

(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2019-51060

(P2019-51060A)

(43) 公開日 平成31年4月4日(2019.4.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-177357 (P2017-177357)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成29年9月15日 (2017. 9. 15)		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	110001689
			青陵特許業務法人
		(72) 発明者	栗原 恒弥
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	荒井 修
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		Fターム(参考)	4C601 DD08 EE09 EE11 JC15 KK25
			LL05 LL33

(54) 【発明の名称】 画像処理装置

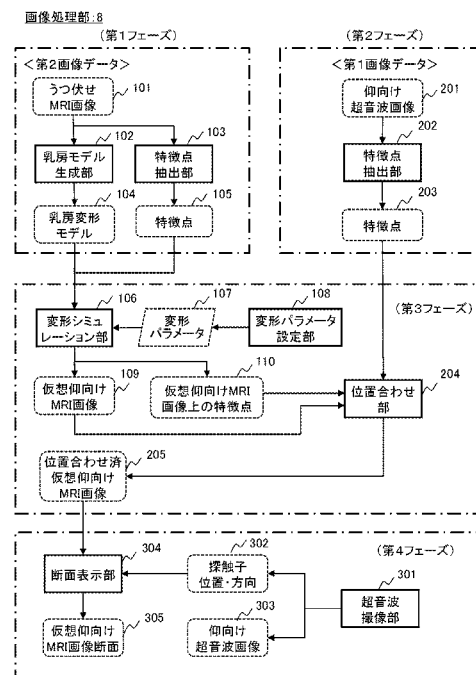
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体の姿勢変化に伴う変形演算を行うためのパラメータを容易に設定し、変形演算時の誤差を少なくする画像処理装置を提供する。

【解決手段】画像処理装置には、同一の被検体について撮影時の姿勢が互いに異なる第1の画像データ(超音波画像)と第2の画像データ(MRI画像)が入力する。変形演算部106は、第2の画像データにおける被検体の形状を、第1の画像データを撮影した姿勢における形状に変形する変形演算を行なう。変形パラメータ設定部108は、変形演算を行うための変形パラメータを設定する。位置合わせ部204は、変形演算を行った第2の画像データと第1の画像データとの位置合わせを行う。表示制御部は、第1の画像データに基づく画像とともに、該画像と同一断面について、第2の画像データに基づく画像をディスプレイに表示する。

【選択図】図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

同一の被検体を異なる撮像装置にて撮影した第 1 の画像データと第 2 の画像データとを入力し、画像処理を施して表示する画像処理装置において、

前記第 1 の画像データは超音波撮像装置で撮影した超音波画像であり、前記第 2 の画像データは他の画像撮像装置により取得したボリュームデータであり、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データは、前記被検体の撮影時の姿勢が互いに異なるものであって、

前記第 2 の画像データにおける前記被検体の生体組織の形状を、前記第 1 の画像データを撮影した姿勢における生体組織の形状に変形する変形演算を行なう変形演算部と、

前記変形演算部にて生体組織の変形演算を行うための変形パラメータを設定する変形パラメータ設定部と、

前記変形演算部にて変形演算を行った前記第 2 の画像データの座標系と前記第 1 の画像データの座標系との間の座標変換を行って、前記第 2 の画像データと前記第 1 の画像データの位置合わせを行う位置合わせ部と、

前記第 1 の画像データに基づく画像とともに、該画像と同一断面について、前記位置合わせ済みの前記第 2 の画像データに基づく画像をディスプレイに表示する表示制御部と、
を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像処理装置であって、

前記変形演算部にて変形演算を行うために前記第 2 の画像データの変形モデルを生成する変形モデル生成部と、

前記位置合わせ部にて前記第 2 の画像データと前記第 1 の画像データの位置合わせを行うために、前記第 2 の画像データと前記第 1 の画像データからそれぞれの特徴点を抽出する特徴点抽出部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の画像処理装置であって、

前記変形パラメータ設定部は、対話的に前記変形パラメータを設定するものであることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の画像処理装置であって、

前記位置合わせ部は、前記特徴点抽出部にて抽出した特徴点を用いて、前記変形演算部にて変形演算を行った前記第 2 の画像データと、前記第 1 の画像データの位置合わせを行うとともに、位置合わせ誤差を求めて表示することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の画像処理装置であって、

