

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/090658

発行日 平成26年6月5日(2014.6.5)

(43) 国際公開日 平成24年7月5日(2012.7.5)

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

出願番号 特願2012-550796 (P2012-550796)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/078233
(22) 国際出願日 平成23年12月7日(2011.12.7)
(31) 優先権主張番号 特願2010-290652 (P2010-290652)
(32) 優先日 平成22年12月27日(2010.12.27)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 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 藤井 信彦
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
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE09 JB41 JC21
JC26 KK22

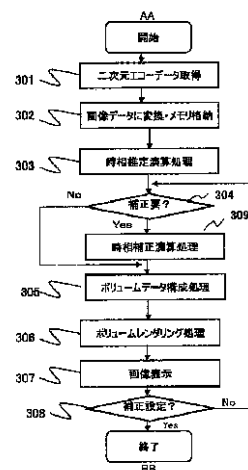
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および画像処理方法

(57) 【要約】

STIC機能を備えた超音波診断装置において、時相推定の失敗による間違った画像再生を防止し、正しい時相画像を再生可能にするために、超音波診断装置は、エコーデータを用いて、エコーデータに含まれる検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部と、時相推定部が推定した時相情報とエコーデータとを用いて、検査対象の時相毎の超音波画像を作成する画像処理部と、前記画像処理部の処理結果を表示する表示部とを備え、さらに、時相推定部が推定した時相情報を補正する時相補正部とを備え、画像処理部は、時相補正部により補正された時相情報を用いて超音波画像を作成する。

【図3】



301... TWO-DIMENSIONAL ECHO DATA ACQUISITION
302... CONVERSION TO IMAGE DATA, STORAGE IN MEMORY
303... TIME PHASE ESTIMATION CALCULATION PROCESSING
304... CORRECTION NEEDED?
305... VOLUME DATA CONSTRUCTION PROCESSING
306... VOLUME RENDERING PROCESSING
307... IMAGE DISPLAY
308... SET CORRECTION?
309... TIME PHASE CORRECTION CALCULATION PROCESSING
AA... START
BB... END

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームを送信するとともに、検査対象からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、前記反射エコー信号を信号処理し、エコーデータを生成する信号処理部と、前記エコーデータに含まれる前記検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部と、前記時相推定部が推定した時相情報と前記エコーデータとを用いて、前記検査対象の時相毎の3次元超音波画像を作成する画像処理部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置であって、

前記時相推定部が推定した前記時相情報を補正する時相補正部を備え、

前記画像処理部は、前記時相補正部により補正された時相情報を用いて前記3次元超音波画像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相補正部は、任意の補正値を入力させるための入力部を備え、前記入力部に入力された補正値を新たな時相情報とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相推定部は、前記エコーデータの輝度の時間変化を解析し、エコーデータに含まれる周期を求め、パワースペクトルまたは自己相関値が最大である第1の周期を用いて時相を推定するものであり、

20

前記表示部は、前記時相推定部が求めた周期に関する情報を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記表示部が表示する周期に関する情報は、縦軸をパワースペクトルとし、横軸を周波数または心拍数とするグラフを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記表示部が表示する周期に関する情報は、前記時相推定部が推定した時相情報の評価を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記時相補正部は、前記表示部に表示された前記時相推定部が求めた周期に関する情報に重ねて、補正後の周期に関する情報を表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相推定部は、前記エコーデータの輝度の時間変化を解析し、エコーデータに含まれる1ないし複数の周期を求め、パワースペクトルまたは自己相関値が最大である第1の周期を用いて時相を推定するものであり、

40

前記時相補正部は、前記時相推定部が求めた周期が複数あり、且つ、複数の周期のうち、予め設定した予測値に最も近い第2の周期と、前記第1の周期とが、異なる場合に、前記第2の周期を用いて時相を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記画像処理部は、前記時相補正部によって補正された時相情報に基づき、同時相の複数の2次元画像データを選択し、3次元超音波画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相補正部は、前記エコーデータの周波数情報又は心拍数情報に基づいて時相情報を

50

補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、
前記時相補正部は、前記エコーデータを解析し、パワースペクトルの大きさが2番目或いは3番目である周波数を補正周波数として時相情報を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波診断装置で収集された3次元エコーデータを用いて超音波画像を再構成する画像処理方法であって、

3次元エコーデータに含まれる周期性を求め、前記3次元エコーデータの時相(位相)を推定するステップと、

推定した時相を補正し、前記3次元エコーデータから時相が同一であるデータを抽出し、時相毎に超音波画像を再構成するステップと、有することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に超音波診断装置で取得した3次元画像データを処理する画像処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、超音波ビームを超音波ビームと直交する方向に機械的もしくは電子的に走査することにより、3次元エコーデータを収集することが可能であり、この3次元エコーデータから3次元画像を作成、表示させることができる。

【0003】

しかしながら、3次元エコーデータの取得には、ある程度の時間がかかるため、例えば胎児の心臓のように速い速度で運動する対象に対しては、データ取得の間に対象が変動し、診断に役立つ3次元画像を得ることが困難である。

【0004】

この問題に対し、周期的に動作する対象の周期動の時相を推定し、3次元エコーデータから各時相のデータを抜き出して画像化する技術が提案されている(特許文献1)。この技術は、STIC(Spatial Temporal Image Correlation)と呼ばれ、各時相の画像を連続的に表示させることにより動画的な表示を可能にしている。STICでは、低速でスキャン位置を移動させながらエコーデータを収集し、この収集したエコーデータにおける輝度の時間変化を抽出する。こうして得られた変化曲線について自己相関関数を取る或いは高速フーリエ変換を施すことにより、変化の周波数を求め、3次元エコーデータの時相を推定する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-74225号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、STICではエコーデータから時相を推定するので、例えば、エコーデータに含まれる対象の情報量が少ない場合や、エコーデータ内において対象以外の動作が支配的であった場合には、推定を失敗する可能性がある。その場合、間違った周期で画像が再生されることとなり、観察すべき対象が正しく表示されない。このような場合には、再度、計測を行ってエコーデータを収集しなおさなければならず、検査から時間的或いは場所的に離れて、画像を再生しようとした場合には、検査者や被検体に過度の負担が生じるといった問題があった。

