

(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2005-103328

(P2005-103328A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-10211 (P2005-10211)
 (22) 出願日 平成17年1月18日 (2005.1.18)
 (62) 分割の表示 特願平11-19462の分割
 原出願日 平成11年1月28日 (1999.1.28)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100068504
 弁理士 小川 勝男
 (74) 代理人 100086656
 弁理士 田中 恭助
 (72) 発明者 宮武 孝文
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (72) 発明者 長坂 晃朗
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波像診断装置及びそれに使用するプログラム

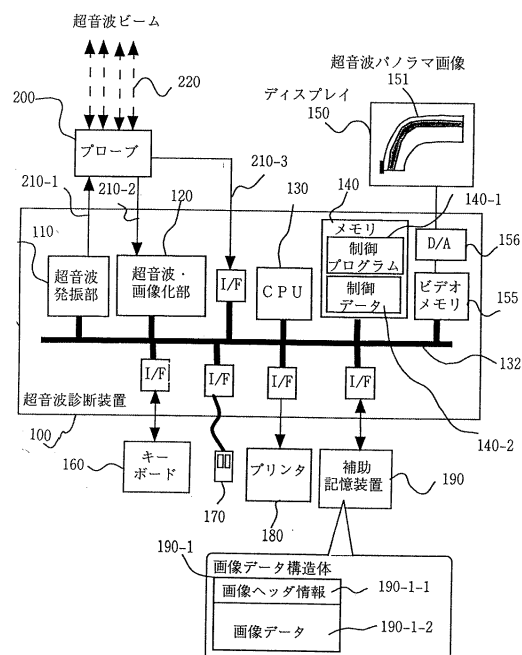
(57) 【要約】

【課題】測定断面のパノラマ画像がリアルタイムで生成でき、低コストかつ操作性の優れた超音波診断装置を実現する。

【解決手段】プローブ200から取得した超音波データを画像に変換する画像化部120と、画像化部120で得られた画像を動画として表示する動画表示機能と、プローブ操作によって生成された画像間の移動量を検出する移動量検出機能とプローブ200操作によって生成された断層画像間の回転量を検出する回転量検出機能をもつコンピュータ(130、140)と、動画表示と並行して、診断中の断層画像列をコンピュータにより検出した移動量と回転量に応じて平面的に接続したパノラマ画像151を表示するパノラマ画像表示手段150とを設けた。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波像を得るプローブに接続され、
上記プローブから得られた上記超音波像を構成する複数の動画像フレームを取り込む手段と、
上記取り込まれた複数の動画像フレーム間の位置関係データを検出する手段と、
上記位置関係データを用いて複数の上記動画像フレームを接続しパノラマ画像データを得る手段と、
上記複数の動画像フレームの画像データ及び上記パノラマ画像データを画像表示信号に変換してディスプレイに逐次表示する画像表示手段と、
上記各手段を制御する制御部を備えた超音波診断装置であって、
上記画像表示手段は上記プローブの現在の位置及び方向を示すカーソルを上記パノラマ画像データと併せて逐次表示することの特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

さらに指示入力部を有し、
上記指示入力部を介した修正指示を受けると、上記画像表示手段は上記プローブの位置を過去に位置した場所へ移動させて順次表示し、
上記該状態で上記指示入力部を介した再開指示を受けると、上記パノラマ画像データを得る手段は、該プローブの位置におけるパノラマ画像に、上記取り込み手段を介して新たに取り込まれた動画像フレームを接続することでパノラマ画像を得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 3】

超音波像を得るプローブから得られた超音波像を構成する複数の動画像フレームの画像データを得るステップと、上記複数の動画像フレーム間の位置関係データを検出するステップと、上記位置関係データを用いて上記複数の動画像フレームを所定の位置で接合することによってパノラマ画像を得るステップと、上記複数の動画像フレームの画像データ及び上記パノラマ画像データを画像表示信号に変換してディスプレイに逐次表示する画像表示ステップをコンピュータで実行させるプログラムであって、
上記画像表示ステップは、上記プローブの現在の位置及び方向を示すカーソルを上記パノラマ画像データと併せて逐次表示するステップを有することを特徴とするプログラム。

30

【請求項 4】

請求項 3 記載のプログラムであって、
さらに外部からの指示を入力する指示ステップを有し、
上記指示ステップで修正指示を受けると、上記画像表示ステップでは上記プローブの位置を過去に位置した場所へ移動させて順次表示し、
上記プローブの位置を過去に位置した場所へ移動させて順次表示された状態で再開指示を受けると、上記パノラマ画像データを得るステップは、該プローブの位置におけるパノラマ画像に、上記取り込みステップで新たに取り込まれた動画像フレームを接続するステップを経てパノラマ画像を得ることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波によって得られた動画像を合成しパノラマ画像合成する方法及び装置、更に詳しくいえば、手動の超音波プローブ操作によって撮影された位置的に連続する複数の動画像フレーム列の画像を合成した画像（以下パノラマ画像と略称）を得る方法及び装置で、特に、超音波診断及びそれに使用する装置に好適なものである。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波を使った診断の普及が進んでいる。超音波診断装置は、プローブを人体等の被検体の表面に当て、2～10MHzの超音波を体内に送り、臓器の表面等で反射され

50

た超音波を受信し、受信音波を信号処理することで、リアルタイムに患者の体内の臓器等の断層画像を表示する装置である。超音波を使った診断は外科手術やX線による診断に比べ患者に苦痛や悪影響を及ぼさず安全である。

【0003】

そのため、妊婦や幼児の診断において重要とされている。超音波診断装置の代表的な計測例に、胎児発育計測や循環器計測がある。これらの計測部位はプローブで一度に断層画像表示できる範囲を超えているため、プローブを被検体に沿ってスキャンさせながら断層画像をパノラマ的に表示させる機能が必要となる。1回の取り込みでは極めて狭い範囲の2次元断面画像しか得られないがプローブを位置センサーを有する機械的スキャナーに取り付け、人体を横切るようにスキャナーを移動させつつ断面画像を記憶すれば、人体等の被検体の上をプローブが動き終わった時に全ての記憶された断面画像から、全体のパノラマ画像を生成して表示できる。

10

【0004】

しかし、機械的スキャナーに取り付けたプローブを、例えば、ふくらはぎ部、甲状腺部等、人体の曲面部に沿って正確に移動させるのは難しい。超音波は皮膚に塗られたゼリー状の物質の層を通して身体の中に伝達されるため、プローブは人体の皮膚と直接接触するように保持されなければならない。そのため、表面に凹凸がある部分を正確にスキャンさせるのは高度な操作技術が必要である。望ましいのは、手でプローブを人体の表面に沿ってスキャンさせつつ、実時間で広範囲の断面画像を繋ぎあわせ、パノラマ的に表示できる装置の実現である。位置センサや回転センサを取り付けることなく画像を合成するためには、位置的に隣接する画像フレーム間の移動量や回転量を画像データから検出する必要がある。この検出には、画像間の動きベクトルを計算しなければならず、リアルタイム処理のためには高速の画像処理プロセッサが要求される。

