

(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2007-275564
(P2007-275564A)

(43) 公開日 平成19年10月25日(2007. 10. 25)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-66475 (P2007-66475)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年3月15日 (2007. 3. 15)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2006-71041 (P2006-71041)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成18年3月15日 (2006. 3. 15)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	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社内
最終頁に続く			

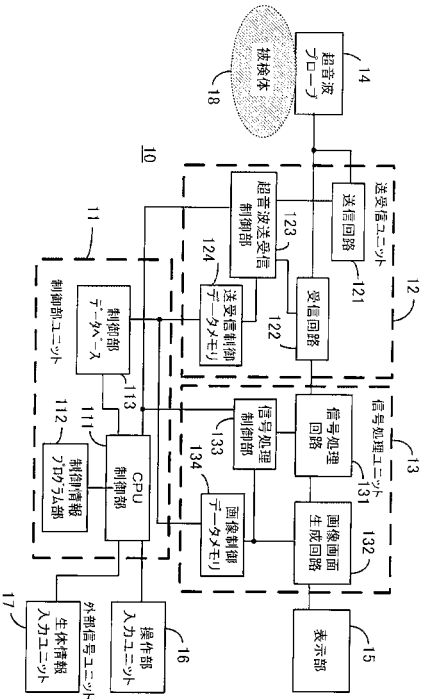
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 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すること。

【解決手段】 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、を有する超音波診断装置において、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。

【選択図】 図1



【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、

を有する超音波診断装置において、

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超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送受信に関するデータ又は前記画像処理に関するデータの少なくとも一方から構成される前記条件に対応するデータであって、前記複数の断面毎に異なる制御データを、前記複数の断面毎に対応して設定する制御データ設定手段とを更に備え、

前記断層面毎の前記制御データに基づいて、前記送受信又は前記画像処理が行われることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

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 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

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面に対して設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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を更に備え、

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、前記複数の断層面に対応して設定される制御データを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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】

20

本発明は上記のような従来の問題点に鑑みてなされたもので、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することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記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。

30

【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。

【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。

40

【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

50

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。

【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Fnmとして分類することができる。例えば、ファイルF20の内容を、図3(b)に模式的に示す。ファイルF20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TXno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Fn0に基づくもの(図3(b)は2画像画面の例示でファイルF20)であるとする。ファイルFn0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F20からF2m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F20の画面パター

10

20

30

40

50

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、あるいは動画像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 2 1～F 2 n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S 1 1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。

10

【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S 1 2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（T C S）、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S 1 2による指示入力により、ステップS 1 3において、制御部データベース113に記憶されたファイルF n mの1つが決定される。

【0020】

参照された送受信制御データは、ステップS 1 5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S 1 6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S 1 3で検索された制御ファイルF n mに記録される制御データの一部は、ステップS 1 4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。

20

【0021】

このステップS 1 5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S 1 7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S 1 8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S 1 6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。

30

【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S 1 9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S 2 0で、A画像、B画像の画素データをステップS 1 9による設定に従って、画像画面生成回路132に備える画面フレームメモリにマッピングする。

【0023】

ステップS 2 1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。

40

【0024】

更に、ステップS 2 2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S 1 2へ戻る。この変更指示がない場合は、ステップS 1 3において検索したファイルF n mの制御データを維持する。これにより、ステップS 1 2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。

50

【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。

【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、 $TAak$ および、 $TBak$ 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、 $TAak$ 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、 $TBbk$ はB画像のスキャンを行わないように設定される。 $GAak$ には $TAak$ に沿った表示条件が設定され、 $GBak$ 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。

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】

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】

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。

10

20

30

40

50

【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 $GA0i = GAbi$ 、 $GB0i = GBbi$ 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 $TA0h = TB0h$ である。しかし、変更後のファイルF2b（図示せず）では、画像A56、画像B57に対し、 $TAbh > TBbh$ となるように設定される。

【0036】

10

これ等の制御データが、ステップS15及びステップS16で、制御部123、133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56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132でマッピングされて、フレーム毎の画面データが表示部15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56と低くなったB画像57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。

【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56と異なるスライス（断層面）のB画像57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。

