

(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2010-51729

(P2010-51729A)

(43) 公開日 平成22年3月11日(2010.3.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F1
A61B 8/12

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-222646 (P2008-222646)
(22) 出願日 平成20年8月29日 (2008.8.29)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

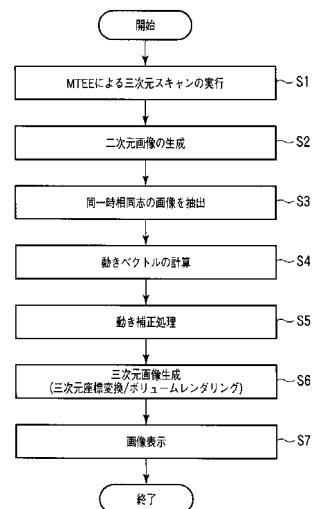
(57) 【要約】

【課題】ある軸を中心に超音波走査面を回動させながら複数の二次元超音波画像を取得し、これらを用いて三次元画像を再構成する場合において、呼吸体動に起因して発生するノイズを除去することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】本超音波診断装置によれば、所定の軸(回転軸)を中心に走査面を回転させながら三次元領域をスキャンする場合において、回転軸上の超音波画像データを用いて動き走査面(超音波断層)の動きベクトルを計算し、これを用いて走査面間の位置ずれを補正する。また、必要に応じて、動き補正の対象とするフレームと同一心時相であるフレームに加えて、動き補正の対象とするフレームに近接する心時相をもち且つ空間的にも近接する少なくとも一つのフレームを利用して、動きベクトルを計算し、断面の位置ずれを補正する。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査し、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データを取得する超音波画像データ取得ユニットと、

前記複数の超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正する補正手段と、

前記位置ずれが補正された複数フレームの超音波画像データを用いて、三次元画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記診断対象は心臓であり、

前記補正手段は、

前記複数の超音波画像データのうち、補正対象とするフレームと同一心時相同志の超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータに基づいて、各フレームの動きベクトルを計算し、

前記動きベクトルを用いて、前記フレーム間の位置ずれを補正すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記診断対象は心臓であり、

前記補正手段は、

前記複数の超音波画像データのうち、補正対象とするフレームと同一心時相同志の超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータと、前記補正対象とするフレームと時間的及び空間的に近接する少なくとも一つのフレームに対応する超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータと、に基づいて、各フレームの動きベクトルを計算し、

前記動きベクトルを用いて、前記フレーム間の位置ずれを補正すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記診断対象は心臓以外の臓器であり、

前記補正手段は、補正対象とするフレームの前記回転軸上に対応するデータと、当該補正対象とするフレーム以外の各フレームの前記回転軸上に対応するデータとを用いて、前記動きベクトルを計算し、

前記動きベクトルを用いて、前記フレーム間の位置ずれを補正すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記補正手段は、

前記各超音波画像データを複数のブロックに分割し、

前記各フレームのブロック毎に前記動きベクトルを計算し、

前記ブロック毎の前記動きベクトルを用いて、各フレーム毎の前記動きベクトルを計算し、これを用いて、前記フレーム間の位置ずれを補正すること、

を特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記補正手段は、

前記各超音波画像データを複数のブロックに分割して、前記各フレームのブロック毎に前記動きベクトルを計算し、

前記ブロック毎の前記動きベクトルを用いて、前記フレームの各ブロック毎に位置ずれを補正することで、前記フレーム間の位置ずれを補正すること、

を特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補正手段は、前記複数の超音波画像データを二次元座標変換した後に、前記動きベ

50

クトルを計算することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査することで取得された、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データを記憶する記憶手段と、

前記複数の超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正する補正手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断画像処理装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査することで取得された、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データのうち、前記回転軸上に対応するデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正させる補正機能と

、

前記位置ずれが補正された複数フレームの超音波画像データを用いて、三次元画像を生成させる画像生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マルチプレーン超音波内視鏡プローブ（MTEEプローブ）等を用いて四次元表示（リアルタイム三次元表示）を実行する超音波診断装置等において、呼吸による体動に起因して画像に発生するノイズを除去するための技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

この様な超音波診断装置において、MTEEプローブを用いて三次元領域をスキャンし、得られるデータを用いて三次元画像を生成しリアルタイムで表示する技術がある。ここで、MTEEプローブは、患者の食道内にプローブを挿入して心臓を観察する際に使用されるもので、1次元アレイ振動子を回転することによって任意の角度の断面を観察することができる。このMTEEプローブをゆっくりと180°に渡って回転させれば360°の全視野が得られる。従って、MTEEプローブを用いた場合、対象が静止していれば、静止画としての三次元画像やリアルタイム三次元画像（四次元画像）を構築することができる。一方、対象が心臓のように動いている場合には、正しい三次元画像や四次元画像を構築することはできない。

【0004】

ところで、心臓のように対象が周期的に動いている臓器の四次元画像を生成し表示する手法として、例えば特許文献1に記載されているものがある。この手法では、患者のECG信号に同期させて、プローブを回転又は揺動させながら所定時相の画像を複数フレーム収集し再構成する。これにより、所定時相での三次元画像をあたかも心臓が静止したような状態で表示することが可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

