

(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2007-14541
(P2007-14541A)
(43) 公開日 平成19年1月25日(2007.1.25)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-199040 (P2005-199040)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成17年7月7日(2005.7.7)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	遠藤 典明
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社社内
		Fターム(参考)	4C601 DD30 EE11 FF08 LL04 LL05 LL09

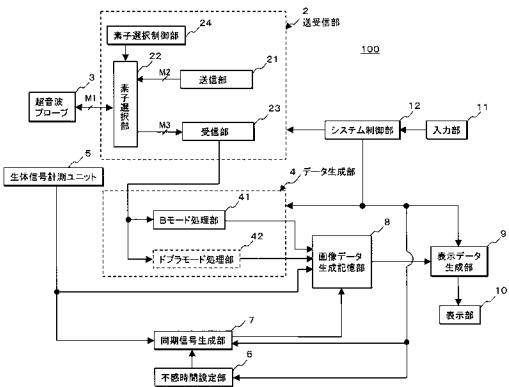
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 マウス等の小動物から検出された心拍同期信号に基づいて所望時相における超音波データの表示を行なう。

【解決手段】 超音波診断装置100の超音波プローブ3、送受信部2、データ生成部4及び画像データ生成記憶部8は、例えば、薬物投与前後におけるマウス(被検体)の複数方向に対し超音波送受波を行なって時系列的な画像データを生成する。この画像データの生成と並行して同期信号生成部7は、生体信号計測ユニット5が前記被検体に対して計測した心電波形に対し予め設定された閾値と小動物用の不感時間を適用しR波に基づく心拍同期信号を生成する。そして、この心拍同期信号と同一時相において生成された画像データに対し同期情報を付加して保存する。一方、薬物投与前後の画像データを比較観察する際、これらの画像データに付加された前記同期情報に基づいて同一時相における画像データを読み出して比較観察する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の 1 つあるいは複数の方向に対して超音波の送受信を行なうための超音波振動素子を有した超音波プローブと、
前記超音波振動素子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、
この送受信手段によって得られた受信信号を信号処理して時系列的な複数枚の超音波データを生成する超音波データ生成手段と、
前記被検体に対して生体信号を計測する生体信号計測手段と、
前記被検体に応じて不感時間を設定する不感時間設定手段と、
前記生体信号に対し予め設定された閾値及び前記不感時間を適用して心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号と略同一の時相において生成された超音波データに対して同期情報を付加する同期信号生成手段と、
前記超音波データに付加された同期情報に基づいて所望時相における超音波データを読み出して表示データを生成する表示データ生成手段と、
前記表示データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体の 1 つあるいは複数の方向に対して超音波の送受信を行なうための超音波振動素子を有した超音波プローブと、
前記超音波振動素子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、
この送受信手段によって得られた受信信号を信号処理して時系列的な複数枚の超音波データを生成する超音波データ生成手段と、
前記被検体に対して生体信号を計測する生体信号計測手段と、
前記被検体に応じて不感時間を設定する不感時間設定手段と、
前記生体信号に対し予め設定された閾値及び前記不感時間を適用して心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号と略同一の時相において生成された超音波データを基準として時間軸方向における複数の超音波データに対し同期情報を付加する同期信号生成手段と、
前記複数枚の超音波データに付加された同期情報に基づき所望時相における超音波データを読み出して表示データを生成する表示データ生成手段と、
前記表示データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 3】

前記被検体に応じて検査モードを選択する検査モード選択手段を備え、前記不感時間設定手段は、前記検査モード選択手段が選択した検査モードに基づき予め保管されている複数の不感時間情報の中から好適な不感時間情報を選択し、心拍同期信号の生成における前記不感時間を設定することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体に応じて検査モードを選択する検査モード選択手段と閾値設定手段を備え、前記閾値設定手段は、前記検査モード選択手段が選択した検査モードに基づいて心拍同期信号の生成における前記閾値を設定することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記同期信号生成手段は、前記送受信手段による受信信号に基づいて前記超音波データ生成手段が生成する B モード画像データ、カラードプラ画像データ、M モードデータ及びドプラスペクトラムデータの少なくとも何れかに対して前記同期情報を付加することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 6】

50

前記生体信号計測手段は、前記被検体に対し心電波形あるいは心音波形の計測を行なうことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 7】

前記同期信号生成手段は、前記被検体に対して前記生体信号計測手段が計測した心電波形に前記閾値と前記不感時間を適用し R 波に基づく心拍同期信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記同期信号生成手段は、前記被検体に対して前記生体信号計測手段が計測した心音波形に前記閾値と前記不感時間を適用し S 1 波に基づく心拍同期信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記表示データ生成手段は、薬物投与前後あるいは運動負荷前後の前記被検体に対する超音波送受波によって生成された超音波データに対して同期信号生成手段が付加した同期情報に基づき略同一の時相における前記薬物投与前後あるいは運動負荷前後の超音波データを合成して表示データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【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、心電波形や心音波形等の生体信号から生成された心拍同期信号に基づいて画像データの生成あるいは表示を行なう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、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記超音波振動子によって受信することにより各種生体情報を収集するものである。

【0003】

この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの 2 次元画像が容易に観察できるため、生体臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の 2 つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られる B モード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。又、被検体の血流情報や心臓壁等の運動機能を定量的且つ精度よく計測する方法としてドプラスペクトラム法や M モード法が用いられている。