前記変形パラメータ設定部は、前記位置合わせ部が求めた前記位置合わせ誤差を入力し、該位置合わせ誤差が最小となるように前記変形パラメータを設定すること特徴とする画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の画像処理装置であって、

前記変形パラメータ設定部は、さらに、生体組織の硬さを示すエラストグラフィを用いて前記変形パラメータを設定することを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、リアルタイムで撮像した超音波画像と、他の撮像装置で予め撮像されたボリュームデータから求めた同じ断面の画像とを同時に表示する画像処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波撮像装置は、超音波を被検体に照射し、その反射信号により被検体内部の構造を画像化するため、無侵襲かつリアルタイムに患者を観察することが可能である。一方、X線CT (Computed Tomography) 装置あるいはMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などの他の医用画像撮像装置は、広範囲かつ高分解能で撮像することができるため、細かな病変や臓器の位置関係の把握が容易に行える。例えば乳癌などの腫瘍を、早期の段階でMRI画像やX線CT画像から見つけ出すことができる。

【0003】

また、超音波探触子に位置センサを貼り付けてスキャン面の位置関係を算出し、医用画像診断装置から撮像した3次元診断用ボリュームデータから、超音波スキャン面の画像と対応する2次元画像を構築し、表示する画像診断システムも普及し始めている。

10

【0004】

ところで、超音波診断装置において、同一断面についての超音波画像と超音波画像以外の医用画像を表示しようとした場合、それぞれの画像における撮影時の被検体の姿勢の相違により、同一断面であっても生体組織の形状が異なる場合がある。

【0005】

例えば、乳房について超音波診断装置を用いて撮影する場合には、仰向け（仰臥位）で撮影を行う。一方、MRI装置で乳房を撮影する場合には、うつ伏せ（伏臥位）で撮影を行う。このため、超音波画像における乳房は、重力によって押しつぶされたような形状となり、MRI画像における乳房は重力により垂下した形状となる。このため、各画像における形状が大きく異なる。これは、超音波画像と超音波以外の画像を同時に表示する場合

20

【0006】

特許文献1には、それぞれの画像における撮影時の被検体の姿勢の相違による生体組織の形状の変化を解消するために、有限要素法や粒子法などを用いて姿勢変更による生体組織の形状変形を演算し、変形演算後の画像を表示する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2013-150825号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1において生体組織の変形演算を行うためには、変形のための種々のパラメータを適切に設定する必要がある。例えば、乳房の硬さ等のパラメータは被検体ごとに違っているため、精密な変形演算を行うためには適切なパラメータ設定が必要になる。また、変形演算のためには、例えば重力方向のパラメータ設定なども必要になる。

【0009】

しかしながら、変形パラメータの設定は非常に難しく、乳房の硬さには個人差がある。さらに、乳房は脂肪、乳腺、皮膚から構成されるため、硬さのパラメータは脂肪だけでなく、乳腺、皮膚に対しても設定する必要がある。これらの複数のパラメータの設定が適切に行われないと、姿勢間の形状変形に大きな誤差が生じてしまう。その結果、2つの画像間に位置ずれが生じ、細かな病変の位置を特定するのが困難になる。前記特許文献1には被検体ごとの変形パラメータ設定については、特に考慮されていない。

40

【0010】

本発明の目的は、変形演算のためのパラメータを容易に設定でき、姿勢変更に伴う形状変形の誤差を少なくする画像処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、同一の被検体を異なる撮像装置にて撮影した第1の画像データと第2の画像データとを入力し、画像処理を施して表示する画像処理装置において、第1の画像データ

50

は超音波撮像装置で撮影した超音波画像であり、第２の画像データは他の画像撮像装置により取得したボリュームデータであり、第１の画像データと第２の画像データは、被検体の撮影時の姿勢が互いに異なるものであって、第２の画像データにおける被検体の生体組織の形状を、第１の画像データを撮影した姿勢における生体組織の形状に変形する変形演算を行なう変形演算部と、変形演算部にて生体組織の変形演算を行うための変形パラメータを設定する変形パラメータ設定部と、変形演算部にて変形演算を行った第２の画像データの座標系と第１の画像データの座標系との間の座標変換を行って、第２の画像データと第１の画像データの位置合わせを行う位置合わせ部と、第１の画像データに基づく画像とともに、該画像と同一断面について、位置合わせ済みの第２の画像データに基づく画像をディスプレイに表示する表示制御部と、を備える構成とする。

