

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5192697号
(P5192697)

(45) 発行日 平成25年5月8日(2013.5.8)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-548764 (P2006-548764)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成17年12月2日(2005.12.2)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/022177		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02006/064676	(74) 代理人	100096091
(87) 国際公開日	平成18年6月22日(2006.6.22)		弁理士 井上 誠一
審査請求日	平成20年10月8日(2008.10.8)	(72) 発明者	山本 雅
(31) 優先権主張番号	特願2004-360221 (P2004-360221)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(32) 優先日	平成16年12月13日(2004.12.13)		株式会社日立メディコ内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	安喰 直子
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	中澤 哲夫
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内

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】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子により計測された反射エコー信号に基づいて超音波画像を再構成する超音波画像作成手段と、予め撮像した前記被検体のポリウムデータを保持する保持手段と、前記保持手段に保持されるポリウムデータから前記超音波画像の断面位置に対応するリファレンス画像を切り出すリファレンス画像作成手段と、前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示する表示手段と、を具備する超音波診断装置であって、

前記保持手段は、一定の時間間隔の時相情報が各断面の2次元画像データに付され、複数の断面の2次元画像データが同一時相で並び替えられた時系列のポリウムデータを保持し、

前記リファレンス画像作成手段は、リアルタイムで撮像された超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された2次元画像データからなるポリウムデータを前記保持手段から取得し、前記超音波画像のスライス面に対応する位置の前記リファレンス画像を切り出して再構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記被検体の生体信号に基づいて前記時相情報を作成する時相情報作成手段と、

前記超音波画像作成手段により作成された前記超音波画像に前記時相情報作成手段により作成された前記時相情報を付して前記保持手段に保持する時相情報付与手段と、を具備し、

10

20

前記保持手段に保持されるボリュームデータは、前記超音波画像作成手段によって作成され、前記時相情報付与手段によって時相情報が付された超音波画像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 3】

前記保持手段に保持されるボリュームデータは、画像診断装置により撮像され、前記生体信号に基づいて作成された時相情報が付されたもの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】

前記保持手段に保持されるボリュームデータは、前記被検体の生体信号に同期して再構成されたものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

所定の時相を末端にして、前記被検体の生体信号に同期した再構成に用いる投影データの切り出しを行うことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記保持手段に保持されるボリュームデータは、前記被検体の周期的に運動する臓器の少なくとも 1 周期に渡る複数枚の 2 次元画像データを有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。

【請求項 7】

前記保持手段に保持されるボリュームデータの各断面の 2 次元画像データには、前記時相情報とともに当該時相情報の作成に用いた前記生体信号の種類が付され、

20

前記リファレンス画像の表示機能の起動時に、入力される生体信号の種類と、前記保持手段に保持されるボリュームデータの各断面の 2 次元画像データに付された生体信号の種類とが一致しているかを確認し、一致しない場合には警告を行う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 8】

前記超音波画像の表示時のフレームレートに合わせて生成した時系列のボリュームデータを前記保持手段に保持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。

【請求項 9】

前記超音波画像の撮像に同期して通知されるフレーム番号を、前記保持手段に保持されるボリュームデータの各断面の 2 次元画像データに付し、基準時点からの経過時間であるカウント時刻を、前記フレーム番号に関連付けて前記保持手段に保持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。

30

【請求項 10】

前記リファレンス画像作成手段は、前記リアルタイムで撮像された超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された 2 次元画像データが前記保持手段にない場合、他の時相情報が付された 2 次元画像データを用いて補間処理を行い前記リファレンス画像を作成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。

【請求項 11】

前記表示手段は、前記リアルタイムで撮像された超音波画像及び前記リファレンス画像と共に、前記時相情報を表示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。

40

【請求項 12】

前記表示手段は、前記リアルタイムで撮像された超音波画像及び前記リファレンス画像と共に、前記超音波画像の断面位置を示すカットプレーンを表示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。

【請求項 13】

前記保持手段に保持されるボリュームデータ上で指定した基準位置と前記被検体上で前記超音波探触子により指定した基準位置との位置関係に基づいて、前記リアルタイムで撮像された超音波画像と前記リファレンス画像との位置関係を対応づける位置対応付け手段を具備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】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、周期的に運動を繰り返す臓器などを異なる時間に撮像した複数の診断画像を対比して診断するのに好適な技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、リアルタイムで被検体の任意断面の超音波画像を観察できることから、治療前などに撮像されたリファレンス画像と治療後（または、治療中）の超音波画像とを対比することにより、治療効果の診断、あるいは治療時のガイドとして有効利用が図られている。リファレンス画像としては、超音波画像、X線CT画像、MR画像などの診断画像を利用できる。リファレンス画像は、それらの診断画像の3次元画像データ（ボリュームデータ）から、超音波画像に対応するスライス位置の2次元画像データを切り出して生成される。

10

【0003】

ここで、超音波画像は、リアルタイム性に優れるとともに、動きのある臓器等を撮像するのに好適で、かつ簡便な装置で撮像できる点で有用である。一方、X線CT装置やMRI（磁気共鳴イメージング）装置により撮像される診断画像は、分解能に優れることからリファレンス画像として利用するのに好適であるが、臓器等の動きによりアーチファクトが発生しやすいという性質がある。

【0004】

20

例えば、特許文献1、2には、リアルタイムで操作される超音波探触子の位置および姿勢を検出して超音波画像のスライス位置を割り出し、X線CT画像またはMR画像のボリュームデータから、超音波画像と同一部位のリファレンス画像を切り出してモニタなどの画面に表示することが行われている。

【0005】

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【特許文献2】特開2002-112998号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