20

【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。

【0040】

30

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。

40

【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（断層面）のA画像61とB画像62の2画像が同一の条件で表示される。

【0043】

次に、ステップS12において、TCS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。

【0044】

50

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66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67で表示する形態で、ステップS13で制御データの例えばファイルF2cが検索される。

【0045】

ファイルF2cには、送受信制御データの走査線密度のデータであるTAc hとTBc h、及び画像表示制御データの表示サイズのデータGA c iとGB c iが含まれる。ここで、TAc h>TBc hであり、GA c i>GB c iである。

【0046】

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65の生成が行われる。これにより、表示装置15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66が他方のB画像67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。 10

【0047】

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。

【0048】

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。 20

【0049】

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。

【0050】

（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71とB画像72の2画像が同一の条件で表示される。 30

【0051】

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17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（ECG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71として、横断面をB72画像として表示する場合を例に説明する。

【0052】

本実施形態の超音波画像診断装置10による画像診断を開始するステップ11では、従来のマルチディスプレイ画像表示70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71及びB画像72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73が画像の下方に重畳して表示される画像構成70で表示する。 40

【0053】

ステップS12で、操作部入力ユニット16である多くはTCS、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。

【0054】

この「交互に変化」の指示アイコンは、制御部データベース113に記憶されているフ 50

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。

【0055】

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 のモニタに表示 7 5 される。例えば、B 画像 7 7 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。

10

【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 7 3 r の出現で、次の 1 心拍の開始が生体情報入力ユニット 1 7 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 1 2 4 及び画像制御データメモリ 1 3 4 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 1 2 4、1 3 4 の A 画像データ部分にデータ $T B d 1 \sim T B d k$ とデータ $G B d 1 \sim G B d k$ が設定され、B 画像データ部分に、データ $T A d 1 \sim T A d k$ とデータ $G A d 1 \sim G A d k$ がそれぞれ設定される。これの具体的な実行は、生体情報入力ユニット 1 7 からのトリガ信号の入力毎に、ステップ S 1 3 において、検索する設定データのファイル F 2 d 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 S 1 4 ～ステップ S 1 8 が実行される。ステップ S 2 2 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 S 1 8 を終わると、両画像の表示データはステップ S 1 9 の処理へ進める。そして再びステップ S 1 3 に戻って、生体情報入力ユニット 1 7 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 1 2 4、1 3 4 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 1 2 4、1 3 4 の A 画像 / B 画像の制御データを書き換える。

20

【0057】

この様に、生体信号の次の周期では、鮮明だった B 画像 7 7 を粗いラスタの B 画像 7 7 ' にして、他の一方の画像（説明例では図 7 c) の A 画像 7 6 '）が鮮明に表示画面 7 5 ' で表示されるので、例えば心臓の縦断を表示する A 画像 7 6 ' 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。

