

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5058638号
(P5058638)

(45) 発行日 平成24年10月24日(2012.10.24)

(24) 登録日 平成24年8月10日(2012.8.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-66475 (P2007-66475)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年3月15日(2007.3.15)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-275564 (P2007-275564A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年10月25日(2007.10.25)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年2月26日(2010.2.26)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2006-71041 (P2006-71041)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成18年3月15日(2006.3.15)	(74) 代理人	100149803
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 藤原 康高
		(72) 発明者	中嶋 修
			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 本社内
		(72) 発明者	樋口 治郎
			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 本社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブにより被検体の異なる複数の断層面に対し、前記複数の断層面毎に対応した制御データに基づいて超音波信号の送受信を行なう送受信手段と、

前記被検体の生体信号を取得するための生体信号取得手段と、

前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて画像処理を行うことによって、前記複数の断層面毎の超音波画像の画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記送受信に関する条件に対応する制御データを、前記複数の断層面毎に対応して設定する制御データ設定手段と、

を備え、

前記制御データ設定手段は、前記生体信号における所定の信号の検知に対応して、設定された前記制御データを変更し、

前記送受信手段は、前記制御データの変更に応じて前記送受信の条件を変更することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数の断層面は第1の断層面と第2の断層面とからなり、

前記制御データ設定手段は、前記第1及び第2の断層面にそれぞれ異なる前記制御データを設定するものであって、

前記制御データ設定手段は、前記生体信号における所定の信号の検知に対応して、前記第1及び第2の断層面に設定された前記制御データを入れ替えて設定する

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御データ設定手段は、前記生体信号における所定の信号を検知する毎に、前記制御データの変更を行う

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記条件は走査線密度、表示サイズ、スキャン順序及びフレームレートのうち少なくとも 1 つを含むであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

互いに異なる複数の前記制御データから構成される複数のファイルを記憶する記憶手段と、

前記複数のファイルのうちからファイルを選択させるための選択手段を更に備え、

前記制御データ設定手段は、前記選択されたファイルを前記複数の断層面に対して設定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は多断層面を表示する機能であるマルチプレーン・スキャン機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体内画像を観察する超音波画像診断装置において、マルチプレーン・スキャン機能を有するものがあった。このような超音波診断装置においては、自在な方向に超音波ビームを送信できる、2次元アレイプローブや、機械揺動式プローブが用いられる。このようなプローブによって複数の異なる被検体断面を実質的に同時に走査することができる。このような走査に基づき、異なる被検体断面を表す複数の超音波画像を並べて表示することができる。このような機能をマルチプレーンスキャン機能・マルチディスプレイ機能という。この表示された画像を医師が観察することにより3次元的な診断が可能となる。

【0003】

このマルチプレーンスキャン機能・マルチディスプレイ機能に関わる従来の超音波画像診断装置においては、画質条件や表示条件を種々に変更して行うことが可能である。ここで、画質条件とは超音波出力、超音波放射密度、受信感度、信号処理方法などであり、表示条件とは、表示装置における表示サイズや表示走査線密度などである。これらの画質条件及び表示条件は並べて表示されるいずれの超音波画像においても同一の設定が採られ、同画質、同表示形態による表示が行われている。

【0004】

ところで、人間が注視しうる空間的範囲はそれほど広いものではない。したがって、複数の画像を表示していても、詳細に観察できる画像は1枚程度である。この場合、注視される画像の他の画像は、撮像部位の3次元的把握のためのパイロット画像としての意味を有するため、詳細な観察を要するものではないことがしばしばある。

【0005】

しかし、従来のマルチプレーンスキャン機能・マルチディスプレイ機能を有する超音波診断装置においては、同時に表示される複数の超音波画像の一方を、詳細に観察しようとした場合、同時に表示される双方の画質、表示条件の調節を行うより他なかった。例えば、超音波放射線密度を上げて、さらに表示倍率も高くする設定に変更すると、他方の画像も同様の設定変更がおこなわれる。このような場合、他方の画像は注目されないにも関わらず、この他方の画像の放射線密度の上昇に起因して、観察しようとする画像のフレームレートが低下する結果となる。さらに、モニターの表示領域は限られた広さであるが、他方の画像の表示倍率の上昇に起因して、観察しようとする画像の表示倍率の上限が低くな

10

20

30

40

50

ってしまう。つまり、観察対象でない画像の画質条件、表示条件の連動に起因して、観察対象の画像の画質や表示領域が制限される結果となる。

【特許文献１】特開２００６－６９３５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

上記課題を解決するために、実施態様の超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体の異なる複数の断層面に対し、前記複数の断層面毎に対応した制御データに基づいて超音波信号の送受信を行なう送受信手段と、前記被検体の生体信号を取得するための生体信号取得手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて画像処理を行うこと
によって、前記複数の断層面毎の超音波画像の画像信号を生成する画像信号生成手段と、
前記送受信に関する条件に対応する制御データを、前記複数の断層面毎に対応して設定する制御データ設定手段と、を備え、前記制御データ設定手段は、前記生体信号における所定の信号の検知に対応して、設定された前記制御データを変更し、前記送受信手段は、前記制御データの変更に応じて前記送受信の条件を変更する。