30

しかし、特許文献1、2に記載された従来技術は、肝臓などの動きが殆どない部位の対比診断については有効であるが、心臓や抹消血管等のように周期的な運動を伴う部位を対比する場合については配慮されていない。すなわち、X線CT画像やMR画像は、臓器等の動きによりアーチファクトが発生しやすいことから、ボリュームデータを動画像により作成するに際して、心臓や抹消血管などの運動状態を示す生体信号に対応付けて撮像することが行われていない。

【0007】

例えば、周期的に運動する臓器などの治療前後の画像を対比する場合、治療前のリファレンス画像に表示される臓器と、治療後（または治療中）のリアルタイム画像または再生画像に表示される臓器は、同一の運動状態にあるのが的確な診断を行うために望まれる。つまり、運動の周期に基準時相を設定し、その基準時相からの時間遅れに基づいて複数の時相を設定したとき、対比する治療前後の画像の時相を一致させることが望ましい。

40

【0008】

この点、従来の技術によれば、互いに時相が異なる超音波画像とリファレンス画像を対比して診断することを余儀なくされるから、治療効果の診断あるいは治療時のガイド等に利用する場合の対比判断に支障がでるおそれがある。

【0009】

本発明の目的は、周期的に運動する臓器などを異なる時間に撮像した複数の診断画像を的確に対比して表示できる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 0 】

前述した目的を達成するために本発明は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子により計測された反射エコー信号に基づいて超音波画像を再構成する超音波画像作成手段と、予め撮像した前記被検体のポリウムデータを保持する保持手段と、前記保持手段に保持されるポリウムデータから前記超音波画像の断面位置に対応するリファレンス画像を切り出すリファレンス画像作成手段と、前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示する表示手段と、を具備する超音波診断装置であって、前記保持手段は、一定の時間間隔の時相情報が各断面の2次元画像データに付され、複数の断面の2次元画像データが同一時相で並び替えられた時系列のポリウムデータを保持し、前記リファレンス画像作成手段は、リアルタイムで撮像された超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された2次元画像データからなるポリウムデータを前記保持手段から取得し、前記超音波画像のスライス面に対応する位置の前記リファレンス画像を切り出して再構成することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、リアルタイムで撮像された超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された2次元画像データからなるポリウムデータから、前記超音波画像のスライス面に対応する位置の前記リファレンス画像が切り出される。このように、周期的に運動する臓器を撮像した2つの画像の時相が一致しないし近似される。治療前のリファレンス画像に表示される臓器と治療後（または治療中）のリアルタイム画像または再生画像に表示される臓器とを同じ運動状態で対比できるから、治療効果等を的確に診断できると共に、治療時のガイドラインに使用することができる。

20

【 0 0 1 2 】

また、被検体の生体信号に基づいて時相情報を作成し、前記超音波画像に時相情報を付すことが望ましい。

このように、被検体の生体信号に基づいて取得した時相情報を超音波画像に付すことにより、後の診断の際に当該超音波画像をリファレンス画像を切り出すための撮影画像データとして用いることができる。

尚、被検体の臓器の運動状態を示す時相情報に関しては、例えば、心臓を画像診断する場合には生体信号として心電信号を用い、心電波形のR波を基準時相としてR波からの時間遅れを時相情報として設定することができる。

30

また、前記保持手段に保持されるポリウムデータの各断面の2次元画像データに、前記時相情報とともに当該時相情報の作成に用いた前記生体信号の種類を付し、前記リファレンス画像の表示機能の起動時に、入力される生体信号の種類と、前記保持手段に保持されるポリウムデータの各断面の2次元画像データに付された生体信号の種類とが一致しているかを確認し、一致しない場合には警告（メッセージ表示等）を行うようにしてもよい。

また、周期的に運動する臓器の少なくとも1周期に渡る複数枚の2次元画像データを保持することが望ましい。

また、超音波画像の表示時のフレームレートに合わせて生成した時系列ポリウムデータを保持することが望ましい。

40

また、超音波画像の撮像に同期して通知されるフレーム番号を、前記保持手段に保持されるポリウムデータの各断面の2次元画像データに付し、基準時点からの経過時間であるカウント時刻を、前記フレーム番号に関連付けて前記保持手段に保持することが望ましい。

【 0 0 1 3 】

また、前記リアルタイムで撮像された超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された2次元画像データが保持手段にない場合、他の時相情報が付された2次元画像データを用いて補間処理を行いリファレンス画像を作成することが望ましい。

このように、あらゆる時相情報に対応するポリウムデータを保持する必要がなく、補間処理により必要なポリウムデータを取得することができるので、記憶装置等のハード

50

ウェア資源を有効活用することができる。

【0014】

また、リアルタイムで撮像された超音波画像及びリファレンス画像と共に、時相情報や被検体の生体信号の波形等を表示することが望ましい。

このように、リアルタイムで撮像された超音波画像及びリファレンス画像と共に、時相情報を表示することにより、表示画像において診断対象部位の運動状態を把握することができる。

【0015】

また、リアルタイムで撮像された超音波画像及びリファレンス画像と共に、超音波画像の断面位置を示すカットプレーンを表示することが望ましい。

このように、リアルタイムで撮像された超音波画像及びリファレンス画像と共に、超音波画像の断面位置を示すカットプレーンを表示することにより、表示画像において断面位置を把握することができる。

【0016】

また、保持手段に保持されるボリュームデータ上で指定した基準位置と、被検体上で超音波探触子により指定した基準位置との位置関係に基づいて、リアルタイムで撮像された超音波画像とリファレンス画像との位置関係を対応づけることが望ましい。

このように、ボリュームデータ上と被検体上とで基準位置を指定するという簡易な操作でリアルタイムで撮像された超音波画像とリファレンス画像との位置関係を対応づけることができる。