【0007】

10

20

30

40

50

本発明は、推定の失敗による間違った画像再生を防止し、検査者や被検体の負担を生じることなく、正しい時相画像を再生することが可能な超音波診断装置を提供すること、STIC技術の実効を図ることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、時相推定機能を持つ超音波診断装置が推定した時相に対し、それを補正する機能を追加することによって、上記課題を解決する。

【0009】

即ち、本発明の超音波診断装置は、超音波ビームを送信するとともに、検査対象からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給するビーム形成部と、前記反射エコー信号を受信し、信号処理し、エコーデータを生成する信号処理部と、前記エコーデータを用いて、エコーデータに含まれる前記検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部と、前記時相推定部が推定した時相情報と前記エコーデータとを用いて、前記検査対象の時相毎の超音波画像を作成する画像処理部と、前記画像処理部の処理結果を表示する表示部と、前記時相推定部が推定した時相情報を補正する時相補正部とを備え、前記画像処理部は、前記時相補正部により補正された時相情報を用いて前記超音波画像を作成することを特徴とする。

【0010】

なお本発明において、時相情報とは、時相そのものの他に、時相を導出するための周波数(心臓であれば心拍数)、周期も含む概念である。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、時相推定部が推定した時相を補正する部を備えているので、エコーデータの取り直しをすることなく、正しい時相で画像を再構成しなおすことができ、精度のよい3次元超音波画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明が適用される超音波診断装置の全体概要を示すブロック図

【図2】本発明の超音波診断装置の制御部の構成例を示すブロック図

【図3】第一の実施形態による超音波診断装置の動作手順を示すフロー図

【図4】(A)～(D)は、第一の実施形態による時相推定部の時相推定処理を説明する図

【図5】(A)～(C)は、ポリウムデータ構成処理部の処理を説明する図

【図6】(A)～(C)は、表示部の表示画面の例を示す図

【図7】表示部の表示画面の他の例を示す図

【図8】第二の実施形態による超音波診断装置の動作手順を示すフロー図

【図9】(A)、(B)は、第三の実施形態による時相推定部の時相推定処理を説明する図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態を説明する。

【0014】

< 第一の実施形態 >

図1に、本発明を適用した超音波診断装置の全体概要を示す。この超音波診断装置は、超音波探触子1、送受信切替部2、ビーム形成部3、信号処理部4、変換部5、メモリ6、表示部7、入力部8及び制御部9を備えている。

【0015】

超音波探触子1は、撮像対象に超音波ビームを送信すると共に、撮像対象からの反射エコー信号を受信する。ここでは、撮像対象は母体Mの子宮内の胎児Eを例に説明する。超音波探触子1の構造やそれを構成する振動子の種類は特に限定されない。

【0016】

例えば、超音波探触子1には、振動子素子が超音波探触子の長軸方向に複数チャンネル

10

20

30

40

50

配列される構造となった一次元超音波探触子や、長軸方向に加え短軸方向にも複数チャンネル配列されている構造となった二次元超音波探触子があり、いずれを採用してもよい。また、超音波探触子1を構成する振動子として、圧電素子を用いるものや、CMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: IEEE Trans.Ultrason.Ferroelect.Freq.Cont r.Vol.45 pp.678-690 May 1998等)と呼ばれる半導体を用いるものがあり、そのいずれを採用してもよい。

【0017】

送受信切替部2は、超音波探触子1の送信/受信の機能を切り替える。送受信切替部2は、超音波探触子1の送信機能時には、超音波探触子1にビーム形成部3からの送信信号を超音波探触子1に供給し、超音波探触子1の送信機能時には、被検体(母体M)からの反射エコー信号を受信し信号処理部4に出力する。

10

【0018】

ビーム形成部3は、超音波探触子1に超音波ビームを被検体へ送信させるための信号を形成する。また、ビーム形成部3は超音波探触子1の短軸方向の各振動子素子に与える遅延時間を変えることにより、短軸方向にも送波や受波のビームフォーカスが可能になっている。さらに、ビーム形成部3は、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより超音波送信信号の重み付けがされ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより超音波受信信号の重み付けがされるようになっている。さらにまた、ビーム形成部3は短軸方向のそれぞれの振動子素子を駆動することにより、口径制御ができるようになっている。

20

【0019】

信号処理部4は、入力した反射エコー信号を増幅しデジタル化してエコーデータとする。

【0020】

変換部5は、エコーデータを2次元の超音波画像データへ変換する。

【0021】

メモリ6は、2次元の超音波画像データ、3次元の超音波画像データ及び装置の動作に必要なパラメータ等を記憶する。

【0022】

表示部7は、メモリ6に記憶された超音波画像等を表示するもので、例えばCRTモニタあるいは液晶モニタからなる。表示部7の出力方法は、超音波画像が表示されて操作者によって診断可能な画像が表示されればよく、アナログ出力、デジタル出力の何れの表示技術であってもよい。また表示部7は、後述する入力部8とともにGUIとしても機能し、制御部9の処理結果なども表示することができる。

30

【0023】

入力部8は、超音波画像データを撮像するためのパラメータなどの超音波診断装置の制御パラメータを入力するためのものであり、キーボード、トラックボール、マウスなどの少なくとも一つのデバイスで構成される。

【0024】

制御部9は、入力部8によって入力されたパラメータ等に基づき送受信切替部2、ビーム形成部3、信号処理部4、変換部5、メモリ6及び表示部7をそれぞれ機能させるように制御する。また、制御部9は中央演算装置を中核とする所謂コンピュータシステムで構成され、画像処理に必要な種々の演算等を行う。

40

【0025】

画像処理演算機能を実現する制御部9の構成例を図2に示す。

図示するように、制御部9は、時相推定部91、時相補正部92、ポリウムデータ構成処理部93、及びポリウムレンダリング処理部94を備える。

【0026】

時相推定部91は、変換部5で変換された2次元の超音波画像を用いて、撮像対象の運動の周期(時相)を演算する。時相推定部91の処理結果は、表示部7に表示される。画像処理部