M T E Eプローブを一定速度でゆっくりと回転させながら、E C G信号と対応付けて連続的に二次元画像を収集し、収集された複数の二次元画像のうち、同じ心時相の画像を用いて三次元画像を再構成することもできる。これを各心時相について行うことで、1心周期に渡って心臓が動いている様子を表現する四次元画像を作成することができる。また、E C G信号の代わりに、画像から心周期を計算する手法も提案されている（例えば特許文献2、3参照）。

【 0 0 0 6 】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】米国特許5, 159, 941号明細書

【特許文献2】特開2005-74225号公報

【特許文献3】米国特許6, 966, 878号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上記手法をM T E Eプローブを用いた四次元画像生成・表示に適用した場合、次のような問題がある。

【 0 0 0 8 】

すなわち、M T E Eプローブを用いた四次元画像生成・表示において、実際にきれいな四次元画像を得るためには、二次元画像を1080枚程度得なければならない。このためには、例えば心拍数60拍/分、断層像のスキャン30フレーム/秒、各断層像毎のプローブの回転角度0.167°とした場合、36秒のスキャン時間が必要である。この間に患者の呼吸等で心臓が動いてしまうと、その影響が四次元画像上で図15に示すような心臓形態の歪みとなって現われてしまうという問題がある。

【 0 0 0 9 】

この問題は、同じ心拍時相であれば、心臓壁や弁は同じ3次元的位置および形状にあるという仮定を置いていることに起因する。この仮定は、不整脈がなくて、呼吸による心臓全体の動きがなければ、ある程度の精度で正しい。しかし、不整脈がなくても、患者が呼吸をすれば心臓全体が動いてしまうために、この仮定は成り立たない。内視鏡を飲み込んだ状態で36秒間も呼吸をしないことは不可能なので、この方法には大きな問題がある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ある軸を中心に超音波走査面を回動させながら複数の二次元超音波画像を取得し、これらを用いて三次元画像を再構成する場合において、呼吸体動に起因して発生するノイズを除去することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 2 】

請求項1に記載の発明は、回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査し、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データを取得する超音波画像データ取得ユニットと、前記複数の超音波画像データの前記回転軸上に対応するデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正する補正手段と、前記位置ずれが補正された複数フレームの超音波画像データを用いて、三次元画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 3 】

請求項8に記載の発明は、回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査することで取得された、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データを記憶する記憶手段と、前記複数の超音波画像データの前記回転軸上に対応す

10

20

30

40

50

るデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正する補正手段と、を具備することを特徴とする超音波診断画像処理装置である。

【0014】

請求項9に記載の発明は、コンピュータに、回転軸を中心として走査面を回転させながら診断対象を三次元的に超音波走査することで取得された、複数の走査面に対応する複数フレームの超音波画像データのうち、前記回転軸上に対応するデータに基づいて、前記フレーム間の位置ずれを補正させる補正機能と、前記位置ずれが補正された複数フレームの超音波画像データを用いて、三次元画像を生成させる画像生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、ある軸を中心に超音波走査面を回動させながら複数の二次元超音波画像を取得し、これらを用いて三次元画像を再構成する場合において、呼吸体動に起因して発生するノイズを除去することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の第1実施形態乃至第3実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0017】

(第1実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成部27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶部29、インターフェース部30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。なお、超音波診断装置1には、被検体のECG信号(心電信号)を計測するためのECGユニットが接続されている。

【0018】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0019】

なお、本超音波装置が具備する超音波プローブ12は、所定の軸を中心として走査面を回転可能なものである。典型例としては、二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により三次元領域を超音波走査可能な二次元アレイプローブ、或いはMTEEプローブを採用することができる。ここで、MTEEプローブ(マルチプレーン経食道超音波内視鏡プローブ)とは、図2に示すように、1次元アレイ振動子を回転することによって任意の角度の断面を観察することができ、患者の食道内にプローブを挿入して心臓を観察する際に使用されるものである。

【0020】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各

10

20

30

40

50

種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置 1 3 の終了ボタンや F R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【 0 0 2 1 】

モニター 1 4 は、スキャンコンバータ 2 5 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、これらの組み合わせを画像として表示する。

【 0 0 2 2 】

超音波送信ユニット 2 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

10

【 0 0 2 3 】

なお、超音波送信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 8 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

20

【 0 0 2 4 】

超音波受信ユニット 2 2 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【 0 0 2 5 】

Bモード処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ 2 5 に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター 1 4 に表示される。

30

【 0 0 2 6 】

ドプラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【 0 0 2 7 】

画像生成ユニット 2 5 は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。また、画像生成ユニット 2 5 は、後述する体動に起因するノイズの除去機能に従う処理（体動に起因するノイズの除去処理）を実行する。なお、当該画像生成ユニット 2 5 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。ボリュームレンダリング・プロセッサは、CPU, GPU, DSP, ASIC等のいずれの構成でもよい。