20

【0005】

さらに、超音波断層像を得る装置の操作性を向上させるためには、診断装置の使用者がプローブを手動で移動させながら、間違った部位を操作した場合でも、部分的に操作を修正するだけで、パノラマ画像が生成できる機能が必要である。例えば血流を計測する場合、ユーザは人体の表面から血管の上に沿って移動させる必要があるが、血管が細いのでプローブの位置が計測すべき血管の位置からずれる場合が生じる。このような場合、始めからプローブの操作をやり直すのではなく、途中での修正ができて、スキャンが再開できると操作性が確実に上がる。

30

【0006】

また、プローブを移動(スキャン)させている時に、視線をプローブ位置から離さずに断層画像が確認できる手段があると、正確な移動操作が可能になる。

しかしながら、望ましい超音波診断装置の実現は位置センサの取り付けられた機械的スキャナを必要としたり、あるいは高速の画像処理プロセッサを必要とする等、装置コストが大幅に高くなるという問題がある。

【0007】

超音波診断装置に使用するパノラマ画像作成技術として相互に関連する超音波画像フレーム間動きベクトルを求め、その動きベクトルを利用して複数の画像フレーム繋ぎ合わせパノラマ画像を得る技術がU.S.P.5,577,286号に開示されている。しかし上記U.S.P.5,577,286号に開示されているものは動きベクトルを求めるためいわゆる高度のブロックマッチング方法を用いるため、依然として信号処理量が多く、実時間処理を行うためには、高速信号処理装置を必要とする問題がある。

40

【0008】

【特許文献1】米国特許5,577,286号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

以上のように従来の超音波診断装置は人体に安全ではあるが、パノラマ的に全体の画像

50

を表示させようとするすると装置コストと操作性の点で問題があった。すなわち、部分的な断面画像から人体のパノラマ画像を得るためには、高速の画像処理プロセッサが必要となったり、正確にプローブを移動しないとパノラマ画像がとぎれる等の問題があった。

従って本発明の目的は、被検体の超音波撮像画像のパノラマ画像をリアルタイムで生成し、表示できるパノラマ画像の合成方法及びその方法を実施する低コストかつ操作性の優れた超音波パノラマ画像合成装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するため、本発明の超音波像を合成しパノラマ画像を合成する方法は、人体等の被検体から超音波によって得られた位置的に近接した複数の画像フレーム、即ち動画フレームの画像データを得て、上記複数の動画フレームのそれぞれの特定の指定領域のデータから隣接する動画フレーム間の位置関係データ即ち動画フレーム間の移動量及び回転量を検出し、上記移動量及び回転量を用いて上記複数の動画フレームを所定の位置で接合することによってパノラマ画像データを得て、必要によっては、上記パノラマ画像データを画像信号に変換し表示装置に表示する。

【0011】

本発明の方法は、超音波プローブから得られた動画データから直接位置関係データを求め、パノラマ画像データを得て、表示装置の表示画面に超音波プローブの移動と同時に表示するリアルタイム処理を行う場合の他に、一旦上記複数の動画フレームのデータを蓄積手段に蓄積し、時間を経て上記蓄積手段のデータから上記パノラマ画像データを得て、表示手段に表示する形態も含む。

【0012】

また、本発明のパノラマ画像を合成する画像合成装置は、位置的に相互に隣接する複数の動画フレームの画像データを入力する手段と、上記複数の動画データのそれぞれの特定の領域のデータから動画フレーム間の位置関係データ即ち動画フレーム間の移動量及び回転量を検出する動き検出手段と、上記移動量及び回転量を用いて上記複数の動画フレームを所定の位置で接合することによってパノラマ画像データを得る信号処理装置と、上記パノラマ画像データを表示する表示装置をもち、上記動き検出手段は以下の処理を行う演算手段を有する。

【0013】

上記演算部は、連続する動画フレームの画像の単一の指定された特定領域の投影分布を求め、隣接する動画フレームの画像の単一の特定領域の投影分布間の相関によって上記移動量を求める信号処理手段と、連続する動画フレームそれぞれの1軸方向に分割された複数の特定部分領域の投影分布を求め、隣接する画像フレーム間のそれぞれ対応する上記特定部分領域の投影分布間の相関によって上記特定部分領域のそれぞれの移動量を求め、上記複数の特定部分領域の移動量の差から連続する動画フレームの回転量データを求める信号処理手段とを有する。すなわち、プローブ操作の動きを画像データより検出する。

【0014】

本発明によるパノラマ画像合成装置は、好ましい実施形態においては、上記複数の動画フレームのデータを得る手段は、手動のプローブから取得した超音波データを画像データに変換する超音波・画像化手段で構成され、上記表示装置は上記パノラマ画像の表示と同時に上記複数の超音波画像データからの個々の画像フレームを動画として表示する様に構成される。

【0015】

また、本発明によるパノラマ画像合成装置の好ましい実施形態においては、上記動き検出手段及びパノラマ画像合成手段は、中央信号処理ユニット(CPU)と、データ及び制御プログラムを記憶するメモリをもつコンピュータによって構成される。さらに上記パノラマ画像を蓄積する画像蓄積手段をも付加する。

更に操作性を高める好ましい形態によれば、上記プローブに、少なくとも、上記プローブ

ブの操作開始手段、操作リセット手段、上記動画像表示手段、及びパノラマ画像表示手段の少なくとも１つを取り付ける。

【発明の効果】

【００１６】

本発明によれば、超音波診断装置等を実施した場合、診断中の動画像を自動的に合成してパノラマ画像を生成することができ、装置操作者のプローブ操作により得た断層画像列から、リアルタイムでパノラマ画像を作成できる。また、パノラマ画像の作成状況がディスプレイ上で刻々と確認できるとともに、診断中のプローブ操作の失敗を訂正することができる。また、好ましい実施形態ではプローブとディスプレイが一体になっているので、診断箇所から視線を離すことなく診断作業が行える。以上のように、本発明によれば高い操作性の超音波診断装置が実現される。 10

本発明の他の目的及び特徴は以下の説明により明らかにされる。また本発明は、超音波診断装置に特に有効であるので、以下の説明では超音波診断装置について説明するが、他の用途にも実施できるものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１７】

図１は、本発明による超音波像を合成しパノラマ画像を合成する装置の一実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

本実施形態には、超音波発振部１１０からの信号によって超音波ビーム２２０を被検体に照射し、また被検体からの反射ビームを受信するプローブ２００と、プローブ２００からの信号を動画像フレームデータにする画像化部１２０と、動画像データを処理する中央処理ユニット（以下、ＣＰＵと略称）１３０及び動画像、パノラマ画像の処理に必要なデータ１４０－２、制御プログラム１４０－１を格納するメモリ１４０と、パノラマ画像１５１等をディスプレイ１５０に表示するためのビデオメモリ１５５及びＤ／Ａ変換器１５６と、各機能部を結合するバス線路１３２とをもつ超音波診断装置１００を構成する。超音波診断装置１００は、インタフェース（Ｉ／Ｆ）を介して結合されるキーボード１６０、ポインティングデバイス１７０等の入出力装置、プリンタ１８０及び補助記憶装置１９０を備える。超音波診断装置１００のハード構成は、一般に知られているデジタルコンピュータの構成と同様である。 20

【００１８】

上記装置の構成において、超音波発振部１１０の発振周波数（２～１０ＭＨｚ）はＣＰＵ１３０からの指示に従う。画像化部１２０で変換された画像データはメモリ１４０に取り込むと同時にビデオメモリ１５５に取り込まれる。ＲＡＭＡＤＣと呼ばれているＤ／Ａコンバータ１５６で、ビデオメモリ１５５に書かれた表示画像データをディスプレイ１５０の走査線スピードに合わせて逐次読出し、ディスプレイ１５０に描画する。 30

