(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2002－52023

(P2002－52023A)

(43)公開日 平成14年2月19日(2002.2.19)

(51)Int.Cl⁷	識別記号	ＦＩ	テーマコード（参考）
Ａ６１Ｂ 8/00		Ａ６１Ｂ 8/00	４Ｃ３０１

審査請求　未請求　請求項の数 1ＯＬ（全 8 数）

(21)出願番号　特願2000－238945(P2000－238945)

(22)出願日　平成12年8月7日(2000.8.7)

(71)出願人　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者　吉田　尚浩
東京都千代田区内神田1丁目1番14号　株式会社日立メディコ内

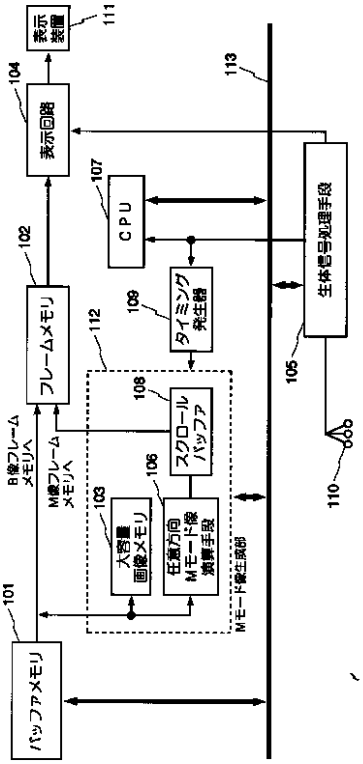
Ｆターム（参考） 4C301 CC02 CC04 EE20 FF28 LL03

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】　超音波像の視認性を低下させることなく、遅いフレームレートでのMモード像を収集することが可能な技術を提供すること。

【解決手段】　測定対象の周期変動を監視し該周期変動に同期した信号を生成する手段と、該同期信号に同期して前記測定対象の超音波像断層像を複数収集する手段と、該超音波断層像に基づいて所望の方向のMモード像を生成する手段と、前記超音波断層像及びMモード像を表示する表示手段を備えた超音波診断装置において、前記超音波断層像の前記同期信号に対する取り込み開始タイミングを順次遅延させる手段と、該取り込み開始タイミングを前記Mモード像の生成時間に応じた遅延量に設定する手段とを備え、前記Mモード像の生成手段は前記遅延量に応じた順番で前記超音波断層像から所望方向のMモード像を生成する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項１】　測定対象の周期変動を監視し該周期変動に同期した信号を生成する手段と、該同期信号に同期して前記測定対象の超音波像断層像を複数収集する手段と、該超音波断層像に基づいて所望の方向のMモード像を生成する手段と、前記超音波断層像及びMモード像を表示する表示手段を備えた超音波診断装置において、前記超音波断層像の前記同期信号に対する取り込み開始タイミングを順次遅延させる手段と、該取り込み開始タイミングを前記Mモード像の生成時間に応じた遅延量に設定する手段とを備え、前記Mモード像の生成手段は前記遅延量に応じた順番で前記超音波断層像から所望方向のMモード像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、特に、循環器領域で使用される任意方向Mモード像の表示機能を備えた超音波診断装置に適用して有効な技術に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】従来の超音波診断装置は、複数個の超音波振動子（以下、「振動子」と略記する）から超音波を送波し、被検体内からの反射波を該複数個の超音波振動子で受波し、該受波信号を増幅して、各振動子からの受波信号を電気的にフォーカスするため、焦点となる所望の位置からの波面により遅延処理を行い、該遅延処理後の信号を加算して超音波ビームを形成していた。このとき、焦点すなわち受波フォーカス点は、多段あるいはダイナミックに時間と共に変化させている。この超音波ビームの方向を順次ずらしながら計測を行うことによって、被検体の超音波断層像（Bモード像）を生成し表示装置に表示させていた。

【０００３】また、従来の超音波診断装置は、例えば、表示画面の超音波断層像上に任意の位置に設定したラインに沿って、受波信号の反射点の変化を画像表示するいわゆるMモード像を表示させる任意方向Mモード機能を備えていた。この任意方向Mモード表示機能は、縦軸が深度、横軸が時間を表すと共に、Mモード像の表示輝度が受波信号の反射強度を表すのが一般的であった。

