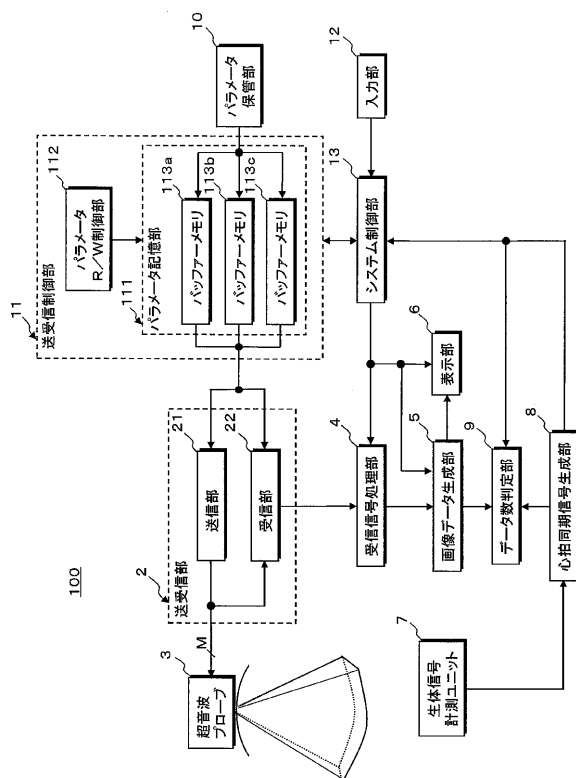
40

50

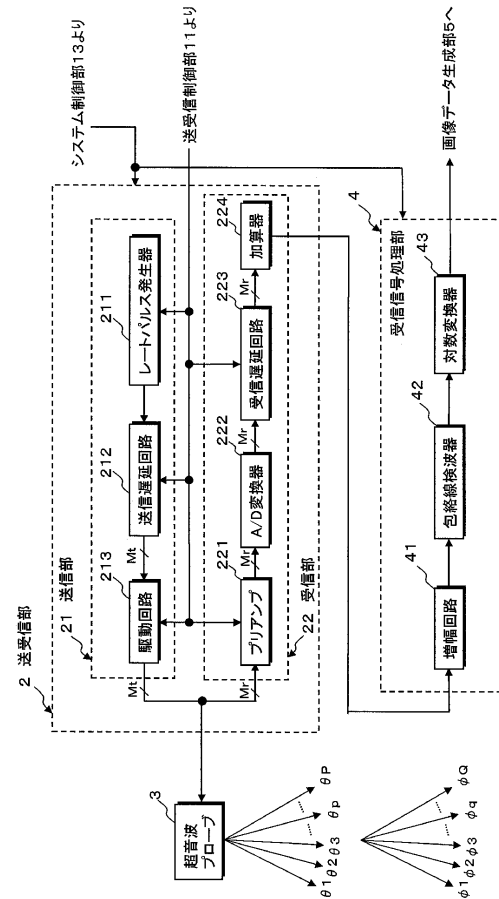
- 4、4 g…受信信号処理部
- 5、5 g…画像データ生成部
- 6、6 g…表示部
- 7…生体信号計測ユニット
- 8…心拍同期信号生成部
- 9…データ数判定部
- 10、10 g…パラメータ保管部
- 11、11 g…送受信制御部
- 111、111 g…パラメータ記憶部
- 112、112 g…パラメータR／W制御部
- 113 a～113 c、114 a、114 b…バッファメモリ
- 12、12 g…入力部
- 13、13 g…システム制御部
- 100、200…超音波診断装置

