

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/064676

発行日 平成20年6月12日 (2008.6.12)

(43) 国際公開日 平成18年6月22日 (2006.6.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

		審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)
出願番号	特願2006-548764 (P2006-548764)	(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ
(21) 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
(22) 国際出願日	平成17年12月2日 (2005.12.2)	(74) 代理人 100096091
(31) 優先権主張番号	特願2004-360221 (P2004-360221)	弁理士 井上 誠一
(32) 優先日	平成16年12月13日 (2004.12.13)	(72) 発明者 山本 雅 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	株式会社日立メディコ内
		(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) 【要約】

リファレンス画像を切り出す予め撮像した被検体の3次元画像データを、被検体の周期的に運動する臓器の少なくとも一周期以上にわたって、かつ被検体の生体信号の時相情報を付して記録した2次元画像データ群からなる時系列ボリュームデータ14、15とし、超音波画像の撮像時の被検体の生体信号の時相情報に対応する時相情報が付された2次元画像データを前記3次元画像データから抽出して、リファレンス画像を切り出すことを特徴とする。

【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撮像画像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前記撮像画像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、を具備する超音波画像診断装置であって、

前記保持手段は、時相情報が付された前記撮像画像データを保持し、

前記リファレンス画像作成手段は、前記超音波画像の撮像時点に対応する前記撮像画像データに基づいて前記リファレンス画像を切り出すことを特徴とする超音波診断装置。 10

【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 3】

前記時相情報付与手段は、前記時相情報と共に当該時相情報の作成に用いた前記生体信号の種類を前記超音波画像に付して前記保持手段に保持し、

前記時相情報と共に付された前記生体信号の種類と入力される生体信号の種類とが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 2 に記載の超音波診断装置。 20

【請求項 4】

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前記撮像画像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 5】

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前記撮像画像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 6】

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と当該フレーム番号の取得時点における基準時点からの経過時間とを対応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 1 に記載の超音波診断装置。 30

【請求項 7】

前記リファレンス画像作成手段は、前記超音波画像の撮像時点に対応する前記時相情報の前記撮像画像データが前記保持手段にない場合、他の時相情報の前記撮像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 8】

前記表示手段は、前記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。

【請求項 9】

前記表示手段は、前記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。 40

【請求項 10】

前記保持手段に保持される前記撮像画像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。

【請求項 11】

前記保持手段に保持される前記撮像画像データは、画像診断装置により撮像された撮像 50

画像データに前記時相情報が付された画像データ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12】

前記画像診断装置により撮像された撮像画像データは、前記被検体の生体信号に基づいて再構成された画像データであることを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

所定の時相を終端にして、前記被検体の生体信号による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12に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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。

20

【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MR I（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】

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。

30

【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】

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。

40

【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

50

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。

【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きるおそれがある。

【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】

【0010】

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撮像画像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前記撮像画像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、を具備する超音波画像診断装置であって、前記保持手段は、時相情報が付された前記撮像画像データを保持し、前記リファレンス画像作成手段は、前記超音波画像の撮像時点に対応する前記撮像画像データに基づいて前記リファレンス画像を切り出すことを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

本発明によれば、超音波画像の撮影時点に対応する時相情報が付された撮像データをボリュームデータから抽出して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。

【0012】

また、被検体の生体信号に基づいて時相情報を作成し、超音波画像に時相情報を付して保持手段に保持することが望ましい。

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して保持することにより、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を関しては、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をとして設定することができる。

また、時相情報を共に当該時相情報の作成に用いた生体信号の種類を超音波画像に付して保持し、時相情報と共に付された生体信号の種類と入力される生体信号の種類とが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撮像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撮像画像データを保持することが望ましい。

また、超音波画像の撮像に同期して通知されるフレーム番号と当該フレーム番号の取得時点における基準時点（例えば、基準時相の通知時点）からの経過時間とを対応付けて保持することが望ましい。

【0013】

また、超音波画像の撮像時点に対応する時相情報の撮像画像データが保持手段にない場合、他の時相情報の撮像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撮像画像データを保持する必要がなく、補間