50

は、時相推定部91が推定した時相情報とエコーデータとを用いて、検査対象の時相毎の3次元超音波画像を作成する。

【0027】

時相補正部92は、入力部8を介してユーザが設定する補正值を用いて、時相推定部91が演算した撮像対象の運動周期或いは時相を補正する。或いは、時相推定部91の処理結果を用いて、自動的に撮像対象の運動周期或いは時相を補正する。

【0028】

画像処理部の一部であるボリュームデータ構成処理部93は、時相推定部91で推定された時相或いは時相補正部92により補正された時相を用いて、3次元撮像によって得られた撮像対象の複数の超音波画像データから、同一時相の超音波画像データを選択し、3次元画像データ(ボリュームデータ)を作成する。

10

【0029】

画像処理部の一部であるボリュームレンダリング処理部94は、ボリュームデータに対し、MIP、MinIP等の投影処理や所望の断面を切り出す処理等を施し、ボリュームレンダリング画像等の画像を作成する。

【0030】

次に、以上の構成の超音波診断装置の動作を説明する。動作の手順を図3に示す。本実施の形態の超音波診断装置における撮像動作は、2次元画像データを取得するまでは、一般的な超音波診断装置と同様である。簡単に説明すると、撮像対象ここでは妊婦の腹部に探触子1を当てて、超音波ビームの送信と反射エコー信号の受信とを行い、ビーム断面に沿った2次元エコーデータを取得する。比較的低速度で超音波ビームをそのビーム断面と直交する方向に移動させながら2次元エコーデータの取得を繰り返し、複数の2次元エコーデータを取得する(ステップ301)。超音波ビームの幅、フォーカス位置などは、観察すべき対象ここでは胎児の心臓を描出できるように、入力部8を介して入力されたパラメータによって設定される。超音波ビームを移動する速度や移動範囲も同様に設定される。

20

【0031】

こうして得られた複数の2次元エコーデータは、変換部5によりそれぞれ2次元画像データに変換され、メモリ6に格納される(ステップ302)。複数の2次元画像データは、取得時間と断面位置とが互いに異なるデータであり、撮像対象が周期的な運動を行う場合には、その運動の時相情報を潜在的に有している。

30

【0032】

そこで、時相推定部91は、2次元画像データから撮像対象の運動周期を求め、各2次元エコーデータを取得した時点の時相を推定する(ステップ303)。

【0033】

時相推定部91が行う、時相推定の手法の一例について図4を用いて説明する。図4(A)は、撮像対象例えば胎児心臓を撮像することにより得た複数の2次元超音波画像を示す図である。これら複数の2次元超音波画像のそれぞれに対し、例えば画像輝度の平均を求める。画像輝度は、胎児の心臓が収縮、拡張を繰り返すことにより血液量が変わるのに伴い、変化を繰り返す。この変化は、図4(B)に示すような輝度平均の波形となる。図中、横軸は、複数の2次元超音波画像の取得時間或いは取得位置である。時相推定部91は、平均輝度の時間変化に対してフーリエ変換を行い、周波数スペクトルを得る。周波数スペクトルの例を図4(C)、図4(D)に示す。

40

【0034】

撮像対象に含まれる動きが一定周期運動のみの場合には、周波数スペクトルは、図4(C)のように単一のピーク411を示す。時相を推定するためには、単一のピークが得られることが理想的であるが、現実には母体の運動その他のノイズ振動が含まれる場合もあり、図4(D)に示すように、2つ或いはそれ以上のピーク411、412を生じる場合がある。

【0035】

時相推定部91は、周波数スペクトルにおいて、単一のピークが得られた場合にはそのピークの周波数を、2以上のピークが存在する場合にはパワースペクトルの最も大きいピー

50

クの周波数を、撮像対象の運動周波数と推定し、これから撮像した胎児心臓の動きの全時相を求める。時相推定部91の処理結果は、後述するレンダリング画像とともに表示部7に表示される。

【0036】

次いで、ポリウムデータ構成処理部93は、時相推定部91で推定された時相の補正が不要な場合或いは補正の指示がない場合には(ステップ304)、時相推定部91で演算された撮像対象の時相情報を利用して、メモリ6に格納された複数の2次元画像データから同時相の複数の2次元画像データを選択し、3次元の超音波画像を構成する(ステップ305)。

【0037】

この処理の様子を図5に示す。図5(A)は、時相推定部91で推定した運動周期の時相であり、(B)は(A)の時間軸と同じ時間軸で取得した複数の2次元エコーデータ或いはそれから作成した画像データ500で、図4(A)の画像データ400に対応している。図5(B)では、説明のために、複数の画像データを時相毎に異なる線種で表わし、同一時相の画像データは同じ線種で表わしている。ポリウムデータ構成処理部93は、図5(A)の時相情報を利用して、図5(C)に示すように時相毎の3次元画像データ(ポリウムデータ)を作成する。

10

【0038】

ポリウムレンダリング処理部94は、公知の3次元の超音波画像描画法(レンダリング法)を用いて、ポリウムデータ構成処理部93が構成したポリウムデータを処理し、表示部7に表示される画像を作成する(ステップ306)。例えば、ポリウムレンダリング法では、3次元空間内に分布している2次元の超音波画像の画素値について不透明度を付与しながらレイキャスティング処理をし、不透明度の値を加算していくことで最終的に半透明な画像を生成する。ポリウムレンダリング法では、表示対象としている胎児心臓の表面に対応するボクセルの不透明度を大きくすることで、その対象を不透明に近く、強調して描画することが可能となる。

20

【0039】

また、陰影モデルを用いるサーフェスレンダリング法やデプス法をなどの他の陰影づけ方法を用いてもよい。

【0040】

ポリウムレンダリング処理部94で作成された画像は、前述した時相推定部91の処理結果とともに表示部7に表示される(ステップ307)。表示の一例を図6に示す。図6の(A)は、時相推定部91で求めた周波数スペクトルにおいて単一のピークが存在した場合であり、この場合には、時相推定部91で推定した時相の信頼度は高いと考えられるので、画像とともに「信頼度：高」等の信頼度を表す表示を行う。また(B)は、2つのピークが存在した場合であって、そのうちパワースペクトルの大きい方の周波数を撮像対象の運動周波数と推定したものであり、信頼度は(A)の場合よりも低い。即ち、パワースペクトルが小さい方の周波数が撮像対象の運動周波数である可能性もある。この場合には「信頼度：中」等が表示される。3つ以上のピークが存在した場合には、さらに推定時相の信頼度は低下するので、(C)に示すように、「信頼度：低」等が表示される。

