

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4331462号
(P4331462)

(45) 発行日 平成21年9月16日(2009.9.16)

(24) 登録日 平成21年6月26日(2009.6.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-344774 (P2002-344774)
 (22) 出願日 平成14年11月28日(2002.11.28)
 (65) 公開番号 特開2004-173998 (P2004-173998A)
 (43) 公開日 平成16年6月24日(2004.6.24)
 審査請求日 平成17年11月1日(2005.11.1)

前置審査

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 林 哲矢
 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

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56) 参考文献 特開平08-238242 (JP, A)
 特開平10-118061 (JP, A)

(58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)
 A61B 8/08

(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】

被検体に超音波を送受信する超音波送受信手段と、
 前記超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて前記被検体内の断層データを所定
 周期で繰り返し時系列の複数画像を得る断層走査手段と、
 前記得られた時系列の複数画像を記憶する画像記憶手段と、
 前記複数画像を表示手段に再生表示する画像再生手段と、
 を備えた超音波診断装置であって、
 前記複数画像のうち1つの画像を終点画像として設定する終点画像設定手段と、
 前記終点画像の画素値と前記複数画像の各画像の画素値との差のうちの最も少ない差で
 ある画像を始点画像として算出する始点画像算出手段と、
 前記始点画像と前記終点画像との間にある前記複数画像を前記表示手段にループ再生表
 示させるように前記画像再生手段を制御する制御手段とを備え、
 前記始点画像算出手段は、画像領域 $M \times N$ 画素マトリックス内の縦方向に前記終点画像の
 濃度値と前記複数画像の濃度値との差の総和を算出し、横方向に前記終点画像の濃度値と
 前記複数画像の濃度値との差の総和を算出し、最も小となる前記総和を画像領域内におけ
 る特徴量として取得するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数画像に対する前記始点画像の検索時相範囲を前記始点画像算出手段に設定する
 手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記始点画像算出手段は、前記複数画像の各画像の濃度値と前記終点画像の濃度値の差分値を座標ごとに演算するものである請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、ループ再生を行う際に始点画像と終点画像の繋がりを向上させ、滑らかにループ再生する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の超音波診断装置は、動画画像の関心時相区間を一旦設定すれば、画像記憶手段で記録した複数枚画像メモリ内の、設定した生体波形上の関心時相区間のみの画像を選択し、ループ再生する。したがって、画像メモリのループ再生の際、毎回、ユーザの設定を必要とせず、関心時相区間だけの動画画像をループ再生できるため、観察したい時相の動画画像のみを観察できる（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

【特許文献 1】

特開平8 - 238242号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしこの場合、終点の画像から始点の画像に戻る際に画像の不連続があり、滑らかな連続再生が得られない場合がある。また、操作者がループ再生の範囲(始点と終点)を手動で指定することで、操作者が望むループ再生が可能となるが、操作手順が増えるという問題がある。

上述の如くループ再生で始点と終点の連続性を操作者に負担をかけずに最適化させることを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための超音波診断装置は、被検体に超音波を送受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて前記被検体内の断層データを所定周期で繰り返し時系列の複数画像を得る断層走査手段と、前記得られた時系列の複数画像を記憶する画像記憶手段と、前記複数画像を表示手段に再生表示する画像再生手段と、を備えた超音波診断装置であって、前記複数画像のうち1つの画像を終点画像として設定する終点画像設定手段と、前記終点画像の画素値と前記複数画像の各画像の画素値との差のうちの最も少ない差である画像を始点画像として算出する始点画像算出手段と、前記始点画像と前記終点画像との間にある前記複数画像を前記表示手段にループ再生表示させるように前記画像再生手段を制御する制御手段と、を備え、前記始点画像算出手段は、画像領域 $M \times N$ 画素マトリックス内の縦方向に前記終点画像の濃度値と前記複数画像の濃度値との差の総和を算出し、横方向に前記終点画像の濃度値と前記複数画像の濃度値との差の総和を算出し、最も小となる前記総和を画像領域内における特徴量として取得するものであることを特徴とする。また、前記複数画像に対する前記始点画像の検索時相範囲を前記始点画像算出手段に設定する手段をさらに備える。また、前記始点画像算出手段は、前記複数画像の各画像の濃度値と前記終点画像の濃度値の差分値を座標ごとに演算するものである。

【0006】

【発明の実施の形態】

図1は本発明の一実施例を示す超音波装置の構成図である。図1において1は超音波探触子、2は超音波送受信回路、3はA/D変換器、4はバッファメモリ、5は画像メモリ、6は心電検出回路、7はR波トリガ信号メモリ、8はD/A変換器、9は画像表示器、10は操作パネル、11はメインコントローラ、12は被検体、13は関心時相区間ループ再生制御器である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