10

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブにより被検体の異なる複数の断層面に対し超音波信号の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて画像処理を行うことによって、前記複数の断層面毎の超音波画像の画像信号を生成する画像信号生成手段と、を有し、前記複数の断層面のうちの１つの断層面に対して、前記複数のうちの他の断層面と異なる条件で、前記送受信又は前記画像生成が行われることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、複数断面の超音波画像を表示させた場合の観察対象となる超音波画像の劣化が低減された超音波画像診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００９】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。

30

【００１０】

図１は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。図１に示すように、本実施形態の超音波画像診断装置１０は、制御部ユニット１１と、送受信ユニット１２と、信号処理ユニット１３と、２次元アレイタイプ又はパイプライン型の超音波プローブ１４と、モニタなどの表示部１５、キーボード、トラックボール、或いはタッチコマンドスクリーン（以降、ＴＣＳと略称する）などによる操作部入力ユニット１６とにより構成される。さらに心電図信号などの外部信号を参照する場合には、外部信号ユニットである生体情報入力ユニット１７などが構成に加えられる。

【００１１】

更に、制御部ユニット１１は、操作部入力ユニット１６及び生体情報入力ユニット１７が接続されるコンピュータ処理を行うＣＰＵ制御部１１１と、コンピュータ処理のプログラムを格納した制御情報プログラム部１１２と、本願実施形態が行う種々のマルチディスプレイ表示形態の構成に関するデータを予め記憶する制御部データベース１１３とを具備する。

40

【００１２】

また、送受信ユニット１２は、被検体１８に接触して置いた超音波プローブ１４を駆動する超音波信号の送信回路１２１と、被検体１８の体内からの反射超音波信号を受信処理する受信回路１２２と、ＣＰＵ制御部１１１から出力される制御信号によりこの送信回路１２１及び受信回路１２２を制御する超音波送受信制御部１２３と、制御部データベース１１３に予め記憶した制御パターンの送受信制御データを一時的に保持する送受信制御デ

50

ータメモリ 124 とを具備している。

【0013】

信号処理ユニット 13 は、受信回路 122 で処理されて受信信号入力される信号処理回路 131 と、制御部データベース 113 に記憶した制御データを一時的に保持する画像制御データメモリ 134 と、CPU 制御部 111 及び画像制御データメモリ 134 からの制御データとが入力され、この信号処理回路 131 へ信号処理制御信号を出力する信号処理制御部 133 と、信号処理回路 131 から出力された画像信号を、画像毎に表示部 15 におけるマルチ画像の表示画面に、画像制御データメモリ 134 からの制御データにより構成する画像画面生成回路 132 とを具備する。

【0014】

制御部データベース 113 には、本実施形態が表示部 15 に同時にマルチディスプレイ表示する複数の超音波画像構成の組毎に、その表示形態に関する制御データを予め記憶する。この制御データは、表示部 15 の表示画面に表示する超音波画像の数 (n) ごとに設定される。例えば、2 画像表示の場合、4 画像表示の場合・・・等のそれぞれに対して設定される。さらに表示画像数がある値 m であった場合に対して、複数の表示画面形態が設定される。例えば、2 画面表示の場合であったときには、同じ大きさで 2 枚の画像を表示するための制御データであったり、一方を小さくして他方を大きく表示するための制御データであったりする。つまり、表示画面形態数を m とすると、この制御データは、ファイル F_{nm} として分類することができる。例えば、ファイル F_{20} の内容を、図 3 (b) に模式的に示す。ファイル F_{20} は 2 画面表示の場合の 0 番目の表示画面形態で表示するための制御データである。同時に表示される 2 枚の画像をそれぞれ A 画像、B 画像とすると、それぞれに対してデータが設定される。さらに、それぞれの画像に対するデータは、送受信制御データと画像表示制御データに分類される。送受信制御データは、例えば、超音波駆動電圧、走査線密度、受信ゲイン、パルスゲート幅、ビーム遅延データ、スキャン順序などに関するデータであるとし、画像表示制御データは、表示輝度レンジ、表示サイズ、カラー/モノクロ表示、静止画/動画表示などに関するデータであるとする。ここで便宜のため、X 画像に対する、表示画面態様 n で o 番目のデータを TX_{no} とあらわすものとする。本実施形態の超音波画像診断装置における表示画像数選択時のデフォルト設定は、ファイル F_{n0} に基づくもの (図 3 (b) は 2 画像画面の例示でファイル F_{20}) であるとする。ファイル F_{n0} は従来のマルチディスプレイ表示形態と同様の表示形態であり、複数の画像が同一条件で表示されるための制御データである。

【0015】

図 1 に示す本実施形態の超音波画像診断装置 10 の構成による作用、動作について、図 2 に示す処理手順のフロー図を用いて説明する。なお、以下の説明においては、表示部における同時に表示する画面の数を、煩雑を避けるために、例えば、異なるスライス (断層) 面をスキャンする 2 次元アレイ超音波プローブあるいはバイプレーン超音波プローブなどによる A 画像及び B 画像が左右に配置された表示画面からなる 2 画像画面とする場合について説明する。