30

【0004】

ところで、循環器領域における上述の B モード画像データ及びカラードプラ画像データ等の超音波画像データや、ドプラスペクトラムデータ及び M モードデータ等の超音波時系列データ（以下では、これらを纏めて超音波データと呼ぶ。）は、通常、同一被検体から得られる心電波形（ECG）あるいは心音波形（PCG）等の生体信号に同期して生成あるいは表示される場合が多い。

40

【0005】

例えば、当該被検体に対し画像データの生成と心電波形の計測を行ない、この画像データの保存に際し、心電波形の R 波に基づいて生成した心拍同期信号を付帯情報として画像データと共に保存する。そして、画像データの表示に際し、心拍同期信号に基づいて画像データを読み出すことにより所望の時相における画像データの表示を容易に行なうことが可能となる（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0006】

50

特に、同一被検体の異なる断面において得られた複数枚の画像データ、あるいは、薬物負荷や運動負荷の前後における画像データを比較する際に、各々の画像データに付加された心拍同期信号を用いることにより同一時相における複数枚の画像データを比較観察することができる。

【0007】

ところで、被検体によってその振幅や形状が異なる心電波形から心拍同期信号を生成する際に、この心拍同期信号のタイミングを安定かつ正確に検出するための工夫がなされており、心電波形の最も振幅の大きなR波の検出による心拍同期信号の生成が通常行なわれている。この場合、例えば、心拍同期信号の生成部は、予め設定された閾値と心電波形を比較し、心電波形が閾値を超えたタイミングで心拍同期信号を生成する。

10

【0008】

しかしながら、この方法によれば当該被検体の心電波形において、例えば、R波に後続するT波の振幅も前記閾値より大きな場合には、このT波が閾値を超えるタイミングにおいて新たな同期信号が生成される。即ち、1心拍周期において複数個の同期信号が生成されるという問題が発生する。この場合、心電波形の振幅は被検体間で異なり、又、時間的に変動するため、T波の振幅がR波の振幅に接近した場合にはR波のタイミングのみを検出可能にする閾値を常時設定することは困難である。

【0009】

このようなT波に起因する同期信号の発生を抑えるために不感時間 (dead time) を設定する方法が考えられる。この不感時間をR波からT波までの間隔 (R-T間隔) より大きく、又、R波から次のR波までの間隔 (R-R間隔：心拍周期) より小さく設定することにより、R波に起因する心拍同期信号のみを得ることが可能となる。

20

【特許文献1】特開2004-305453号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

一方、近年では、マウス等の小動物を用いた種々の基礎研究においても心拍同期信号を用いて所望時相における超音波データの生成や表示が行なわれている。このような場合、単位時間あたりの心拍数が約60/secの正常人に対して、例えば、マウスの心拍数は300/sec乃至400/secと極めて多く、従って、人体用に設定した不感時間をそのまま上述の小動物に適用する場合、小動物の心拍周期は上述の不感時間より短くなる場合が多い。そして、この不感時間の期間中に発生した心電波形のR波から心拍同期信号を生成することが不可能となるという問題点を有していた。

30

【0011】

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、正常人体の心拍周期と著しく異なる被検体から検出された心拍同期信号に基づいて所望時相における超音波データの生成あるいは表示を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

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1つあるいは複数の方向に対して超音波の送受波を行なうための超音波振動素子を有した超音波プローブと、前記超音波振動素子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号を信号処理して時系列的な複数枚の超音波データを生成する超音波データ生成手段と、前記被検体に対して生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記被検体に応じて不感時間を設定する不感時間設定手段と、前記生体信号に対し予め設定された閾値及び前記不感時間を適用して心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号と略同一の時相において生成された超音波データに対して同期情報を付加する同期信号生成手段と、前記超音波データに付加された同期情報に基づいて所望時相におけ

40

50

る超音波データを読み出して表示データを生成する表示データ生成手段と、前記表示データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【0013】

又、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の1つあるいは複数の方向に対して超音波の送受波を行なうための超音波振動素子を有した超音波プローブと、前記超音波振動素子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動素子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号を信号処理して時系列的な複数枚の超音波データを生成する超音波データ生成手段と、前記被検体に対して生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記被検体に応じて不感時間を設定する不感時間設定手段と、前記生体信号に対し予め設定された閾値及び前記不感時間を適用して心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号と略同一の時相において生成された超音波データを基準として時間軸方向における複数の超音波データに対し同期情報を付加する同期信号生成手段と、前記複数枚の超音波データに付加された同期情報に基づき所望時相における超音波データを読み出して表示データを生成する表示データ生成手段と、前記表示データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、正常人体の心拍周期と著しく異なる被検体に対しても正確な心拍同期信号の検出が可能となる。このため、この心拍同期信号に基づいて前記被検体の所望時相における超音波データの生成あるいは表示を確実に行なうことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0016】

以下に述べる本発明の実施例では、マウス（以下、被検体と呼ぶ。）から得られた心電波形に対し予め設定した閾値と小動物用の不感時間 T_x を適用してR波の発生タイミングを検出し、この発生タイミングに基づいて心拍同期信号を生成する。又、心電波形の計測と並行して薬物投与前後の被検体に対する超音波送受波を行ない、時系列的に得られるBモード画像データ（以下では、画像データと呼ぶ。）の中の前記心拍同期信号と同一時相において生成された画像データに対し所定の同期情報を付帯情報として付加する。

【0017】

一方、薬物投与前後の画像データを比較観察する際、これらの画像データに付加された前記同期情報に基づいて同一時相における画像データを読み出し、静止画像あるいは動画として比較観察する。