10

【発明の効果】

【００１２】

本発明によれば、変形パラメータを設定するためのパラメータ設定部を有しているので、被検体ごとの変形パラメータを容易に設定することが可能となり、姿勢変更に伴う形状変形の誤差を少なくすることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】本発明の画像処理装置を含む超音波撮像装置の構成例を示す図。

【図２】画像処理装置１０のハードウェア構成を示すブロック図。

【図３】実施例１における画像処理部８の機能構成を示すブロック図。

20

【図４】被検体の姿勢と乳房の形状を説明する図。

【図５】実施例２における変形パラメータ設定部１０８の構成を示す図。

【図６】実施例３における画像処理部８の機能構成を示すブロック図。

【図７】実施例４における画像処理部８の機能構成を示すブロック図。

【図８】変形パラメータの最適化処理を説明するフローチャート。

【図９】実施例５における画像処理部８の機能構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

【実施例１】

30

【００１５】

実施例１では、本発明の画像処理装置の基本構成と動作について説明する。画像処理装置は超音波撮像装置に組み込まれ、超音波画像と他の画像撮像装置で撮影した同一断面の画像（例えばMRI画像）とを同時に表示するものである。

【００１６】

図１は、本発明の画像処理装置を含む超音波撮像装置の構成例を示す図である。超音波撮像装置１は、超音波探触子２、位置センサ３、位置検出ユニット４、送受信部５、超音波画像生成部６、制御部７、画像処理部８、ユーザインタフェース（UI）部９を備える。このうち、画像処理部８とUI部９は、２つの画像を表示する画像処理装置１０を構成する。超音波探触子２は、被検体２０に超音波を送信し、被検体２０からの超音波を受信する。位置センサ３は、超音波探触子２に取り付けられている。

40

【００１７】

超音波画像生成部６は、超音波探触子２の受信信号から超音波画像を生成する。この超音波画像のことを第１の画像データと呼ぶ。第１の画像データは画像処理装置１０の画像処理部８へ送られる。

【００１８】

一方画像処理部８は、UI部９を介して、外部の他の画像撮像装置が被検体２０について得たボリュームデータを受け取る。このボリュームデータを第２の画像データと呼ぶ。このとき、第２の画像データの撮影時の被検体２０の姿勢が、第１の画像データの撮影時の姿勢と異なっている場合がある。この場合には、画像処理部８は、第２の画像データに

50

おける生体組織の形状を、第 1 の画像における生体組織の形状に変形する変形演算を行なう。ここで画像処理部 8 は、後述する変形パラメータ設定部によって適切なパラメータを設定することで、精度の良い変形シミュレーション（変形演算）を実行する。変形後の第 2 の画像は、第 1 の画像とともに、ディスプレイ 11 にて表示される。

【0019】

まず、超音波撮像装置 1 における超音波画像の生成動作について説明する。超音波撮像装置 1 において、送受信部 5 は、制御部 7 の制御下で送信信号を生成し、超音波探触子 2 を構成する複数の超音波素子ごとに受け渡す。これにより、超音波探触子 2 の複数の超音波素子は、それぞれ超音波を被検体 20 に向かって送信する。被検体 20 で反射された超音波は、再び超音波探触子 2 の複数の超音波素子に到達して受信され、電気信号に変換される。超音波素子が受信した信号は、送受信部 5 によって、受信焦点の位置に応じた所定の遅延量で遅延させた後加算される（整相加算）。これを複数の受信焦点について繰り返す。整相加算後の信号は、超音波画像生成部 6 に受け渡される。

10

【0020】

位置検出ユニット 4 は、位置センサ 3 の出力から超音波探触子 2 の位置を検出する。例えば位置検出ユニット 4 として、磁気センサユニットを用いることができる。位置検出ユニット 4 は磁場空間を形成し、位置センサ 3 が磁場を検出することにより、基準点となる位置からの座標を検出することができる。超音波画像生成部 6 は、送受信部 5 から受け取った整相加算信号を受信焦点に対応する位置に並べる等の処理を行い、超音波画像（第 1 の画像データ）を生成する。