【0017】

また、保持手段に保持されるボリュームデータに関しては、超音波診断装置やX線CT装置やMR装置等の画像診断装置により撮像され、被検体の生体信号に基づいて作成された時相情報が付されたものを用いてもよい。

このように、予め撮像して保持する被検体のボリュームデータに関しては、他の画像診断装置を用いることもできる。

【0018】

また、保持手段に保持されるボリュームデータは、被検体の生体信号に同期して再構成されたものであることが望ましい。

このように、心電同期再構成を行ったボリュームデータを用いることにより、リファレンス画像におけるアーチファクトを低減することができる。

尚、所定の時相（例えば、心時相80%、RR80%）を端末にして、被検体の生体信号に同期した再構成に用いる投影データの切り出しを行うようにしてもよい。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、周期的に運動する臓器などを異なる時間に撮像した複数の診断画像が的確に対比して表示される。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施の形態の超音波診断装置のブロック構成図である。

【図2】生体信号の一例の心電波形を示す図である。

【図3】本発明に係る時系列ボリュームデータの作成法の一例を説明する図である。

【図4】図1実施形態の観察前の処理手順のフローチャートである。

【図5】図1実施形態の観察時の処理手順のフローチャートである。

【図6】本発明による表示画面の一例を示す図である。

【図7】本発明の他の実施の形態の超音波診断装置のブロック構成図である。

【図8】本発明による表示画面の他の一例を示す図である。

【図9】ECG再構成法の一例を説明する図である。

【図10】ECG再構成法の他の例を説明する図である。

10

20

30

40

50

【符号の説明】

【0021】

- 1 ... 探触子
- 2 ... 超音波送受信部
- 3 ... 超音波画像構成部
- 4 ... 画像メモリ制御部
- 5 ... 磁気位置センサ
- 6 ... 位置情報演算保持部
- 9 ... 生体信号検出部
- 10 ... 時相情報演算保持部
- 11 ... 表示画像選択部
- 12 ... 画像表示部
- 13 ... 操作パネル
- 14 ... 時系列ボリュームデータ生成部
- 15 ... 時系列ボリュームデータ記録部
- 16 ... 時系列ボリュームデータ参照取得処理部
- 17 ... ボリュームデータ情報取得保持部
- 18 ... 時相情報取得部
- 19 ... 位置情報取得部
- 20 ... リファレンス画像構成部

10

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明を実施形態に基づいて説明する。

【0023】

(実施形態1)

図1に、本発明を適用した超音波診断装置の一実施形態のブロック構成図を示す。本実施形態の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信し、診断部位の超音波画像（Bモード像）を得て表示画面に表示するとともに、予め撮像されたボリュームデータに基づいて、その診断部位と同一部位で同一時相のリファレンス画像を抽出して同時に表示する機能を実現するものである。特に、本実施形態は、リファレンス画像を切り出す時系列のボリュームデータを超音波画像により生成する例である。

30

【0024】

図1に示すように、複数の振動子が内蔵された超音波の探触子1は、超音波送受信部2から出力される超音波信号を変換して被検体8に超音波を送信するとともに、被検体8の各部位から反射される反射エコー信号を超音波送受信部2に出力するようになっている。超音波送受信部2は、探触子1から出力される反射エコー信号を処理して、超音波画像構成部3に出力するようになっている。超音波画像構成部3は、入力される反射エコー信号に基づいて診断部位の超音波画像（Bモード像）を再構成して、画像メモリ制御部4の画像メモリ部に格納する。画像メモリ制御部4は、超音波画像データを記録管理するようになっている。

40

【0025】

また、磁気位置センサ5は、被検体8の3次元座標系を基準に、探触子1の位置および姿勢（角度）を検出し、その検出値を位置情報演算保持部6に出力するようになっている。位置情報演算保持部6は、撮像される超音波画像のスライス面の位置を演算により求め、画像メモリ制御部4から通知される超音波画像のフレームNo.に対応付けて保存する。生体信号検出部9は、被検体8に取り付けられた生体信号計測器から出力される生体信号を取り込み、予め定められた生体信号の基準時相を検出して時相情報演算保持部10に出力するようになっている。例えば、心電計等から出力される図2に示す心電波形に基づいて、例えばR波を検出し、それを基準時相として時相情報演算保持部10に出力するようになっている。

50

【 0 0 2 6 】

一方、画像メモリ制御部 4 に一旦格納された超音波画像は、表示画像選択部 1 1 を介して画像表示部 1 2 に転送され、リアルタイムで画面に表示されるようになっていいる。また、操作パネル 1 3 は、キーボードやトラックボール等を有して構成され、操作パネル 1 3 から指令を入力することにより、リファレンス画像表示に関係する各部を起動させたり、表示画像選択部 1 1 を介して画面上に表示する画像の切り替え、あるいは表示方法の変更を行なえるようになっていいる。

【 0 0 2 7 】

次に、本実施形態の特徴部に係る時系列ボリュームデータの生成およびリファレンス画像の生成に係る部分について説明する。まず、時系列ボリュームデータ生成部 1 4 は、画像メモリ制御部 4 に格納された超音波画像と、磁気位置センサ 5 により検出された探触子 1 の位置および角度の検出データと、生体信号検出部 9 から出力される基準時相の検出信号に基づいて、時系列の 3 次元画像データである時系列ボリュームデータを生成するようになっていいる。また、画像メモリ制御部 4 から時系列ボリュームデータ生成部 1 4 に転送される超音波画像には、2 次元画像のフレーム No. が付されるようになっており、そのフレーム No. は位置情報演算保持部 6 と時相情報演算保持部 1 0 に通知されるようになっていいる。このように、時系列ボリュームデータ生成部 1 4 は、従来の時系列ボリュームデータ生成処理において、時相情報を同時に記録させる機能を備えていいる。そして、生成された時系列ボリュームデータは、時系列ボリュームデータ記録部 1 5 に格納されるようになっていいる。なお、時系列ボリュームデータ記録部 1 5 は、本実施形態に示すように、超音波診断装置の内部に設けてもよいが、CD 等の記録媒体やネットワーク上のサーバ等に設けることができる。