【0016】

さらに、本実施形態の超音波画像診断装置 10 の制御部データベース 113 に予め記憶した A 画像及び B 画像の表示形態パターン数を F_{20} から F_{2m} の (m+1) 組とする。従って、A 画像及び B 画像が共に同一条件で画面表示されるファイル F_{20} の画面パターンの他に、例えば、A 画像と B 画像の超音波スキャンビーム密度、表示倍率あるいは表示サイズがそれぞれ異なる場合や、あるいはカラー表示の両画像の一方がモノクロ表示である場合や、あるいは動画表示の一方がフリーズ (静止) 画表示である場合などの制御ファイル $F_{21} \sim F_{2n}$ が記憶されている。

【0017】

まず、本実施形態の超音波画像診断装置 10 を起動し、2 画面同時表示の表示形態を所定の操作により選択する。すると、図 2 に示すステップ S11 において、表示画面の A 画像と B 画像が全く同一の送受信条件、画像表示条件で表示される。これは、従来のマルチ

10

20

30

40

50

ディスプレイ方式の超音波画像診断装置と同様の２画像表示である。この従来の表示形態で、被検者の対象の部位付近を探索して、目的とする診断対象を超音波画像内に捉える。

【００１８】

次に、捉えた対象の部位に対して、更に詳細な観察、診断を行なう。ステップＳ１２において、本実施形態の操作部入力ユニット１６のタッチコマンドスクリーン装置（ＴＣＳ）、マウスあるいはトラックボールなどの入力指示装置を操作して、所望する診断の目的に適切な超音波画像表示形態を指示入力する。

【００１９】

このステップＳ１２による指示入力により、ステップＳ１３において、制御部データベース１１３に記憶されたファイルＦｎｍの１つが決定される。

10

【００２０】

参照された送受信制御データは、ステップＳ１５で、送受信ユニット１２の送受信制御データメモリ１２４に一時的に設定、保存される。同じく信号処理制御データは、ステップＳ１６で、信号処理ユニット１３の画像制御データメモリ１３４に一時的に設定、保存される。また、ステップＳ１３で検索された制御ファイルＦｎｍに記録される制御データの一部は、ステップＳ１４で、制御パラメータの算出演算のデータとして使用される。その結果のデータが、送受信制御データメモリ１２４あるいは画像制御データメモリ１３４に同じく一時的に設定、保存される。

【００２１】

このステップＳ１５で送受信制御データメモリ１２４に一時的に設定、保存された制御データに基づいて、ステップＳ１７で送信回路１２１及び受信回路１２２が作動し、被検者１８への超音波信号の送受信が行なわれる。さらに、ステップＳ１８で、受信回路１２２で処理された受信信号は、信号処理回路１３１に入力され、先のステップＳ１６で画像制御データメモリ１３４に一時的に設定、保存した画像表示の制御データに基づいて、画像表示の画素データを生成する画像信号の処理が、信号処理回路１３１で行なわれる。

20

【００２２】

信号処理回路１３１の処理結果は、画像画面生成回路１３２へ入力されて表示画面の構成が行われる。この表示画面構成は、ステップＳ１９で、画像制御データメモリ１３４に一時的に保存した前記制御データに基づいて行われる。更にステップＳ２０で、Ａ画像、Ｂ画像の画素データをステップＳ１９による設定に従って、画像画面生成回路１３２に備

30

える画面フレームメモリにマッピングする。

【００２３】

ステップＳ２１で、画像画面生成回路１３２の画面フレームメモリデータがフレーム毎に表示部１５へ読み出される。これにより、表示部１５の表示画面には、超音波送受信設定及び画像表示設定が異なるＡ画像及びＢ画像を共に表示される。

【００２４】

更に、ステップＳ２２では、この表示部１５の表示画面のＡ画像及びＢ画像に対する超音波送受信設定及び画像表示設定を変更するか否かの判断がなされる。変更する場合は、指示が入力されると、ステップＳ１２へ戻る。この変更指示がない場合は、ステップＳ１３において検索したファイルＦｎｍの制御データを維持する。これにより、ステップＳ１２において、表示形態の種別の変更が指示されるまで、以前の表示様式により表示される。

40

【００２５】

なお、Ａ、Ｂの２画像で説明しているが、一般的な３画像以上の複数画像画面には、所定の画面表示形態で表示される複数の画像の少なくとも１つ以上の画像群をＡ画像に、残りの他の画像群をＢ画像に読み替えれば、注目する画像が複数の場合も同様に行うことができる。

【００２６】

本実施形態は、上述の処理の手順を、コンピュータプログラムとして制御情報プログラム部１１２に予め記憶させて、ＣＰＵ制御部１１１にこのプログラムを実行させて、超音

50

波信号の処理が成され、指定する所望の表示形態で表示を実行しても良い。

【0027】

つぎに、本実施形態で表示部15に表示される複数の画像の表示形態の例について、図4～図7を用いて説明する。ここでは、2画像を表示する場合について、それぞれの表示形態における、ステップS12～S19の処理の詳細を説明する。