30

【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。

40

【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

50

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

10

【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、ラスト密度を変えて表示する例の模式図

【符号の説明】

【0064】

10・・・超音波画像診断装置、

11・・・制御部ユニット、

20

12・・・送受信ユニット、

13・・・信号処理ユニット、

14・・・超音波プローブ、

15・・・表示部、

16・・・操作部入力ユニット、

17・・・生体情報入力ユニット、

18・・・被検者、

111・・・CPU制御、

112・・・制御情報プログラム部、

113・・・制御データベース部、

30

121・・・送信回路、

122・・・受信回路、

123・・・超音波送受信制御部、

124・・・送受信制御データメモリ、

131・・・信号処理回路、

132・・・画像画面生成回路、

133・・・信号処理制御部、

134・・・画像制御データメモリ、

40、50、60、70・・・元の表示形態の表示画面、

41、51、61、71・・・元の表示形態のA画像、

40

42、52、62、72・・・元の表示形態のB画像、

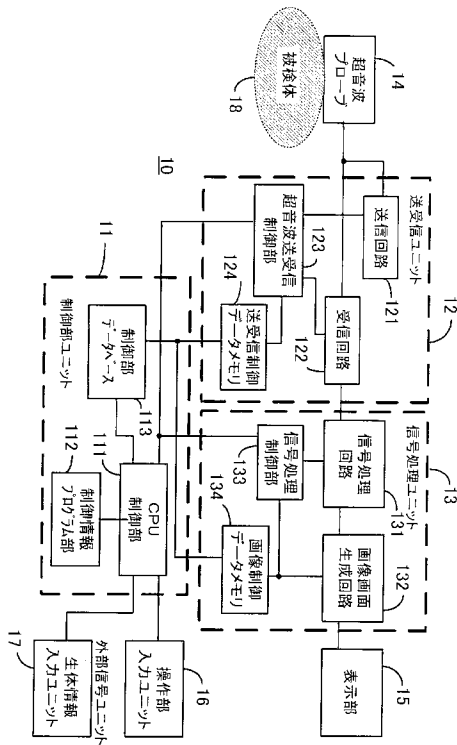
45、55、65、75、57'・・・本実施形態による表示形態の表示画面、

46、56、66、76、76'・・・本実施形態によるA画像、