【０００４】Mモード像の生成では、例えば、掃引速度が２．５秒で横軸が５１２ピクセルの場合、表示装置の横方向１ライン当たりの時間は、２．５（秒）／５１２（ピクセル）＝０．００５（秒／ピクセル）となり、約５ミリ秒が必要であった。この２．５秒で５１２ピクセルの計測は、成人の心拍が１回／秒の場合で２心拍の表示が可能となり、臨床的には一般的な表示形態となっていた。

【０００５】一方、任意方向Mモード像の計測では、１枚のBモード像から１本のMモードビームを再構成する構成となっていたので、掃引速度が２．５秒で横軸が５１２ピクセルでのMモード像表示を行うためには、５ミリ秒で１枚の超音波断層像の計測すなわち１／５（ミリ秒）＝２００フレームでの計測を行う必要があった。

2

【０００６】しかしながら、１本の送波ビームから１本の受波ビーム（超音波ビーム）を形成する送受波動作を超音波ビームの方向を順次ずらしながら行うことによって、被検体の超音波断層像を生成するいわゆる１送波１受波の超音波診断装置では、十分な画角を有する超音波断層像を生成するためには、２０ミリ秒程度の時間を要し、１／２０（ミリ秒）＝５０フレーム程度の計測が限界であった。

【０００７】このために、従来の超音波診断装置は、送波の超音波ビーム（送波ビーム）から２本以上の受波の超音波ビーム（受波ビーム）を収集するように、送波の超音波ビームについての受信指向性を複数設定することによって、例えば、１００フレームでの超音波断層像計測を行い、任意方向Mモード像表示を行う場合には、画像表示の時点で補間により時間方向に伸長させ、掃引速度が２．５秒で横軸が５１２ピクセルを実現する構成となっていた。

【０００８】

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。送波の超音波ビームについての受信指向性を複数設定することが可能な超音波診断装置は、例えば、特開昭５９－１２０１４０号公報（以下、文献１という）に記載の超音波診断装置があった。この文献１に記載の超音波診断装置は、「アレイ状に配列された複数の超音波振動子のうちの順次選択される１組の超音波振動子を用い、送信超音波ビームについての受信指向性を複数設定して、同時に複数の超音波反射信号を得る超音波診断装置において、前記各超音波振動子からの反射信号を入力するように直列接続される遅延量の大きい第１の遅延回路と同時受信の数の出力端を有する遅延量の小さい第２の遅延回路との少なくとも２段階の遅延回路を具備する」ものであった。

【０００９】しかしながら、文献１に記載されるように、従来の超音波診断装置は同一の振動子で異なる方向からの反射波を受波し受波ビームを生成するための機構が必要となり、装置構成が複雑になってしまうという問題があった。また、以上の問題を解決する方法として、受波整相のピッチを大きくする方法が考えられるが、超音波断層像の画質と共にMモード像のつながりも悪くなってしまうので、超音波像の視認性が低下してしまうという問題があった。

【００１０】本発明の目的は、超音波像の視認性を低下させることなく、遅いフレームレートでのMモード像を収集することが可能な技術を提供することにある。本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細

書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【００１１】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【００１２】（１）測定対象の周期変動を監視し該周期変動に同期した信号を生成する手段と、該同期信号に同期して前記測定対象の超音波像断層像を複数収集する手段と、該超音波断層像に基づいて所望の方向のMモード像を生成する手段と、前記超音波断層像及びMモード像を表示する表示手段を備えた超音波診断装置において、前記超音波断層像の前記同期信号に対する取り込み開始タイミングを順次遅延させる手段と、該取り込み開始タイミングを前記Mモード像の生成時間に応じた遅延量に設定する手段とを備え、前記Mモード像の生成手段は前記遅延量に応じた順番で前記超音波断層像から所望方向のMモード像を生成する。

【００１３】前述した手段によれば、測定対象の周期変動に同期した同期信号を基準として、遅延量設定手段が同期信号に対する取り込み開始タイミングを順次遅延させることによって、心拍毎に計測タイミングをずらした超音波断層像撮像を行う。ここで、Mモード像の生成手段が遅延量に応じた順番で超音波断層像から所望方向のMモード像を生成することによって、所望の掃引速度でのMモード像を生成し表示手段の表示画面上に表示させることができるので、超音波像の視認性を低下させることなく、遅いフレームレートでのMモード像を収集することが可能となる。