30

【0041】

なお信頼度の表示の手法は、図6に示したものに限らず、グラフィカルな表示でもよいし、また図6の上段に示した周波数スペクトルをともに表示したり、周波数スペクトル上に選択された周波数の値がわかる表示をしたりしてもよい。その場合、周波数スペクトルの横軸を周波数ではなく、例えば心拍数に換算した数値を表示させてもよい。心拍数を表示することにより、ユーザーは選択された周波数(心拍数)と、自らが経験的に知っている胎児心拍数との近さ或いは遠さから、時相推定部91が推定した時相の信頼度を判定することが可能となる。

40

【0042】

表示部7に表示された画像や信頼度をもとに、ポリウムデータ構成処理部93が用いた推定時相が適切でないとユーザーが判断した場合には、時相の補正値を設定する(ステップ308)。ユーザーによる補正値の入力は、入力部8を介して行うことができる。この入力

50

に必要なGUIを表示部7に表示させるようにしてもよい。例えば、画面に周波数や心拍数の数値を入力するためのボックス等を表示させて、ボックス内に数値を入力するようにする。或いは、図7に示すように、周波数スペクトルを表示させるとともに、周波数(或いは心拍数)選択用のカーソル或いはマーク71を表示し、このカーソル位置をユーザーが任意に移動することができるようにしてもよい。ユーザーが選択した周波数或いは心拍数は、周波数スペクトル上に所定のマークで表示することも可能である。

【0043】

上述のように、周波数や心拍数等が入力されると、時相補正部92は、入力された周波数や心拍数に基づき、胎児心臓の動きの全時相を求め、その情報をボリュームデータ構成処理部93に渡す(ステップ309)。ボリュームデータ構成処理部93は、補正された時相情報に基づき、同時相の複数の2次元画像データを選択し、3次元超音波画像を構成する(ステップ305)。つまり、画像処理部は、時相補正部92により補正された時相情報を用いて3次元超音波画像を作成する。

10

【0044】

構成された3次元超音波画像をもとに、所望のレンダリング法により画像を生成し、表示部7に表示することは、時相を補正しない場合と同様である(ステップ306、307)。ユーザーは、表示された画像を見て、再度、時相を変更することも可能である。

【0045】

以上、説明したように、本実施の形態の超音波診断装置によれば、超音波ビームを送信するとともに、検査対象からの反射エコー信号を受信する超音波探触子1と、反射エコー信号を信号処理し、エコーデータを生成する信号処理部4と、エコーデータに含まれる検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部91と、時相推定部91が推定した時相情報とエコーデータとを用いて、検査対象の時相毎の3次元超音波画像を作成する画像処理部と、3次元超音波画像を表示する表示部7とを備えた超音波診断装置であって、時相推定部91が推定した時相情報を補正する時相補正部92を備え、画像処理部は、時相補正部92により補正された時相情報を用いて3次元超音波画像を作成する。また、時相補正部92は、任意の補正值を入力させるための入力部を備え、入力部に入力された補正值を新たな時相とする。表示部7が表示する周期に関する情報は、縦軸をパワースペクトルとし、横軸を周波数または心拍数とするグラフを含む。

20

【0046】

また、超音波診断装置で収集された3次元エコーデータを用いて超音波画像を再構成する画像処理方法は、3次元エコーデータに含まれる周期性を求め、3次元エコーデータの時相(位相)を推定するステップと、推定した時相を補正し、3次元エコーデータから時相が同一であるデータを抽出し、時相毎に超音波画像を再構成するステップと、有することを特徴とする画像処理方法である。

30

【0047】

つまり、装置が推定した時相をユーザーが任意に補正する機能を持たせたことにより、適切に撮像対象の運動周期に合わせた時相画像の再構成が可能となり、検査のやり直しをすることなく診断に有効な超音波画像を表示させることができる。また表示部7に、装置が推定した時相に関する情報を表示させることにより、ユーザーは推定時相の適否を容易に判断することができる。

40

【0048】

< 第二の実施形態 >

本実施の形態は、装置が推定した時相の補正機能を自動的に補正する機能を備えたことが特徴である。その他の構成及び動作は、上記第一の実施形態と同じであり、ここでは異なる点を中心に説明する。

【0049】

図8に第二の実施形態の動作手順を示す。図中、ステップ801~803、805~807は図3のステップ301~303、305~307に対応し、同様の処理を行うので、ここでは説明を省略し、処理の異なるステップ809を中心に説明する。

50

【 0 0 5 0 】

ステップ807においてボリュームレンダリング処理部94で作成した3次元画像が表示部7に表示され、その画像が適切に撮像対象の運動周期に一致していないとユーザーが判断した場合、ユーザーは推定時相が正しくないとして「画像処理のやり直し(補正の指示)」を、入力部8を介して入力する(ステップ808、804)。この際、第一の実施形態と同様に、表示部7に画像とともに信頼度の表示等を表示させることができる。補正の指示は、例えば表示部7が備えるGUI機能により行う。

【 0 0 5 1 】

ここでは、時相補正部92は、エコーデータの周波数情報又は心拍数情報に基づいて時相情報を補正する。画像処理部は、時相補正部92によって補正された時相情報に基づき、同時相の複数の2次元画像データを選択し、3次元超音波画像を構成する。