10

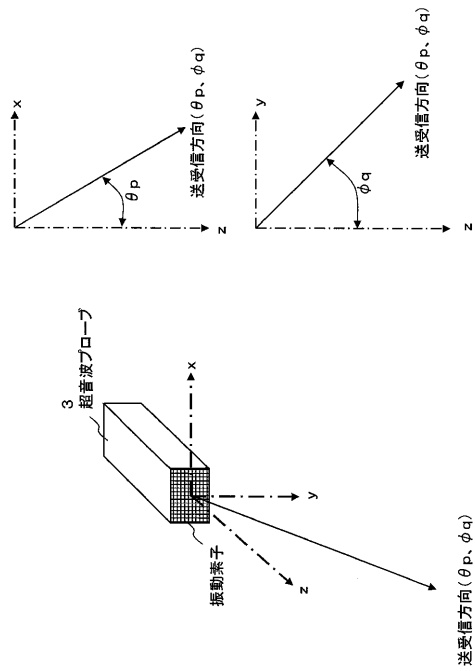
【図 1】



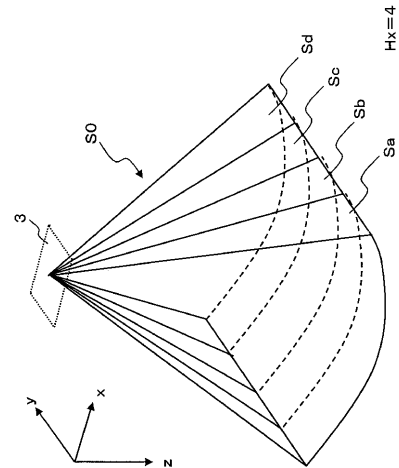
【図 2】



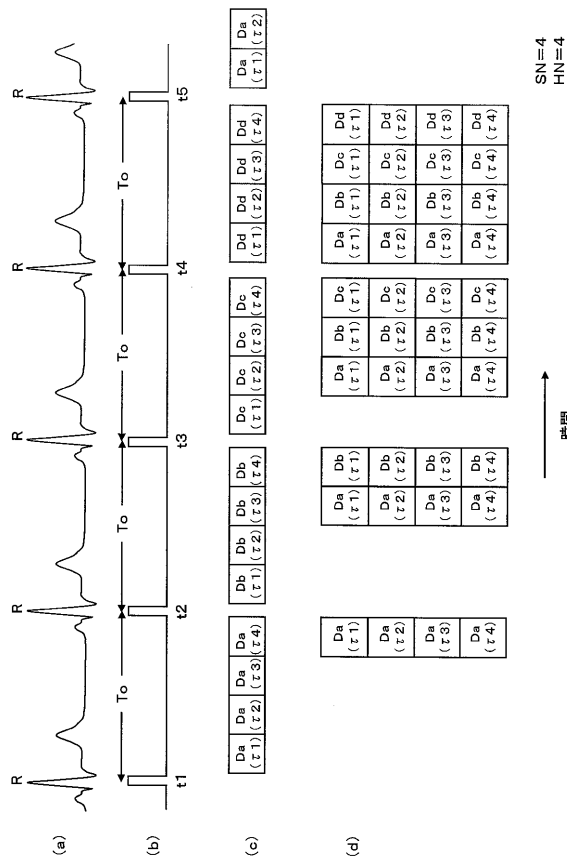
【図 3】



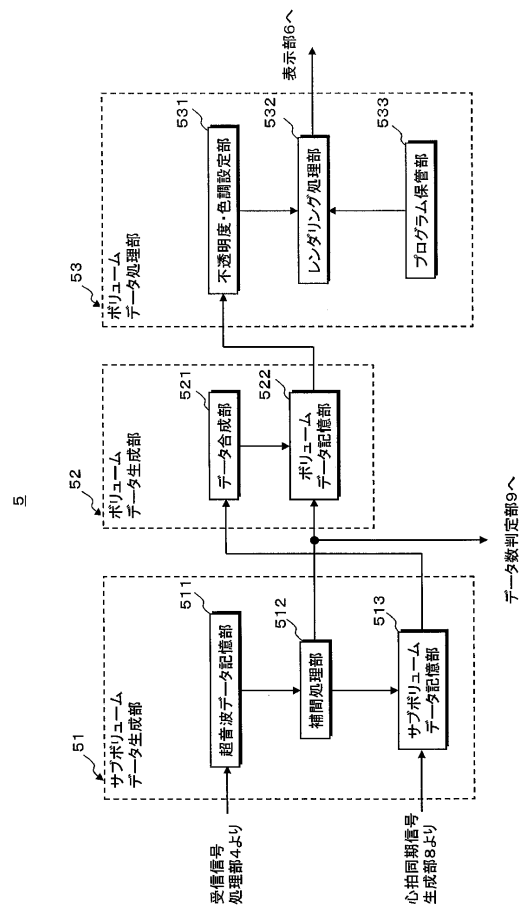
【図 4】



【図 5】



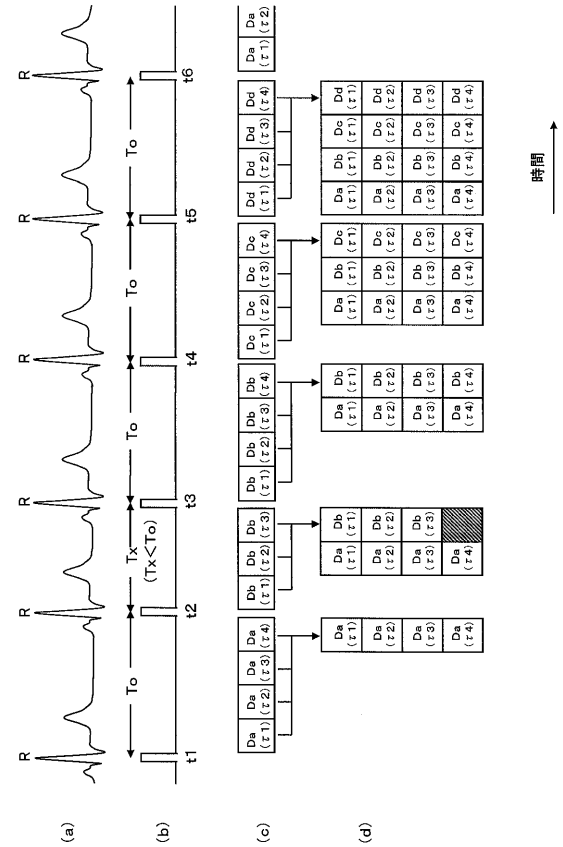
【図 6】



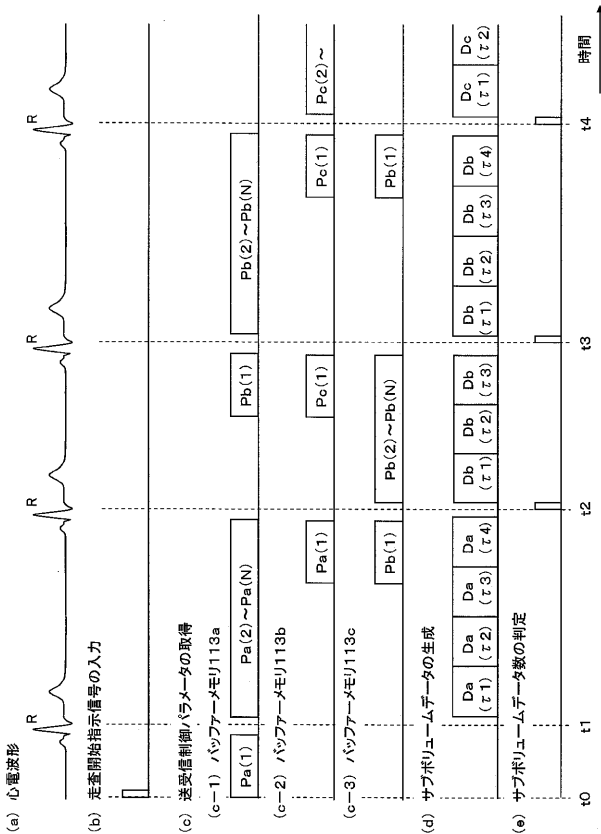
【図 7】

送受信方向	送受信チャンネル	送受信制御パラメータ	送信強度	送信遅延時間	受信感度	受信遅延時間
Ca(1)	CH1	Pa(1)	Aa1(1)	Ba1(1)	Ea1(1)	Fa1(1)
	CH2	Pa2(1)	Aa2(1)	Ba2(1)	Ea2(1)	Fa2(1)
	CH3	Pa3(1)	Aa3(1)	Ba3(1)	Ea3(1)	Fa3(1)
	CH4	Pa4(1)	Aa4(1)	Ba4(1)	Ea4(1)	Fa4(1)