【0018】

尚、本実施例では、薬物投与前後の被検体に対して得られた画像データを比較表示する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、運動負荷前後における画像データ、あるいは、同一被検体の異なる複数の走査断面における画像データの比較であってもよい。

【0019】

又、以下の実施例では、Bモード画像データ（画像データ）に対して同期情報を付加する場合について述べるが、カラードプラ画像データや他の超音波画像データであってもよく、又、ドブラスペクトラムデータやMモードデータ等の超音波時系列データであっても構わない。更に、心拍同期信号の生成に際しては、心音波形等の他の生体信号を用いてもよい。

【0020】

（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動作につき図1乃至図4を用いて説明する。尚、本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を図1に、

10

20

30

40

50

又、この超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図を図 2 に示す。

【0021】

図 1 に示す超音波診断装置 100 は、M 1 個の振動素子を備え薬物投与前後の被検体に対し超音波の送受波を行なうリニア走査用の超音波プローブ 3 と、M 1 個の振動素子の中から選択された隣接する M 2 個の振動素子（送信振動素子群）に対し駆動パルスを供給すると共に、M 1 個の振動素子の中から選択された隣接する M 3 個の振動素子（受信振動素子群）により得られた受信信号に対し整相加算を行なう送受信部 2 と、送受信部 2 から得られた受信信号を信号処理して B モードデータを生成するデータ生成部 4 と、被検体の心電波形（ECG）を計測する生体信号計測ユニット 5 と、後述の入力部 11 において入力される検査モードの情報に基づいて心拍同期信号の生成における不感時間 T_x を設定する不感時間設定部 6 と、生体信号計測ユニット 5 から供給された心電波形に対し予め設定された閾値及び前記不感時間 T_x を適用して心拍同期信号を生成する同期信号生成部 7 を備えている。

【0022】

又、超音波診断装置 100 は、データ生成部 4 において生成された B モードデータに基づいて時系列的な 2 次元の画像データを生成し、生体信号計測ユニット 5 が計測した心電波形や同期信号生成部 7 が生成した心拍同期信号に対応する同期情報を付加して保存する画像データ生成記憶部 8 と、この画像データ生成記憶部 8 に一旦保存された薬物投与前及び薬物投与後における時系列的な画像データの中から同一時相における夫々の画像データを前記同期情報に基づいて読み出し、これらを合成して表示データを生成する表示データ生成部 9 と、この表示データを表示する表示部 10 と、操作者によって被検体情報や装置の初期設定情報、更には、各種コマンド信号の入力等が行なわれる入力部 11 と、超音波診断装置 100 の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 12 を備えている。

【0023】

超音波プローブ 3 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、被検体との接触面には M 1 個の振動素子が 1 次元配列されている。この振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的なパルス（駆動パルス）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）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。

【0024】

次に、図 2 に示した送受信部 2 は、超音波プローブ 3 における M 1 個の振動素子の中から M 2 個の送信用振動素子と M 3 個の受信用振動素子を選択する素子選択部 22 と、送信音場を形成するために M 2 個の送信用振動素子に対し所定の遅延時間と駆動振幅を有した駆動パルスを供給する送信部 21 と、受信音場を形成するために M 3 個の受信用振動素子から得られた受信信号に対し整相加算処理を行なう受信部 23 と、前記素子選択部 22 を制御する素子選択制御部 24 を備えている。

【0025】

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 を備えている。レートパルス発生器 211 は、システム制御部 12 から供給される制御信号に基づいて送信超音波の繰り返し周期（レート周期）を決定するレートパルスを生成し、M 2 チャンネルで構成される送信遅延回路 212 は、送信超音波を所定距離に収束させるための送信遅延時間を前記レートパルスに与える。そして、M 2 チャンネルで構成される駆動回路 213 は、送信遅延回路 212 において所定の遅延時間が与えられたレートパルスに同期して所定振幅の駆動パルスを生成する。

【0026】

次に、受信部 23 は、M 3 チャンネルから構成されるプリアンプ 231 及び A/D 変換器 232 と、ビームフォーマ 233 を備えている。プリアンプ 231 は、素子選択部 22 から供給される隣接した M 3 チャンネルの受信信号を増幅して十分な S/N を確保するためのものであり、その初段部には、送信部 21 の駆動回路 213 において発生する高電圧

10

20

30

40

50

の駆動パルスから保護するための図示しないリミッタ回路が設けられている。

【0027】

プリアンプ231において所定の大きさに増幅され、A/D変換器232にてデジタル信号に変換されたM3チャンネルの受信信号はビームフォーマ233に供給される。ビームフォーマ233は、図示しない遅延回路と加算回路を有し、M3チャンネルの受信信号の各々に対し、所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間を与えた後加算合成（整相加算）する。但し、ビームフォーマ233では、受信タイミングに伴って収束領域が深部に順次更新される所謂ダイナミックフォーカスが行なわれ、このダイナミックフォーカスにより深さによらずに略均一なビーム幅を有した受信音場が形成される。

【0028】

次に、送受信部2の素子選択部22は、素子選択制御部24から供給される素子選択制御信号に基づき、送信時には、超音波プローブ3に備えられたM1個の振動素子の中から隣接したM2個の振動素子を送信振動素子群として選択し、受信時には、前記M1個の振動素子の中から隣接したM3個の振動素子を受信振動素子群として選択する。そして、選択した送信振動素子群を送信部21に接続し受信振動素子群を受信部23に接続する。この場合、送信振動素子群の中心位置と受信振動素子群の中心位置は略一致するように振動素子の選択制御が行なわれる。