10

【 0 0 5 2 】

具体的には、時相推定部91が推定した時相が撮像対象の時相と一致しない場合の殆どは、時相推定部91が求めた周波数スペクトルにおいて複数の周波数ピークが存在する場合であるので、時相補正部92はパワースペクトルの大きさが2番目或いは3番目である周波数を補正周波数とする(ステップ809)。この補正周波数を用いて、撮像した胎児心臓の全時相を補正することは第一の実施形態と同じである。なお候補となる周波数が3以上ある場合は、パワースペクトルの大きさがより大きいものを選択するようにしてもよいが、予め撮像対象の運動周波数(心拍数)の範囲或いは上限或いは下限をメモリ6内に格納しておき、その値に基づいて判断するようにしてもよい。その場合には、メモリ6に格納されている周波数の範囲に含まれるか最も近いものを補正周波数として選択する。つまり、時相補正部92は、エコーデータの周波数スペクトルに基づいて時相情報を補正する。時相補正部92は、エコーデータを解析し、パワースペクトルの大きさが2番目或いは3番目である周波数を補正周波数として時相情報を補正する。

20

【 0 0 5 3 】

本実施形態においても、選択された補正周波数(心拍数)を、表示部7に数値として、或いは周波数スペクトル上にマーク等によって、表示することが好ましい。

【 0 0 5 4 】

以上の説明では、補正の要否(ステップ804)については、表示された画像をもとにユーザーが判断する場合を説明したが、時相推定部91で求めた周波数スペクトルをもとに、時相補正部92が自動的に補正要否を判断することも可能である。

30

【 0 0 5 5 】

具体的には、時相推定部91がフーリエ変換によって求めた周波数スペクトルにおいて、単一の周波数ピークが存在する場合は、時相推定部91の推定結果を「正」とし、「補正不要」と判断する。一方、複数の周波数ピークが存在する場合には、予めメモリ6内に格納されている撮像対象の運動周波数(心拍数)の範囲或いは上限或いは下限(設定値)と、推定周波数とを比較し、推定周波数が設定値の範囲から外れている場合には、「補正要」と判断する。

【 0 0 5 6 】

「補正要」の場合には、その旨を表示部7に表示する。この際、図7に示したような周波数スペクトルが表示されていることが好ましく、ユーザーはそれをもとに補正值を入力することができる。ユーザーが補正值を入力する手法は、第一の実施形態と同様である。

40

【 0 0 5 7 】

ユーザーが補正值を入力する代わりに、時相補正部92が自動的に補正值を設定することも可能である。その場合は、ステップ804で補正要と判断したならば、ステップ809において上述と同様に、時相補正部92が自動的に補正周波数を設定し、それにより全時相を計算する。この場合、ユーザーが介在せずに、補正要否の判断から補正值の設定までを時相補正部92が行うことになる。ただし、必要に応じて、ユーザーによる補正要否の入力や補正值の入力を可能にしてもよい。

【 0 0 5 8 】

50

表示部7が表示する周期に関する情報は、時相推定部91が推定した時相情報の評価を含む。時相補正部92は、表示部7に表示された時相推定部91が求めた周期に関する情報に重ねて、補正後の周期に関する情報を表示させる。

【0059】

< 第三の実施形態 >

本実施形態は、第一及び第二の実施形態とは、時相推定部91が時相を推定する手法が異なる。本実施形態においても、動作の手順は、図3に示すフローと同様であるが、ステップ303において、複数の2次元画像データから時相を推定するために、輝度値の自己相関を算出する。そのため、第一の実施形態と同様に2次元画像データの輝度値の平均値を求め、その時間的変化である波形(図4(B))を得る。得られた波形の自己相関関数を算出する。自己相関関数 $R(\tau)$ は、輝度変化の波形を $x(t)$ 、自己相関関数の遅れを τ 、検索範囲を T とすると次式で表わすことができる。

10

【0060】

【数1】

$$R(\tau) = 1/T \int_{-T/2}^{T/2} x(t)x(t+\tau)dt$$

自己相関関数は、例えば、図9(A)、(B)で示すように、横軸を時間、縦軸を相関値で表わされる曲線となる。図9(A)の場合、横軸のゼロからピーク911までの時間が周期として求められる。また図9(B)の場合のように、複数のピーク911、912が存在する場合は、相関値が最も高いピーク(例えば912)までの時間が周期として求められる。

20

【0061】

本実施形態においても、時相推定部91が、こうして求めた周期をもとに胎児心臓の全時相を推定すること、推定時相を用いてボリュームデータ構成処理部93が時相毎の3次元画像データを作成すること、及び、3次元画像データをもとにレンダリング画像を作成し、表示することは前述の実施形態と同じである。また、表示された画像とともに、推定した時相の信頼度を示す表示や自己相関関数(グラフ)の表示を行ってもよいことも同様である。

【0062】

表示された画像および/又は信頼度の情報をもとに、時相補正部92は時相を補正し、再度、3次元画像が作成される。

30

【0063】

本実施形態によれば、時相推定部91は、エコーデータの輝度の時間変化を解析し、エコーデータに含まれる周期を求め、パワースペクトルまたは自己相関値が最大である第1の周期を用いて時相を推定するものであり、時相補正部92は、時相推定部91が求めた周期に関する情報を表示部7に表示させる。

【0064】

以上、本発明の超音波診断装置の実施形態を説明したが、超音波診断装置の制御部9の機能は、超音波診断装置から独立した画像処理装置の機能として備えることもできる。その場合には、超音波診断装置で取得した生のエコーデータや変換部によって変換された画像データを、無線或いは有線の通信部や可搬媒体により画像処理装置に転送し、時相推定、時相補正、3次元画像データ作成、レンダリング処理等を画像処理装置で行うことができる。