10

20

30

40

50

処理により必要な撮像画像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ウェア資源を有効活用することができる。

【0014】

また、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、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、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、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撮像画像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、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、撮像画像データ上と被検体上で基準位置を指定するという簡易な操作で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撮像画像データに関しては、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た撮像画像データに時相情報を付して保持手段に保持することが望ましい。

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

【0018】

また、X線CT装置等の画像診断装置により撮像された撮像画像データは、被検体の生体信号に基づいて再構成された画像データ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画像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%）を終端にして、被検体の生体信号による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。

40

【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。

【符号の説明】

【0021】

50

- 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

【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。

【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。

【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。

【0026】

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11を介し

10

20

30

40

50

て画像表示部12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る。また、操作パネル13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13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11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る。

【0027】

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14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14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10に通知されるようになっている。このように、時系列ボリュームデータ生成部14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15に格納されるようになっている。なお、時系列ボリュームデータ記録部15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。

10

20

【0028】

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10に通知する。時相情報演算保持部10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。

30

【0029】

時系列ボリュームデータ生成部14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12）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。

40

【0030】

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良いが、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ができる。

【0031】

50

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。

【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。

【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。40

【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とする。

【0038】

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

50

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。

【0039】

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 (S 301)。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 (S 302)。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よい。

10

【0040】

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 (S 303)。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 (S 304)。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 20 が、実際の対比観察を行なうまでの準備処理となる。

20

【0041】

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 (S 401)。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 (S 402)。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 (S 403)。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 (S 404)。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 (S 405)。

30

【0042】

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

【0043】

なお、超音波画像を生成するための時間 (F R) 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 F R 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よい。

【0044】

50

また、リファレンス画像22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S403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。

【0045】

(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30と、超音波診断装置31と、X線CT装置32と、他の画像診断装置33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30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CT装置32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30のサーバ35に入力され、必要に応じて記憶媒体37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30のモニタ36に、超音波診断装置31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CT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CT画像に限らず、MRI装置などの他の画像診断装置33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は言うまでもない。

10

【0046】

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41と、この超音波画像41に対応した同一断面のCT画像42が並べて表示される。また、超音波画像41とCT画像42を合成した合成画像43が、同一画面に表示されている。それらの画像には、関心部位である同一の部位45が表示されている。さらに、CT画像の3次元画像44が同一画面に表示され、この3次元画像44には、CT画像42のスライス面を示すカットプレート46が表示されている。

20

【0047】

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15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CT装置32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CT装置32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31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。

30

【0048】

本実施形態の画像処理表示装置30は、X線CT装置32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35に取り込み、サーバ35の演算により超音波診断装置31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36上に例えば図8に示すように表示する。

40

【0049】

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31の探触子を動かさず同じ位置のみを撮影していれば、図8の超音波画像41は動かない。このため、CT画像42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31により得られる超音波画像41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、CT画像42は時々刻々変化して表示される。

【0050】

ところで、X線CT装置32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

50

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図示するとともに、心電波形4～6を重ねて示している。心電波形4～6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4～7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いるため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%と標記したり、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。

10

【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、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、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。

20

30

【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。

40

【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によって作成する。

【0055】

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31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

50

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31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】