【００１４】

【発明の実施の形態】以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【００１５】（実施の形態１）図１は本発明の実施の形態１の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、１０１はバッファメモリ、１０２はフレームメモリ、１０３は大容量画像メモリ、１０４は表示回路、１０５は生体信号処理手段、１０６は任意方向Mモード像演算手段、１０７はＣＰＵ、１０８はスクロールバッファ、１０９はタイミング発生器、１１０は生体センサ、１１１は表示装置、１１２はMモード像生成部、１１３はデータバスを示す。ただし、大容量画像メモリ１０３、任意方向Mモード像演算手段１０６及びスクロールバッファ１０８からなるMモード像生成部１１２、並びにタイミング発生器１０９を除く他の構成は、周知の手段を用いる。

【００１６】また、実施の形態１の超音波診断装置は、図示しない被検体の心電信号を検出するセンサ１１０と、このセンサ１１０が検出した心電信号に基づいた同期信号を出力する生体信号処理手段１０５とを備えた心電同期型の超音波診断装置である。

【００１７】図１において、大容量画像メモリ１０３は、複数スキャン分の受波ビームデータすなわち超音波断層像データを格納する容量を有する周知のメモリからなり、ＣＰＵ１０７からの制御に基づいて、バッファメモリ１０１に格納される１送受波分の受波ビームデータを読み出して順次格納する。また、大容量画像メモリ１０３は、格納する受波ビームデータを任意方向Mモード像演算手段１０６に出力する構成となっており、いわゆるシネメモリとして動作する。

【００１８】任意方向Mモード像演算手段１０６は、大容量画像メモリ１０３に格納される受波ビームデータに基づいて、表示装置１１１の表示面上に表示される超音波断層像に設定される指示ラインに沿ったMモード像を生成する手段である。ただし、実施の形態１の任意方向Mモード像演算手段１０６は、大容量画像メモリ１０３に格納される超音波断層像データを１枚分（１フレーム分）ずつ読み出し、この読み出した超音波断層像データに基づいて指示ラインに沿ったMモード像を生成しスクロールバッファ１０８に出力する。

【００１９】タイミング発生器１０９は、生体信号処理手段１０５から出力される同期信号に基づいて、所望の時相における超音波の送受波を制御する信号を生成し各部に出力する手段である。特に、実施の形態１の超音波診断装置のタイミング発生器１０９は、超音波断層像の計測（撮像）開始タイミングとなる心電信号に対する撮像開始時点を撮像毎に順次ずらした撮像開始を指示する構成となっている。ただし、同期信号に対する撮像開始タイミングは、超音波断層像の撮像を行うためのフレームレート、Mモード像の掃引速度、並びに表示装置１１１におけるMモード像の表示領域に基づいて決定される。

【００２０】次に、図２に実施の形態１の超音波診断装置の動作を説明するための図、図３に心電時相と取り込み超音波断層像との関係を説明するための図を示し、以下、図２及び図３に基づいて図１の超音波診断装置の動作を説明する。ただし、図２の（ａ）は心電信号と超音波断層像の撮像開始時間との関係を説明するための図であり、図２の（ｂ）は超音波断層像データの格納順番すなわち超音波断層像データの解析順番を説明するための図である。また、図２の（ａ）における横軸は経過時間を示しており、特に、１，２，３・・・２５で示す各区間は１枚の超音波断層像データの収集に要する時間を示しており、Ａ，Ｂ，Ｃ，Ｄで示す各区間は１枚のMモード像のデータ収集に要する時間を示している。

【００２１】以下の説明では、横軸が５１２ピクセルの表示画面上に掃引速度が２．５秒で２心拍分の任意方向Mモード像表示を行う場合の動作について説明する。ただし、この場合の超音波断層像撮像は２００フレームと

なるが、１００フレームでの超音波断層像撮像を行い、画像表示の時点で補間により時間方向に伸長させ、掃引速度が２．５秒で横軸が５１２ピクセルを実現する場合について説明する。また、被検体の心拍は１心拍が１秒であり、１枚の超音波断層像の計測に４０ミリ秒を要する場合について説明する。