【0028】

(表示形態実施例1)

図4に本実施形態により表示の形態が変化する様子を模式的に図示する。表示形態実施例1では、同図のa)に示すように、先ず従来のマルチディスプレイの表示画面と同様に、異なるスライス(断層面)のA画像41とB画像42の2画像が同一の表示条件で表示される。

10

【0029】

ステップS12で、操作部入力ユニット16である多くはTCS(タッチコマンドスクリーン)、或いは操作表示画面の例えば「右側を選択」と表示された、選択された一方の画像だけを動画像にする指示アイコン(図示せず)をクリックする。

【0030】

この「右側を選択」アイコンは、制御部データベース113に記憶されているファイルF2aに対応するので、ステップS13でこのファイルが設定データとして検索される。

【0031】

この検索されたファイルF2aに記録されている制御データを以下に説明する。画像Aに対する送受信制御データでは、各データ項目のパラメータ $k = 1 \sim K$ に対し、 TA_{ak} および、 TB_{ak} はA画像のみスキャンするように設定されている。つまり、 TA_{ak} は、A画像のみをスキャンするのに適するように設定され、 TB_{bk} はB画像のスキャンを行わないように設定される。 GA_{ak} には TA_{ak} に沿った表示条件が設定され、 GB_{ak} は、画像を更新せず、フリーズ状態とするように設定される。

20

この処理により、これ等の各画像データが最終的に、画像画面生成回路132でマッピングされる。そして、フレーム毎の画面データが表示部15へ出力される。これにより、図4のb)に図示するように、右側画像46は動画のリアルタイム画像で、左側は他のスライスを静止画で表示する画面47の表示形態でモニタ表示5される。

【0032】

30

本実施形態の表示形態実施例1によれば、B画像のためのスキャンを待つことなく、A画像のみのためのスキャンを繰り返せばよいので、A画像のフレームレートが倍となる。これによりA画像の動きが滑らかな表示で観察でき、診断がしやすく、その精度も上げることができる。

【0033】

(表示形態実施例2)

図5に、本実施形態による変更した表示形態を模式的に図示する。表示形態実施例2では、同図のa)に示すように、先ず従来のマルチディスプレイの表示画面と同様に、異なるスライス(断層面)のA画像51とB画像52の2画像が同一の条件で表示される。

【0034】

40

ステップS12で、TCS或いは操作表示画面の例えば「右側を詳しく表示」と表示された指示アイコン(図示せず)をクリックする。

【0035】

この「右側を詳しく表示」アイコンは、制御部データベース113に記憶されているファイルF2bに対応する。このファイルF2bには、画像表示制御データの例えばi項の表示フレームレートが $GA_{0i} = GA_{bi}$ 、 $GB_{0i} = GB_{bi}$ というように設定される。つまり、表示形態の変更後も同じ条件を維持する。一方、送受信制御データの例えばh項のスキャンレートはA画像とB画像それぞれに対し以下のように設定される。まず、前述のように初期状態ではA画像とB画像は区別されないので、ファイルF20において $TA_{0h} = TB_{0h}$ である。しかし、変更後のファイルF2b(図示せず)では、画像A5

50

6、画像 B 5 7 に対し、 $T A b h > T B b h$ となるように設定される。

【0036】

これ等の制御データが、ステップ S 1 5 及びステップ S 1 6 で、制御部 1 2 3、1 3 3 へ入力される。これにより、A、B 画像のフレームレートは変更なく、A 画像 5 6 の走査線密度を高くすることができるとともに、B 画像も引き続き走査される。

【0037】

この処理により、これ等の各画像データが最終的に、画像画面生成回路 1 3 2 でマッピングされて、フレーム毎の画面データが表示部 1 5 へ出力されて、図 5 の b) に図示するように、走査線密度が高められた A 画像 5 6 と低くなった B 画像 5 7 のスキャンレートが異なる両画像ともリアルタイム（動画）画像が表示される表示形態でモニタ表示される。

10

【0038】

本実施形態の表示形態実施例 2 によれば、走査線密度が高められた A 画像 5 6 と異なるスライス（断面層）の B 画像 5 7 は、両画像とも動画像表示で動的に 3 次元的な観察に好ましく、さらに指定した一方の例えば A 画像の表示が、他方の B 画像より高密度となったスキャンで表示されて、動画像の動きが更に滑らかな表示で観察でき、診断が詳しく行えて、その精度も上げることができる。

【0039】

なお、ここでは、一例として A 画像と B 画像の走査線密度を異ならせてフレームレートを一定に保つ場合を説明したが、これに限られない。フレームレートを異ならせて走査線密度を同じとしてもよいし、一方の画像のフレームレートと走査線密度をともに向上させるなどしてもよい。

20

【0040】

一方のフレームレートを向上させる場合、各断面に対するスキャン順序は、例えば以下のようになる。A 画像のフレームレートを向上させる場合、A 画像を 2 回スキャンする間に B 画像を 1 回しかスキャンしないように制御データが設定される。例えば、B 画像を半分スキャンするごとに、A 画像を全部スキャンするようにすることなどにより可能である。また、走査線密度が同じ場合には、A 画像の 2 本の走査線を送受信する毎に、B 画像の 1 本の走査線を送受信するように設定するなどとする。