【 0 0 2 8 】

一方、生体信号検出部 9 は、心電波形あるいは脈波の基準時相、例えば、心電波形の場合は R 波、脈波の場合は最大値等の位置を検出する。被検体 8 から入力された心電波形あるいは脈波の信号の変化を解析し、例えば心電波形の R 波の位置を検出する場合は、信号の立ち上がり方や、高さの比較等から判断する。生体信号の特定位置である基準時相を検出した際、直ちに時相情報演算保持部 1 0 に通知する。時相情報演算保持部 1 0 は、通知された基準時相の時点から時刻のカウントを開始する。そして、画像メモリ制御部 4 から超音波画像の撮像に同期して通知されるフレーム No. の取得時点におけるカウント時刻を、そのフレーム No. に関連付けて保持する。このカウント時刻は、次の基準時相の通知を受けることによりリセットされる。

【 0 0 2 9 】

時系列ボリュームデータ生成部 1 4 は、超音波画像の時系列のボリュームデータを従来から知られていいる方法により生成できる。すなわち、図 3 に示すように、任意のスライス面の断面 A の超音波画像を、任意の時相（例えば、R 波）を基準として設定した一定の時間間隔の複数の時相（例えば、図 2 の時相 1 ~ 時相 1 2）に同期させて、臓器の運動周期の少なくとも一周期（例えば、一心拍分）にわたって、複数枚取得する。取得した同一スライス面の超音波画像を束ねて時系列ボリュームデータを作成する。この同一断面の時系列ボリュームデータ処理を、スライス面をずらしながら、複数の断面（例えば、断面 B ~ E）について繰り返すことにより、複数の断面についての時系列ボリュームデータ（A ~ E）が作成される。このようにして作成された複数の断面の時系列ボリュームデータを、同一時相の 2 次元画像データ群に並び換えて時系列化することにより、時系列ボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 3 0 】

また、同一時相ごとの 2 次元画像データ群に時相情報を付して記録保存する。なお、これに代えて、基準時相の 2 次元画像データ群の位置と、時系列のボリュームデータに付加して保存することもできる。これは、各ボリュームデータ毎にその時相を保持していてもよいが、基準時相のボリュームデータの位置と、各スライス面の時間間隔を保持することにより、同一時相の 3 次元画像データ（ボリュームデータ）の位置を演算して求めること

10

20

30

40

50

ができる。

【0031】

上述した時系列ボリュームデータの生成方法は一例であって、他の方法によって生成する場合でも、時相情報を付加して記録すればよいことは明らかである。例えば、X線CT画像やMR画像の場合も、生体信号に基づいて時相情報演算保持部10と同様に時相情報を生成して、各スライス面の2次元画像に時相情報を付して記録する。

【0032】

また、時相情報に関しては、心電波形と脈波のいずれの情報を用いてもよいが、どちらの情報であるかがわかるように記録保持する。その区別は、例えば、時相情報にインデックスを付ければよい。これにより、本実施形態によるリファレンス画像の表示機能の起動時に、超音波診断装置に接続されている生体信号の種類が、時系列ボリュームデータの生体信号に一致しているかの確認を行なうことができる。不一致の場合は、メッセージとしてユーザーに知らせるようにすることができる。

10

【0033】

次に、操作パネル13からの指令に基づいて、画像表示部12に表示される超音波画像に対応するリファレンス画像を時系列ボリュームデータ記録部15から抽出する処理手順を説明する。まず、操作パネル13からリファレンス画像の表示指令が時系列ボリュームデータ参照取得処理部16に入力される。これにより、時系列ボリュームデータ参照取得処理部16からボリュームデータ情報取得保持部17に指令が出される。ボリュームデータ情報取得保持部17は、時相情報取得部18を介して時相情報演算保持部10から、画像表示部12に表示される超音波画像の時相情報を取得する。そして、ボリュームデータ情報取得保持部17は、時系列ボリュームデータ記録部15から、画像表示部12に表示される超音波画像の時相情報に一致する時相情報が付された2次元画像データ群からなるボリュームデータを取得して保持する。一方、位置情報取得部19は、位置情報演算保持部6から、画像表示部12に表示される超音波画像のスライス面の位置情報を取得する。

20

【0034】

そして、リファレンス画像構成部20は、ボリュームデータ情報取得保持部17に保持されている同一時相のボリュームデータから、超音波画像のスライス面に対応する位置のリファレンス画像を切り出して再構成する。再構成されたリファレンス画像は、表示画像選択部11を介して画像表示部12に転送されて、リアルタイムで撮像された超音波画像と対比可能に画面に表示される。

30

【0035】

ここで、リアルタイムの超音波画像の時相と、予め撮像された時系列ボリュームデータ内の時相とは、撮像方法の違いや、画像処理の方法によって異なる場合がある。したがって、ボリュームデータ情報取得保持部17において、リアルタイムの超音波画像に完全に一致するボリュームデータを抽出できないことが多い。このような場合は、最も近い時相のボリュームデータを取得するようにすることができる。また、時系列ボリュームデータがX線CT画像やMR画像の場合は、時相間隔を密にできないことがある。このような場合は、時系列ボリュームデータ内で、リアルタイムの超音波画像の時相に近い2つの2次元画像データに基づき、補間等を行なうことによってリファレンス画像を求めることができる。