【００２２】実施の形態１の超音波診断装置は、図１に示す手段及び機構の他に、複数個の振動子を備える図示しない探触子と、振動子を駆動する送波信号を供給する図示しない送波手段と、被検体内からの反射波を受波した各振動子から出力される受波信号に対して電気的にフォーカスするための遅延処理を行う図示しない受波整相手段と、この遅延処理後の信号を加算して超音波ビームすなわち超音波断層像データを生成する図示しない加算手段とを備えており、この加算手段からの出力がバッファメモリ１０１に順次格納される構成となっている。ただし、実施の形態１の超音波診断装置では、バッファメモリ１０１は、前述するように、１送受信分の超音波断層像データを格納する構成となっている。

【００２３】通常の超音波断層像の撮像を行う場合では、バッファメモリ１０１に格納された超音波断層像データは順次読み出され、１スキャン分ずつフレームメモリ１０２に格納される。フレームメモリ１０２に格納される１スキャン分の超音波断層像データは、表示回路１０４で表示用のビデオ信号に変換され表示装置１１１の表示画面上に表示される。

【００２４】このとき、被検体の心拍に同期した撮像が指定されている場合には、生体センサ１１０で検出された心電信号に同期した同期信号が生体信号処理手段１０５からバス信号線（以下、バスと記す）１１３を介してＣＰＵ１０７に出力される。ＣＰＵ１０７は、送波手段及び受波整相手段を制御して、同期信号に同期して超音波パルスの送受波を制御することによって、心拍に同期した超音波断層像の計測となる。なお、図示しない操作者によって予め設定された計測周期での超音波断層像撮像、すなわち生体信号処理手段１０５からの同期信号である心電信号に同期しない超音波断層像撮像も可能なことはいうまでもない。

【００２５】一方、任意方向Mモード像の生成を行う場合では、被検体の心拍に同期した超音波断層像の計測と同様に、まず、生体信号処理手段１０５からの同期信号に同期した超音波断層像撮像が行われる。

【００２６】このとき、実施の形態１の超音波診断装置では、図３に示すように、心電信号のＲ波に同期した撮像を行う。特に、実施の形態１の超音波診断装置でのMモード像計測では、１枚の超音波断層像を得るために必要な期間をＡ～Ｄで示す４区間に分け、各心拍期間毎に超音波断層像の取り込み開始時相（計測開始時相）を順次ＡからＤにずらした超音波断層像の計測を行う。すなわち、計測の開始指示後の最初の心拍のＲ波を心拍同期計測のトリガとして、図２の（ａ）に示すように、１Ａから２Ａで示す期間（以下、１Ａと記す），２Ａから３Ａで示す期間（以下、２Ａと記す）・・・２５Ａから１Ａ’で示す期間（以下、２５Ａと記す）での超音波断層像の撮像が順次なされ、それぞれの時相での超音波断層像データがバッファメモリ１０１に格納され、第１心拍での超音波断層像の撮像が終了となる。

【００２７】第１心拍の取り込み終了後の第２心拍では、Ｒ波の発生より１０ミリ秒遅れた時相であるＢ時相で超音波断層像が撮像される。すなわち、Ｂ時相を心拍同期計測のトリガとして、図２の（ａ）に示すように、１Ｂから２Ｂで示す期間（以下、１Ｂと記す），２Ｂから３Ｂで示す期間（以下、２Ｂと記す）・・・２５Ｂから１Ｂ’で示す期間（以下、２５Ｂと記す）での超音波断層像の計測が順次なされ、それぞれの時相での超音波断層像データがバッファメモリ１０１に格納され、第２心拍での超音波断層像の計測が終了となる。

【００２８】以下、第２心拍の取り込み終了後の第３心拍では、Ｒ波の発生より２０ミリ秒遅れた時相すなわちＢ時相よりもさらに１０ミリ秒遅れた時相であるＣ時相で超音波断層像が計測される。また、第３心拍の取り込み終了後の第４心拍では、Ｒ波の発生より３０ミリ秒遅れた時相すなわちＣ時相よりもさらに１０ミリ秒遅れた時相であるＤ時相での超音波断層像がそれぞれ撮像される。

【００２９】バッファメモリ１０１に格納された超音波断層像データは、順次読み出され、大容量画像メモリ１０３に格納される。このときの超音波断層像データの格納位置は、図２の（ｂ）に示すように、トリガからの計測回数毎に整理されると共に、同一回数での計測ではトリガからの遅れ時間が小さい順に格納されることとなる。