【0041】

さらに、上述の説明では A 画像と B 画像の変更後の走査線密度の設定方法には言及していないが、あらかじめ、使いやすいと思われる走査線密度の数値の組をいくつか設定しておいて選択させるなどとしてもよい。また、適宜数値入力する手段をもち、これに応じて、A 画像と B 画像で異なる走査線密度が設定されるなどとしてもよい。

30

【0042】

（表示形態実施例 3）

図 6 に、表示形態実施例 3 の変更を模式的に図示する。この表示形態実施例 3 では同図の a) に示すように、先ず従来のマルチディスプレイの表示画面と同様に、異なるスライス（断面層）の A 画像 6 1 と B 画像 6 2 の 2 画像が同一の条件で表示される。

【0043】

次に、ステップ S 1 2 において、T C S 或いは操作表示画面の例えば「右側を大きく表示」と表示された指示アイコンをクリックする。

40

【0044】

この「右側を大きく表示」アイコンにより、起動される表示形態は、所望する一方の超音波画像をより大きい表示サイズ（占有するラスタ数）に、走査線密度を高めて A 画像 6 6 で表示し、他方の画面は表示サイズを狭めて、走査線密度も下げて B 画像 6 7 で表示する形態で、ステップ S 1 3 で制御データの例えばファイル F 2 c が検索される。

【0045】

ファイル F 2 c には、送受信制御データの走査線密度のデータである $T A c h$ と $T B c h$ 、及び画像表示制御データの表示サイズのデータ $G A c i$ と $G B c i$ が含まれる。ここで、 $T A c h > T B c h$ であり、 $G A c i > G B c i$ である。

50

【 0 0 4 6 】

このように設定された制御データにより、超音波の送受信及び画像画面 6 5 の生成が行われる。これにより、表示装置 1 5 には、図 6 の b) に図示するように、所望した例えば右側の A 画像 6 6 が他方の B 画像 6 7 に比べて、大きく表示されると共に、その走査線密度も高めて、両画像ともリアルタイム動画像として表示する。

【 0 0 4 7 】

本実施形態のこの表示形態によれば、診断において着目すべき対象を A 画像に表示すれば、仔細な観察及び高度な診断が、容易且つ迅速に行うことができる。

【 0 0 4 8 】

なお、ここでは、一例として A 画像と B 画像の走査線密度を異ならせる場合を説明したが、これに限られない。一方の画像のフレームレートと走査線密度をともに向上させるなどしてもよい。

【 0 0 4 9 】

さらに、上述の説明では A 画像と B 画像の変更後の走査線密度、表示サイズの設定方法には言及していないが、あらかじめ、使いやすいと思われる走査線密度や表示サイズの数値の組をいくつか設定しておいて選択させるなどとしてもよい。また、適宜数値入力する手段をもち、これに応じて、A 画像と B 画像で異なる走査線密度、表示サイズが設定されるなどとしてもよい。

【 0 0 5 0 】

(表示形態実施例 4)

図 7 に本実施形態により表示の形態が変化する様子を模式的に図示する。この、表示形態実施例 4 では、同図の a) に示すように、先ず従来のマルチディスプレイの表示画面と同様に、異なるスライス (断層面) の A 画像 7 1 と B 画像 7 2 の 2 画像が同一の条件で表示される。

【 0 0 5 1 】

さらに、この表示形態実施例 4 では、生体信号を検知する外部信号ユニットである生体情報入力ユニット 1 7 を備えている。この生体信号は、心電図信号、脈波信号、或いは呼吸信号などのいずれかである。ここで説明する表示形態実施例 4 は、心電図 (E C G と呼ぶ) を検知し、これに同期して経食道バイプレーンプローブにより、心臓の縦断面を右側の A 画像 7 1 として、横断面を B 7 2 画像として表示する場合を例に説明する。

【 0 0 5 2 】

本実施形態の超音波画像診断装置 1 0 による画像診断を開始するステップ 1 1 では、従来のマルチディスプレイ画像表示 7 0 と同様の表示形態で表示する。すなわち、表示している A 画像 7 1 及び B 画像 7 2 の超音波送受信条件及び信号処理条件は、共に両画像に対し同じ条件であり、図 7 の a) に示すように、同期している生体信号の心電図波形 7 3 が画像の下方に重畳して表示される画像構成 7 0 で表示する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 2 で、操作部入力ユニット 1 6 である多くは T C S、或いは操作表示画面の例えば「交互に変化」と表示された、所定の処理を外部入力信号に同期して、交互に作動させる指示アイコン (図示せず) をクリックする。

【 0 0 5 4 】

この「交互に変化」の指示アイコンは、制御部データベース 1 1 3 に記憶されているファイル F 2 d に対応するので、ステップ S 1 3 でこのファイルが設定データとして検索される。