Ca(2)	CH1	Pa1(2)	Aa1(2)	Ba1(2)	Ea1(2)	Fa1(2)
	CH2	Pa2(2)	Aa2(2)	Ba2(2)	Ea2(2)	Fa2(2)
	CH3	Pa3(2)	Aa3(2)	Ba3(2)	Ea3(2)	Fa3(2)
	CH4	Pa4(2)	Aa4(2)	Ba4(2)	Ea4(2)	Fa4(2)
...	...	...	...	...	...	...
Cb(1)	CH1	Pb1(1)	Ab1(1)	Bb1(1)	Eb1(1)	Fb1(1)
	CH2	Pb2(1)	Ab2(1)	Bb2(1)	Eb2(1)	Fb2(1)
	CH3	Pb3(1)	Ab3(1)	Bb3(1)	Eb3(1)	Fb3(1)
	CH4	Pb4(1)	Ab4(1)	Bb4(1)	Eb4(1)	Fb4(1)
Cb(2)	CH1	Pb1(2)	Ab1(2)	Bb1(2)	Eb1(2)	Fb1(2)
	CH2	Pb2(2)	Ab2(2)	Bb2(2)	Eb2(2)	Fb2(2)
	CH3	Pb3(2)	Ab3(2)	Bb3(2)	Eb3(2)	Fb3(2)
	CH4	Pb4(2)	Ab4(2)	Bb4(2)	Eb4(2)	Fb4(2)
...	...	...	...	...	...	...