【００３０】このとき、１枚の超音波断層像がN本（ただし、Nは１以上の自然数）以上の超音波ビームで構成されている場合には、図４に示すように、大容量画像メモリ１０３の格納領域を０，Ｎ，２Ｎ・・・のフレーム単位で区切り、遅れ時間が小さい時相における計測値を計測回数を考慮して順次格納することによって、大容量画像メモリ１０３には、１０ミリ秒ずつ時相がずれた超音波断層像がシリアルに配置されることとなる。具体的には、第１心拍における超音波断層像の計測では、超音波断層像データは０，４Ｎ，８Ｎ・・・Ｆｎ×Ｎを格納開始アドレスとして順に格納される構成となっている。ただし、Ｆｎは（フレーム数－１）×４を示す。次の第２心拍における超音波断層像計測では、超音波断層像データは１Ｎ，５Ｎ，９Ｎ・・・（Ｆｎ＋１）×Ｎを格納開始アドレスとして順に格納される構成となっている。第３心拍における超音波断層像計測では、超音波断層像データは２Ｎ，６Ｎ，１０Ｎ・・・（Ｆｎ＋２）×Ｎを格納開始アドレスとして順に格納される構成となってい

る。ダイア４心拍における超音波断層像計測では、超音波断層像データは３Ｎ，７Ｎ，１１Ｎ・・・・（Ｆｎ＋３）×Ｎを格納開始アドレスとして順に格納される構成となっている。

【００３１】ここで、２５フレームで少なくとも４心拍分の超音波断層像データの撮像すなわちＲ波の発生より１０ミリ秒ずつ時相を遅らせた撮像が終了すると、大容量画像メモリ１０３に格納された超音波断層像データが任意方向Mモード像演算手段１０６によって１フレーム分ずつアドレス順に読み出される。次に、任意方向Mモード像演算手段１０６は、１フレーム分の超音波断層像データから任意の位置に設定されたラインに沿った受波信号の反射点の位置及び輝度を演算する。この後に、任意方向Mモード像演算手段１０６は、前の演算値から中間における受波信号の反射点の位置及び輝度を補間し、その補間値と演算値とを取り込み速度５ミリ秒の演算値としてスクロールバッファ１０８に出力する。スクロールバッファ１０８に格納された演算値は、１０ミリ秒毎すなわち各超音波断層像が１０ミリ秒毎に計測されたものとしてフレームメモリ１０２に出力され、掃引速度が２．５秒でのMモード像として表示回路１０４に出力され、表示装置１１１の表示画面上にMモード像が表示される。

【００３２】また、超音波断層像の撮像中における動作の一例としては、第１～４心拍で計測された各計測時相での超音波断層像データが、前述する超音波断層像計測と同様に、一旦バッファメモリ１０１に格納された後に順次読み出され、１スキャン分ずつフレームメモリ１０２に格納される。フレームメモリ１０２に格納される１スキャン分の超音波断層像データは、表示回路１０４で表示用のビデオ信号に変換され表示装置１１１の表示画面上に表示されることとなるので、計測中における計測対象部位と計測領域との移動の有無を容易に監視することができる。

【００３３】以上説明したように、実施の形態１の超音波診断装置１では、生体信号処理手段１０５から出力される周期性を有する生体信号である心電信号を基準として、タイミング発生器１０９が被検体の心拍毎に超音波断層像の撮像開始信号を１０ミリ秒ずつ遅延させることによって、心拍毎に１０ミリ秒ずつ撮像開始タイミングをずらした超音波断層像撮像を行う。ここで、Mモード像生成部１１２を構成する大容量画像メモリ１０３に計測された超音波断層像データは、トリガからの計測回数毎に整理されると共に、同一回数での計測ではトリガからの遅れ時間が小さい順に格納されることとなる。ここで、任意方向Mモード像演算手段１０６がまず大容量画像メモリ１０３から超音波断層像データを１フレーム分ずつアドレス順に読み出し、次に、任意方向Mモード像演算手段１０６が１フレーム分の超音波断層像データから任意の位置に設定されたラインに沿った受波信号の反*射点の位置及び輝度と、前の演算値から中間における受波信号の反射点の位置及び輝度とを演算して、得られた演算結果をスクロールバッファ１０８に出力する。この後に、スクロールバッファ１０８に格納された演算値が、フレームメモリ１０２に出力され、掃引速度が２．５秒でのMモード像として表示回路１０４に出力され、表示装置１１１の表示画面上にMモード像が表示されることとなるので、装置構成を複雑にすることなく所望の掃引速度でのMモード像の表示を実現することができる。従って、超音波像の視認性を低下させることなく、遅いフレームレートでのMモード像を収集し表示することができる。