【００１９】

従って、ビデオメモリ１５５のデータを更新すると、その更新内容がディスプレイ１５０の表示画面に直ちに反映される。ディスプレイ１５０は、画像を表示するためのデバイスであり、例えば、小型のＣＲＴやプラズマディスプレイ、液晶タイプの表示デバイス等で構成される。画像の取り込みを、秒３０回程度の頻度で繰り返すことで、ディスプレイの一部に連続的な被検体の断層画像である動画像が表示される。 40

【００２０】

補助記憶装置１１０は、ハードディスク等の大容量記録装置であり、デジタルデータを半永久的に記録するための装置である。これは、ＰＣＭＣＩＡ方式のハードディスクカードのように記憶装置ごと本体１００から着脱できたり、あるいは、光磁気ディスク等のように、記録媒体のみを着脱できるタイプの記録装置であってもよい。

【００２１】

ＣＰＵ１３０は、超音波診断のための制御をはじめ、以下に説明する画像データを得たり、画像の動きの検出演算を行ったり、画像データを画像表示信号に変換し画像の表示形態を制御するための制御プログラムを実行する。制御プログラムは、メモリ１４０－１に 50

常駐し、プログラムの実行に必要なデータは、データメモリ 140 - 2 に必要に応じて格納される。プリンタ 180 は処理した画像や診断結果を印刷する。

【0022】

上記超音波診断装置の構成において、取り込んだ動画像フレーム列をプローブ 200 の移動操作（以下スキャンとも呼ぶ）に応じて動画像フレームを相互に接続する。メモリ 140 - 1 内に格納された制御プログラムによって、診断中に取り込まれた画像データをメモリ 140 に取り込みながら複数の画像フレームの指定部分を接続しパノラマ画像データを得て、逐次ビデオメモリ 155 に転送し、ディスプレイ 150 に 151 を表示する。さらに診断が終了すると、パノラマ画像データを補助記憶装置 190 に、画像データ構造体 190 - 1 として格納する。画像データ構造体 190 - 1 は画像の種別、画像のサイズ、診断日時、診断部位等の画像のヘッダー情報情報 190 - 1 - 1、圧縮又は非圧縮されたパノラマ画像データ 190 - 1 - 2 が含まれる。

10

【0023】

図 2 は、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明するための概略図である。プローブ 200 は体表（被検体の一部）230 に沿って、プローブ 200 の長手方向（矢印の曲線で示す）に手で移動される。プローブ 200 の移動で得た時間的に隣接する画像フレーム相互間の大部分の画素が一致している。ただし、後で図 6 に関連して説明するように、プローブの移動方向の移動距離に対応して画像間で位置がずれる。また、体表 230 の曲率に応じて画像間に回転ずれが生じる。そこで本実施形態の超音波診断装置 100 では、動画像フレーム間の移動量及び回転量を CPU 120 及びプログラム 140 - 1 で構成される演算手段の信号処理により検出し、更に検出された移動量及び回転量を用いて、複数の動画像フレームを合成し、パノラマ画像データに変換し、ビデオメモリ 155 を介してパノラマ画像 151 としてディスプレイ 150 に逐次表示する。これにより位置センサを使用することなく、操作が容易なパノラマ画像合成装置が実現される。

20

【0024】

図 3 は、上記実施形態における超音波診断装置のディスプレイに表示される表示画面の一例を示す表示画面図である。

表示画面 150 は商標ウィンドウ 300、動画表示ウィンドウ 310、パノラマ画像表示ウィンドウ 320、操作指示ウィンドウ 330 から構成される。ここで、商標ウィンドウ 300 には装置名や著作権の所在等を表示する。動画表示ウィンドウ 310 は診断中の断層画像をリアルタイムで表示するウィンドウである。

30

毎秒 30 回フレームの頻度で画像を表示することで身体の内側の状態が動画として表示される。動画表示ウィンドウ 310 領域内の領域 311 は断層画像の有効領域である。上記断層画像（動画像フレーム）の有効領域は、超音波ビーム 220 を発信・受信するプローブ 200 の形状がコンベックスタイプの場合には、図に示すような扇型の領域になる。図において上部が体表側、下部が身体内部側である。また、プローブ 200 の形状がリニアタイプの場合には、有効領域 311 は長方形の領域になる。

【0025】

領域 312 は断層画像 311 内に設定したパノラマ画像作成に利用する画像処理領域であって、長方形の図形として表示する。近接する動画像フレーム間の動き量と回転量を検出する画像データの信号処理はこの領域 312 のデータを使用して実行される。処理領域 312 の有効領域 311 に対する位置は、通常は固定であるが、プローブ 200 を交換した場合、取り込まれる画像のサイズや位置が変わる場合があるので、それに合わせて処理領域を変更するように設定する。

40

領域 313 はパノラマ画像作成時に使用する断層画像の部分領域である。部分領域 313 は動画像として解像度の高い部分で、各フレームとも同じ位置に設定しておく。これらの画像処理領域 312、313 はユーザインタフェースによって、ユーザが自由に設定できる。

【0026】

パノラマ画像表示ウィンドウ 320 は診断中の断層画像をリアルタイムでパノラマ化し

50

て画像の全体像を表示するウィンドウである。領域 3 2 1 はパノラマ画像であり、領域 3 2 2 は現在、操作中のプローブ 2 0 0 の位置及び方向を示すカーソルである。

【 0 0 2 7 】

パノラマ画像 3 2 1 はプローブ 2 0 0 の移動長によっては、パノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 の枠内を超える場合もある。この場合は、作成中のパノラマ画像 3 2 1 がパノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 に収まるように、スケーリングしながら表示することで解決できる。

【 0 0 2 8 】

操作指示ウィンドウ 3 3 0 は、診断に必要な操作を指示するウィンドウであって、パノラマ画像表示を指示するボタン 3 3 1、リセットボタン 3 3 4、操作訂正ボタン 3 3 5、保存ボタン 3 3 6、印刷ボタン 3 3 7、設定ボタン 3 3 8 をもつ。これらのボタンの選択はポインタ 3 3 9 をマウスなどのポインティングデバイス 1 7 0 を操作して、所望のボタン上でポインティングデバイス 1 7 0 をクリックすることで実行される。またディスプレイ 1 5 0 上にタッチパネルを装着して、直接、指で所望のボタンを押すように構成してもよい。図 3 のパノラマ画像 3 2 1 は診断の最終結果を示している。

10

【 0 0 2 9 】

図 4 は上記実施形態におけるパノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 のパノラマ画像を示す。図 4 及び図 3 を参照しながら本発明による超音波診断装置の診断過程の操作及びパノラマ表示画像を説明する。超音波による診断は図 3 のパノラマボタン 3 3 1 を押すことで開始する。パノラマボタン 3 3 1 を押すと、パノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 に表示されていた過去の画像はクリアされる。この状態から、体表 2 3 0 上をプローブ 2 0 0 でスキャンするとパノラマ画像が逐次作成される。