【0029】

一方、素子選択制御部24は、システム制御部12から供給される走査制御信号に基づいて、M2個の振動素子からなる送信振動素子群及びM3個の振動素子からなる受信振動素子群をレート周期で順次シフトして選択するための素子選択制御信号を素子選択部22に供給する。

【0030】

次に、図2のデータ生成部4は、上述の受信部23のビームフォーマ233から出力された受信信号を信号処理してBモードデータを生成するBモード処理部41の他に、前記受信信号を信号処理してカラードブラデータやドプラスペクトラムデータ等を生成するドブラモード処理部42を備えているが、ここでは、Bモード画像データ（画像データ）の生成に必要なBモード処理部41についてのみ示す。

【0031】

Bモード処理部41は、包絡線検波器411と対数変換器412を備えている。この包絡線検波器411は、送受信部2の受信部23におけるビームフォーマ233から出力された整相加算後の受信信号に対して包絡線検波を行ない、対数変換器412は、この包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理によって小さな信号振幅が相対的に強調されたBモードデータを生成する。

【0032】

図1に戻って、生体信号計測ユニット5は、被検体体表に装着するECG用電極と、このECG用電極から得られた心電波形を所定の振幅に増幅する増幅器と、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。尚、本実施例では、生体信号計測ユニット5として、被検体の心電波形を計測するECGユニットについて述べるが、PCG波形等の他の生体信号を計測する計測ユニットであってもよい。

【0033】

次に、不感時間設定部6は、図示しない記憶回路を備え、この記憶回路には心拍同期信号の生成に用いられる不感時間の情報が検査対象別に予め保管されている。例えば、システム制御部12を介し入力部11から供給された被検体情報において被検体がマウスの場合、不感時間設定部6は、前記記憶回路に保管された各種検査対象に対する不感時間の中から小動物計測モードに対する不感時間Txを選択して同期信号生成部7に供給する機能を有している。

【0034】

一方、同期信号生成部7は、生体信号計測ユニット5から供給された当該被検体の心電

10

20

30

40

50

波形における R 波に基づいて心拍同期信号を生成し、次いで、この心拍同期信号に対応した同期情報を画像データ生成記憶部 8 に保存されている前記心拍同期信号と同一時相の画像データに付加する。

【0035】

即ち、同期信号生成部 7 は、生体信号計測ユニット 5 から供給される心電波形の振幅とシステム制御部 12 を介して入力部 11 から供給される閾値とを比較し、心電波形が閾値を超えたタイミングで同期信号を発生する。次いで、不感時間設定部 6 から供給される不感時間に基づいて前記同期信号の中の T 波に起因する同期信号を排除し、R 波に起因する同期信号のみからなる心拍同期信号を生成する。

【0036】

10

図 3 は、上述の心拍同期信号の生成方法を模式的に示したものであり、図 3 (a) に示した心電波形 E c の R 波を検出することにより心拍同期信号が生成される。この場合、同期信号生成部 7 は、予め設定された閾値 V L と心電波形 E c とを比較し、心電波形 E c の R 波が閾値 V L を超えるタイミング t 1 において同期信号 B r を発生する。しかしながら、心電波形 E c の T 波の振幅も閾値 V L より大きい場合には、T 波が閾値 V L を超えるタイミング t 2 において同期信号 B t が発生する。即ち、1 心拍周期 T 0 において 2 つの同期信号 B r 及び B t が発生する。

【0037】

次いで、同期信号生成部 7 は、不感時間設定部 6 から供給された小動物用不感時間 T x の情報 (図 3 (c)) に基づき T 波に起因する同期信号 B t を排除する。この場合、R 波から T 波までの間隔 (R - T 間隔) T 1 と T 波から R 波までの間隔 (T - R 間隔) T 2 は常に T 1 < T 2 の関係にあるため、不感時間 T x を T 1 < T x < T 2 となるように設定することにより R 波に起因する同期信号 B r のみから構成される心拍同期信号 (図 3 (d)) を生成することができる。

20

【0038】

尚、図 3 では、心拍同期信号の生成方法の理解を容易にするために、閾値 V L との比較により同期信号 B r 及び B t を生成するステップと不感時間 T x により同期信号 B t を排除するステップを分離して説明したが、上述の各ステップを同時に行なうことも可能である。

【0039】

30

例えば、同期信号生成部 7 は、心電波形 E c と閾値 V L との比較を継続的に行なって同期信号を発生し、時間軸方向に隣接する 2 つの同期信号 B a 1 と B a 2 の発生タイミング t a 1 及び t a 2 を検出する。そして、(t a 2 - t a 1) T x ならば同期信号 B a 2 は T 波に起因する同期信号 B t であり、(t a 2 - t a 1) > T x ならば同期信号 B a 2 は同期信号 B r と判定する。そして、同期信号 B r のみによる心拍同期信号を生成して画像データ生成記憶部 8 に供給する。

【0040】

次に図 1 の画像データ生成記憶部 8 は、データ生成部 4 において走査方向単位で生成される B モードデータを順次保存して、2 次元の画像データを生成する。更に、生体信号計測ユニット 5 が計測した心電波形や同期信号生成部 7 が生成した心拍同期信号に対応する同期情報を前記画像データに付加して保存する。