【００３４】ただし、実施の形態１の超音波診断装置では、超音波断層像の収集の後にMモード像を生成するまでの心拍数を４心拍としたが、これに限定されることはなく、２心拍以上でもよいことはいうまでもない。特に、実施の形態１の超音波診断装置では、掃引速度が２．５秒でのMモード像表示としているので、少なくとも８心拍分の超音波断層像の収集の後にMモード像を生成し表示することによって、表示領域を有効に使用したMモード像表示を行うことができる。

【００３５】（実施の形態２）図５は本発明をカラードプラに適用した場合の実施例である。

本実施例の構成は実施例１に対して、以下の構成要素が増設された形となる。

１：超音波受信信号をもとにカラー信号処理を行うことにより、血流の速度情報、分散情報、強度情報を取り出すカラー信号処理部、

２：その後段のカラー用バッファメモリ、

３：カラー任意方向Mモード像生成部

４：カラーフレームメモリ

カラードプラ超音波断層像は白黒超音波断層像に重畳する形で表示される。上記の構成の超音波装置によれば、撮像方法、手順は実施例１と変わることなくカラードプラ任意方向Mモード画像を表示することができる。

【００３６】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に減退されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【００３７】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

（１）超音波像の視認性を低下させることなく、遅いフレームレートでのMモード像を収集し表示することができる。

（２）装置構成を複雑にすることなく所望の掃引速度でのMモード像の表示を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の実施の形態１の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図２】実施の形態１の超音波診断装置の動作を説明するための図である。