20

【 0 0 3 0 】

図 4 (a) は、血管に沿ってプローブ 2 0 0 をスキャンさせている途中のパノラマ画像を示している。図 4 (b) はプローブの位置が血管からずれて、血管部画像 4 0 0 が途切れた例である。この状態で、パノラマボタン 3 3 1 を押すと、パノラマ画像作成が中断される。この状態でユーザは動画表示ウィンドウ 3 1 0 の画像を確認しつつ、プローブ 2 0 0 の位置を修正して血管部 4 0 0 の画像が表示されるようにする。その後、パノラマボタン 3 3 1 を押すと、パノラマ画像の作成処理を再開する。もし、血管部の画像 4 0 0 の途切れが大きい場合は、パノラマ画像をさらに前の状態に戻す必要がある。その場合には操作訂正ボタン 3 3 5 を用いる。訂正ボタン 3 3 5 - 1 はパノラマ画像を前の状態に戻すボタンで、訂正ボタン 3 3 5 - 1 を押し続けると以前の状態にカーソル 3 2 2 が順次移動する。ボタン 3 3 5 - 2 は戻し過ぎたカーソルを前に進めるボタンである。

30

【 0 0 3 1 】

図 4 (c) は再開して血管部画像 4 0 0 が接続された例であり、図 4 (d) は最終的に得られたパノラマ画像の例である。尚、パノラマ画像作成中にリセットボタン 3 3 4 を押すと、診断の最初の状態となり、パノラマ画像 3 2 1 はクリアされる。

上述のように本実施形態によれば、ユーザは診断途中のパノラマ画像を自由に訂正したり再開することが可能であるため、操作性の高い超音波診断装置が実現される。さらに、結果の保存や印刷も簡単に行える。保存ボタン 3 3 6 を押すと、パノラマ画像が補助記憶装置 1 9 0 に保存される。また、印刷ボタン 3 3 7 を押すことで、パノラマ画像をプリンタ 1 8 0 で印刷することができる。設定ボタン 3 3 8 は、画像処理領域 3 1 2、3 1 3 の設定や診断に必要な各種情報の入力に利用される。

40

【 0 0 3 2 】

図 5 は本発明による超音波診断装置の他の実施形態で使用するプローブを示す外観図である。本実施形態では、診断の操作性を向上させるため、プローブ 2 0 0 と液晶ディスプレイ 1 5 0 を一体にし、即ちプローブ 2 0 0 本体の一部に液晶ディスプレイ 1 5 0 を回転可能に取付け、図 4 で示したパノラマボタン 3 3 1 及びリセットボタン 3 3 2 とそれぞれ同等の機能を持つボタン 2 0 1 及びボタン 2 0 2 をプローブに設けている。本実施形態によれば、ボタン 2 0 1 及び 2 0 2 により診断の再開、中断が手元のプローブ 2 0 0 に設け

50

たボタン 201 及びボタン 202 の操作で実行できる。さらに、診断中、プローブ 200 周辺から視線をそらす必要がなくなるので、診断が容易かつ正確に行える。

【0033】

図 6 は本発明による超音波診断装置のプローブで得られた時間的に隣接する動画像フレーム間の幾何学的関係を示す。同図において曲線 230 は体表、画像領域 505 は時刻 t の時取得した断層画像 I_t 、画像領域 506 は時刻 $t+1$ の時取得した断層画像 I_{t+1} である。体表 230 が曲面であるので、画像 I_t と画像 I_{t+1} は、図のような移動と回転の幾何学的関係が生じる、すなわち、画像 I_t の領域 506 の中心 o を原点とし、画像 I_t の横軸 503 を X_t 軸、それに直交する軸 504 を Y_t 軸とした座標系としたとき、画像 I_{t+1} は X 軸に沿って dx 移動 508 し、原点 o の回りで $d\theta$ 回転 507 する。この移動量 dx と回転量 $d\theta$ から、以下の式で近接する画像フレーム間の幾何学的関係が記述できる。

$$p' = Ap + B$$

ここで、 A は回転行列、 B はシフト量、 p は画像 I_t の座標、 p' は画像 I_{t+1} の座標である。

【0034】

図 7 は本発明によるパノラマ画像合成装置の一実施形態における上記移動量検出の原理を説明する図である。同図において、画像領域 505 の画像 I_t 及び画像領域 506 の画像 I_{t+1} 内の線分、折線等（血管等）は画像を示し、画像領域 505 及び 506 内の領域 312 はパノラマ画像作成に利用する画像処理領域である。画像 I_t と画像 I_{t+1} の間の画像の移動量 dx の検出は、それぞれの画像の領域 312 内の垂直方向への投影分布 601 及び 602 を求めた後、投影分布間の相関計算を行い、水平方向に位置をずらしながら以下に示す相関値 $E(dx)$ が最小となる位置を移動量 dx とする。相関値 $E(dx)$ は投影分布間の各要素の値の差分絶対値の総和で、次式で表せる。

【0035】

【数 1】

$$E(dx) = \sum_{i=s}^e |P_t(i-dx) - P_{t+1}(i)| \quad (1)$$

ここで、 e 、 s は x 座標、 P_t は投影分布の振幅を表す。

【0036】

本実施形態では、画像の移動量計算に 2 次元画像の一軸方向の投影分布というグローバルな特徴量を用いているため、安定に動き量が求められるとともに、演算量が極めて少ないので、通常の CPU 130 の能力でリアルタイムに移動量の検出ができる。

【0037】

図 8 は本発明による診断装置の一実施形態における回転量検出の原理を説明するための図である。同図において、画像領域 505 及び 506 の画像は、図 7 のものと同じである。移動量検出のときは、画像処理領域 312 は 1 つ設定するだけで十分であったが、回転量の検出の場合は 1 つでは不十分であり 2 つ以上設定する必要がある。図 8 は 6 つの指定された部分領域 700 i ($i = 1 \dots 6$) を垂直方向に整列して設定した例を示す。ここで下側から画像処理領域に 1 から 6 の i 番号を付けておく。このような画像処理領域に対して、各部分領域 700 i 毎に投影分布を求めて各移動量 dx_i を計算する。画像間で回転があると、原理的には i 番号順に各移動量は図 8 の下部に示す様に、領域の移動ベクトルが単調増加又は単調減少する。そこで、最も離れた領域間の移動量の差から以下に示す回転量 $d\theta$ の式で回転量 $d\theta$ を計算する。

【0038】

【数 2】

$$d\theta = \tan^{-1} \frac{dx_6 - dx_1}{hx_{5/6}} \quad (2)$$

10

20

30

40

50

ここで、 $d \times 6$ 、 $d \times 1$ 及び $h \times$ はそれぞれ、部分領域 7006 の移動量、部分領域 7001 の移動量及び領域 7006 と領域 7001 との間の垂直方向の幅である。また移動量検出に使用する部分領域 700i は局所的に設定するので、移動量検出の信頼性は図 7 で示した移動量検出に比べて劣る。例えば、プローブ 200 を移動しているときに、骨等に遭遇すると超音波ビームが体内をそれ以上通過しないため、それ以降の場所からはエコーが戻らない。そのため、得られた断層画像は骨以降の場所では暗くなる。暗くなる部分が各画像処理領域を大きく覆うと移動量は正しく求められなくなる。そこで、本実施形態では、各領域 700 - i 毎に画素の評価を行い、暗い画素が多い場合は、移動量検出は行わないようにする。そして検出した移動量の信頼性を判定するために、i 番号順に各移動の単調増加性又は単調減少性を調べて単調性が確認された場合のみ回転量の計算を行う。その際、回転量の計算には、移動量が求まっている最も距離の離れた部分領域間での移動量の差分値を用いる。