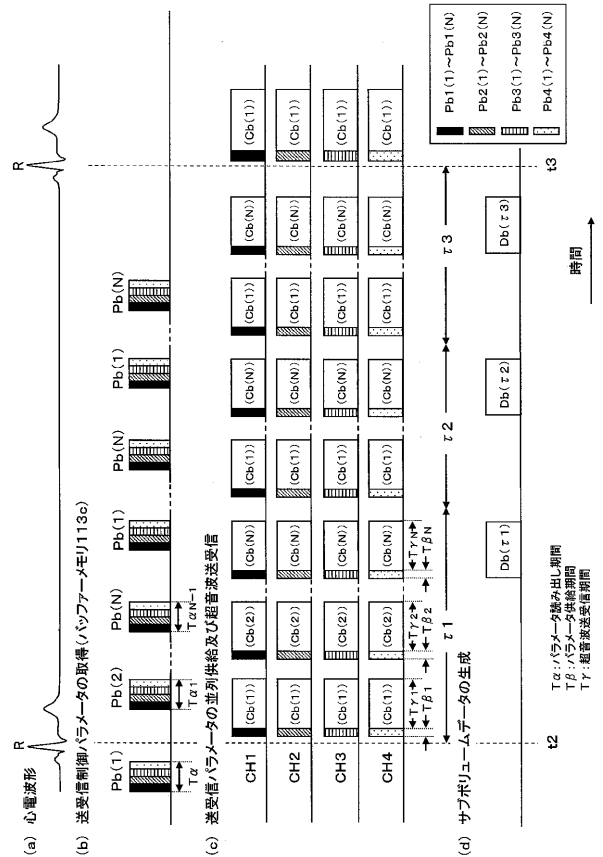
【図 8】



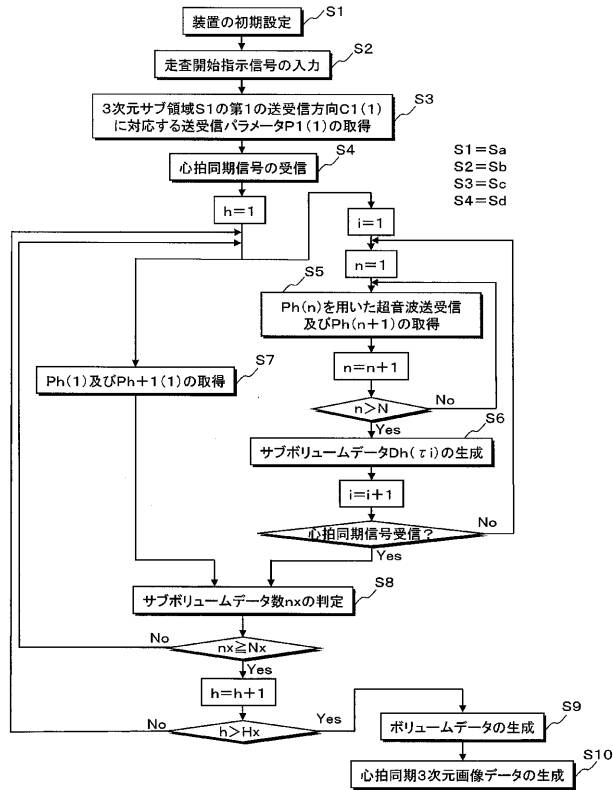
【図 9】



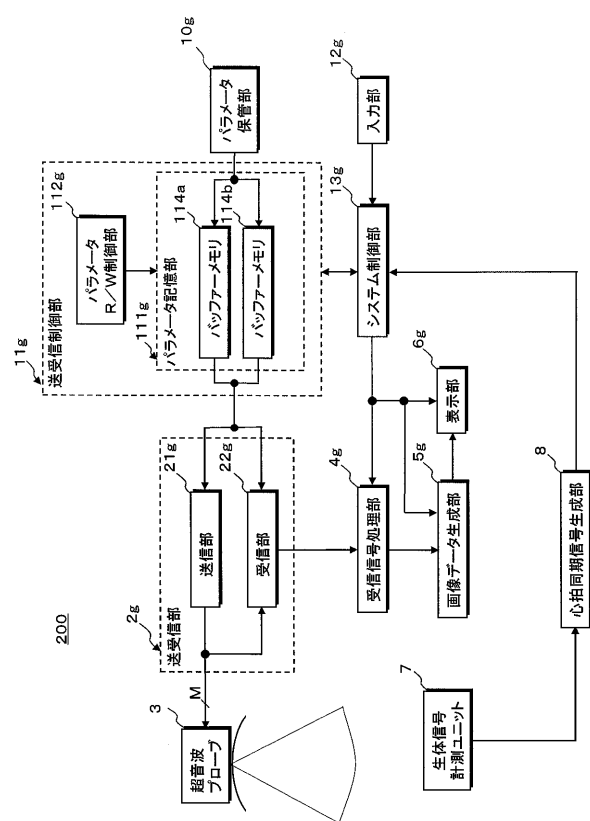
【図 10】



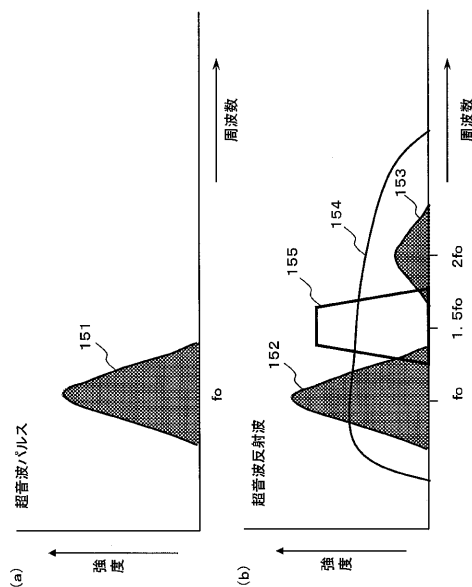
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