40

【0036】

あるいは、時系列ボリュームデータを生成する前に、超音波画像の描出条件を決定しておき、超音波画像の表示時のフレームレートに合わせて、時系列ボリュームデータを生成することにより、時相がほぼ一致したリファレンス画像により対比することもできる。

【0037】

また、時相情報取得部18は、リアルタイムで超音波画像を取得して表示するときは、上述のとおりであるが、画像メモリ制御部4に記憶されている一の超音波画像を繰り返し表示するフリーズ時は、画像メモリから読み出される超音波画像の時相情報を取得するようにする。

50

【 0 0 3 8 】

また、本実施形態では、ボリュームデータ情報取得保持部 17 は、時系列ボリュームデータ記録部 15 から超音波画像と同一時相のボリュームデータを抽出して保持するようにしたが、本発明はこれに限らず、時系列ボリュームデータ内における一時相のボリュームデータを示す番号等の参照時に必要となる情報を保持するようにすることができる。この場合、リファレンス画像構成部 20 は、その番号等の情報に従って、時系列ボリュームデータ記録部 15 から直接、リファレンス画像を切り出すことになる。

【 0 0 3 9 】

次に、実際の対比観察をする前に予め取得しなければならない時系列ボリュームデータの取得処理手順を図 4 に示す。まず、時系列ボリュームデータ記録部 15 に格納されている対比したい時系列ボリュームデータを指定する (S301)。指定の方法は、メニュー等により、格納先や名称を指示することにより行なう。次に、指定した時系列ボリュームデータ上で、次の処理にて指定する探触子 1 の基準点位置と一致する位置を直交座標の X, Y, Z 座標で指定する (S302)。この際、使用する探触子 1 に関する情報も与え、探触子 1 の形状により異なる最大表示幅等についても考慮して、基準値の設定が行なえるようにしてもよい。

10

【 0 0 4 0 】

次に、指定した基準点位置の設定を超音波診断装置側で行なう。つまり、探触子 1 を被検体 8 上の指定した基準点と同様の部位に当て、操作パネル等により、設定実行を入力する (S303)。これにより、超音波画像とリファレンス画像との位置関係を対応付けることができる。また、別途、被検体 8 に対して生体信号取得用のプローブをセットする (S304)。このプローブは、例えば、心電図の取得をする場合は電極である。ここまでが、実際の対比観察を行なうまでの準備処理となる。

20

【 0 0 4 1 】

次に、図 5 を用いて実際に対比観察を行なう際の処理手順を説明する。画像観察をしながら、観察前処理にて基準点に設定した探触子 1 を、関心領域に移動する。探触子移動時は、磁気位置サンサ 5 から探触子 1 の位置情報が取得され、位置情報演算保持部 6 にて撮像した超音波画像に対応させて探触子 1 の位置情報が演算され、フレーム No. に対応付けて記録される (S401)。次に、時相情報演算保持部 10 は、生体信号検出部 9 から得る基準時相の検出情報に基づいて、撮像した各超音波画像に対応した、時相情報をフレーム No. に対応付けて記録する (S402)。そして、リファレンス画像を抽出するために、まず、表示する超音波画像の時相に対応するボリュームデータを、時系列ボリュームデータから検出する (S403)。次に、検出したボリュームデータの中から、表示する超音波画像の探触子 1 の位置情報に基づいて位置情報演算保持部 6 により求められたスライス面の位置に一致したリファレンス画像を取得する (S404)。これにより得られたリファレンス画像と、撮像された超音波画像を画像表示部 12 の画面に表示することにより、図 6 に示すように、同一時相および同一位置の超音波画像 21 とリファレンス画像 22 を同一画面上で対比観察することができる (S405)。

30

【 0 0 4 2 】

この場合に、図 6 に示すように、表示された画像 21, 22 が、時相を同期させて表示されていることを示す「時相同期モード」23 等の表示を付加することができる。また、超音波画像 21 の現在の時相を、心電波形 24 に重ねて、矢印 25 を表示することができる。さらに、リファレンス画像 22 の時相を表示することもできる。また、心電波形 24 および矢印 25 に代えて、周期的に運動する臓器の表示時相を、バーチャートや数値などによって表示するようにすることができる。

40

【 0 0 4 3 】

なお、超音波画像を生成するための時間 (FR) に、リファレンス画像を生成するための処理時間が追いつかない場合は、超音波画像の FR と、リファレンス画像生成時間を考慮して、先のリファレンス画像を生成したり、超音波画像の画面表示を若干遅らせること等によって、表示画像の時相を合わせることができる。また、2つの画像の時相のずれを

50

画面上に、波形を用いた図や文字等表示したりしてしらせてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、リファレンス画像 2 2 を表示する際に、同一画面上に 3 次元画像を表示してもよい。この場合、3 次元画像の時相を同期させて表示することができる。この 3 次元画像データは、図 5 のステップ S 4 0 3 の処理にて取得したボリュームデータを表示することで実現できる。以上説明したリファレンス画像は、超音波画像の動きに合わせて、動画像表示できることは言うまでもない。

【 0 0 4 5 】

(実施形態 2)

図 7 に、本発明の超音波診断装置の他の実施形態のブロック構成図を示す。本実施形態は、画像処理表示装置 3 0 と、超音波診断装置 3 1 と、X 線 C T 装置 3 2 と、他の画像診断装置 3 3 を、例えば通信ネットを介して接続可能に構成されている。画像処理表示装置 3 0 は、3 次元画像の時系列ボリュームデータに基づいてリファレンス画像を生成して画面に表示する機能を有し、図 1 の実施形態の特徴部を分離して構成したものである。本実施形態では、X 線 C T 装置 3 2 などにより撮像された時系列ボリュームデータが、画像処理表示装置 3 0 のサーバ 3 5 に入力され、必要に応じて記憶媒体 3 7 に格納されるように構成されている。また、画像処理表示装置 3 0 のモニタ 3 6 に、超音波診断装置 3 1 で得られるリアルタイム画像と同一時相、同一断面の X 線 C T 画像がリファレンス画像として表示されるようになっている。なお、リファレンス画像としては、X 線 C T 画像に限らず、MRI 装置などの他の画像診断装置 3 3 により撮像された診断画像をリファレンス画像として用いることができるのは言うまでもない。