探触子1は、被検体12に超音波を送受信するもので、複数の振動子から構成されている。超音波送受信回路2は、探触子1に設けられた振動子から被検体12へ送信する超音波ビームを形成するためのパルサ、送信遅延回路、被検体12内よりの反射（受信）エコー信号を探触子1で受信し変換して得られた電気信号を増幅する増幅器、受波信号に所定の遅延時間を与えて位相を揃えた受波信号を加算して出力する整相回路、この整相回路で整相加算された信号を検波する検波器等から構成されている。探触子1と超音波送受信回路2とで超音波送受信手段を構成しており、探触子1で超音波ビームを被検体12の体内で一定方向に走査させることにより、1枚の断層像を得る。

【 0 0 0 8 】

A/D変換器3は、超音波送受信回路2からの反射エコー信号を入力してデジタル信号に変換するものである。バッファメモリ4は、内部に2つのラインメモリを有し、A/D変換器3から出力されたデジタル信号を超音波ビームの1走査線または複数の走査線毎に2つのラインメモリに交互に書き込みと読み出しを繰り返して後述の画像メモリ5へ送出するものである。そして、これらA/D変換器3とバッファメモリ4と後述のメインコントローラ11とで断層走査手段を構成している。

【 0 0 0 9 】

画像メモリ5は、バッファメモリ4から出力される時系列の複数画像データを順次記憶して断層画像を形成する画像記憶手段となるものであり、複数フレームの画像を記憶可能な記憶容量を有する例えば半導体メモリからなっている。

【 0 0 1 0 】

心電検出回路6は、被検体12の心電波形を検出する生体信号検出手段である。図示を省略したが、その中には、被検体12に取り付けた電極から得られる心電信信号を絶縁増幅するアイソレーションアンプと、得られた心電信信号の波形から基準となるR波時相を検出し、R波トリガ信号を生成するR波タイミング検出回路とが内蔵されている。

【 0 0 1 1 】

R波トリガ信号メモリ7は、心電検出回路6から出力されるR波トリガ信号を一定の順序で記憶する生体信号記憶手段である。画像メモリ5と同様、半導体メモリからなっている。

【 0 0 1 2 】

D/A変換器8は、画像メモリ5から出力された画像データをアナログビデオ信号に変換するものである。画像表示器9は、D/A変換器8からのアナログビデオ信号、及び心電検出回路6からの生体波形を入力して、テレビ表示方式により画像として表示するものであり、例えばテレビモニターからなる。そして、これらD/A変換器8と画像表示器9とで、画像メモリ5から出力された画像データを表示する画像表示手段を構成している。

【 0 0 1 3 】

操作パネル10は、この超音波診断装置の各種条件（モード、フリーズ等）を外部から設定するための装置条件設定手段であり、例えば、各種スイッチやつまみ、あるいは、トラックボール、タッチパネル等から成る。

【 0 0 1 4 】

メインコントローラ11は、操作パネル10から送出される各種条件設定情報に基づいての各構成要素の動作を制御する装置制御手段であり、例えば中央処理装置（CPU）及び各種情報を記憶するメモリ等から構成されている。

【 0 0 1 5 】

図5は、心電検出回路6において、被検体12から得られる心電波形（図5の（a））を、R波トリガ信号（図5の（b））に変換する動作を示したものである。心電波形のピークとなるR波への急峻な立ち上がりを検出し、それを矩形パルスに変換する。R波の立ち上がりで信号レベルがロー（L）からハイ（H）になり、一定時間後、ロー（L）に戻る。つまり、心電検出回路6では、R波のタイミングではハイ（H）、それ以外では、ロー（L）となるR波トリガ信号を作成するのである。このR波トリガ信号は、R波トリガ信号メモリ7に順次記憶されていく。

10

20

30

40

50

【0016】

そして、関心時相区間ループ再生制御器13は、画像メモリ5に複数の断層像を記憶後、あらかじめ操作パネル10で指定された関心時相区間に対応するよう、R波トリガ信号メモリ7に記憶したR波トリガ信号に基づいて画像メモリ5のループ再生区間を算出し、この算出された再生区間に基づいて、画像メモリ5のループ再生を行うものである。

【0017】

図2は、本発明の一実施例を示す超音波装置の詳細構成図である。14は検索範囲設定部、15は終点画像読み込み部、16は終点画像前処理フィルタ、17は検索画像読み込み部、18は検索画像前処理フィルタ、19は画像差演算部、20はループ再生始点画像決定部であり、図1に示した画像メモリ5と関心時相区間ループ再生制御器13と連携している。

10

【0018】

検索範囲設定部14は、全記憶画像を検索対象とするか、記憶された画像のうち、ある所望範囲を指定するかをメインコントローラ11からの信号により検索範囲を設定する。全記憶画像を検索対象とした場合、全範囲の超音波動画像を用いて始点画像と終点画像の設定するのに対し、所望範囲を指定するとした場合、例えば心拍に沿った関心時相を定め、その範囲内で超音波動画像の始点画像と終点画像の設定をする。