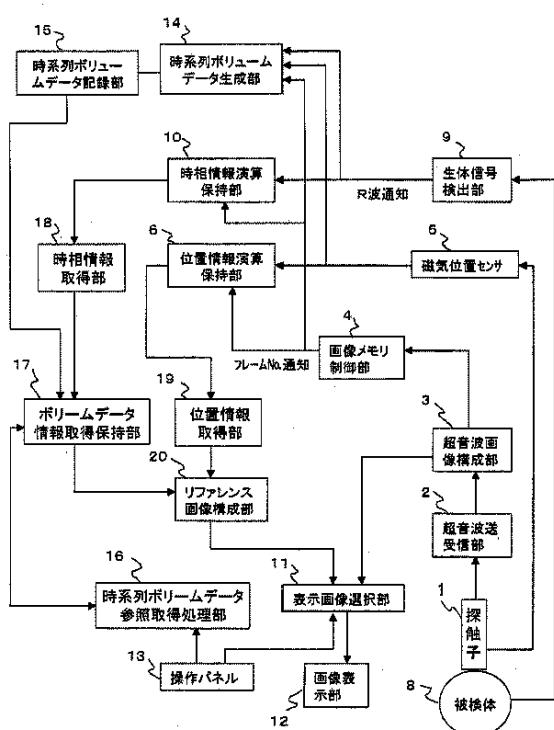
なお、本実施形態では、周期的に運動する臓器として心臓を例に説明したが、心臓以外に肺野領域も呼吸により運動しているから、呼吸の動きを呼吸モニターにより計測した生体信号に基づいて時相を設定することにより、同様に適用することができる。