【 0 0 4 6 】

本実施形態によれば、図 8 に示すように、リアルタイムで取得される超音波画像 4 1 と、この超音波画像 4 1 に対応した同一断面の C T 画像 4 2 が並べて表示される。また、超音波画像 4 1 と C T 画像 4 2 を合成した合成画像 4 3 が、同一画面に表示されている。これらの画像には、関心部位である同一の部位 4 5 が表示されている。さらに、C T 画像の 3 次元画像 4 4 が同一画面に表示され、この 3 次元画像 4 4 には、C T 画像 4 2 のスライス面を示すカットプレート 4 6 が表示されている。

【 0 0 4 7 】

本実施形態においては、図 1 の時系列ボリュームデータ記録部 1 5 に格納されているような時系列ボリュームデータが、X 線 C T 装置 3 2 により取得されて、同装置内の記録媒体等に格納されている。つまり、X 線 C T 装置 3 2 により取得された時系列ボリュームデータは、超音波診断装置 3 1 で診断する被検体と同一被検体の同一部位を含む 2 次元画像データに、座標情報および生体信号に基づいた時相情報を付して、少なくとも周期的に運動する臓器等の 1 周期以上にわたって時系列的に取得されたボリュームデータである。

【 0 0 4 8 】

本実施形態の画像処理表示装置 3 0 は、X 線 C T 装置 3 2 から時系列ボリュームデータをネットワークなどの接続媒体を経由してサーバ 3 5 に取り込み、サーバ 3 5 の演算により超音波診断装置 3 1 から入力されるリアルタイム画像に対する同一時相、同一位置のリファレンス画像を作成して、モニタ 3 6 上に例えば図 8 に示すように表示する。

【 0 0 4 9 】

例えば、肝臓などの臓器は動きが小さいので、超音波診断装置 3 1 の探触子を動かさずに同じ位置のみを撮影していれば、図 8 の超音波画像 4 1 は動かない。このため、C T 画像 4 2 も当然変化しない。しかし、撮影部位を肝臓ではなく、心臓の場合、心臓は拍動しているため、リアルタイム画像を表示可能な超音波診断装置 3 1 により得られる超音波画像 4 1 は、時々刻々変化して表示される。当然ではあるが探触子の位置を動かさなくても超音波画像は変化する。これに対応して、本実施形態によれば、C T 画像 4 2 は時々刻々変化して表示される。

【 0 0 5 0 】

ところで、X 線 C T 装置 3 2 で心臓を撮影した場合には、通常の画像再構成方法を用い

10

20

30

40

50

ると、心臓の動きによるモーションアーチファクトが発生し臨床的に有効な画像とはならない。この動きによるモーションアーチファクトを低減させる手法としてECG同期再構成技術が知られている。これはCT撮影する際に、患者に心電計の電極を取り付け、CT撮影しながら心電情報も得て、この心電情報をもとに比較的動きの少ない心臓収縮期末期や拡張期など画像を作成する技術である。

【0051】

このECG再構成法を図9を参照して説明する。ここでは、ECGハーフ再構成と一般に呼ばれる再構成法である。しかし、本発明はECGハーフ再構成法に限定するものではない。図9の横軸は撮影時間を撮影角度で示し、縦軸は体軸方向を示している。ここでは、4列マルチスライスCTの検出器(1~4)をらせんスキャンしたときの検出器軌跡を
10
示するとともに、心電波形46を重ねて示している。心電波形46は、煩雑さを避けるためにR波のみを示している。また、同図のECG再構成の例では、R波とR波の間隔47を100%とした場合、ECG再構成に必要な投影データの終端が80%位置になるように投影データを切り出している例である。この位置は心臓拡張期に相当し、ハーフ再構成法を周回するため1回転が0.5秒で回転するスキャナを実装したX線CT装置であれば、約300ms程度の心臓拡張期の画像を得ることが可能となる。上述した80%を一般的に心時相80%と表記したり、RR80%等と表現する。この心時相をずらした例が図10であり、心臓収縮期末期であるRR40%位置のECGハーフ再構成可能範囲を示している。このようにRR時相をずらし、ECG再構成を行うことで任意の時相でのモーション
20
アーチファクトが低減された心臓断層画像を得る技術がECG同期再構成法である。

【0052】

これら各時相のECG再構成画像を作成するのは、図7のX線CT装置32でも可能である。また、画像処理表示装置30でも可能である。画像処理表示装置30の特徴は、図7に示すように、超音波診断装置31で得られる心臓の超音波画像のスライス位置情報および時相情報を画像処理表示装置30に取り込む。そして、その超音波画像とほぼ同一時相の時系列ボリュームデータをX線CT装置32のHDD等の記憶媒体から読み込んで、
30
画像処理表示装置30の記憶媒体37に転送する。そして、画像処理表示装置30は、記憶媒体37に格納した超音波画像とほぼ同一時相の時系列ボリュームデータから、超音波画像に対応したリファレンス画像を切り出してモニタ36に表示する。上記で説明したECG再構成方法は、2次元再構成方法である。本実施形態では、ECG再構成方法として
30
、コーンビーム再構成法を用いて3次元ECG再構成方法を適用することができる。このコーンビーム再構成法は、一旦2次元像を作成することなく、計測データから直接3次元像を作成する周知の方法である。