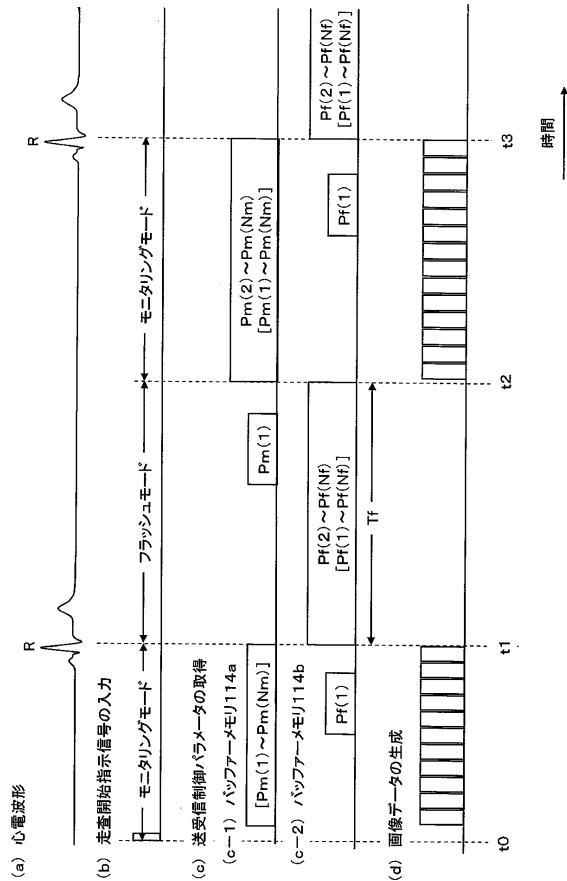
【図 1 3】



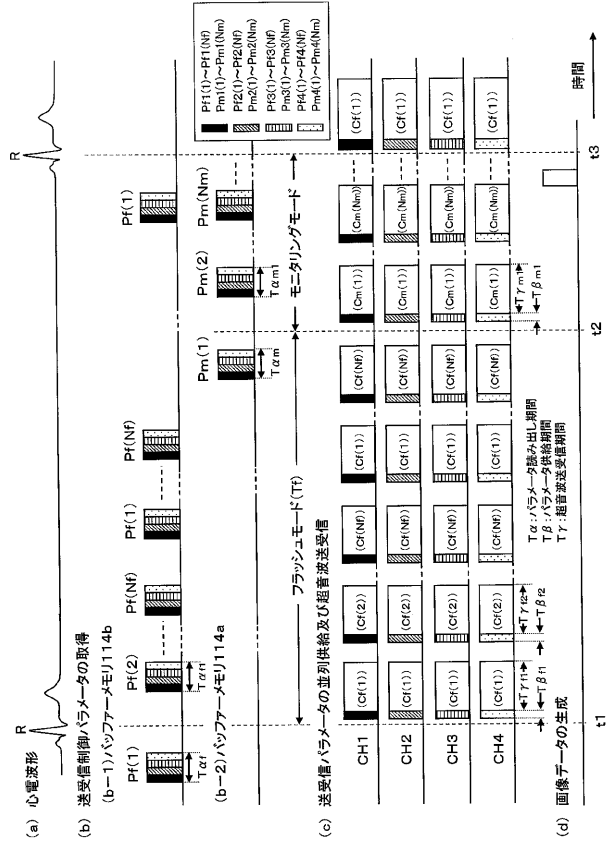
【図 14】

送受信方向	送受信チャネル	送受信制御パターン	送信強度	送信遅延時間	受信感度	受信遅延時間
Cf(1)	CH1	Pf(1)	Af(1)	Bf1(1)		
	CH2		Pf2(1)	Bf2(1)		
	CH3		Pf3(1)	Bf3(1)		
	CH4		Pf4(1)	Bf4(1)		
Cf(2)	CH1	Pf(2)	Af1(2)	Bf1(2)		
	CH2		Pf2(2)	Bf2(2)		
	CH3		Pf3(2)	Bf3(2)		
Cf(Nf)						
Cm(1)	CH4	Pf(Nf)	Af4(Nf)	Bf4(Nf)		
	CH1	Pm(1)	Am(1)	Bm1(1)	Em1(1)	Fm1(1)
	CH2		Pm2(1)	Bm2(1)	Em2(1)	Fm2(1)
	CH3		Pm3(1)	Bm3(1)	Em3(1)	Fm3(1)
Cm(2)	CH4		Pm4(1)	Bm4(1)	Em4(1)	Fm4(1)
	CH1	Pm(2)	Am1(2)	Bm1(2)	Em1(2)	Fm1(2)