10

【0039】

本実施形態では画像の回転量検出の演算に複数の部分領域を設定し、部分的に移動量が検出できない状況が発生しても、残りの画像処理領域から得られた移動量から回転量が計算されるため、信頼性が高くなる。実施例では 6 つの部分領域を設定しているが、6 つのうち 4 つ検出ができなくても残りの 2 つから回転量が検出できるため、検出率は高くなる。また演算量は極めて少ないので、通常の CPU の処理能力でリアルタイムに回転量検出ができる。

【0040】

20

図 9 は超音波断層画像の一例を示す。断層画像領域 505 は上部が体表 230 側、即ちプローブ 200 に接する側である。色彩部 801 は、カラードプラー法によって、血管部で血流が計測された部分であって、特別に色付けされる。灰色部 802 は超音波のエコーが戻ってきた部分である。暗部 803 は超音波のエコーが戻らなかった部分であって、超音波 220 を照射したときに、途中で骨や空洞があった場合に暗部が発生する。本実施形態では、移動量や回転量を検出する際、カラーフィルタを用い灰色部 802 のみを有効画素と見なして処理を行い、検出精度の劣化を防止する。

【0041】

図 10 は本発明による超音波診断装置を構成する制御プログラムの一実施例のフローチャートで、特に、診断中のパノラマ画像生成処理を中心にしたフローチャートを示す。このパノラマ画像生成処理の他にも、超音波発振の制御、診断箇所の図形表示、画像の検索等の処理もあるが、それらは、従来知られている動画像を得る超音波診断装置のものと同様の処理を行うので、詳細な説明は省く。なお、図 10 の制御プログラム 140 - 1 は図 11 と図 12 に示す制御データ 140 - 2 を参照して実行される。なお、図 11 と図 12 の入力画像メモリ、パノラマ画素メモリ、X_Proj_Current, X_Proj_Last, Rotate_Proj_Current, Rotate_Count_Current, Rotate_Proj_Last, Rotate_Count_Last, Total_dx, Total_dθ 及び k はいずれもデータメモリ 140-2 の中に設けられるメモリ領域を示す。

30

【0042】

図 10 において、ステップ 900 は初期化処理であり、ディスプレイ 150 上に超音波診断装置の初期画面表示を行う。ステップ 905 では、変数 status を 0 にリセットする。超音波診断装置の電源が入っている間（ステップ 910）は、以下のパノラマ画像生成処理を行う。

40

【0043】

まず、ステップ 915 で超音波画像即ち動画像の画像フレームの信号の取り込みを行い、配列入力画像メモリ 140 - 2 - 1 に格納する。入力画像メモリ 140 - 2 - 1 は、図 1 のメモリ 140 内にあり、図 11 の入力画像メモリに示すように、高さ 1 ~ H、幅 1 ~ W の画像のデータを格納する。この領域の超音波画像をディスプレイ 150 の動画表示ウィンドウ 310 に表示する（ステップ 920）。ステップ 925 ではパノラマボタン 331 が押されたかどうかをチェックし、以下のステップ 930 の判定処理を行う。

【0044】

50

もしstatusが0でパノラマボタン331が押された場合は、パノラマ画像生成の開始処理931を実行する。ここでは、パノラマ画像表示ウィンドウ320に表示されていた以前のパノラマ画像を消去し、新しいパノラマ画像表示に備える。尚、この処理931の詳細は後で図13を参照して説明する。次にステップ932で変数statusに1をセットし、パノラマ画像生成中の状態とする。

もし変数statusが1でパノラマボタン331が押された場合は、変数statusに2をセットするステップ933を実行し、パノラマ画像生成の中断状態とする。

もし変数statusが2でパノラマボタン331が押された場合は、ステップ934を実行し、変数statusに1をセットし、パノラマ画像生成の再開状態とする。

【0045】

次にステップ940の判定処理で、リセットボタン334が押されたかどうかを判定し、押された場合はステップ941で既に説明したパノラマ画像生成の開始処理を実行し、変数statusに1をセットするステップ942を実行するし、パノラマ画像生成中の状態とする。

そして、ステップ950で状態がパノラマ画像生成中であるかどうかを判定する。もし変数statusが1であれば、パノラマ画像生成中であるので、ステップ951でパノラマ画像生成処理を行い、結果をパノラマ画像メモリ140-2-2に格納する。パノラマ画像メモリ140-2-2は、図1のメモリ140-2内にあり、図11のパノラマ入力画像メモリに示すように、高さ1~PH、幅1~PWの画像のデータを格納する。尚、ステップ951の処理の詳細は後で図14を用いて説明する。そしてパノラマ画像メモリ140-2-2内に格納されているパノラマ画像データを画像表示信号に変換しパノラマ画像表示ウィンドウ320へ表示する。その際、現在のプローブ200の位置と方向に関する情報をカーソル図形322をパノラマ画像表示ウィンドウ320に表示する。

【0046】

次に、ステップ960で保存ボタン336が押されたかどうかを判定し、押された場合はステップ961を実行する。ステップ961はパノラマ画像保存処理であり、パノラマ画像メモリ140-2-2に格納された現在までに生成されているパノラマ画像データを補助記憶装置190に保存する。

次に、ステップ970で印刷ボタン337が押されたかどうかを判定し、押された場合はステップ971を実行する。ステップ971はパノラマ画像印刷処理であり、パノラマ画像メモリ140-2-2に格納された現在までに生成されているパノラマ画像をプリンタ180に出力する。

【0047】

次に、ステップ980で設定ボタン338が押されたかどうかを判定し、押された場合はステップ981を実行する。ステップ981はパラメータ設定処理であり、特定領域312、画像合成領域313の設定や診断箇所、患者名等、各種情報の入力に利用される。

最後に、ステップ990でパノラマ画像生成が中断の状態、すなわち、変数statusが2で、操作訂正ボタン335が押されたかどうかを判定し、押された場合は、ステップ991で、現在表示中のカーソル322の位置を指定の位置へ移動させて表示する。すなわち、ボタン335-1が押され続けている間、過去に順次遡り、パノラマ画像の位置にカーソルを戻す。またボタン335-2が押され続けている間はそれとは逆の方向にカーソルを進める。このようにして、パノラマ画像生成の途中において、パノラマ画像の修正を行う。以上のステップ915からステップ991の処理を繰り返すことで、超音波画像のパノラマ画像が操作者の希望する状態で生成される。

【0048】

図13は、図10のパノラマ画像生成の開始処理931の詳細を示すフローチャートである。まず、ステップ1000でパノラマ画像生成に寄与した動画像フレームの総数をカウントする変数kを0にリセットする。変数kは図12のメモリ140-2-11に記憶される。次にステップ1010でパノラマ画像生成に使用する移動及び回転パラメータを格納するメモリ領域Total_dx140-2-9とメモリ領域Total_dθ140-2-10の

10

20

30

40

50

それぞれの先頭 1 の要素を 0 にリセットする (図 1 2)。そして、ステップ 1 0 2 0 でパノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 に表示中のパノラマ画像 3 2 1 を消去する。