【0053】

ここで、画像処理表示装置30は、超音波診断装置31により撮像された拍動している心臓のリアルタイム超音波画像を得て、その超音波画像に相当するCT画像のリファレンス画像の動きをなめらかに表示させることができる。この場合は、X線CT装置32から
40
転送される時系列ボリュームデータが、細かなR-R時相ごとのデータであることが必要である。例えば、R-R時相の1%ごとにECG再構成画像を計算して格納する場合、体軸方向に200枚とすると全部で10GBの記憶領域が必要となる。このような記憶領域
40
はハードウェア構成の向上によって実現できるが、あまり現実的ではない。そこで、本実施形態の画像処理表示装置30は、時系列ボリュームデータを次のように作成している。

【0054】

すなわち、X線CT装置32あるいは画像処理表示装置30によって、例えば、R-R時相の0%~90%までを10%ごとに10時相のECG再構成画像が作成され、これに基づいて時系列ボリュームデータが作成する。そして、超音波診断装置31で得られた超音波画像の心時相が45%である場合、画像処理表示装置30は予め作成されている上記の時系列ボリュームデータの心時相50%と40%から心時相45%の画像を画像補間によって作成する。

【0055】

10

20

30

40

50

ここで用いる補間は、単純な線形補間でも高次補間でもよい。この方法を用いれば実際の超音波診断装置 3 1 に合わせて、任意タイミングでの ECG 補正された心臓の超音波画像を表示することが可能となる。なお、10 時相では視覚的に満足できない場合には、20 時相等のようにより細かく時系列ボリュームデータを予め作成しておくことができる。
【0056】

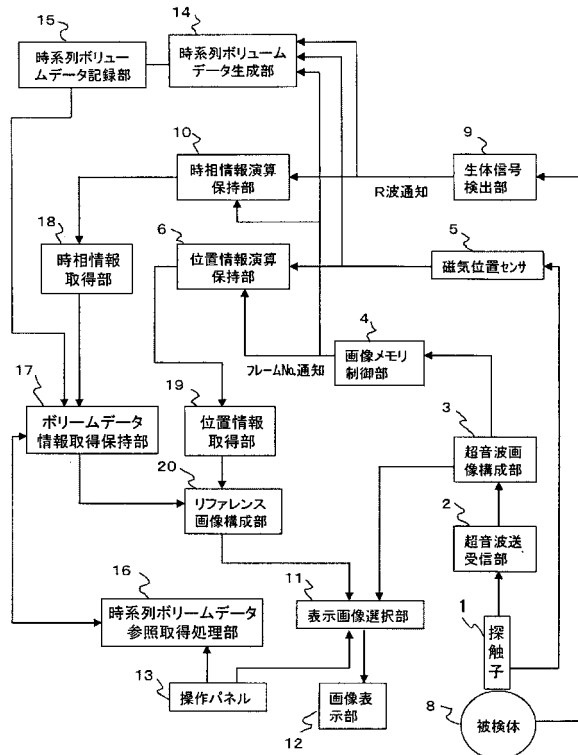
本実施形態によれば、心臓のように周期的に運動する臓器を含む超音波画像であっても、超音波診断装置 3 1 で得られたリアルタイムの超音波画像と CT 画像のリファレンス画像とを対比しながら画像診断することが可能となり、画像診断能が顕著に向上する。
【0057】

なお、本実施形態では、周期的に運動する臓器として心臓を例に説明したが、心臓以外に肺野領域も呼吸により運動しているから、呼吸の動きを呼吸モニターにより計測した生体信号に基づいて時相を設定することにより、同様に適用することができる。
【0058】

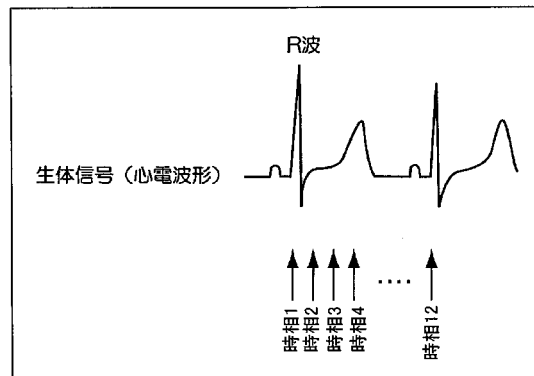
以上、添付図面を参照しながら、本発明にかかる超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