【図３】実施の形態１における心電時相と取り込み超音波断層像との関係を説明するための図である。

【図４】実施の形態１の大容量画像メモリにおける超音波断層像データの格納の一例を説明するための図である。

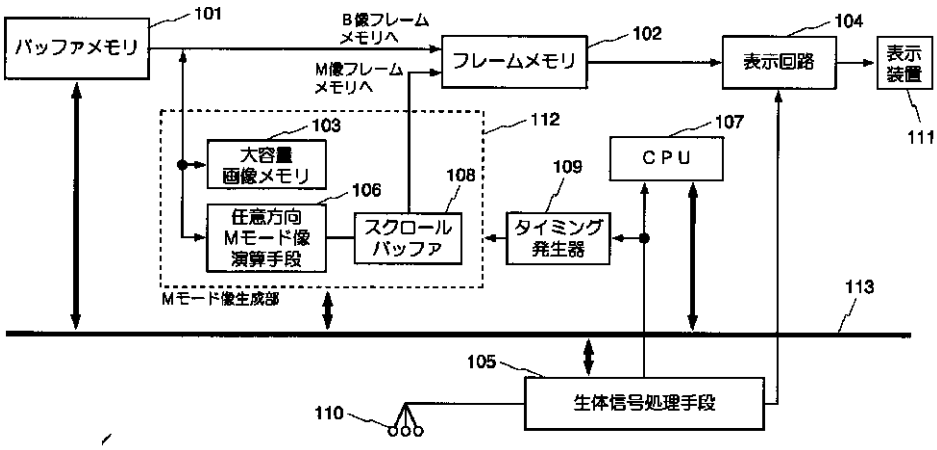
【図５】本発明の実施の形態２の超音波診断装置の概略*10

*構成を説明するための図である。

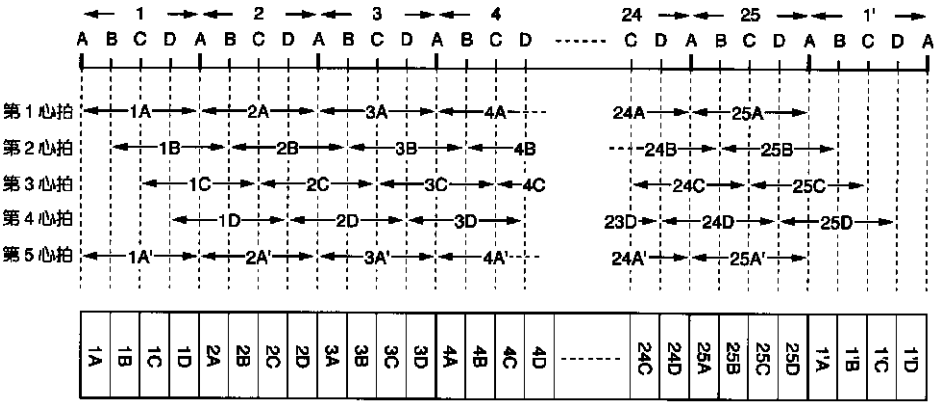
【符号の説明】

１０１…バッファメモリ、１０２…フレームメモリ、１０３…大容量画像メモリ、１０４…表示回路、１０５…生体信号処理手段、１０６…任意方向Mモード像演算手段、１０７…ＣＰＵ、１０８…スクロールバッファ、１０９…タイミング発生器、１１０…生体センサ、１１１…表示装置、１１２…Mモード像生成部、１１３…データバス