【 0 0 5 5 】

そして、例えば、図 7 の b) に図示する表示画面 7 5 ように、最初の 1 心拍において、左側の B 画像 7 7 がスキャン密度及びラスタ密度が高く、A 画像 7 6 が粗く表示されるように、前記制御データの設定が、例えば走査線密度では、 $T A d h < T B d h$ 、表示サイズでは、 $G A d i < G B d i$ となるように設定されている。この設定値により、この 1 心拍の周期中は、左の B 画像 7 7 の表示が、右の A 画像 7 6 に比べて鮮明に表示部 1 5 のモ

10

20

30

40

50

モニタに表示５される。例えば、Ｂ画像７７には心臓の横断面が鮮明に表示されるので、心室の収縮状況やその容積などが観察し易くなる。

【００５６】

上述のＢ画像が鮮明な表示の観察中に、心電図波形の例えば次のＲ波７３ｒの出現で、次の１心拍の開始が生体情報入力ユニット１７からのトリガ信号で検知されると、送受信制御データメモリ１２４及び画像制御データメモリ１３４のＡ画像用データとＢ画像用データがそれぞれ入れ替わって書き換えられる。すなわち、それぞれの制御データメモリ１２４、１３４のＡ画像データ部分にデータＴＢｄ１～ＴＢｄｋとデータＧＢｄ１～ＧＢｄｋが設定され、Ｂ画像データ部分に、データＴＡｄ１～ＴＡｄｋとデータＧＡｄ１～ＧＡｄｋがそれぞれ設定される。この具体的な実行は、生体情報入力ユニット１７からのトリガ信号の入力毎に、ステップＳ１３において、検索する設定データのファイルＦ２ｄの下位フォルダ「画像Ａ」と同じく下位フォルダ「画像Ｂ」をフォルダ名を読み替えあるいは差し替えることにより行われる。その後ステップＳ１４～ステップＳ１８が実行される。ステップＳ２２の中止や他の表示形態への変更の入力ない場合には、ステップＳ１８を終え、両画像の表示データはステップＳ１９の処理へ進める。そして再びステップＳ１３に戻って、生体情報入力ユニット１７から次のトリガ信号が入力されるまで、制御データメモリ１２４、１３４それぞれの制御データを維持し、表示の形態は維持される。次のトリガ信号が入力されると、制御データメモリ１２４、１３４のＡ画像／Ｂ画像の制御データを書き換える。

【００５７】

この様に、生体信号の次の周期では、鮮明だったＢ画像７７を粗いラストのＢ画像７７'にして、他の一方の画像（説明例では図７ｃ）のＡ画像７６'）が鮮明に表示画面７５'で表示されるので、例えば心臓の縦断を表示するＡ画像７６'で、弁などの開閉具合がモニタ表示され、仔細に観察できる。

【００５８】

以上に説明した表示形態実施例４の表示形態によれば、異なるスライス（断層面）の超音波画像を生体の周期的な活動毎に、画像の送受信や表示の条件を交互に反復して変更し、観察、診断に適切な鮮明で詳細な画像表示の条件で観察ができる。また生体情報も同画面に重畳してモニタ表示し、その周期のタイミングに対応した観察、診断が、鮮明なＡ画像及びＢ画像に依って仔細に行える。

【００５９】

また、上述の説明は経食道バイプレーンプローブの場合について説明したが、これに限られない。体外からの接触による画像化用の２次元アレイ超音波プローブであってもこのような動作を行わせることが出来るのはいうまでもない。このような２次元アレイ超音波プローブであっても心臓を観察するために用いられる場合は特に有効である。

【００６０】

なお、ここでは、一例としてＡ画像とＢ画像の走査線密度を異ならせる場合を説明したが、これに限られない。一方の画像のフレームレートと走査線密度をともに向上させるなどしてもよい。

【００６１】

さらに、上述の説明ではＡ画像とＢ画像の変更後の走査線密度、表示サイズの設定方法には言及していないが、あらかじめ、使いやすいと思われる走査線密度や表示サイズの数値の組をいくつか設定しておいて選択させるなどとしてもよい。また、適宜数値入力する手段をもち、これに応じて、Ａ画像とＢ画像で異なる走査線密度、表示サイズが設定されるなどとしてもよい。

【００６２】

また、上述の第１～第４表示実施形態のいずれにおいても、どのようなプローブが接続されているかを判別し、それに適した所定の設定に自動変更することもできる。

【図面の簡単な説明】

【００６３】

【図 1】本発明の一実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 2】本実施形態における処理手順を示すフロー図

