

【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て得る断層走査手段と、前記断層走査手段によって得た時系列の複数画像を記憶する画像記憶手段と、前記複数画像を用いて動画像再生を行う動画像再生手段と、前記動画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記動画像の終点画像を任意に設定する終点画像設定手段と、前記複数画像と前記終点画像との画像差を演算し、前記画像差が最も少ない画像を前記動画像の前記始点画像として設定する始点画像設定手段とを備え、前記動画像をループ再生させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【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】**【従来技術】**

従来は超音波診断装置は、動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像をループ再生できるため、観察したい時相の動画像のみを観察できる（例えば、特許文献1参照）。

20

【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。

30

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て得る断層走査手段と、前記断層走査手段によって得た時系列の複数画像を記憶する画像記憶手段と、前記複数画像を用いて動画像再生を行う動画像再生手段と、前記動画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記動画像の終点画像を任意に設定する終点画像設定手段と、前記動画像の始点画像を設定するための検索画像と前記終点画像との画像差を演算する画像差演算部を備え、前記画像差が最も少ない前記検索画像を前記始点画像として設定し、ループ再生を行うことを特徴とする。

40

【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。

50

【0007】

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。

【0008】

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。

10

【0009】

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。

20

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

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。

30

【0013】

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。

【0014】

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。

40

【0015】

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

50

信号メモリ 7 に順次記憶されていく。

【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に、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 $A \times y - B \times y$ 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。

30

【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。

【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。

40

【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。

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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

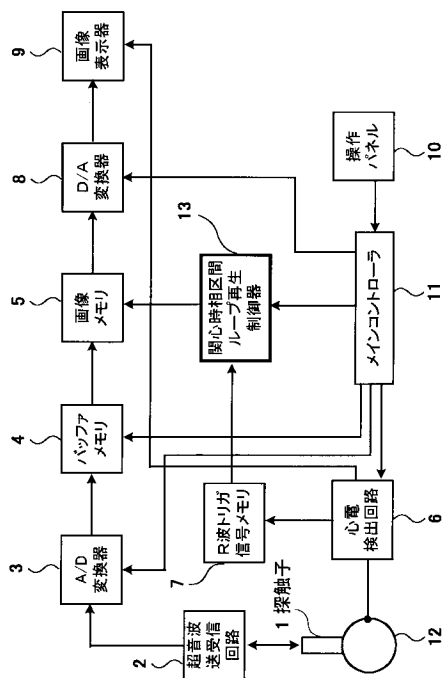
- 1 超音波探触子
- 2 超音波送受信回路
- 3 A/D変換器
- 4 バッファメモリ
- 5 画像メモリ
- 6 心電検出回路
- 7 R波トリガ信号メモリ
- 8 D/A変換器
- 9 画像表示器
- 10 操作パネル
- 11 メインコントローラ
- 12 被検体
- 13 関心時相区間ループ再生制御器

40

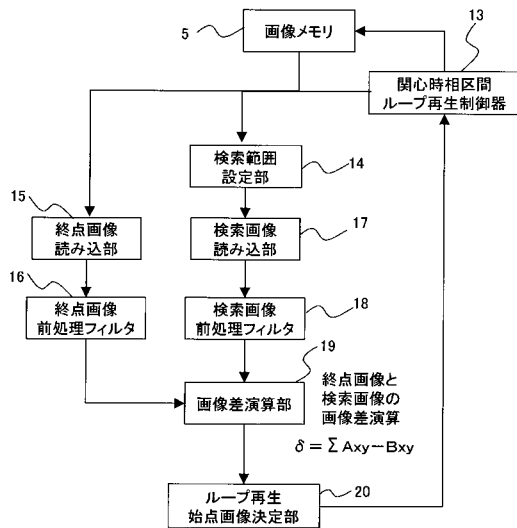
50

- 1 4 検索範囲設定部
- 1 5 終点画像読み込み部
- 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

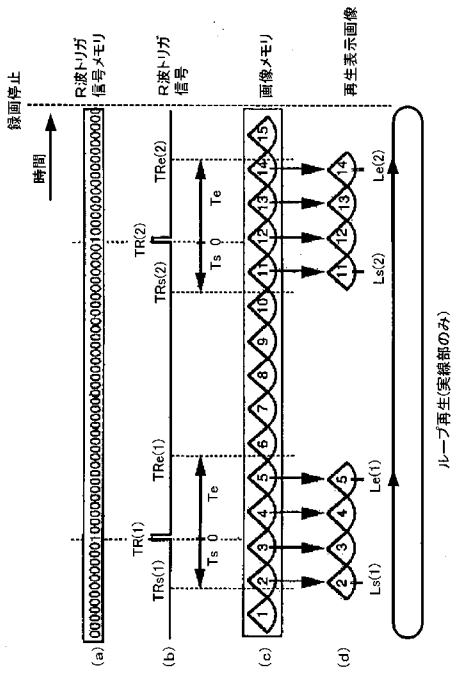
【図 1】



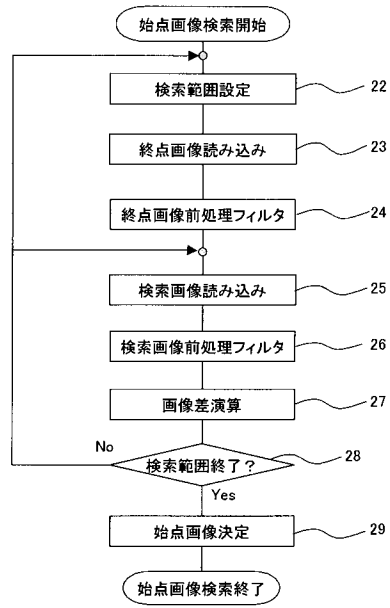
【図 2】



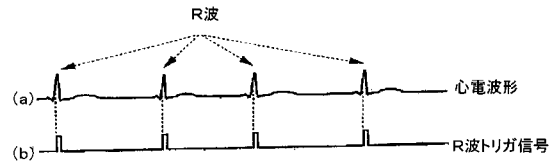
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004173998A5	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2002344774	申请日	2002-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	林哲矢		
发明人	林 哲矢		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE13 4C301/FF28 4C301/JB38 4C301/JC06 4C301/JC12 4C301/JC15 4C301/LL03 4C301/LL11 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL09		
其他公开文献	JP2004173998A JP4331462B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备在执行循环再现时改善起点图像和终点图像之间的连接，并且平稳地执行循环再现。 解决方案：循环再现开始点图像确定部分20比较由图像差计算部分19获得的像素密度差值，并开始在搜索范围图像中以终点图像和搜索图像之间的图像差最小的搜索图像作为起点。 兴趣时间阶段区间循环再现控制器13从所确定的起点图像到所确定的终点图像作为图像执行连续循环再现。 [选择图]图2