40

【 0 0 2 8 】

画像メモリ（シネメモリ）2 6 は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ 2 6 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【 0 0 2 9 】

画像合成部 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 又から受け取った画像を種々のパラメータの

50

文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 14 に出力する。

【0030】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 28 は、内部記憶部 29 から体動に起因するノイズの除去機能を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。なお、ECGユニット 2 から ECG 信号は、インターフェース部 30 を介して制御プロセッサ 28 に入力される。制御プロセッサ 28 は、入力される ECG 信号に基づいて、超音波スキャンによって得られる各フレームがどの心時相に対応するものかを判定する。

10

【0031】

内部記憶部 29 は、所定のスキャンシーケンス、各実施形態に係る体動に起因するノイズの除去機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、CFAR 処理制御プログラム、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 29 のデータは、インターフェース回路 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0032】

インターフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

20

【0033】

（体動に起因するノイズの除去機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する体動に起因するノイズの除去機能について説明する。本機能は、所定の軸を中心として超音波走査面を回転させながら三次元領域をスキャンする場合において、呼吸に代表される体動に起因するノイズや歪みを除去し、画質の高い超音波画像を提供するものである。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、診断対象を心臓とし、これを MTEEプローブを用いて超音波走査面を回転させながら三次元領域をスキャンする場合を例とする。しかしながら、本発明の技術的思想は、当該心臓の例に拘泥されず、例えば診断対象を肝臓等の腹部領域とする場合においても、適用することができる。また、本提案では多少の心拍周期の変動は許すものの、不整脈のように心拍周期が大きく変動する場合は除外して考えるものとする。

30

【0034】

図 3 は、本体動に起因するノイズの除去機能に従う処理（体動に起因するノイズの除去処理）において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

【0035】

[MTEEによる三次元スキャンの実行、二次元画像の生成：ステップ S1、S2]

まず、ECG信号をトリガとして、制御プロセッサ 28 の制御のもと、超音波プローブ 12（MTEEプローブ）の複数の超音波振動子を、回転軸を中心としてスキャン毎に回転させて（回転角を変化させて）180°の範囲に渡って三次元スキャンが実行され、複数心拍に亘る複数フレーム分のエコー信号（ここでは、例えば図 4 に示すような 16 フレーム分のエコー信号）が取得される（ステップ S1）。なお、このスキャンでは、各フレーム毎に時間的、空間的に信号が変化する。また、各フレームがいずれの心時相に対応するかを示す情報（心時相情報）は、制御プロセッサ 28 により ECG 信号に基づいて取得され、例えば内部記憶装置 29 に自動的に記憶される。

40

【0036】

当該スキャンによって得られた複数フレーム分のエコー信号は、フレーム毎に超音波受

50

信ユニット 22 を介して B モード処理ユニット 23 に送り出される。B モード処理ユニット 23 は、フレーム毎の B モード画像データを生成する。

【 0037 】

次に、画像生成ユニット 25 は、フレーム毎の B モード画像データに基づいて、フレーム毎の二次元画像を生成する（ステップ S2）。

【 0038 】

[同じ心時相同士の各二次元画像を抽出：ステップ S3]

次に、画像生成ユニット 25 は、心時相情報を用いて、同じ心時相（心周期）同士の各二次元画像を抽出し、各心時相において三次元的に位置の異なる（空間的に異なる位置）複数の二次元画像を取得する（ステップ S3）。

10

【 0039 】

図 5 は、本ステップ S3 における処理を説明するための図である。すなわち、図 4 のように取得された 16 断面の二次元画像のうち、図 5 (a) は R 波検出に対応する 1 番目の心時相同士の二次元画像 1, 5, 9, 13 を抽出したものの、図 5 (b) は R 波検出に対応する 2 番目の心時相同士の二次元画像 2, 6, 10, 14 を抽出したものの、図 5 (c) は R 波検出に対応する 3 番目の心時相同士の二次元画像 3, 7, 11, 15 を抽出したものの、図 5 (d) は R 波検出に対応する 4 番目の心時相同士の二次元画像 4, 8, 12, 16 を抽出したものの、をそれぞれ示している。

【 0040 】

[動きベクトルの計算：ステップ S4]

次に、画像生成ユニット 25 は、各フレーム毎に（各走査面毎に）動きベクトルを計算する（ステップ S4）。動きベクトルの計算手法は、次のようである。

20

【 0041 】

図 6、図 7 は、動きベクトルの計算手法の概念を説明するための図である。図 6 (a)、(b) に示すように、同じ心時相のボリューム内の各フレームのデータの中心軸は同じラインを通る。従って、もし呼吸等の動きがなければ各フレームの中心軸上のデータは同じ値を取るはずである。図 7 に示すように、実際の各フレームの中心軸上のラインの画像を並べてみると（横軸はフレーム No (回転方向 = Z 方向)、縦軸は距離方向 (X 方向)）、約 4 秒毎に呼吸によって画像が変化している様子が分かる。