40

【0041】

図 4 は、画像データ生成記憶部 8 において保存される薬物投与前の画像データ P a 1 乃至 P a N と薬物投与後の画像データ P b 1 乃至 P b N を模式的に示したものであり、心拍同期信号が生成されるタイミング t 1 を基準として時間間隔 T f で生成された薬物投与前後の画像データが保存されている。

【0042】

そして、画像データ P a 1 乃至 P a N 及び画像データ P b 1 乃至 P b N には、同じタイミングにおいて生体信号計測ユニット 5 が計測した心電波形データ E a 1 乃至 E a N 及び E b 1 乃至 E b N の情報が付加され、更に、同期信号生成部 7 による心拍同期信号の生成

50

タイミングと同じタイミングにおいて生成された画像データ P a 1 及び P b 1 には心拍同期信号に基づく同期情報 F a 及び F b が付加される。この場合、画像データ P a 2 乃至 P a N 及び画像データ P b 2 乃至 P b N の時相は、画像データ P a 1 及び P b 1 を基準とした画像データ配列番号と上述の時間間隔 T f の積から容易に算出可能である。

【 0 0 4 3 】

一方、表示データ生成部 9 は、画像データ生成記憶部 8 に保存された所定時相における薬物投与前の B モード画像データと薬物投与後の B モード画像データをその付帯情報である同期情報に基づいて読み出す。そして、夫々の画像データを所定の表示フォーマットに変換した後合成して表示データを生成する。尚、この表示データには必要に応じて被検体情報や画像データの生成条件、更には、画像データ生成記憶部 8 において上述の画像データと共に保存された心電波形データ等が重畳される。そして、表示部 10 は、図示しない変換回路とモニタを備え、前記変換回路は、上述の表示データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し前記モニタに表示する。

10

【 0 0 4 4 】

次に、入力部 11 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、検査モードの選択、画像表示モード及び表示方法の選択、生体信号計測の選択、画像データの生成条件や表示条件の設定、心拍同期信号の生成における閾値 V L の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。尚、検査モードとして人体検査モードや小動物検査モードがあり、画像表示モードとして B モードやカラードプラモードがある。又、生体信号計測として E C G 計測や P C G 計測等がある。

20

【 0 0 4 5 】

一方、システム制御部 12 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、操作者によって入力部 11 から入力 / 選択 / 設定される上述の各種情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 C P U は、これらの情報に基づいて送受信部 2 を制御し、送信用振動素子と受信用振動素子を振動素子配列方向に順次シフトして被検体に対しリニア走査を行なう。更に、送信用振動素子に供給する駆動信号の遅延時間及び受信用振動素子から得られた受信信号の遅延時間を制御して収束された送信音場及び受信音場を形成する。

【 0 0 4 6 】

又、前記 C P U は、不感時間設定部 6、同期信号生成部 7、画像データ生成記憶部 8 を制御し、薬物投与前後の被検体に対して生成した画像データに対し心電波形に基づく同期情報を付加する。更に、表示データ生成部 9 と表示部 10 を制御し、同一時相における薬物投与前後の画像データの合成による表示データの生成とその表示を行なう。

30

【 0 0 4 7 】

(画像データの生成手順及び表示手順)

次に、本実施例における画像データの生成手順及び表示手順につき、図 5 のフローチャートに沿って説明する。但し、説明を容易にするために送信振動素子数 M 2 と受信振動素子数 M 3 は等しい場合について述べるが、これに限定されない。

【 0 0 4 8 】

被検体に対する超音波送受波に先立って、操作者は、患者情報の入力、検査モードの選択、画像表示モード及び表示方法の選択、生体信号計測の選択、閾値 V L の設定、画像データ生成条件等を入力部 11 にて行なう。これらの入力 / 選択 / 設定情報は、システム制御部 12 の記憶回路に保存され、更に、検査モードの選択情報は不感時間設定部 6 に、閾値 V L の設定情報は同期信号生成部 7 に供給され、夫々のユニットに設けられた記憶回路に保存される。

40

【 0 0 4 9 】

例えば、操作者は、検査モードとして小動物検査モードを、又、画像表示モードとして B モードを選択し、更に、生体信号計測として心電波形計測を、表示方法として薬物投与前後における画像データの比較表示法を選択する (図 5 のステップ S 1)。

【 0 0 5 0 】

50

これらの入力／選択／設定が終了したならば、操作者は、生体信号計測ユニット５に備えられたＥＣＧユニットの計測用電極を薬物投与前の被検体（マウス）における所定位置に装着した後、超音波プローブ３の先端（超音波送受波面）を被検体の体表面に固定して超音波送受波を開始する。

【００５１】

即ち、システム制御部１２は、画像データ生成条件に基づいて送信遅延回路２１２及びビームフォーマ２３３における遅延時間と駆動回路２１３における駆動振幅を設定し、更に、送信振動素子数 $M2$ 及び受信振動素子数 $M2$ を設定する。

【００５２】

次に、最初の走査方向 $L1$ に対する超音波送受波に際し、素子選択制御部２４は、システム制御部１２から供給された送信時及び受信時における振動素子数 $M2$ の情報に基づいて素子選択部２２の図示しないマルチプレクサに対し制御信号を供給し、素子選択部２２は、超音波プローブ３に設けられた振動素子 $32-1$ 乃至 $32-M1$ の中から最初の走査方向の超音波送受波に用いる振動素子 $32-1$ 乃至 $32-M2$ を選択する。