【 0 0 4 9 】

その後、ステップ 1 0 3 0 で入力した画像の部分領域 3 1 3 の画像データを、パノラマ画像を格納する配列パノラマ画像メモリ 1 4 0 - 2 - 2 に書き込む。この最初の画像フレームがパノラマ作成の基準の画像となり、以降の画像フレームの移動パラメータや回転パラメータは上記最初の画像フレームのデータとの相対的な差で表される。そして、ステップ 1 0 4 0 でパノラマ画像表示ウィンドウ 3 2 0 にパノラマ画像メモリ 1 4 0 - 2 - 2 の内容を表示するとともにカーソル 3 2 2 も表示する。

【 0 0 5 0 】

図 1 4 は、図 1 0 のパノラマ画像生成処理 9 5 1 の詳細を示すフローチャートである。ステップ 1 1 0 0 から 1 1 2 0 までは、連続する画像フレーム間の移動量 $d x$ を求めるための処理である。

まずステップ 1 1 0 0 で入力画像メモリ 1 4 - 2 - 1 に格納された画像の指定された特定領域 3 1 2 内の垂直方向の投影分布を計算し、メモリ領域 $X_Proj_Current$ 1 4 0 - 2 - 3 へ格納する。次にステップ 1 1 0 5 でフレーム総数 k が 0 よりも大きいかどうかを判定し、大きい場合はステップ 1 1 1 0、1 1 2 0 を実行する。ステップ 1 1 1 0 では、現在入力した画像の投影分布をメモリ領域 1 4 0 - 2 - 3 と一つ前に入力した画像の投影分布をメモリ領域 X_Proj_Last 1 4 0 - 2 - 4 の過去の投影分布との間で位置 $d x$ をずらしながらマッチング即ち類似度演算を行う。そしてステップ 1 1 2 0 で類似度の最も高い位置 $d x$ を 2 つの時間的に連続する画像間の移動量とする。尚、このマッチングは具体的には前述の式 (1) の計算をする。

【 0 0 5 1 】

ステップ 1 1 3 0 から 1 1 6 5 までは連続する画像フレーム間の回転量 $d \theta$ を求めるための処理である。

ステップ 1 1 3 0 で入力画像メモリ 1 4 0 - 2 - 1 に格納された画像の複数の部分領域 7 0 0 i 内の有効画素数すなわち超音波エコーが存在する灰色部 8 0 2 の画素を、それぞれの領域 7 0 0 i で列毎にカウントし、メモリ領域 $Rotate_Proj_Current$ 1 4 0 - 2 - 6 に書き込む。そしてステップ 1 1 4 0 で入力画像メモリ 1 4 0 - 2 - 1 に格納された画像の複数の部分領域 7 0 0 i それぞれ内の有効画素を対象とした垂直方向の投影分布を計算し、メモリ領域 $Rotate_Proj_Current$ 1 4 0 - 2 - 5 に書き込む。尚、通常投影分布の値は各列毎に足し込むことで計算できるが、ここではさらに、各列の有効画素数で正規化した値を配列に格納する。

【 0 0 5 2 】

次にステップ 1 1 6 0 でフレーム総数 k が 0 よりも大きいかどうかを判定し、大きい場合はステップ 1 1 6 1 から 1 1 6 7 を実行する。ステップ 1 1 6 1 から 1 1 6 4 では 6 つの領域 7 0 0 i ($i = 1 \dots 6$) について、連続する画像フレーム間の局所的な移動量を計算する。まずステップ 1 1 6 2 で領域 i の有効画素数の割合が一定の値たとえば 0 . 5 以上かどうか判定する。一定値以上であれば、ステップ 1 1 6 3、1 1 6 4 を実行する。ステップ 1 1 6 3 では、現在入力した画像の投影分布とメモリ領域 $Rotate_Proj_Current$ 1 4 0 - 2 - 5 と一つ前に入力した画像の投影分布とメモリ領域 $Rotate_Proj_Current$ 1 4 0 - 2 - 7 との間で位置 $d x_i$ をずらしながら類似度の演算を行う。そしてステップ 1 1 6 4 で類似度の最も高いときの位置 $d x_i$ を 2 つの時間的に連続する画像間の領域 i の移動量とする。

次に、ステップ 1 1 6 5 で移動量が計算できた領域のうち最も距離が離れた領域間の移動量から図 8 に示す式により回転量 $d \theta$ を計算する。

【 0 0 5 3 】

以上の処理で隣接する画像フレーム間の移動量 $d x$ と回転量 $d \theta$ が求められる。次にステップ 1 1 6 6 で基準の画像と現在の画像との移動量及び回転量を計算する。これは、常に前の画像までの計算結果に今回算出したフレーム毎の移動量及び回転量を累積加算する

10

20

30

40

50

ことで容易に計算できる。そしてステップ 1 1 6 7 では基準の画像に対して、現在の画像の移動量及び回転量が分かっているので、まず画像の回転量と移動量に基づく座標変換を行って、パノラマ画像メモリ 1 4 0 - 2 - 2 に画像データを書き込む。以上の処理によって移動と回転を伴う画像列からパノラマ画像が生成される。

【 0 0 5 4 】

最後にステップ 1 1 7 0 で次のパノラマ画像生成のための準備を行う。メモリ領域 X_Proj_Current 1 4 0 - 2 - 3 のデータをメモリ領域 X_Proj_Last 1 4 0 - 2 - 4 へ転送し、メモリ領域 Rotate_Proj_Current 1 4 0 - 2 - 5 のデータをメモリ領域 Rotate-Proj-Last 1 4 0 - 2 - 7 へ転送し、メモリ領域 Rotate_Proj_Current メモリ 1 4 0 - 2 - 6 のデータをメモリ領域 Rotate_Count_Last 1 4 0 - 2 - 8 へ転送する。そしてパノラマ画像生成に使われた画像フレームの総数を計数する変数 k を 1 だけ加算する。 10

【 0 0 5 5 】

以上述べたように、本発明のパノラマ画像生成方法は有効画素のみを対象に画像間の移動量及び回転量を検出するので、骨や空洞といった超音波を透過させない部分が診断中の画像に含まれていても、それらの部分の影響を検出結果に及ぼさないようにすることができる。また、画像特徴量は広い領域の投影分布を用いているため、ノイズの多い超音波画像に対して、移動量及び回転量を安定に検出することができる。さらに、移動量及び回転量の検出に使用する投影分布の計算量は極めて少ないので、安価な C P U でリアルタイムに計算ができるという効果がある。

【 0 0 5 6 】

20

以上本発明の超音波像を合成しパノラマ画像を合成する方法及び装置を超音波診断装置の実施例によって説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、動画像の発生源が位置的に変動する場合、動画像フレーム列を合成して合成画像を合成する場合に実施できることは明らかである。また上記実施例では、プローブ、超音波発信部、超音波画像化部と C P U などのコンピュータ部を一体的に接続した場合を示したが、一連の動画像フレームのデータを画像蓄積メモリに蓄積し、画像蓄積メモリの画像データを入力し、パノラマ画像を得る場合も含まれる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 7 】

【図 1】本発明による超音波像を合成しパノラマ画像を合成する装置の一実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図である。 30