【0019】

まず所望範囲内で超音波動画像の終点画像を任意に設定する。終点画像読み込み部15は、超音波動画像の終点として設定された終点画像の読み込み、終点画像前処理フィルタ16に備えたローパスフィルタによりノイズの低減を行い、検索画像との画像比較精度を向上させる。

20

そして検索画像読み込み部17では、超音波動画像で始点画像を設定するための複数の検索画像を読みこみ、検索画像前処理フィルタ18に備えたローパスフィルタによりノイズの低減を行う。

【0020】

画像差演算部19は、終点画像Bと検索画像Aの画像差 $\Sigma A_{xy} - B_{xy}$ を演算する。画像差には画像位置、画像濃度、エッジ部の再現性の違いによる視覚的な差等も含まれるが、主に検索画像の画像間の画素濃度差分値を算出し、座標ごとに演算する。

【0021】

画像領域 $M \times N$ 画素マトリックス内の縦方向に終点画像と検索画像の濃度差の総和を算出し、画像領域内の横方向に終点画像と検索画像の濃度差の総和を算出し、これらの総和のうち、最も小となる総和を画像領域内における特徴量として取得する。

30

【0022】

ループ再生始点画像決定部20は、画像差演算部19で求めた画素濃度差分総和値を比較し、検索範囲画像の中で終点画像Bと検索画像Aの画像差が最も少ない検索画像を始点画像とする。そして、決定した始点画像から終点画像までを、関心時相区間ループ再生制御器13によって連続再生を行う指令を出し、画像メモリ5にそれに対応させ、連続ループ再生を行う。

【0023】

次に、本発明の一実施例を示す超音波診断装置の動作について、図4を用いて詳細に説明する。

40

まず、全記憶画像を検索対象とするか、記憶された画像のうちある所望範囲を指定するかをメインコントローラ11で検索範囲を設定する。(ステップ1)

【0024】

所望範囲内で、終点画像を任意に設定し、始点画像を設定する検索画像と比較する為にこの終点画像の読み込み、終点画像前処理フィルタ16に備えたローパスフィルタによりノイズの低減を行い、検索画像との画像比較精度を向上させる。(ステップ2)

【0025】

所望範囲で、超音波動画像を検索する複数の検索画像を読みこみ、検索画像前処理フィルタ26に備えたローパスフィルタによりノイズの低減を行い、終点画像との画像比較精度を向

50

上させる。(ステップ3)

【0026】

画像領域内の縦方向に終点画像と検索画像の濃度差の総和を算出し、画像領域内の横方向に終点画像と検索画像の濃度差の総和を算出し、これらの総和のうち、最も小となる総和を画像領域内における特徴量として取得する。(ステップ4)

【0027】

ここで、終点画像と検索画像の濃度差の総和がある閾値よりも大きい場合、再度検索画像を読み込み、画像差演算を行う。それでも解決されない場合は、ステップ1から検索範囲の設定の変更を行い、一連の動作をさせる。

【0028】

次に検索範囲画像の中で終点画像Bと検索画像Aの画像差が最も少ない検索画像を始点画像とする。そして、決定した始点画像から終点画像までを連続ループ再生を行う。(ステップ5)

【0029】

以上述べたように本発明を用いることで、ループ再生を行う際に始点画像と終点画像の繋がりを向上させ、滑らかにループ再生することができるようになり、心拍等に関わる診断の精度を向上することができる。

【0030】

本発明を実施例に基づいて具体的に説明したが、本発明は実施例に限定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し得ることは言うまでもない。

【0031】

【発明の効果】

以上述べた如く、本発明によれば装置がループ再生に最適な終点画像と始点画像を検索/設定でき、始点と終点の不連続の少ない滑らかなループ再生を容易に行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波診断装置の一実施例の概略構成を示すブロック構成図である。

【図2】本発明による超音波診断装置の一実施例の詳細構成を示すブロック構成図である。

【図3】本発明による関心時相区間ループ再生制御器の動作を説明するための図である。

【図4】本発明による信号処理手順を示したフローチャートである。

【図5】本発明による心電波形をR波トリガ信号に変換する動作を説明するための図である。

【符号の説明】

- 1 超音波探触子
- 2 超音波送受信回路
- 3 A/D変換器
- 4 バッファメモリ
- 5 画像メモリ
- 6 心電検出回路
- 7 R波トリガ信号メモリ
- 8 D/A変換器
- 9 画像表示器
- 10 操作パネル
- 11 メインコントローラ
- 12 被検体
- 13 関心時相区間ループ再生制御器
- 14 検索範囲設定部
- 15 終点画像読み込み部