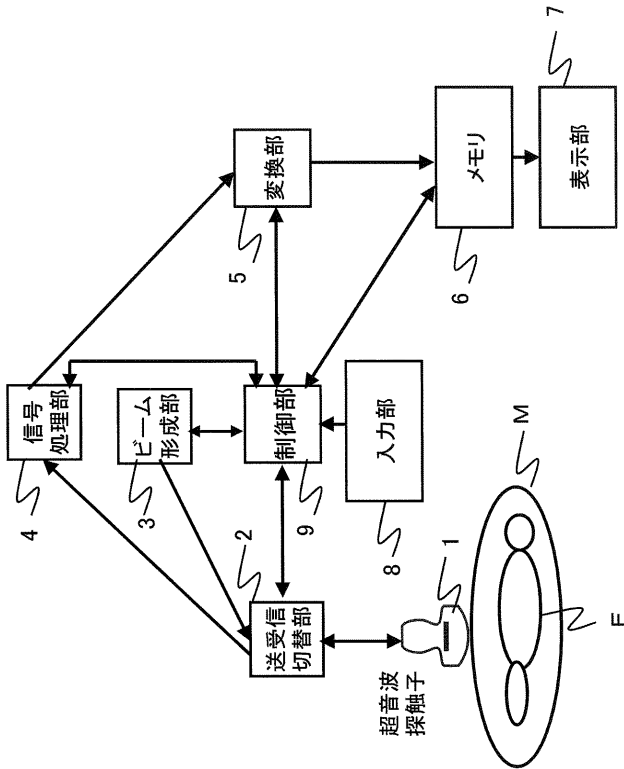
40

【符号の説明】

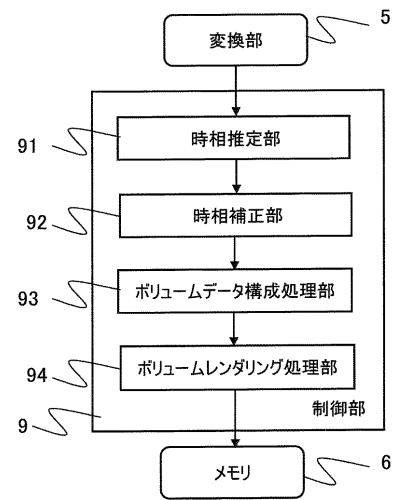
【0065】

1 超音波探触子、2 送受信切替部、3 ビーム形成部、4 信号処理部、5 変換部、6 メモリ、7 表示部、8 入力部、9 制御部、91 時相推定部、92 時相補正部、93 ボリュームデータ構成処理部、94 ボリュームレンダリング処理部