【図 3】本実施形態の制御部データベースに記憶されるファイルの構成概念を示す模式図

【図 4】本実施形態における一表示形態のフリーズ画像で表示する例の模式図

【図 5】本実施形態における一表示形態の走査線密度を変えて表示する例の模式図

【図 6】本実施形態における一表示形態の表示サイズを変えて表示する例の模式図

【図 7】本実施形態における一表示形態の生体信号によるトリガ信号に同期して、ラスタ密度を変えて表示する例の模式図

【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

10

1 0 . . . 超音波画像診断装置、

1 1 . . . 制御部ユニット、

1 2 . . . 送受信ユニット、

1 3 . . . 信号処理ユニット、

1 4 . . . 超音波プローブ、

1 5 . . . 表示部、

1 6 . . . 操作部入力ユニット、

1 7 . . . 生体情報入力ユニット、

1 8 . . . 被検者、

1 1 1 . . . C P U 制御、

20

1 1 2 . . . 制御情報プログラム部、

1 1 3 . . . 制御データベース部、

1 2 1 . . . 送信回路、

1 2 2 . . . 受信回路、

1 2 3 . . . 超音波送受信制御部、

1 2 4 . . . 送受信制御データメモリ、

1 3 1 . . . 信号処理回路、

1 3 2 . . . 画像画面生成回路、

1 3 3 . . . 信号処理制御部、

1 3 4 . . . 画像制御データメモリ、

30

4 0、5 0、6 0、7 0 . . . 元の表示形態の表示画面、

4 1、5 1、6 1、7 1 . . . 元の表示形態の A 画像、

4 2、5 2、6 2、7 2 . . . 元の表示形態の B 画像、

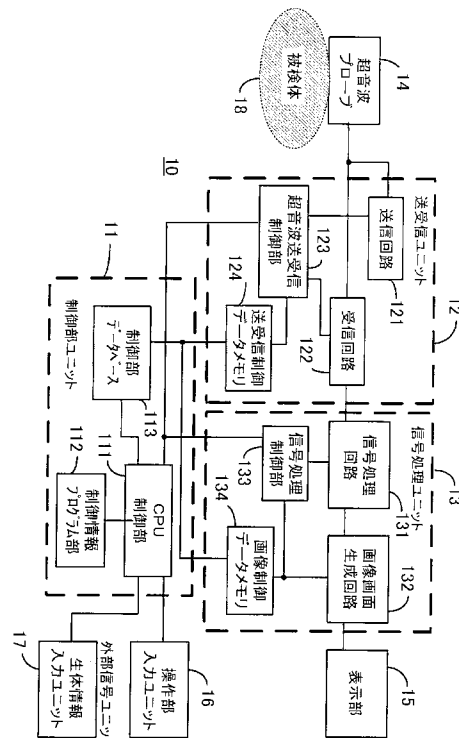
4 5、5 5、6 5、7 5、5 7' . . . 本実施形態による表示形態の表示画面、

4 6、5 6、6 6、7 6、7 6' . . . 本実施形態による A 画像、

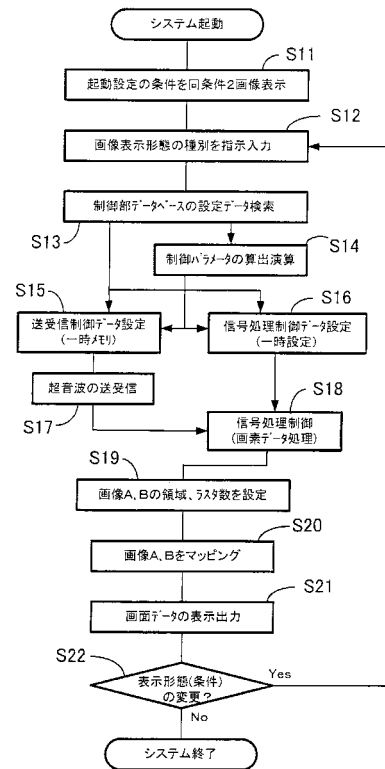
4 7、5 7、6 7、7 7、7 7' . . . 本実施形態による B 画像、