【図 2】本発明による超音波診断装置の実施形態を説明するための概略図である。

【図 3】上記実施形態における超音波診断装置のディスプレイに表示される表示画面の一例を示す表示画面図である。

【図 4】上記実施形態におけるパノラマ画像表示ウィンドウに表示されるパノラマ画像を示す図である。

【図 5】本発明による超音波診断装置の他の実施形態で使用するプローブを示す外観図である。

【図 6】本発明による超音波診断装置のプローブで得られた時間的に隣接する動画像フレーム間の幾何学的関係を示す図である。 40

【図 7】本発明によるパノラマ画像合成装置の一実施形態における上記移動量検出の原理を説明する図である。

【図 8】本発明によるパノラマ画像合成装置の一実施形態における回転量検出の原理を説明するための図である。

【図 9】超音波断層画像の一例を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 の本発明のパノラマ画像生成処理 9 5 1 の詳細を示すフローチャートである。

【図 1 1】本発明のパノラマ画像合成方法で実施する制御プログラムが参照する制御データの構造を説明する図である。

【図 1 2】本発明のパノラマ画像合成方法で実施する制御プログラムが参照する制御デー 50

タの構造を説明する図である。

【図 1 3】図 1 0 のパノラマ画像生成の開始処理 9 3 1 の詳細を示すフローチャートである。

【図 1 4】図 1 0 のパノラマ画像生成処理 9 5 1 の詳細を示すフローチャートである。

【符号の説明】

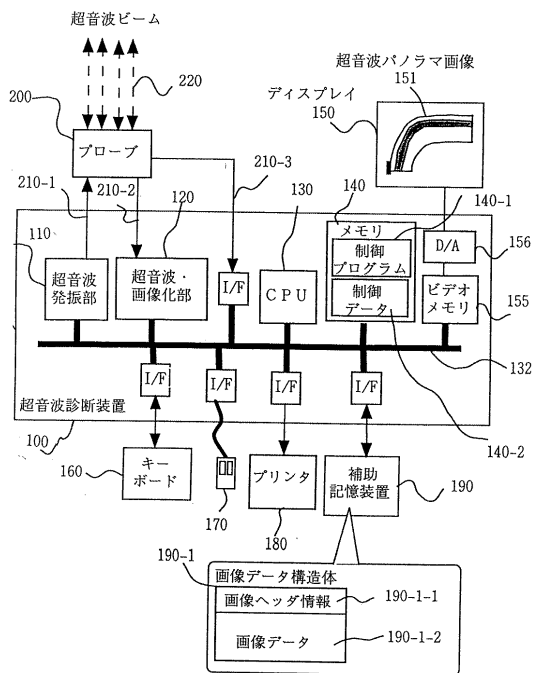
【 0 0 5 8 】

1 0 0 ... 超音波診断装置、 1 1 0 ... 超音波発振部、 1 2 0 ... 超音波・画像化部、
1 3 0 ... CPU、 1 4 0 ... メモリ、 1 3 2 ... データバス、 1 5 0 ... ディスプレイ、
1 5 5 ... ビデオメモリ、 1 5 6 ... D/Aコンバータ、 1 6 0 ... キーボード、
1 7 0 ... ポインティングデバイス、 1 8 0 ... プリンタ、 1 9 0 ... 補助記憶装置、
2 0 0 ... プローブ。