【００５３】

一方、図２の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に供給し、 $M2$ チャンネルの送信遅延回路２１２は、送信超音波を所定距離に収束させるための遅延時間を前記レートパルスに与えて駆動回路２１３に供給する。そして、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同期した所定駆動振幅の駆動パルスを生成し、素子選択部２２によって選択された振動素子 $32-1$ 乃至 $32-M2$ に供給して被検体に送信超音波を放射する。

【００５４】

振動素子 $32-1$ 乃至 $32-M2$ の駆動によって被検体に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臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【００５５】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波（受信超音波）は、既に素子選択部２２において選択されている振動素子 $32-1$ 乃至 $32-M2$ で受信されて電気信号（受信信号）に変換される。更に、この受信信号は、素子選択部２２を介して受信部２３に供給され、受信部２３のプリアンプ２３１にて所定の大きさに増幅された後、Ａ／Ｄ変換器２３２にてデジタル信号に変換される。そして、この受信信号はビームフォーマ２３３に供給され、ビームフォーマ２３３は、 $M2$ チャンネルの受信信号を整相加算してダイナミックフォーカスを行なう。

【００５６】

ビームフォーマ２３３において整相加算された受信信号は、データ生成部４におけるＢモード処理部４１に供給され、包絡線検波と対数変換がなされた後、図１の画像データ生成記憶部８に保存される。

【００５７】

同様の手順によって、システム制御部１２は素子選択制御部２４を制御して、振動素子 $32-2$ 乃至 $32-(M2+1)$ による走査方向 $L2$ の超音波送受波、振動素子 $32-3$ 乃至 $32-M2+2$ による走査方向 $L3$ の超音波送受波、・・・を走査方向 LNx に至るまで繰り返す。次いで、走査方向 $L1$ 乃至 LNx に対して得られたＢモードデータは画像データ生成記憶部８に順次保存され２次元の画像データが生成される。そして、走査方向 $L1$ 乃至 LN に対する超音波送受波を繰り返すことによって時系列的に得られた複数枚の画像データは、画像データ生成記憶部８において順次保存される（図５のステップＳ２）。

【００５８】

一方、上述の画像データの生成及び保存と並行し、生体信号計測ユニット５に設けられたＥＣＧユニットは、被検体に対して計測した心電波形をＡ／Ｄ変換して同期信号生成部

10

20

30

40

50

7に供給する(図5のステップS3)。又、不感時間設定部6は、システム制御部12から供給された検査モードの情報に基づいて自己の記憶回路に予め保管されている小動物計測モードの不感時間Txを読み出して同期信号生成部7に供給する。

【0059】

そして、被検体の心電波形と小動物計測モードにおける不感時間Txの情報を受信した同期信号生成部7は、先ず、心電波形の振幅と自己の記憶回路に保存されている閾値V_Lとの比較を継続的に行なってR波及びT波に起因する複数の同期信号Br及びBtを発生する(図3(a)及び(b)参照。)。更に、同期信号生成部7は、上述の不感時間Txに基づいて前記複数の同期信号の中からR波に起因する同期信号を抽出して心拍同期信号を生成し(図3(c)及び(d)参照。)、画像データ生成記憶部8に供給する(図5のステップS4)。

10

【0060】

一方、画像データ生成記憶部8は、供給された心拍同期信号と同一のタイミング(時相)において生成された画像データに対し所定の同期情報を付帯情報として付加する(図5のステップS5)。

【0061】

薬物投与前の被検体に対する画像データの生成と同期情報の付加が終了したならば、この被検体に薬物を投与した後(図5のステップS6)、上述と同様の手順によって時系列的な画像データの生成と同期情報の付加を行なう(図5のステップS7乃至S10)。

【0062】

20

次に、画像データの表示に際し、表示データ生成部9は、画像データ生成記憶部8に保存された画像データに付加されている同期情報を検出し、この同期情報を基準として所定時相における薬物投与前の画像データと薬物投与後の画像データを読み出す。そして、読み出した画像データを合成して表示データを生成する(図5のステップS11)。

【0063】

次いで、表示部10の変換回路は、表示データ生成部9において生成された表示データに対しD/A変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタに表示する(図5のステップS12)。尚、動画像の比較観察を行なう場合には、時間間隔Tfの各時相における薬物投与前後の画像データを用いて時系列的な表示データの生成を行なう。

【0064】

30

以上述べた本実施例によれば、被検体に対して計測された心電波形のR波に基づいて心拍同期信号を生成する際に、R波の発生タイミングを基準とする不感時間を設定することによりT波の影響を排除することができるため、R波とT波の振幅に顕著な差が無い場合においても正確な心拍同期信号を安定して生成することが可能となる。

【0065】

又、本実施例によれば、上述の不感時間は、検査モード別に設定されるため、例えば、心拍数が正常人体と比較して著しく多いマウス等の小動物に対しても正確な心拍同期信号を生成することができる。

【0066】

従がって、前記被検体に対する超音波送受波によって生成された画像データに対して上述の心拍同期信号に基づく同期情報を付加することにより、マウスのように心拍周期の短い被検体に対しても所望の時相における画像データを正確に読み出し表示することが可能となるため検査精度が向上する。

40

【0067】

更に、薬物投与前後の被検体等に対して得られた画像データを比較観察する場合においても、これらの画像データに付加された前記同期情報に基づいて同一時相における画像データを正確に抽出することができるため精度のよい比較観察が可能となる。