20

【0021】

次に、画像処理装置 10、すなわち画像処理部 8 とユーザインタフェース（UI）部 9 の構成と動作について説明する。

【0022】

図 2 は、画像処理装置 10 のハードウェア構成を示すブロック図である。画像処理部 8 は、CPU（プロセッサ）81、ROM（不揮発性メモリ：読出専用の記憶媒体）82、RAM（揮発性メモリ：データの読み書きが可能な記憶媒体）83、記憶装置 84、および表示制御部 85 を備えて構成される。UI 部 9 は、画像入力部 91、媒体入力部 92、入力制御部 93、および入力装置 94 を備えて構成される。これらと、超音波画像生成部 6 および位置検出ユニット 4 は、データバス 86 によって相互に接続されている。また、表示制御部 85 にはディスプレイ 11 が接続されている。

30

【0023】

ROM 82 および RAM 83 の少なくとも一方には、CPU 81 の演算処理により画像処理部 8 の動作を実現するために必要とされるプログラムとデータが格納されている。CPU 81 が、この ROM 82 および RAM 83 の少なくとも一方に格納されたプログラムを実行することによって、画像処理部 8 の各種処理が実現される。

【0024】

なお、CPU 81 が実行するプログラムは、記憶媒体（例えば、光ディスク）41 に格納しておき、媒体入力部 92（例えば、光ディスクドライブ）がそのプログラムを読み込んで RAM 83 に格納するようにしてもよい。また、記憶装置 84 に当該プログラムを格納しておき、記憶装置 84 からそのプログラムを RAM 83 にロードしてもよい。また、ROM 82 に予め当該プログラムを記憶させておいてもよい。

40

【0025】

UI 部 9 において、画像入力部 91 は、MRI 装置などの他の画像撮像装置 42 が撮影した医用画像ボリュームデータ（第 2 画像データ）を取り込むためのインターフェースである。記憶装置 84 は、画像入力部 91 を介して入力された第 2 画像データ等を格納する磁気記憶装置である。記憶装置 84 は、不揮発性半導体記憶媒体（例えば、フラッシュメモリ）を備えてもよい。また、ネットワークなどを介して接続された外部記憶装置を利用してもよい。

【0026】

50

入力装置 9 4 は、ユーザの操作を受け付けるデバイスであり、例えば、キーボード、トラックボール、操作パネル、フットスイッチなどを含む。入力制御部 9 3 は、入力装置 9 4 で受け付けた入力进行操作入力信号に変換し、操作入力信号は CPU 8 1 に送られて処理される。

【 0 0 2 7 】

表示制御部 8 5 は、CPU 8 1 の処理で得られた画像データをディスプレイ 1 1 に表示させる制御を行う。ディスプレイ 1 1 は、表示制御部 8 5 の制御下で画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

このようにして画像処理部 8 は、超音波画像生成部 6 から取得した被検体 2 0 の超音波画像（第 1 の画像データ）とともに、他の画像撮像装置 4 2 が被検体 2 0 について得たボリウムデータ（第 2 の画像データ）を受け取る。そして、第 2 の画像データにおける生体組織の形状を、第 1 の画像データにおける生体組織の形状に変形する処理を行ない、両方の画像を同時に表示する。以下では、被検体 2 0 として患者の乳房を例に取り上げ、第 2 の画像データは MRI 画像として説明する。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、被検体の姿勢と乳房の形状を説明する図である。図 4（a）は被検体がうつ伏せ（伏臥位）の場合の乳房 br の形状、図 4（b）は被検体が仰向け（仰臥位）の場合の乳房 br の形状を示している。うつ伏せの場合は、重力によって乳房 br が垂下している。このように、乳房の形状は被検体の姿勢の変化によって大きく変形する。なお、符号 f は後述する特徴点を、符号 m は胸筋の境界を、符号 s は皮膚表面を示す。