10

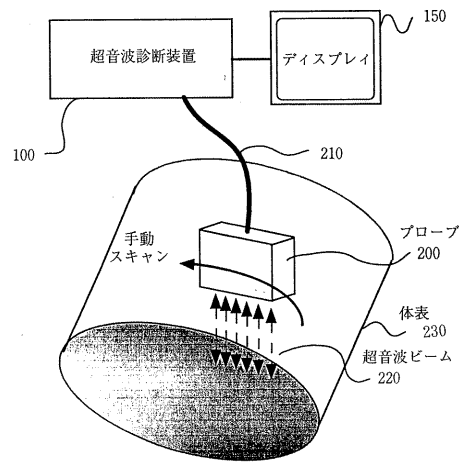
【 図 1 】

図 1



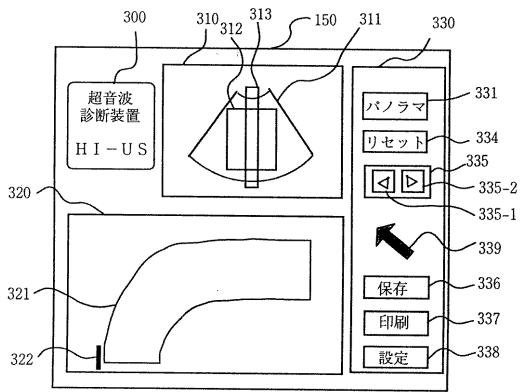
【 図 2 】

図 2



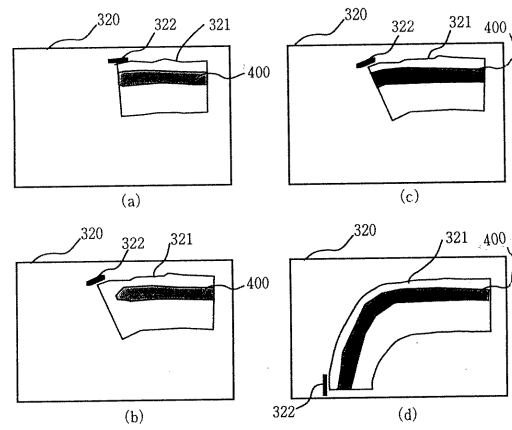
【 図 3 】

図 3



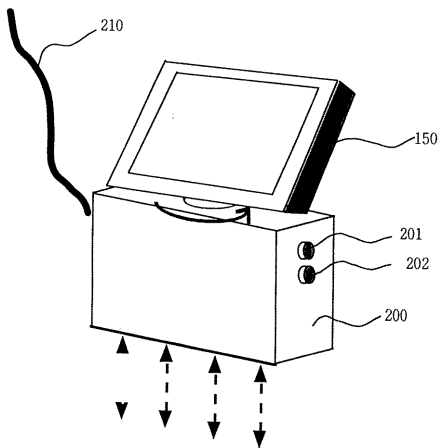
【 図 4 】

図 4



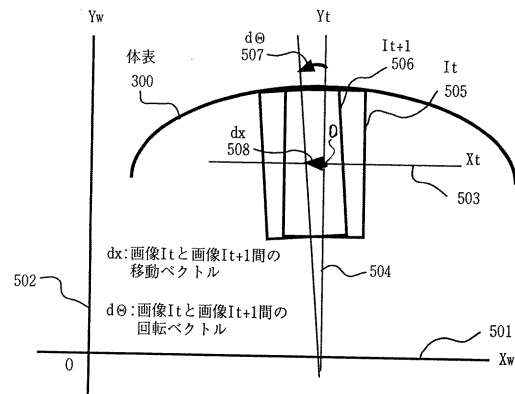
【 図 5 】

図 5



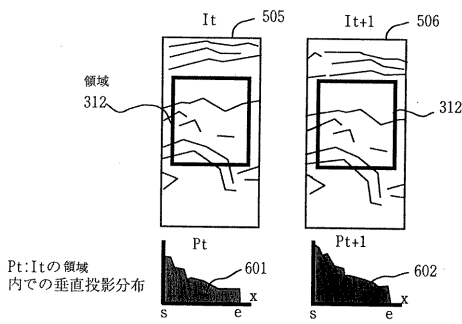
【 図 6 】

図 6



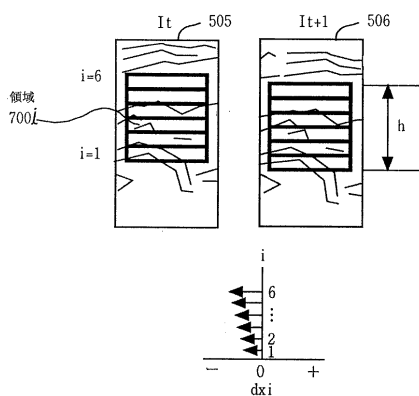
【図 7】

図 7



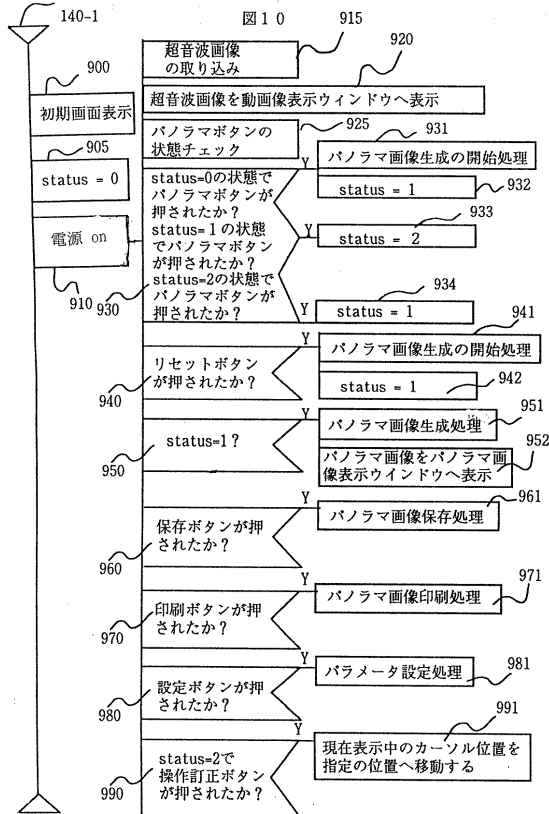
【図 8】

図 8



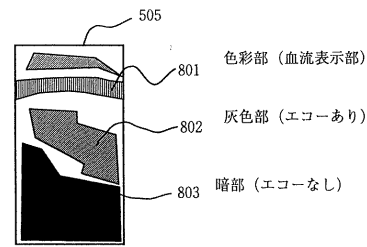
【図 10】

図 10



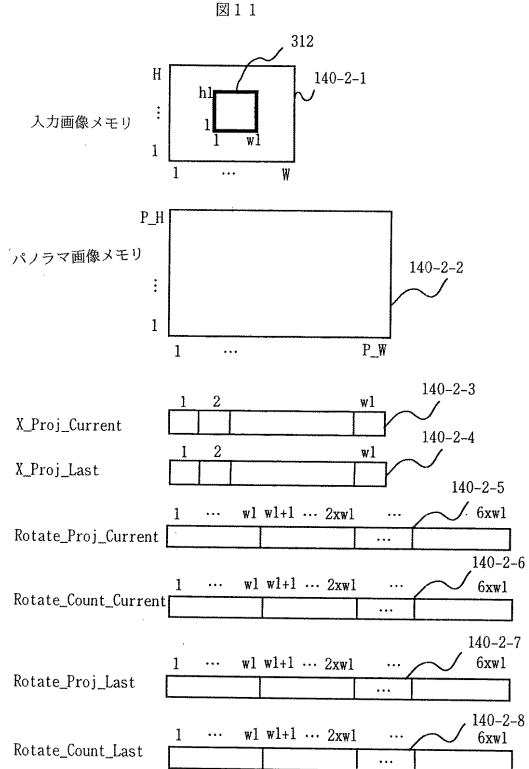
【図 9】

図 9

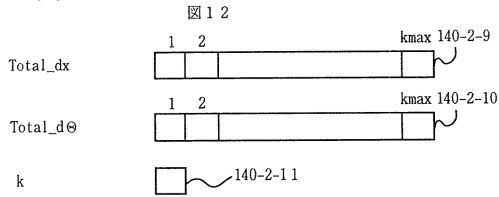


【図 11】

図 11

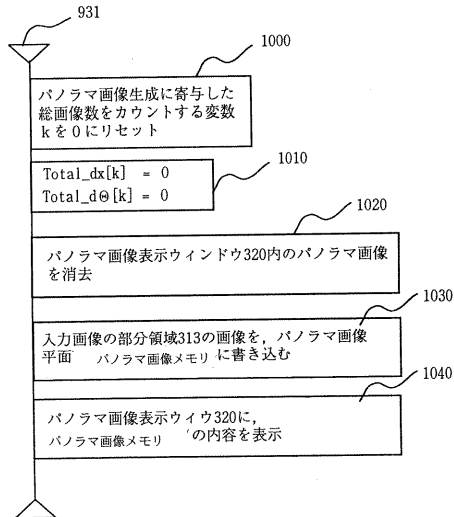


【図 12】



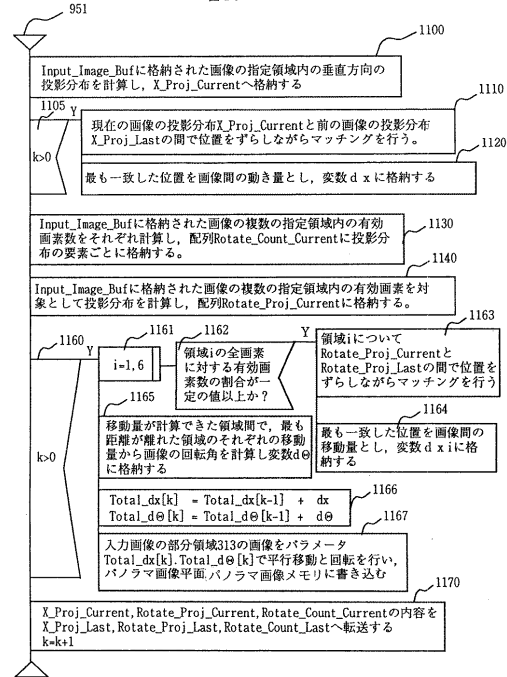
【図 13】

図 13



【図 14】

図 14



フロントページの続き

(72)発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE05 GA18 GA21 JC22 JC23 JC37 KK09

专利名称(译)	超声图像诊断设备和用于该超声图像诊断设备的程序		
公开(公告)号	JP2005103328A	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2005010211	申请日	2005-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	宮武孝文 長坂晃朗 梅村晋一郎		
发明人	宮武 孝文 長坂 晃朗 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE05 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK09		
代理人(译)	小川胜男		
其他公开文献	JP4188921B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实时生成测量部分的全景图像，以低成本运行。实现性能优异的超声波诊断装置。成像单元，用于将从探头获取的超声数据转换为图像。显示器20具有视频显示功能，并且将由成像单元120获得的图像显示为视频。移动量检测功能和测头可检测由测头操作生成的图像之间的移动量 旋转量检测功能，可检测由图像生成的断层图像之间的旋转量 具有计算机和被诊断的断层图像序列的计算机（130、140）是根据计算机检测到的移动和旋转，在平面上连接的全景图像。提供了用于显示图像151的全景图像显示装置150。[选型图]图1