【 0042 】

この動きを補正するために、画像生成ユニット 25 は、基準フレーム k (例えば No. 1 のフレーム) を決定し、k 番目のフレームの中央軸と、n 番目のフレーム (例えば No. 5, 9, 13 のフレーム) の中央軸から X 方向、Y 方向、Z 方向にそれぞれずらして相互相関係数を計算し、最大となる位置 (x, y, z) を動きベクトルとする。この際に、図 8 に示すように、X 方向にラインを分割してそれぞれのブロック毎にこの処理を行うことが好ましい (ただし、図 8 は、9 番目の時相を例としている)。また、基準フレーム k は動きの変動のないフレームを選択するのが望ましい。さらに、相互相関係数の替わりに、差の絶対値の和や、差の二乗の和が最小となる位置を用いても良い。

30

【 0043 】

[動き補正処理：ステップ S5]

次に、画像生成ユニット 25 は、各フレームにおいて、ブロック毎の動きベクトルからフレーム全体の動きベクトルと計算し、これを用いて各フレームの動き補正を実行する (ステップ S5)。

40

【 0044 】

各ブロックの動きベクトルからブロックの中心位置がそれぞれどこに変位したかが分かる。このことから、画像生成ユニット 25 は、各フレームにつき、各ブロックに対応する多数の動きベクトルから、観測した断面が、もし動きがなかった場合 (正確には基準フレームの状態) にどの位置にあったかを計算する。すなわち、画像生成ユニット 25 は、各フレームにつき、各ブロックに対応する多数の動きベクトルから、最小 2 乗法によって次の式 (1) に示す x, y, z 軸に対する平行移動と回転角のパラメータ (計 6 個) を計

50

算する。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} x_1' \\ y_1' \\ z_1' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_z & -\sin \theta_z & 0 \\ \sin \theta_z & \cos \theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x \\ 0 & \sin \theta_x & \cos \theta_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} : \text{基準フレームの位置} \quad \begin{pmatrix} x_1' \\ y_1' \\ z_1' \end{pmatrix} : \text{相互相関係数が最大となる位置}$$

$\theta_x, \theta_y, \theta_z$: 回転角

x_0, y_0, z_0 : 平行移動量

10

20

30

40

50

【0045】

次に、画像生成ユニット25は、各フレームにつき、パラメータが決定された式(1)を用いて、図9に示すように観測した断層面上の各点の位置を移動させるとで、図10(a)に示すような観測した断層面が、図10(b)に示すような体動がなかった場合に存在するであると推定される位置(基準フレームに対応する状態)に配置されるように、動き補正処理を実行する。

【0046】

なお、本実施形態では、変形はないもとし、動きは平行移動と回転に限定している。また、上記式(1)のパラメータを計算するには、最低2つの動きベクトルがあれば良い。しかしながら、本実施形態では、精度を上げるために、多数の動きベクトルから最小2乗法によってパラメータを推定することとしている。

【0047】

[三次元画像生成：ステップS6]

画像生成ユニット25は、ステップS5の動き補正処理によって得られた新しい断面位置を基にしてボリュームレンダリングを実行し、三次元画像を生成する(ステップS6)。この際の3次元座標変換は断面がもはや規則的に配置されていないので複雑である。しかしながら、図11(a)に示すように隣接する2フレームが構成する座標変換前の空間位置と、図11(b)に示すような3次元空間内の位置を多数のポリゴンに分割して定義することで可能である。

【0048】

[画像表示：ステップS7]

画像合成部27は、画像生成ユニット25又から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成する。次に、制御ユニット28は、文字情報等と合成された三次元画像が所定の形態で表示されるように、表示ユニット14を制御する。

【0049】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0050】

本超音波診断装置によれば、所定の軸(回転軸)を中心に走査面を回転させながら三次元領域をスキャンする場合において、回転軸上の超音波画像データを用いて動き走査面(超音波断層)の動きベクトルを計算し、これを用いて走査面間の位置ずれを補正する。従って、超音波スキャン中に呼吸等に起因する体動が発生した場合であっても、当該体動による画像への影響を除去することができ、歪みのない高画質な画像を提供することができる。その結果、心臓等を四次元画像表示する場合に、患者や操作者に負担を強いることなく、また、信頼性の高い画像を比較的安価で提供することができる。

【 0 0 5 1 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、回転方向 (Z 方向) の分解能を上げるために、動き補正の際に、同一心時相同志の断面に対応するフレームに加えて、時間的に近接し (すなわち、近接する心時相であり) 、且つ空間的にも近接する断面に対応するフレームも使用するものである。

【 0 0 5 2 】

次に、本実施形態に係る体動に起因するノイズの除去処理について説明する。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 は、本実施形態に係る体動に起因するノイズの除去処理の流れを示したフローチャートである。同図と図 3 とを比較した場合、ステップ S 4 ' のみが異なり、他のステップの内容は実質的に同様にである。以下、異なる内容についてのみ説明する。

10

【 0 0 5 4 】

[動きベクトルの計算 : ステップ S 4 ']