【0068】

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、本実施例における不感時間Tx

50

は、入力部 11 から入力される検査モードの情報に基づき、不感時間設定部 6 が自己の記憶回路に予め保管している複数種類の不感時間の中から好適な不感時間を選択する場合について述べたが、操作者が、入力部 11 において好適な不感時間を直接入力してもよい。

【0069】

又、上述の実施例では、心拍同期信号のタイミングと同一の時相において生成された画像データにのみ同期情報を付加する場合について述べたが、これに限定されない。例えば、心拍同期信号のタイミングを基準とした時相を示す同期情報を時系列的な複数枚の画像データの各々に対して付加してもよい。この方法によれば、画像データの配列番号に関係なく所望の時相における画像データを効率よく読み出すことが可能となる。

【0070】

更に、心拍同期信号の生成における閾値 V_L は、操作者が入力部 11 において設定する場合について述べたが、同期信号生成部 7 の記憶回路に予め保管されていてもよい。又、入力部 11 において選択される検査モードの情報に基づいて自動設定されてもよい。

【0071】

一方、上述の実施例では、心拍同期信号に基づいて選択された所定時相における薬物投与前後の画像データを比較表示する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、既に述べたように運動負荷前後における画像データ、あるいは、同一被検体の異なる複数走査断面における画像データ等の他の条件下で生成された画像データの比較表示であってもよく、又、この時の表示は静止画像表示あるいは動画像表示の何れであってもよい。更に、所望の時相における 1 枚の画像データの表示であってもよい。

【0072】

又、B モード画像データに対して同期情報を付加する場合について述べたが、既に述べたようにカラードプラ画像データ等の他の超音波画像データであってもよく、又、ドプラスペクトラムデータや M モードデータ等の超音波時系列データであっても構わない。更に、超音波画像データは 3 次元画像データであってもよい。

【0073】

一方、上述の実施例では、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、心音波形等の他の生体信号を用いて心拍同期信号を生成してもよい。図 6 は、心音波形から心拍同期信号を生成する方法を模式的に示したものであり、図 6 (a) に示した心音波形 P_c の S_1 波を検出することにより心拍同期信号が生成される。この場合、同期信号生成部 7 は、予め設定された閾値 V_{La} と心音波形 P_c とを比較し、心音波形 P_c の S_1 波及び S_2 波が閾値 V_{La} を超えるタイミング t_{1a} 及び t_{2a} において同期信号 B_{ra} 及び B_{ta} を発生する (図 6 (b))。

【0074】

次いで、同期信号生成部 7 は、不感時間設定部 6 から供給された不感時間 T_{xa} の情報 (図 6 (c)) に基づき S_2 波に起因する同期信号 B_{ta} を排除する。この場合、 S_1 波から S_2 波までの間隔 ($S_1 - S_2$ 間隔) T_{1a} と S_2 波から S_1 波までの間隔 ($S_2 - S_1$ 間隔) T_{2a} は常に $T_{1a} < T_{2a}$ の関係にあるため、不感時間 T_{xa} を $T_{1a} < T_{xa} < T_{2a}$ となるように設定することにより S_1 波に起因する同期信号 B_{ra} のみから構成される心拍同期信号 (図 6 (d)) を生成することができる。

【0075】

尚、上述の実施例では、画像データを表示する際に、既に生成された時系列的な画像データの中から所望時相における画像データを同期情報に基づいて読み出す場合について述べたが、心拍同期信号に基づいて所望時相における画像データの生成を行なってもよい。

【0076】

又、この実施例では、正常人体の心拍周期と著しく異なるマウス等の小動物に対する心拍同期信号の生成について述べたが、循環器疾患の被検体に対しても同様の方法によって心拍同期信号を精度よく生成することができる。この場合、不感時間は疾患別あるいは被検体別に予め設定される。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

【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】同実施例における送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例における心拍同期信号の生成方法を模式的に示す図。