10

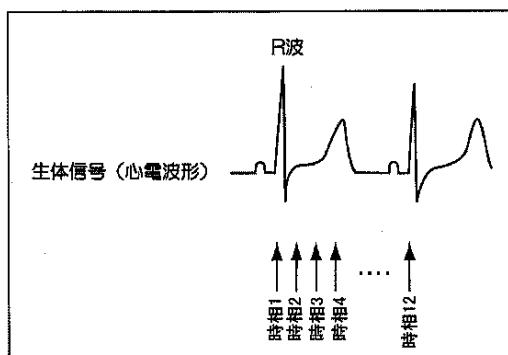
【0058】

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。

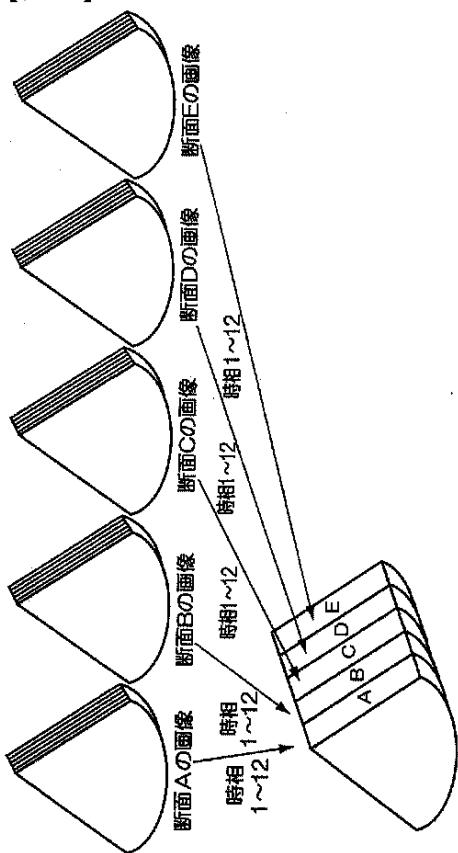
【図1】



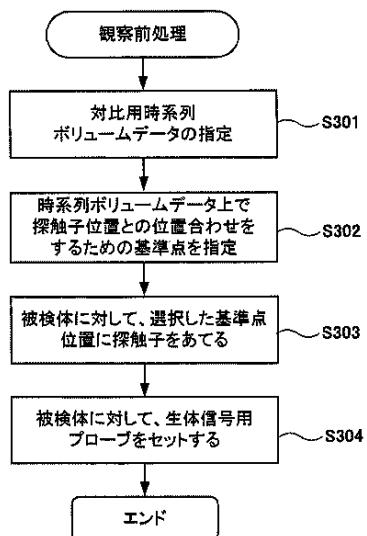
【図2】



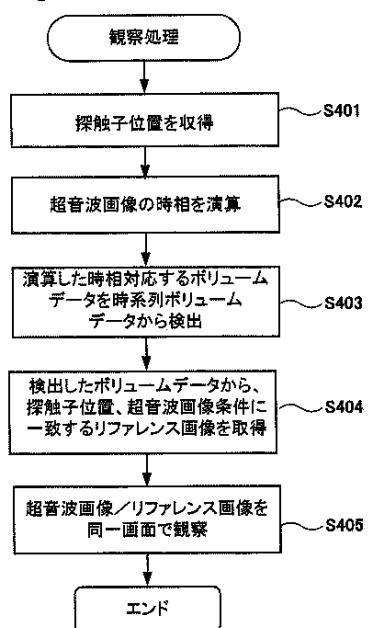
【図3】



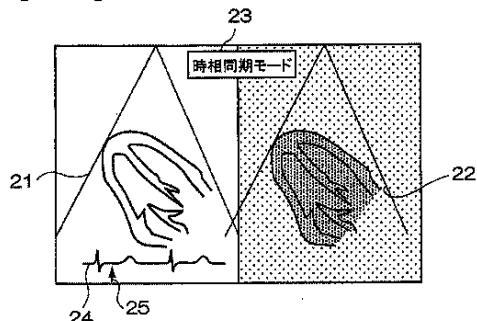
【図4】



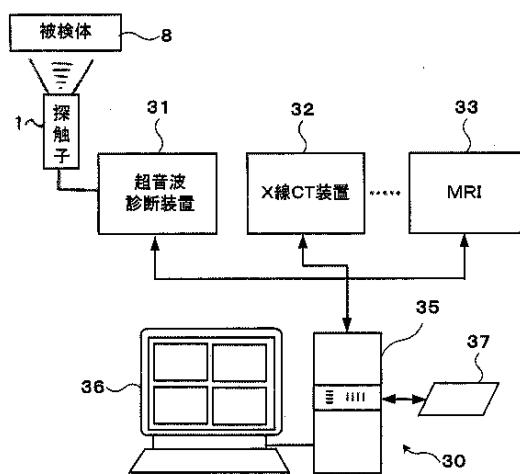
【図5】



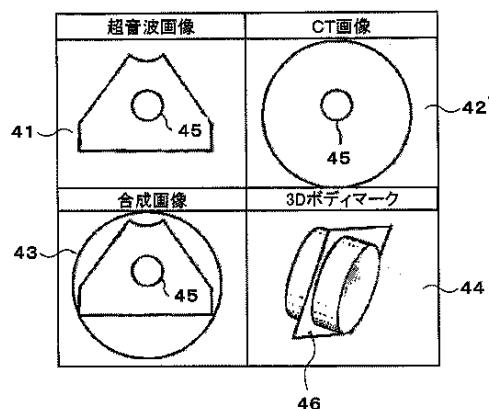
【図6】



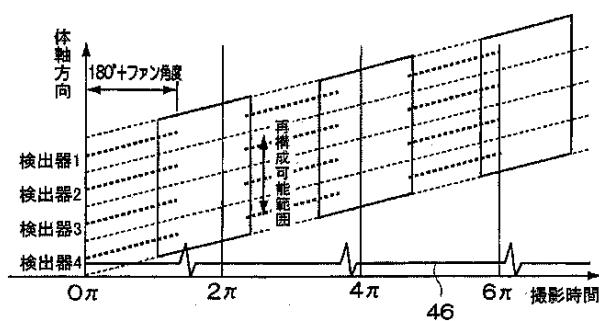
【図7】



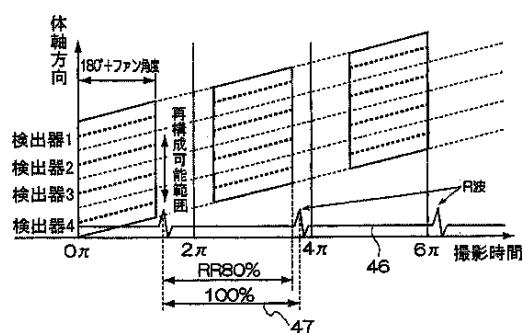
【図 8】



【図 10】



【図 9】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/022177
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) ICHUSHI Web		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Takao IWASAKI et al., "Multiphase Realtime Virtual Sonography no Kaihatsu to Kongo no Kan Gazo Shindan ni Ataeru Eikyo", Acta Hepatologica Japonica, 20 September, 2004 (20.09.04), Vol.45, Suppl.2, page 505	1-13
A	Takao IWASAKI, "Real-Time Virtual Sonography (RVS) -RVS towa? Nanno Tameni Yakudatsu noka? Sono Honshitsu towa?", 01 November, 2004 (01.11.04), Vol.36, No.12 appendix, pages 6 to 9	1-13
A	JP 2003-117010 A (Mitsubishi Electric Corp.), 22 April, 2003 (22.04.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 07 February, 2006 (07.02.06)		Date of mailing of the international search report 14 February, 2006 (14.02.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/022177										
<p>A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00 (2006.01)</p>												
<p>B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B 8/00-8/15</p>												
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国实用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国实用新案登録公報</td> <td>1996-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2006年</td> </tr> </table>				日本国实用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2006年	日本国实用新案登録公報	1996-2006年	日本国登録実用新案公報	1994-2006年	
日本国实用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2006年											
日本国实用新案登録公報	1996-2006年											
日本国登録実用新案公報	1994-2006年											
<p>国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌 Web</p>												