画像生成ユニット 2 5 は、各フレーム毎に、同一心時相同志のフレームと近接する心時相のフレームとを用いて動きベクトルを計算する (ステップ S 4 ') 。

【 0 0 5 5 】

すなわち、図 1 3 において、例えば 1 番目の心時相 (No . 1 、 5 、 9 、 1 3 の断面から構成される。図 5 参照。) の断面 5 の動き補正を行う際に、同一心時相同志である No . 1 、 5 、 9 、 1 3 のフレームに加えて、異なる心時相ではあるが近接する少なくとも一つの断面 (例えば、No . 4 、 6 等) をも用いて、断面 5 についての動きベクトルを計算する。なお、具体的な計算手法は、第 1 の実施形態と同様である。

20

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成によれば、動きベクトルを計算する際に、動き補正の対象とするフレームと同一心時相であるフレームに加えて、動き補正の対象とするフレームに近接する心時相をもち且つ空間的にも近接する少なくとも一つのフレームを利用して、動きベクトルを計算し、断面の位置ずれを補正する。従って、回転方向の分解能を向上させることができ、より効果的な動き補正を実現することができる。

【 0 0 5 7 】

(第 3 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、例えば診断対象を肝臓等の周期的な運動をしない部位とするものであり、ECG 信号を必要としないものである。

30

【 0 0 5 8 】

図 1 4 は、本実施形態に係る体動に起因するノイズの除去処理を説明するための図である。本実施形態の例では、診断対象は、自身が運動をしない。従って、図 1 4 に示すように、全断面 (すなわち、No . 1 ~ 1 6 の各断面) の回転軸上のデータは、呼吸等に起因する体動が無ければ、一致するはずである。このことから、本超音波診断装置 1 では、各フレームでの動きベクトルを計算する場合に、全断面の回転軸上のデータを利用する。

40

【 0 0 5 9 】

この様な構成によれば、さらに回転方向の分解能を向上させることができ、より効果的な動き補正を実現することができる。

【 0 0 6 0 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 6 1 】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログ

50

ラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0062】

（2）上記各実施形態においては、上記では動きは断面の均一な平行移動量と回転角で定義したが、断面をブロックに分割してそれぞれのブロック毎に平行移動および回転を行っても良い。更に、歪みまで考慮することも可能である。

【0063】

（3）上記各実施形態においては、生データとしてのBモード画像データを二次元座標変換した後に動きベクトルの計算、動き補正処理を実行し、三次元座標変換（三次元画像生成）を行った。これに対し、二次元座標変換を行うことなしに、生データとしてのBモード画像データのまま既述の動きベクトルの計算、動き補正処理を実行し、三次元座標変換を行うようにしてもよい。

【0064】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上本発明によれば、ある軸を中心に超音波走査面を回動させながら複数の二次元超音波画像を取得し、これらを用いて三次元画像を再構成する場合において、呼吸体動に起因して発生するノイズを除去することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

【図2】図2は、超音波プローブ12の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、体動に起因するノイズの除去処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、MTEEによる三次元スキャンの内容を説明するための図である。

【図5】図5は、同じ心時相同士の各二次元画像を抽出する処理を説明するための図である。

【図6】図6(a)、(b)は、動きベクトルの計算手法の概念を説明するための図である。

【図7】図7は、動きベクトルの計算手法の概念を説明するための図である。

【図8】図8は、動きベクトルの計算手法の概念を説明するための図である。

【図9】図9は、体動に起因する走査面の動きを補正する処理を説明するための図である。

【図10】図10(a)、(b)は、体動に起因する走査面の動きを補正する処理を説明するための図である。

【図11】図11は、三次元画像の生成処理を説明するための図である。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る体動に起因するノイズの除去処理の流れを示したフローチャートである。