10

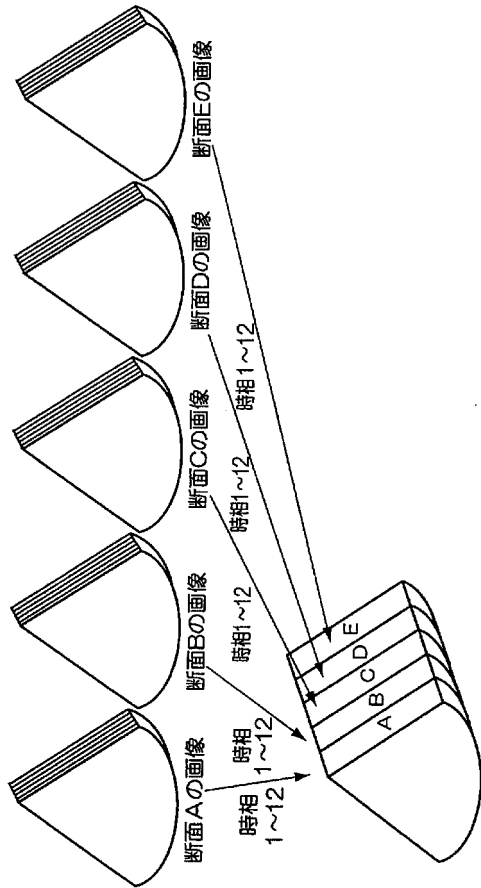
【図 1】



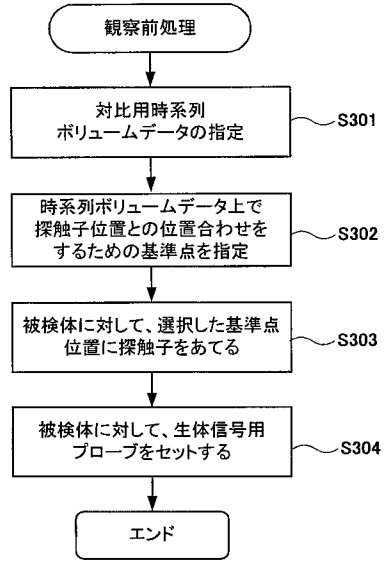
【図 2】



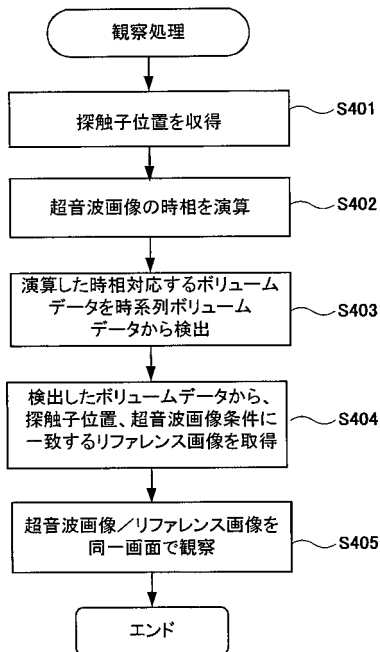
【図3】



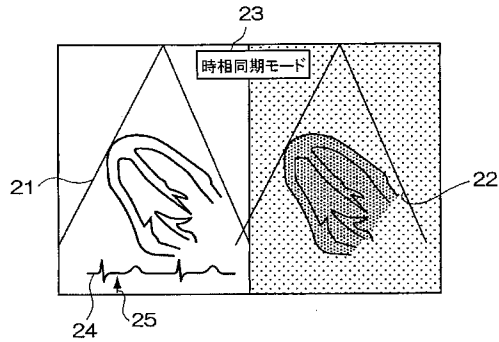
【図4】



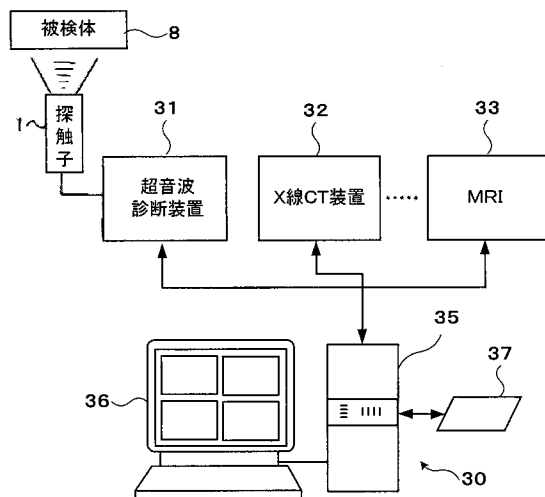
【図5】



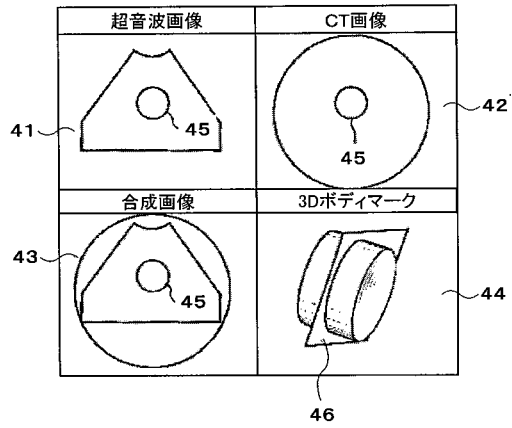
【図6】



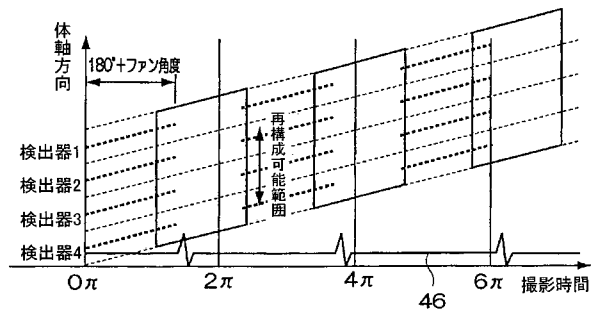
【図7】



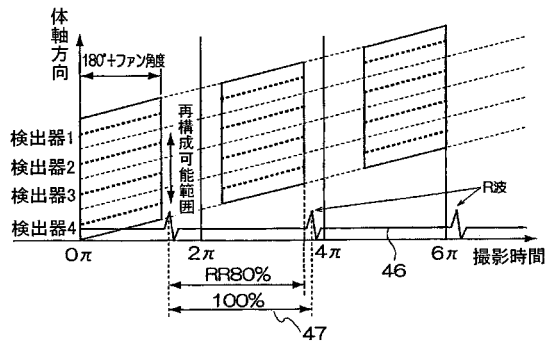
【図8】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開平08 - 107895 (JP, A)
特開2004 - 073850 (JP, A)
特開2002 - 336255 (JP, A)
国際公開第2004 / 098414 (WO, A1)
国際公開第03 / 045247 (WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