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求の範囲の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>岩崎隆雄他, Multiphase Realtime Virtual Sonography の開発と今後の肝画像診断に与える影響, 肝臓, 2004.09.20, 第45巻, Suppl.2, 第505頁</td> <td>1-13</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>岩崎隆雄, Real-Time Virtual Sonography (RVS) -RVSとは? 何の役に立つか? その本質とは?-, 2004.11.01, 第36巻, 第12号付録, 第6-9頁</td> <td>1-13</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	A	岩崎隆雄他, Multiphase Realtime Virtual Sonography の開発と今後の肝画像診断に与える影響, 肝臓, 2004.09.20, 第45巻, Suppl.2, 第505頁	1-13	A	岩崎隆雄, Real-Time Virtual Sonography (RVS) -RVSとは? 何の役に立つか? その本質とは?-, 2004.11.01, 第36巻, 第12号付録, 第6-9頁	1-13
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号										
A	岩崎隆雄他, Multiphase Realtime Virtual Sonography の開発と今後の肝画像診断に与える影響, 肝臓, 2004.09.20, 第45巻, Suppl.2, 第505頁	1-13										
A	岩崎隆雄, Real-Time Virtual Sonography (RVS) -RVSとは? 何の役に立つか? その本質とは?-, 2004.11.01, 第36巻, 第12号付録, 第6-9頁	1-13										
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。										
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献</p>												
国際調査を完了した日 07.02.2006		国際調査報告の発送日 14.02.2006										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 P C T / J P 2 0 0 5 / 0 2 2 1 7 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2003-117010 A(三菱電機株式会社) 2003.04.22 全文、全図(ファミリーなし)	1-13

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2005年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, L, R, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD14 DD15 EE09 FF08 GA25 JC03 JC29 JC33
JC37 KK12 KK21 KK26 KK32 KK36 LL03 LL33

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に
係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第 184 条の 10 第 1 項(実用新案法
第 48 条の 13 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2006064676A1	公开(公告)日	2008-06-12
申请号	JP2006548764	申请日	2005-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	山本雅 安喰直子 中澤哲夫		
发明人	山本 雅 安喰 直子 中澤 哲夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B5/7289 A61B6/032 A61B6/5247 A61B6/566 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/56 G01S7/52074 G01S7/52088 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GA25 4C601/JC03 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK26 4C601/KK32 4C601/KK36 4C601/LL03 4C601/LL33		
代理人(译)	井上清一		
优先权	2004360221 2004-12-13 JP		
其他公开文献	JP5192697B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在被检体的周期性移动的被检体的至少一个周期上，记录预先拍摄的用于切出基准图像的被检体的立体图像数据，并附加被检体的生物体信号的时间相位信息，时间序列由图像数据组组成从三维图像数据中提取附加了与拍摄超声波图像时的被检体的生物体信号的时间相位信息对应的时间相位信息的二维图像数据，并剪下一张图片。

【図 1】