	CH2		Pm2(2)	Bm2(2)	Em2(2)	Fm2(2)
	CH3		Pm3(2)	Bm3(2)	Em3(2)	Fm3(2)
Cm(Nm)						
Cm(Nm)	CH4	Pm(Nm)	Am4(Nm)	Bm4(Nm)	Em4(Nm)	Fm4(Nm)

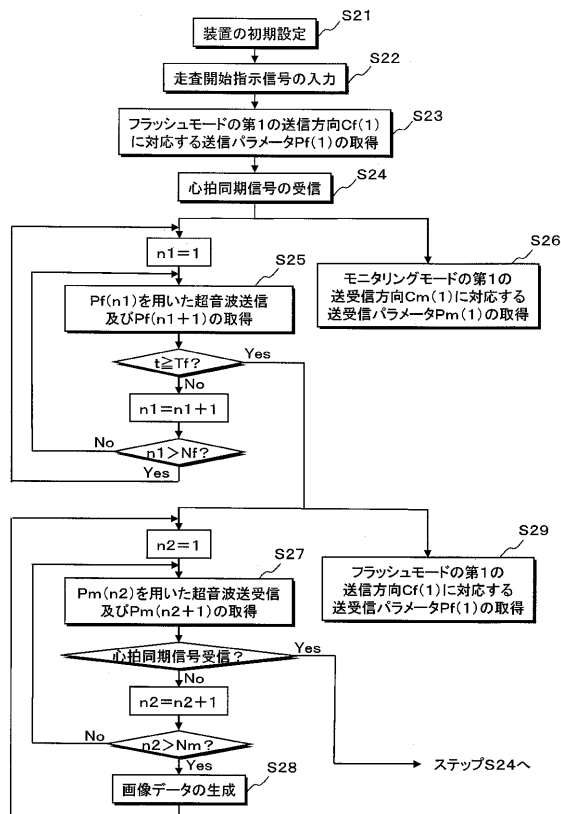
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(74)代理人 100156579

弁理士 寺西 功一

(72)発明者 崔 載鎬

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 寺澤 俊治

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 永井 岳年

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

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DE06 EE07 EE11 EE22 FF08 GB06 HH15 HH16

LL05