【図13】図13は、第2の実施形態に係る動きベクトルの計算処理を説明するための図である。

【図14】図14は、第3の実施形態に係る体動に起因するノイズの除去処理を説明するための図である。

【図15】図15は、従来技術を説明するための図である。

【符号の説明】

【0067】

10

20

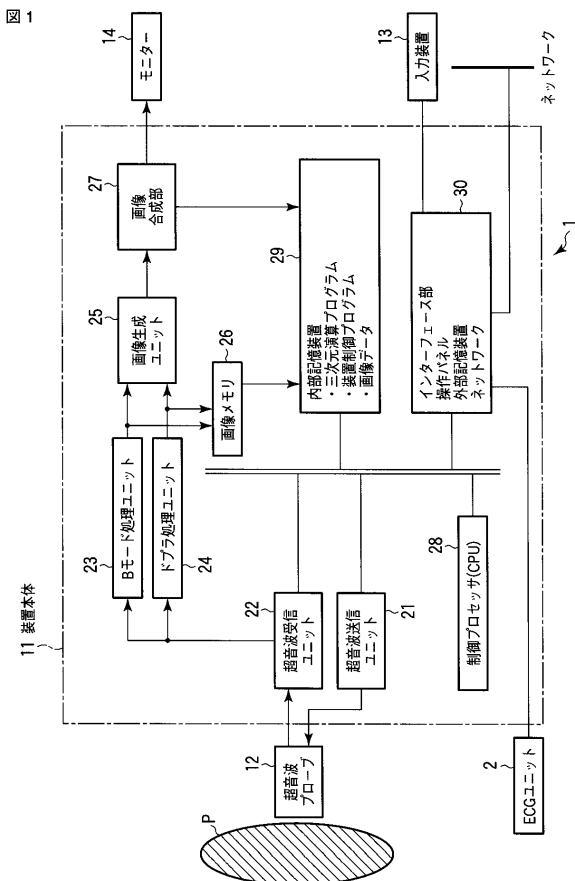
30

40

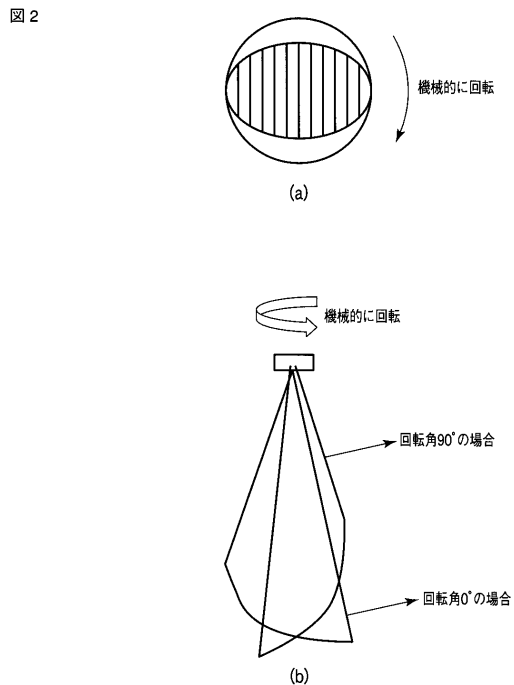
50

1 ... 超音波診断装置、2 ... ECGユニット、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニター、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... ドプラ処理ユニット、25 ... スキャンコンバータ、26 ... シネメモリ、27 ... 画像合成部、28 ... 制御プロセッサ、29 ... 内部記憶部、30 ... インタフェース部