【図 4】同実施例の画像データ生成記憶部に保存される画像データとその付帯情報を模式的に示す図。

【図 5】同実施例における画像データの生成手順及び表示手順を示すフローチャート。

【図 6】同実施例における心拍同期信号生成方法の変形例を模式的に示す図。

【符号の説明】

【 0 0 7 8 】

10

2 ... 送受信部

3 ... 超音波プローブ

4 ... データ生成部

5 ... 生体信号計測ユニット

6 ... 不感時間設定部

7 ... 同期信号生成部

8 ... 画像データ生成記憶部

9 ... 表示データ生成部

1 0 ... 表示部

1 1 ... 入力部

20

1 2 ... システム制御部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 素子選択部

2 3 ... 受信部

2 4 ... 素子選択制御部

4 1 ... Bモード処理部

4 2 ... ドプラモード処理部

1 0 0 ... 超音波診断装置

2 1 1 ... レートパルス発生器

2 1 2 ... 送信遅延回路

30

2 1 3 ... 駆動回路

2 3 1 ... プリアンプ

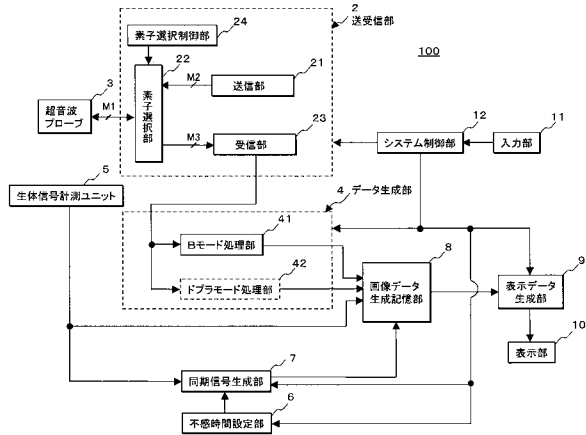
2 3 2 ... A / D 変換器

2 3 3 ... ビームフォーマ

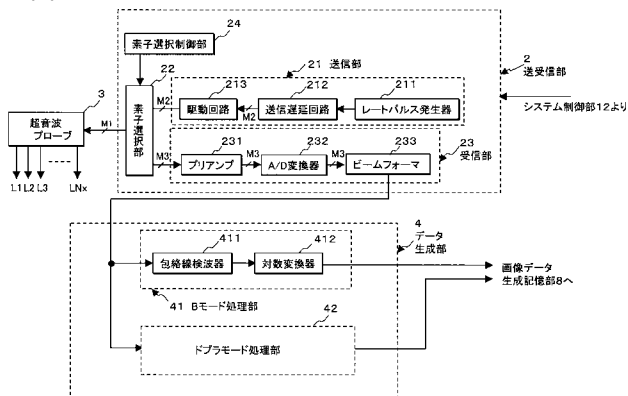
4 1 1 ... 包絡線検波器

4 1 2 ... 対数変換器

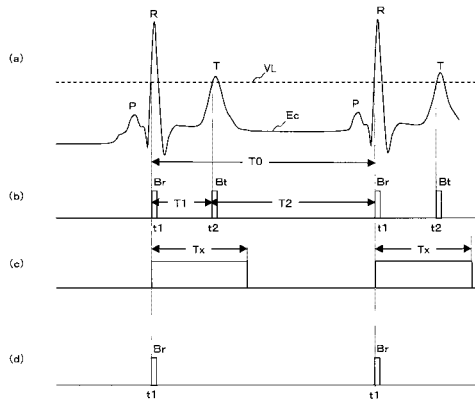
【図 1】



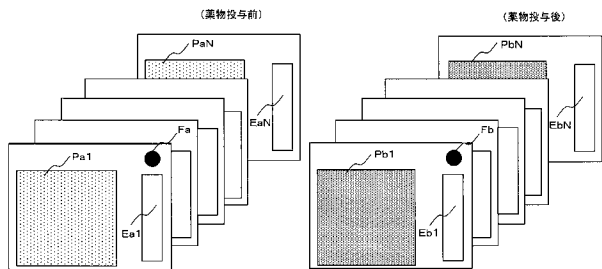
【図 2】



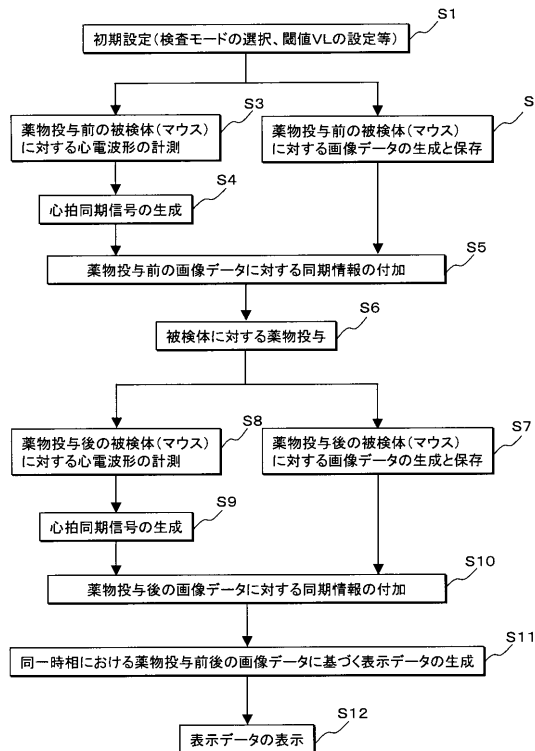
【図 3】



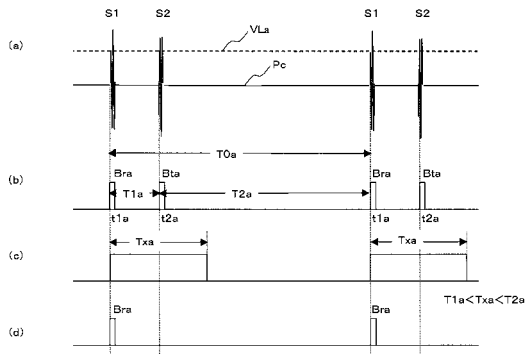
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007014541A	公开(公告)日	2007-01-25
申请号	JP2005199040	申请日	2005-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	遠藤典明		
发明人	遠藤 典明		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL09		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：根据从小动物（例如鼠标）检测到的心跳同步信号，在所需的时间段显示超声数据。 解决方案：超声诊断设备100的超声探头3，发送/接收单元2，数据生成单元4和图像数据生成存储单元8例如是在给药之前和之后针对小鼠（受试者）多个方向的超声波。发射和接收波以生成时序图像数据。与该图像数据的生成并行地，同步信号生成单元7将针对小动物的预设阈值和死时间应用于由生物信号测量单元5对被检体R测量的心电图波形。产生基于波的心跳同步信号。然后，将同步信息添加到在与心跳同步信号相同的时间阶段中生成的图像数据中，并且存储图像数据。另一方面，在比较和观察给药之前和之后的图像数据时，基于添加到这些图像数据上的同步信息来读取并比较和观察相同时间阶段的图像数据。[选型图]图1