7 3 . . . 心電図波形表示。

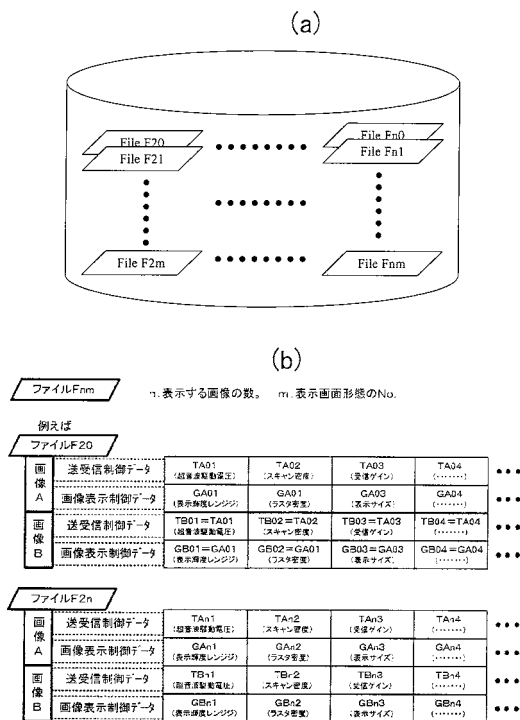
【図 1】



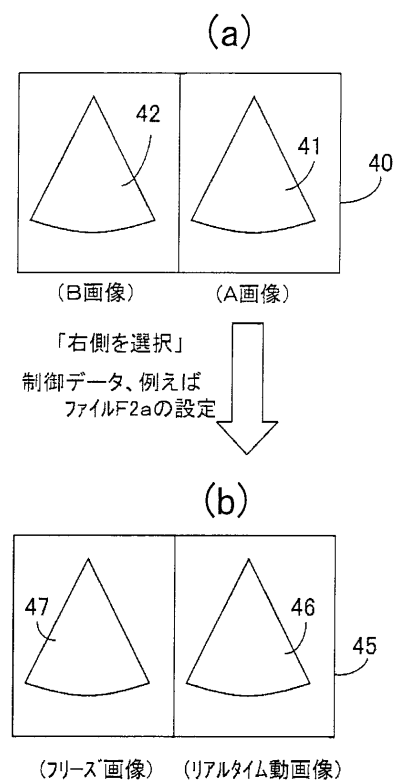
【図 2】



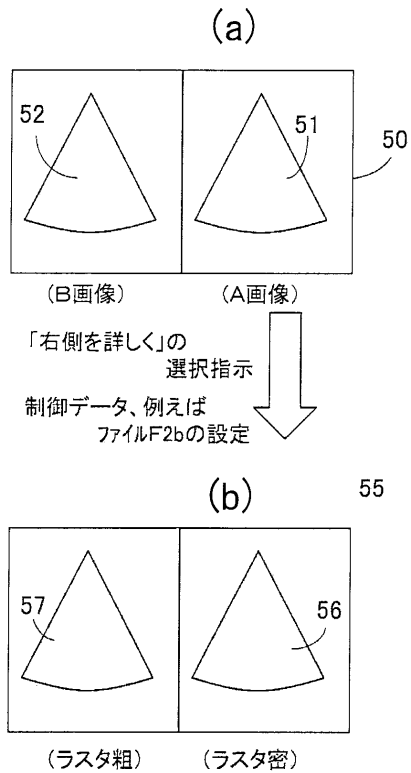
【図 3】



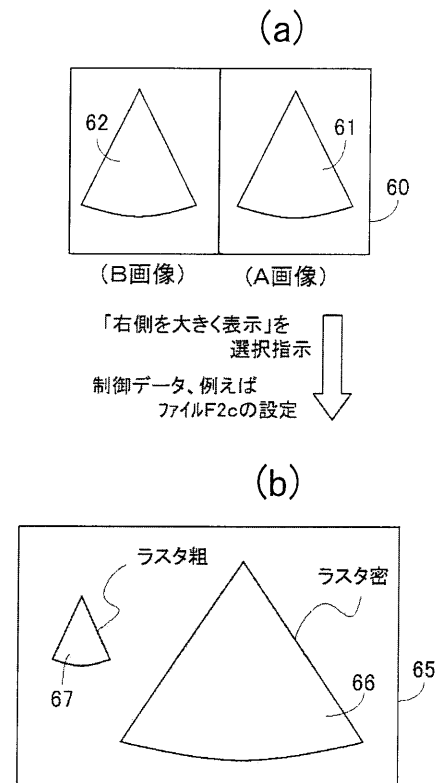
【図 4】



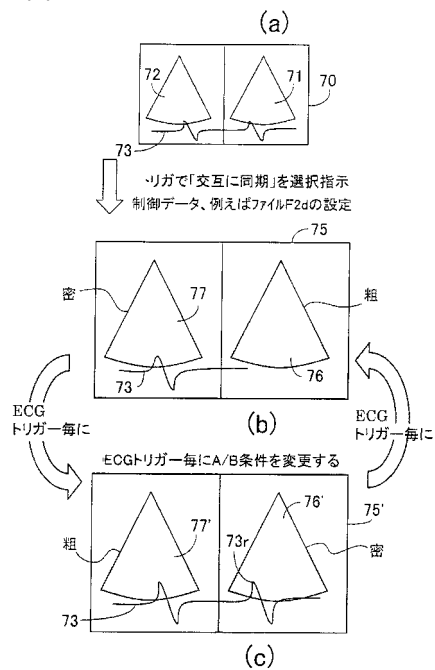
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 郡司 隆之
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 栗田 康一郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 0 0 6 9 3 5 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 3 3 0 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 7 4 2 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 3 7 5 0 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 3 0 9 2 7 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5058638B2	公开(公告)日	2012-10-24
申请号	JP2007066475	申请日	2007-03-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	中嶋修 樋口治郎 赤木和哉 郡司隆之 栗田康一郎		
发明人	中嶋 修 樋口 治郎 赤木 和哉 郡司 隆之 栗田 康一郎		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FE10 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC25 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK47		
代理人(译)	藤原 康高		
优先权	2006071041 2006-03-15 JP		
其他公开文献	JP2007275564A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，当显示多个横截面超声图像时，该设备能够减少要观察的超声图像的劣化 提供减少的超声诊断成像设备。 解决方案：超声探头通过超声探头将超声信号发射到不同对象的多个断层平面 发送/接收单元，基于由发送/接收单元获得的接收信号执行接收，为了产生多个截面中的每一个的超声图像的图像信号，产生图像信号 以及用于形成多个断层平面的装置，其中所述超声诊断设备包括：并且，在与多个中的其他断层平面不同的条件下执行发送和接收或图像生成 是的。 点域1

【 図 2 】