10

20

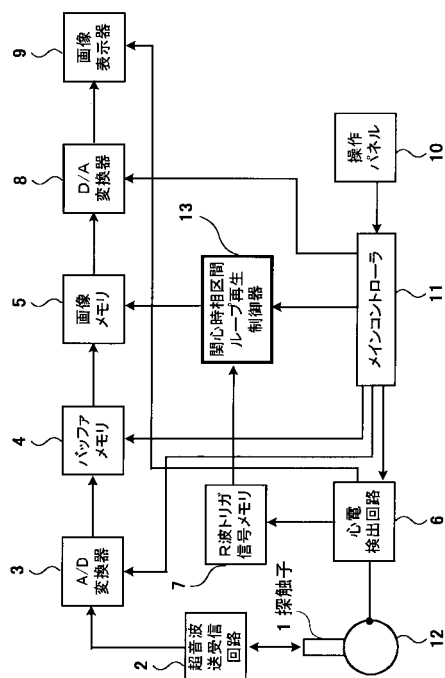
30

40

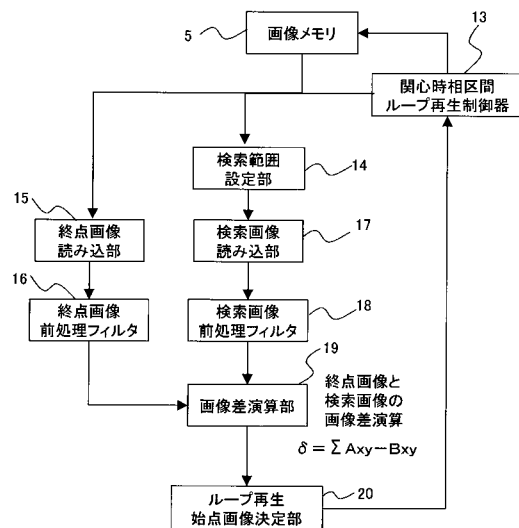
50

- 1 6 終点画像前処理フィルタ
- 1 7 検索画像読み込み部
- 1 8 検索画像前処理フィルタ
- 1 9 画像差演算部
- 2 0 ループ再生始点画像決定部

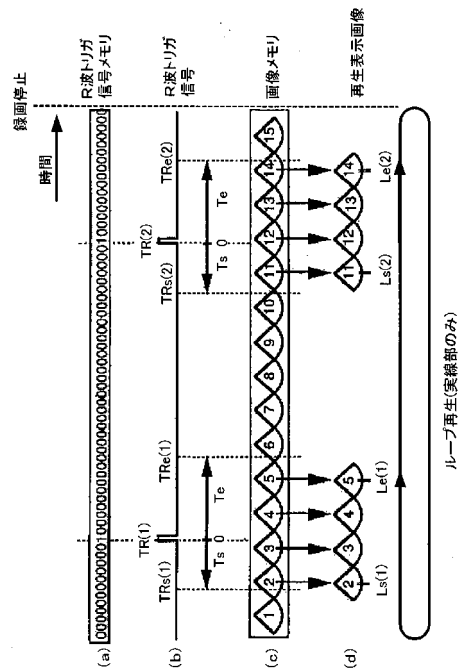
【図 1】



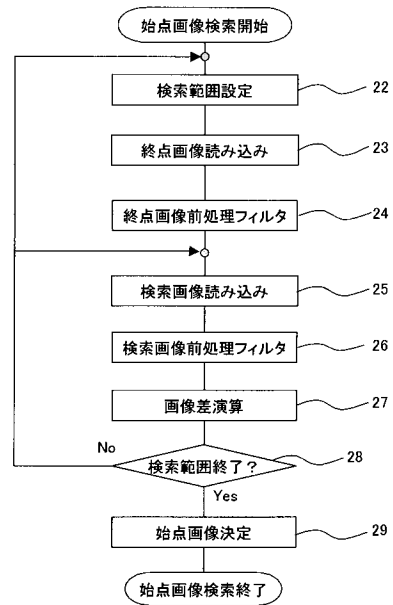
【図 2】



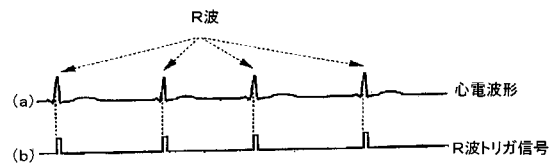
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【圖 2】

要解决的问题：提供超声波诊断设备，其通过在执行循环再现的情况下改善起点图像和终点图像的连接来平滑地执行循环再现。解决方案：循环再现开始点图像确定部分20比较由图像差异运算部分19获得的像素密度差值，并且将具有最小图像差异的检索图像与检索范围图像中的终点图像确定为起点图像。兴趣时间阶段部分循环再现控制器13执行从决定的起点图像到终点图像的连续循环再现。Z