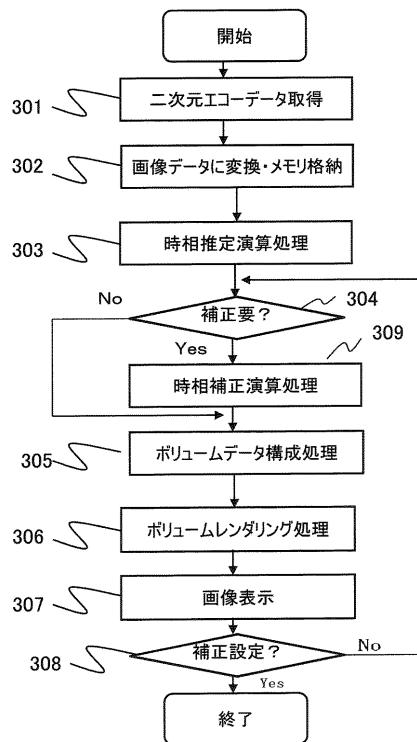
【図 1】



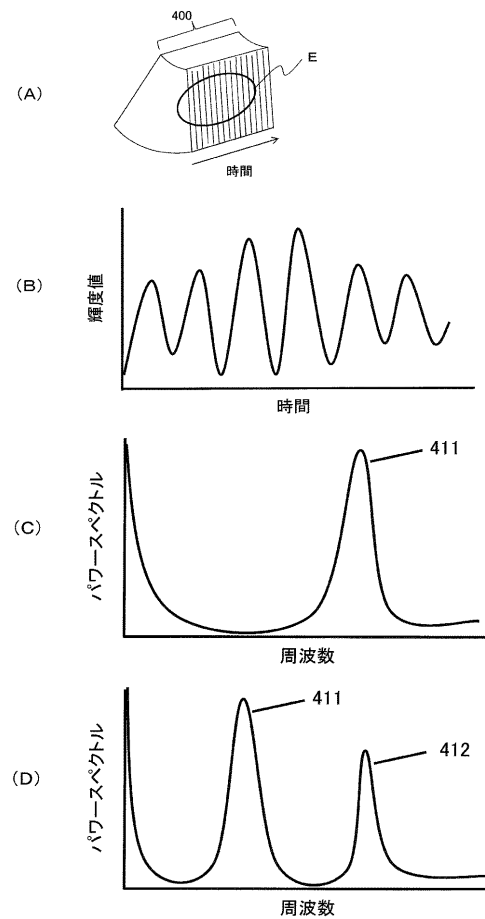
【図 2】



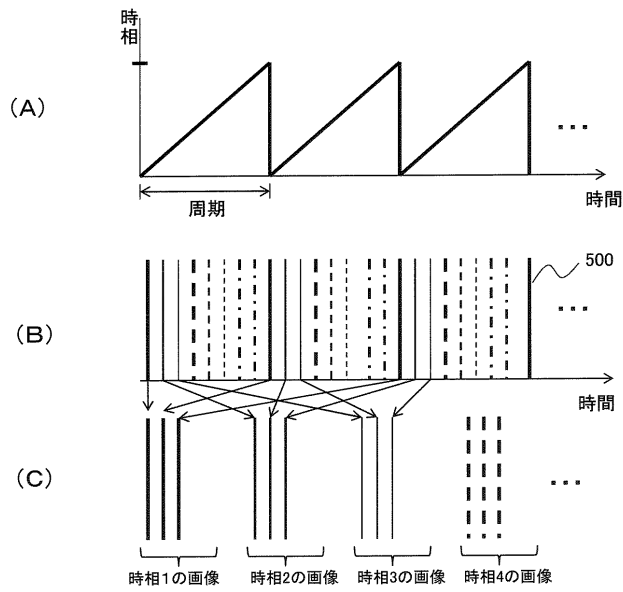
【図 3】



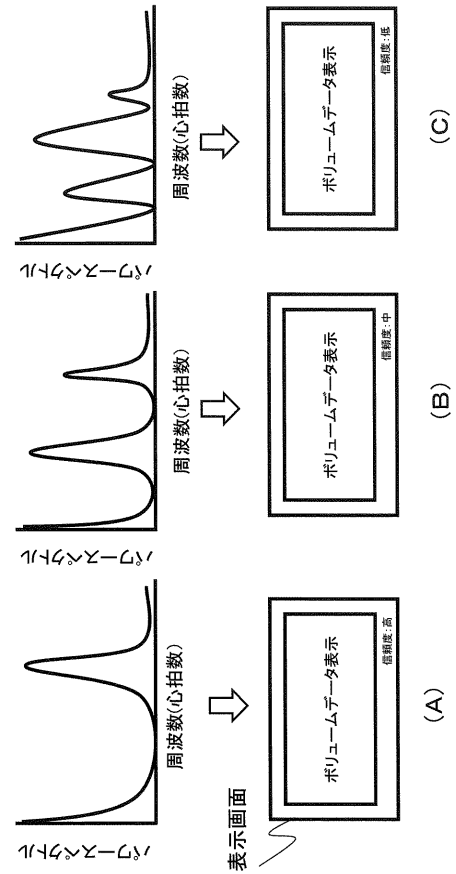
【図 4】



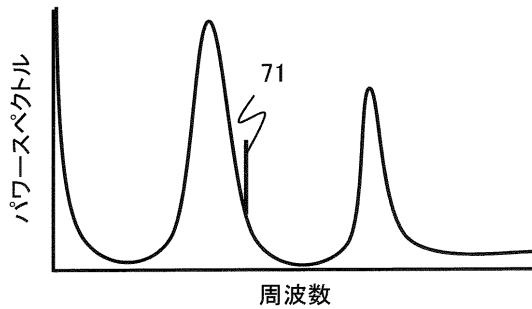
【図 5】



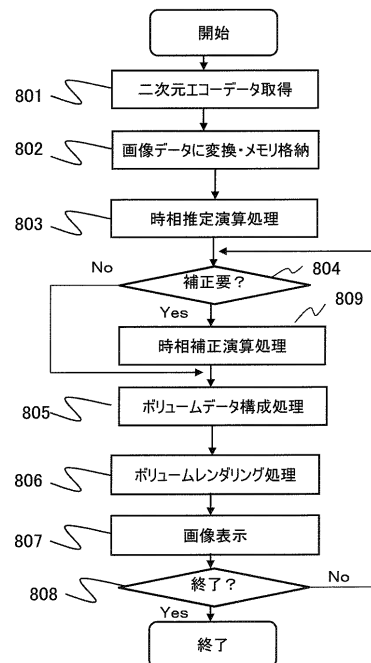
【図 6】



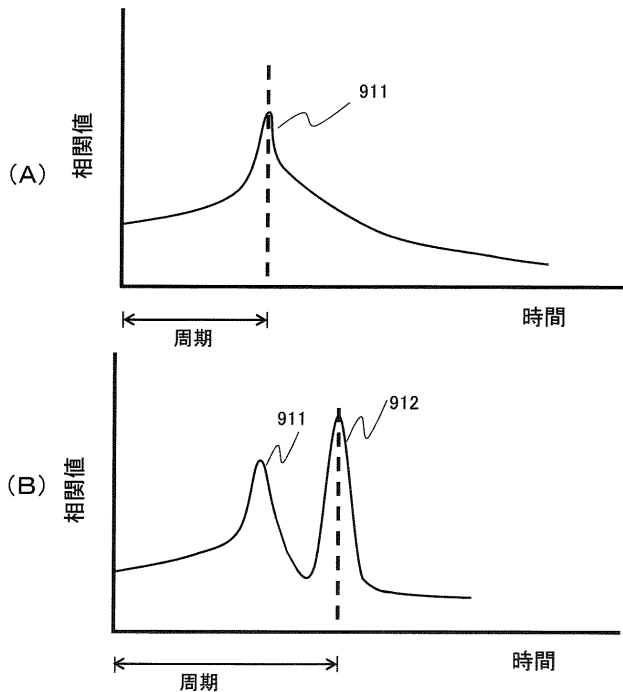
【図 7】



【図 8】



【 図 9 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年11月18日 (2013.11.18)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

超音波ビームを送信するとともに、検査対象からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、前記反射エコー信号を信号処理し、エコーデータを生成する信号処理部と、前記エコーデータに含まれる前記検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部と、前記時相推定部が推定した時相情報と前記エコーデータとを用いて、前記検査対象の時相毎の3次元超音波画像を作成する画像処理部と、前記3次元超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置であって、

前記時相推定部が推定した前記時相情報を補正する時相補正部を備え、

前記画像処理部は、前記時相補正部により補正された時相情報を用いて前記3次元超音波画像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

【 請求項 2 】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相補正部は、任意の補正值を入力させるための入力部を備え、前記入力部に入力された補正值を新たな時相情報とすることを特徴とする超音波診断装置。

【 請求項 3 】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相推定部は、前記エコーデータの輝度の時間変化を解析し、エコーデータに含ま

れる周期を求め、パワースペクトルまたは自己相関値が最大である第1の周期を用いて時相を推定するものであり、

前記表示部は、前記時相推定部が求めた周期に関する情報を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記表示部が表示する周期に関する情報は、縦軸をパワースペクトルとし、横軸を周波数または心拍数とするグラフを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記表示部が表示する周期に関する情報は、前記時相推定部が推定した時相情報の評価を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

請求項3に記載の超音波診断装置において、

前記時相補正部は、前記表示部に表示された前記時相推定部が求めた周期に関する情報に重ねて、補正後の周期に関する情報を表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相推定部は、前記エコーデータの輝度の時間変化を解析し、エコーデータに含まれる1ないし複数の周期を求め、パワースペクトルまたは自己相関値が最大である第1の周期を用いて時相を推定するものであり、

前記時相補正部は、前記時相推定部が求めた周期が複数あり、且つ、複数の周期のうち、予め設定した予測値に最も近い第2の周期と、前記第1の周期とが、異なる場合に、前記第2の周期を用いて時相を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記画像処理部は、前記時相補正部によって補正された時相情報に基づき、同時相の複数の2次元画像データを選択し、3次元超音波画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相補正部は、前記エコーデータの周波数情報又は心拍数情報に基づいて時相情報を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記時相補正部は、前記エコーデータを解析し、パワースペクトルの大きさが2番目或いは3番目である周波数を補正周波数として時相情報を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】