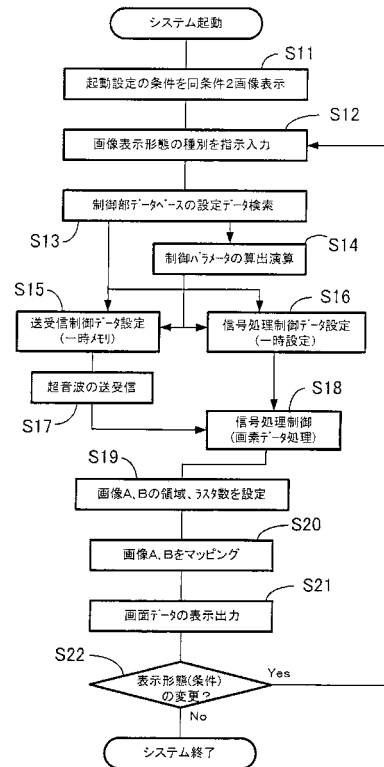
47、57、67、77、77'・・・本実施形態によるB画像、

73・・・心電図波形表示。

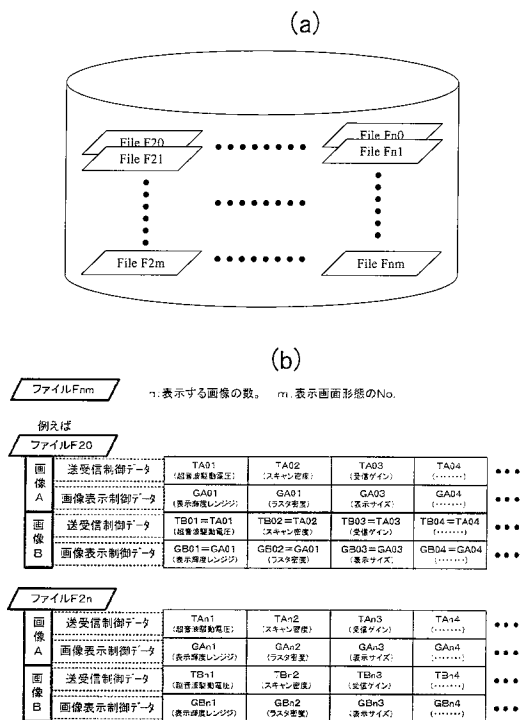
【図 1】



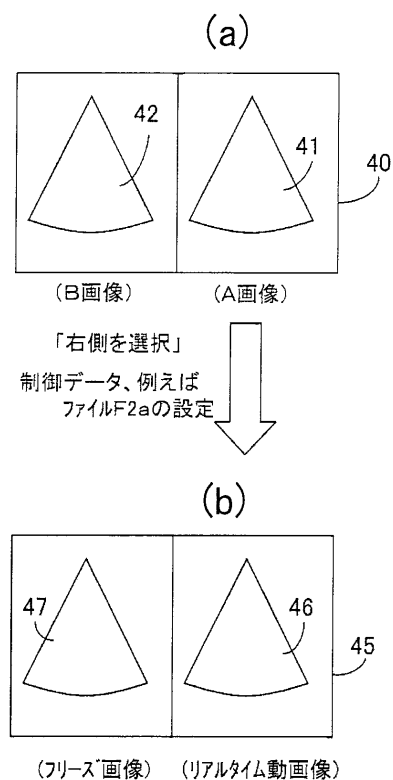
【図 2】



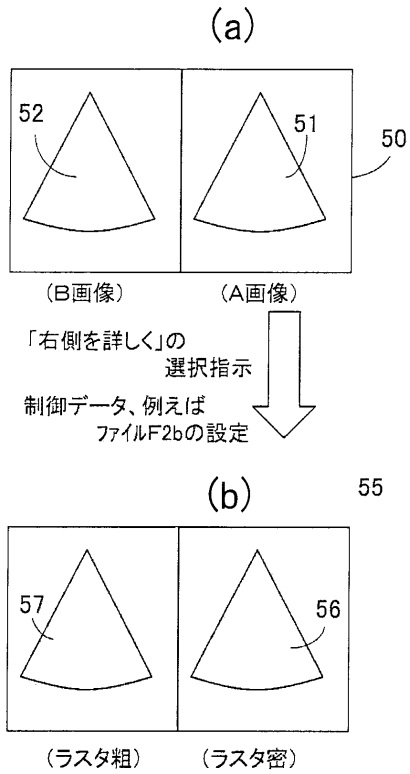
【図 3】



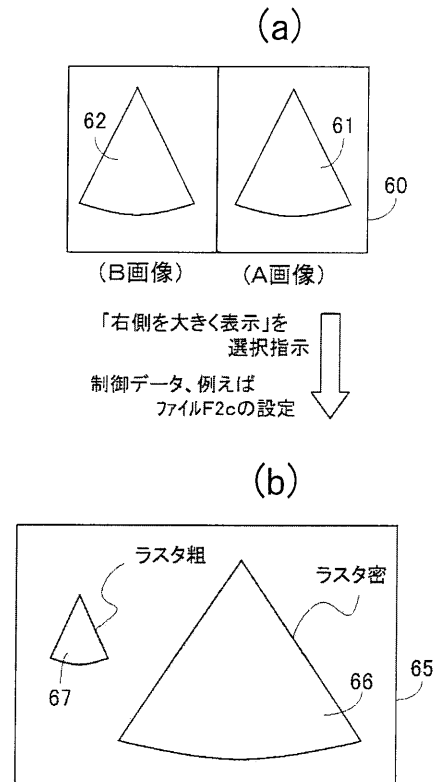
【図 4】



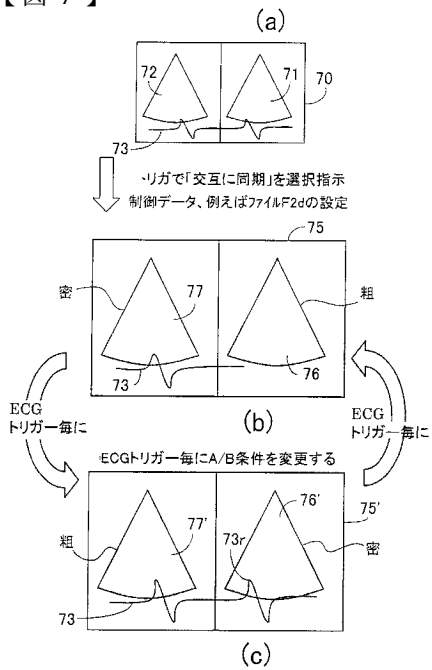
【図 5】



【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 郡司 隆之

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 栗田 康一郎

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB23 DD15 EE04 EE11 EE22 FE10 FF08 HH13 HH15

HH17 JC25 KK10 KK12 KK25 KK47

要解决的问题：提供一种超声图像诊断设备，其中当显示多个部分的超声图像时，减少了要观察的超声图像的劣化。解决方案：超声诊断设备包括：发送和接收装置，被配置为将超声信号发送和接收到待由超声探头检查的对象的一个或多个不同截面；以及图像信号生成装置，被配置为对其执行图像处理。来自发送和接收装置的接收信号的基础，并产生指示多个截面中的每一个的超声图像的图像信号，其中相对于多个截面中的一个执行发送和接收或图像处理在相对于另一个截面不同的条件下。Z