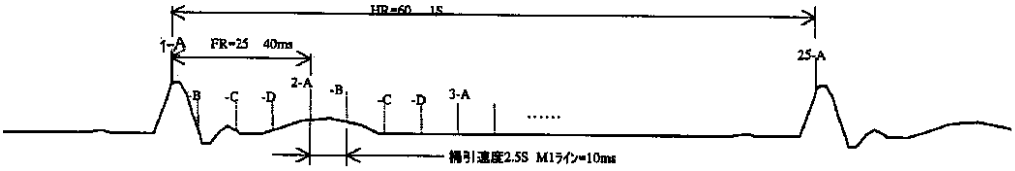
【図１】



【図２】

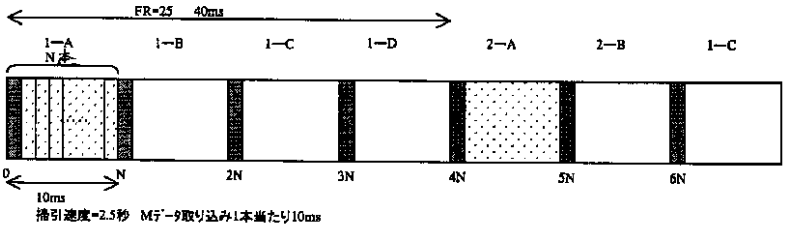


【図３】



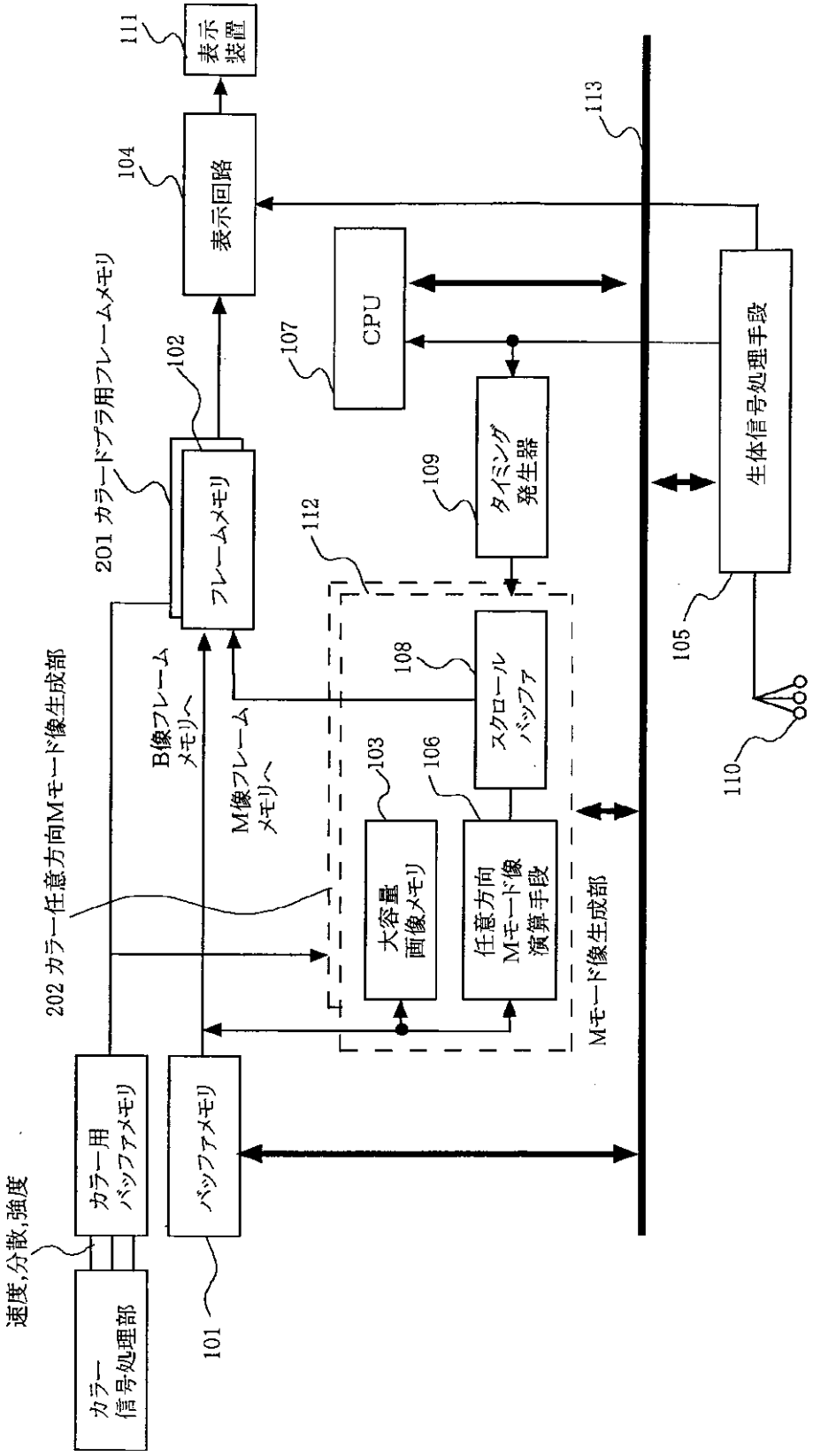
心電時相と取り込みB断層像の関係

【図４】

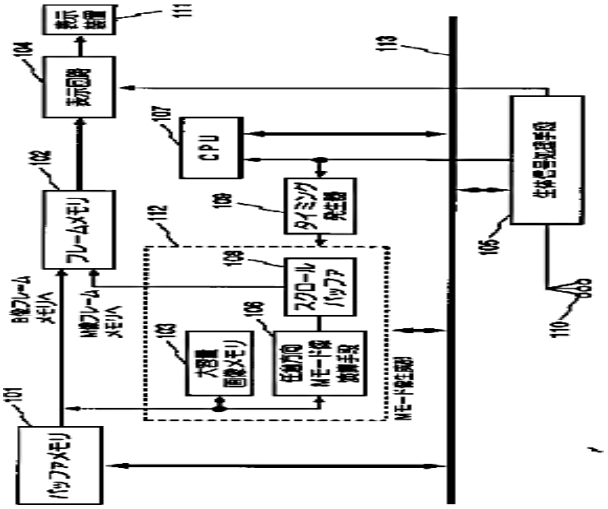


B断層像のシネメモリへの格納状態

【図５】


表示装置
111
表示回路
104
113
CPU
107
201 カラードプラ用フレームメモリ
102
フレームメモリ
タイミング発生器
109
112
生体信号処理手段
105
110
B像フレームメモリへ
M像フレームメモリへ
108
スクロールバッファ
103
106
大容量画像メモリ
任意方向Mモード像演算手段
Mモード像生成部
202 カラー任意方向Mモード像生成部
カラー用バッファメモリ
バッファメモリ
速度,分散,強度
カラー信号処理部
101

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002052023A	公开(公告)日	2002-02-19
申请号	JP2000238945	申请日	2000-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉田尚浩		
发明人	吉田 尚浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/LL03 4C601/BB01 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以慢帧速率收集M模式图像而又不降低超声图像可见度的技术。 解决方案：用于监视测量目标的周期性波动并生成与该周期性波动同步的信号的装置；用于与同步信号同步地收集测量目标的多个超声图像断层图像的装置； 在超声诊断设备中，该超声诊断设备包括：用于基于超声断层图像生成沿期望方向的M模式图像的装置；以及用于显示超声断层图像和M模式图像的显示装置，超声断层图像的同步 用于依次延迟信号的获取开始定时的装置，以及用于根据M模式图像的生成时间将获取开始定时设置为延迟量的装置，其中，M模式图像生成装置响应该延迟量。 以该顺序从超声波断层图像生成期望方向的M模式图像。