【図1】

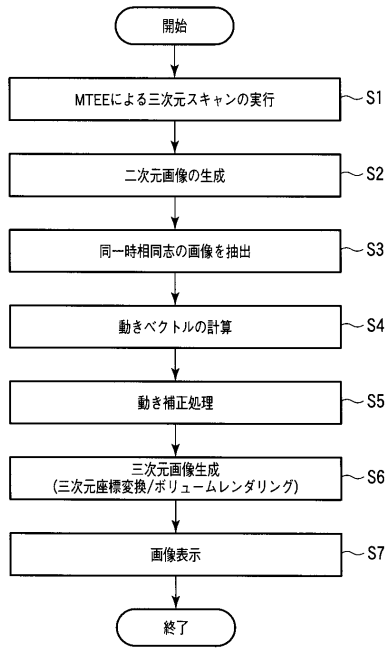


【図2】



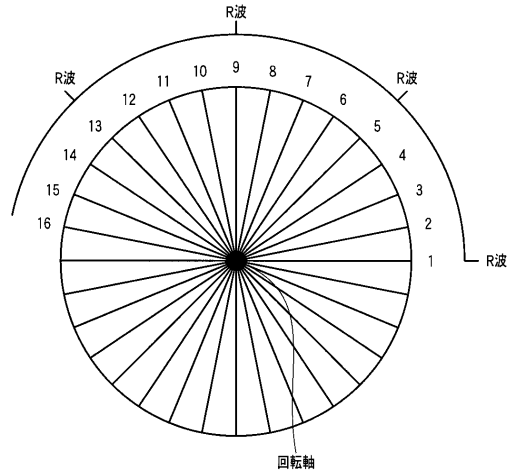
【 図 3 】

図 3



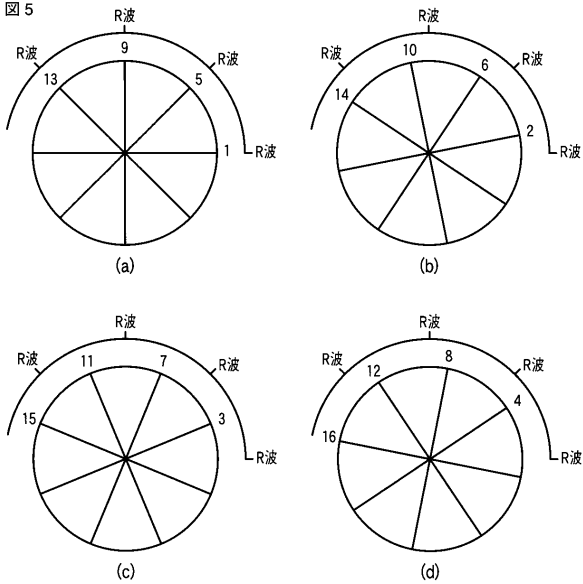
【 図 4 】

図 4



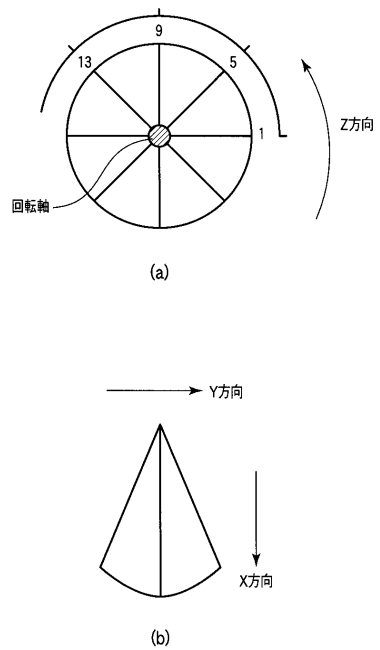
【 図 5 】

図 5



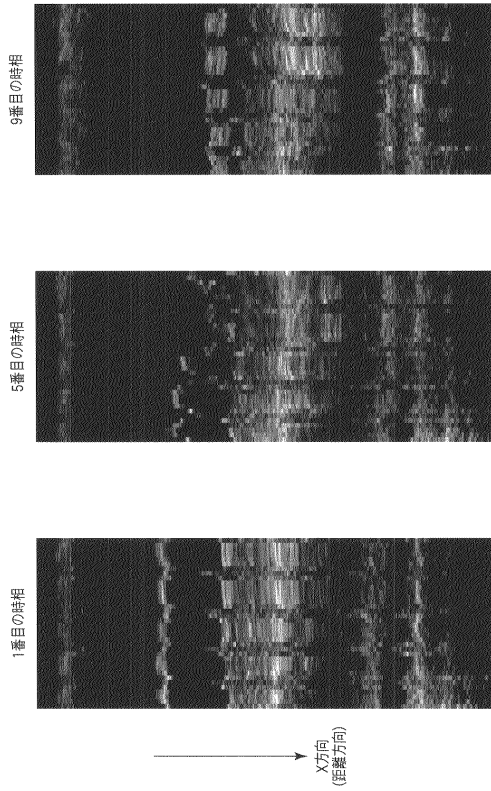
【 図 6 】

図 6



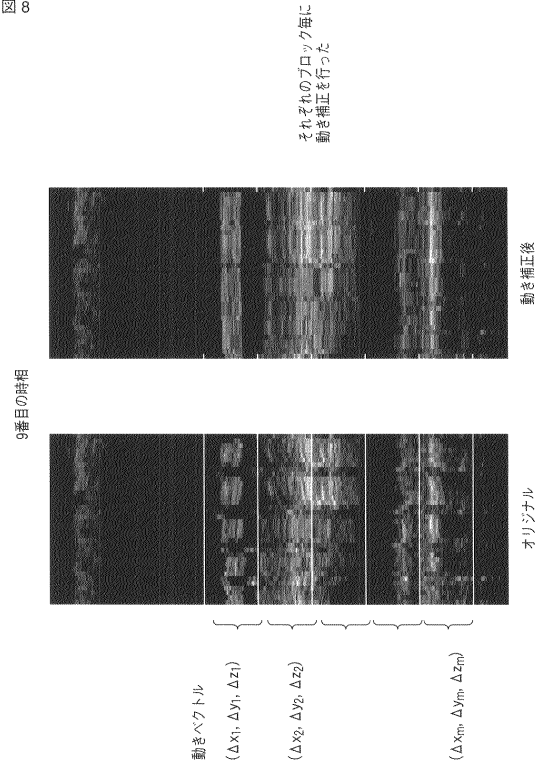
【 図 7 】

図 7



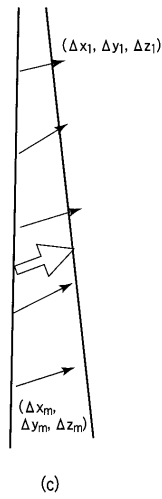
【 図 8 】

図 8



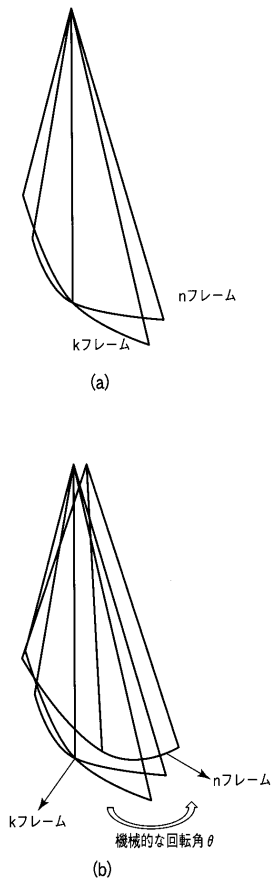
【 図 9 】

図 9



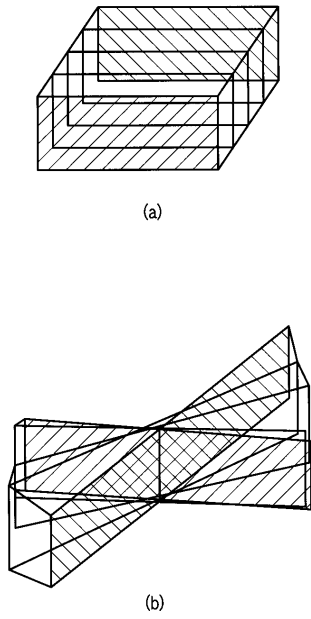
【 図 10 】

図 10



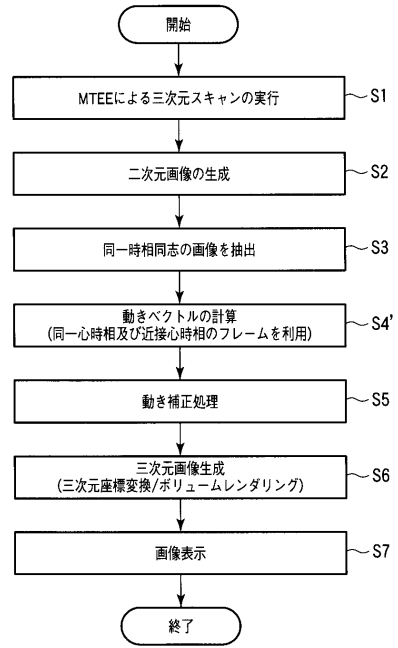
【 図 1 1 】

図 11



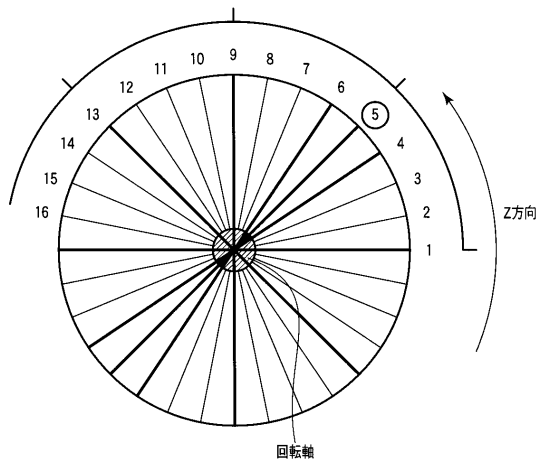
【 図 1 2 】

図 12



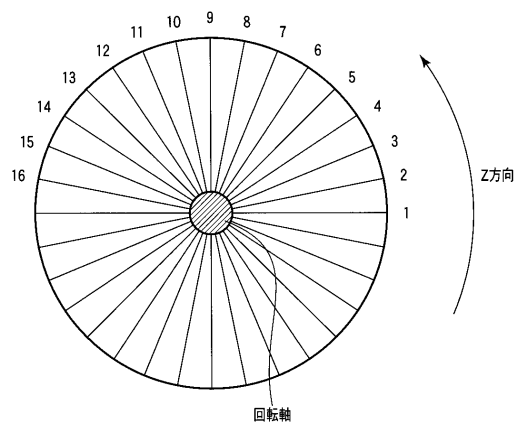
【 図 1 3 】

図 13



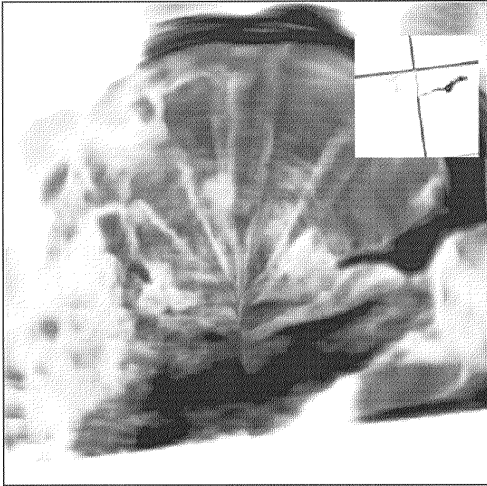
【 図 1 4 】

図 14



【 図 15 】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 BB14 BB26 DD15 EE09 FE01 FE10 FF08 GA19 JB51
JC23 KK21

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2010051729A	公开(公告)日	2010-03-11
申请号	JP2008222646	申请日	2008-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史 嶺喜隆		
发明人	佐藤 武史 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5276 A61B8/54 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE10 4C601/FF08 4C601/GA19 4C601/JB51 4C601/JC23 4C601/KK21		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是在使超声扫描表面绕特定轴旋转的同时生成多个二维超声图像，并使用这些图像重建由于呼吸运动而发生的三维图像。为了提供一种超声波诊断装置，超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序，能够消除产生的噪声。根据本超声波诊断设备，当在使扫描表面绕预定轴（旋转轴）旋转的同时扫描三维区域时，使用沿旋转轴的超声图像数据进行移动。计算扫描平面的运动矢量（超声波断层扫描），并由此校正扫描平面之间的位移。如有必要，除了具有与要进行运动校正的框架相同的心脏相位的框架之外，还至少其中一个具有与要进行运动校正的框架相靠近并且在空间上接近于心脏的相位的框架。使用一帧，计算运动矢量并校正横截面的位置偏差。[选择图]图3