超音波診断装置で収集された3次元エコーデータを用いて3次元超音波画像を再構成する画像処理方法であって、

3次元エコーデータに含まれる周期性を求め、前記3次元エコーデータの時相(位相)を推定するステップと、

推定した時相を補正し、前記3次元エコーデータから時相が同一であるデータを抽出し、時相毎に3次元超音波画像を再構成するステップと、有することを特徴とする画像処理方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

即ち、本発明の超音波診断装置は、超音波ビームを送信するとともに、検査対象からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給するビーム形成部と、前記反射エコー信号を受信し、信号処理し、エコーデータを生成する信号処理部と、前記エコーデータを用いて、エコーデータに含まれる前記検査対象の周期動の時相情報を推定する時相推定部と、前記時相推定部が推定した時相情報と前記エコーデータを用いて、前記検査対象の時相毎の3次元超音波画像を作成する画像処理部と、前記画像処理部の処理結果を表示する表示部と、前記時相推定部が推定した時相情報を補正する時相補正部とを備え、前記画像処理部は、前記時相補正部により補正された時相情報を用いて3次元超音波画像を作成することを特徴とする。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0017】

送受信切替部2は、超音波探触子1の送信/受信の機能を切り替える。送受信切替部2は、超音波探触子1の送信機能時には、超音波探触子1にビーム形成部3からの送信信号を超音波探触子1に供給し、超音波探触子1の受信機能時には、被検体(母体M)からの反射エコー信号を受信し信号処理部4に出力する。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0030

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0030】

次に、以上の構成の超音波診断装置の動作を説明する。動作の手順を図3に示す。本実施の形態の超音波診断装置における撮像動作は、2次元画像データを得るまでは、一般的な超音波診断装置と同様である。簡単に説明すると、撮像対象ここでは妊婦の腹部に超音波探触子1を当てて、超音波ビームの送信と反射エコー信号の受信とを行い、ビーム断面に沿った2次元エコーデータを取得する。比較的低速度で超音波ビームをそのビーム断面と直交する方向に移動させながら2次元エコーデータの取得を繰り返し、複数の2次元エコーデータを取得する(ステップ301)。超音波ビームの幅、フォーカス位置などは、観察すべき対象ここでは胎児の心臓を描出できるように、入力部8を介して入力されたパラメータによって設定される。超音波ビームを移動する速度や移動範囲も同様に設定される。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/078233

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

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

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-193945 A (Toshiba Corp.), 09 September 2010 (09.09.2010), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0065] to [0071] (Family: none)	1-11
A	JP 2010-119587 A (Toshiba Corp.), 03 June 2010 (03.06.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2005-74225 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 24 March 2005 (24.03.2005), entire text; all drawings & US 2005/0049503 A1 & DE 102004040411 A & DE 202004021722 U	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
21 December, 2011 (21.12.11)Date of mailing of the international search report
10 January, 2012 (10.01.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/078233

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 2011-62404 A (Aloka Co., Ltd.), 31 March 2011 (31.03.2011), entire text; all drawings & US 2010/0262006 A1 & EP 2241256 A2 & CN 101897601 A	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/078233	
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)i			
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. A61B8/00			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
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)			
C. 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 請求項の番号	
X	JP 2010-193945 A (株式会社東芝) 2010.09.09, 全文, 全図, 特に段落[0065]-[0071]参照 (ファミリーなし)	1-11	
A	JP 2010-119587 A (株式会社東芝) 2010.06.03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11	
A	JP 2005-74225 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2005.03.24, 全文, 全図 & US 2005/0049503 A1 & DE 102004040411 A & DE 202004021722 U	1-11	
P, A	JP 2011-62404 A (アロカ株式会社) 2011.03.31, 全文, 全図 & US 2010/0262006 A1 & EP 2241256 A2 & CN 101897601 A	1-11	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「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			
国際調査を完了した日 21.12.2011		国際調査報告の発送日 10.01.2012	
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) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

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

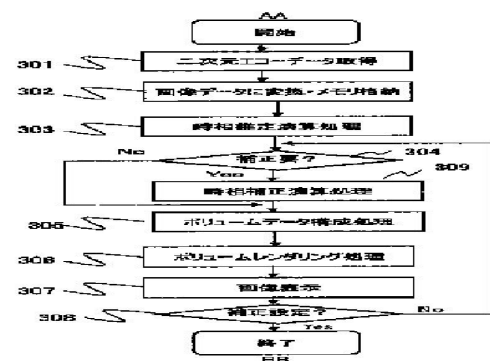
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JPWO2012090658A1	公开(公告)日	2014-06-05
申请号	JP2012550796	申请日	2011-12-07
[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	藤井信彦		
发明人	藤井 信彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5276 A61B8/5284 G16H50/30 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/KK22		
优先权	2010290652 2010-12-27 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种具有STIC功能的超声诊断设备，其中，为了通过防止由于时间相位估计失败而导致的错误图像再现，使得能够以正确的时间相位再现图像，超声诊断设备包括：时间相位估计单元 使用回波数据来估计回波数据中包括的检查对象的周期性运动的时相信息；图像处理单元，其使用回波数据和由时间相位估计单元估计的时间相位信息来在每个时间相位创建检查对象的超声图像；另外，时间相位校正单元校正由时间相位估计单元估计的时间相位信息。图像处理单元使用由时间相位校正单元校正的时间相位信息来创建超声图像。

【図3】



301... TWO DIMENSIONAL ECHO DATA ACQUISITION
 302... CONVERSION TO IMAGE DATA, STORAGE IN MEMORY
 303... TIME PHASE ESTIMATION CALCULATION PROCESSING
 304... CORRECTION NEEDED?
 305... VOLUME DATA CONSTRUCTION PROCESSING
 306... VOLUME RENDERING PROCESSING
 307... IMAGE DISPLAY
 308... SET CORRECTION?
 309... TIME PHASE CORRECTION CALCULATION PROCESSING
 AA... START
 BB... END