【 0 0 3 0 】

本実施例では、図に示すような姿勢による形状変形を補正し、例えば、図 4（a）に示すうつ伏せの乳房形状を図 4（b）に示す仰向けの乳房形状に変換する。そして、うつ伏せ状態から仰向け状態に変換した乳房形状の MRI 画像（仮想仰向け MRI 画像とも呼ぶ）と仰向け超音波画像とを表示する。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、実施例 1 における画像処理部 8 の機能構成を示すブロック図である。ここでは、機能ブロックを実線、画像やデータを破線で示している。各ブロックの処理動作は第 1 フェーズ～第 4 フェーズから成っており、まず、全体の動作の概要を説明する。

【 0 0 3 2 】

第 1 フェーズでは、うつ伏せ MRI 画像 1 0 1 から乳房変形モデル 1 0 4 を生成し特徴点 1 0 5 を抽出する。画像入力部 9 1 からうつ伏せ MRI 画像 1 0 1（第 2 の画像データ）が入力すると、乳房モデル生成部 1 0 2 は乳房変形モデル 1 0 4 を生成し、特徴点抽出部 1 0 3 は特徴点 1 0 5 を抽出する。

【 0 0 3 3 】

第 2 フェーズでは、仰向け超音波画像 2 0 1 から特徴点 2 0 3 を抽出する。画像処理部 8 は被検体 2 0 の超音波画像 2 0 1（第 1 の画像データ）を取得し、特徴点抽出部 2 0 2 は、仰向けの姿勢における特徴点 2 0 3 を抽出する。この特徴点 2 0 3 は前述の MRI 画像 1 0 1 から抽出した特徴点 1 0 5 に対応するものである。

【 0 0 3 4 】

第 3 フェーズでは、変形パラメータ 1 0 7 を設定して乳房変形モデル 1 0 4 の変形シミュレーションを行い、さらに特徴点の位置合わせを行って仮想仰向け MRI 画像 2 0 5 を生成する。変形シミュレーション部（変形演算部）1 0 6 は、乳房変形モデル 1 0 4 を用いて変形シミュレーションを行い、仮想仰向け MRI 画像 1 0 9 を生成し、対応する変形後の特徴点 1 1 0 を求める。このとき変形パラメータ設定部 1 0 8 は、変形シミュレーションのための変形パラメータ 1 0 7 を制御する。位置合わせ部 2 0 4 は、変形後の特徴点 1 1 0 と仰向け姿勢における特徴点 2 0 3 との対応から、仮想仰向け MRI 画像 1 0 9 と仰向け超音波画像 2 0 1 との位置合わせを行い、位置合わせ済仮想仰向け MRI 画像 2 0 5 を生成する。

【 0 0 3 5 】

10

20

30

40

50

第4フェーズでは、超音波探触子2を動かしながら、仰向け超音波画像303と対応する仮想仰向けMRI画像断面305を同時に表示する。超音波撮像部301では、超音波画像生成部6によって仰向け超音波画像303を生成する。このとき、超音波探触子2の位置・方向のデータ302に従って、断面表示部304は、仰向け超音波画像303と同一断面の仮想仰向けMRI画像断面305を生成する。そして、仰向け超音波画像303と同一断面の仮想仰向けMRI画像断面305を同時に表示する。

【0036】

以下、各フェーズの動作を詳細に説明する。

(第1フェーズ)ここでは、うつ伏せMRI画像101から乳房変形モデル104を生成する。

10

まず、うつ伏せMRI画像101を画像入力部91から入力する。この例では、うつ伏せのMRI画像としているが、別の姿勢(例えば立位)のMRI画像でもよい。また、画像の種類はMRIに限らない。CTなど他の撮像方法でもよい。図4(a)に示したように、うつ伏せのMRI画像は重力によって乳房が垂下している。

【0037】

乳房モデル生成部102は、うつ伏せMRI画像101から乳房変形モデル104を生成する。乳房変形モデル104とは、重力等の外力を変更することで、乳房形状の変形演算を行うためのモデルである。これにより、例えば図4(a)に示すうつ伏せの乳房形状を、図4(b)に示すような仰向けの乳房形状に変形することができる。

【0038】

20

乳房変形モデルとしては、有限要素法などの物理シミュレーションモデルが利用でき、その他、粒子法や質点パネモデルなど、様々な変形シミュレーション方法が利用できる。乳房変形モデルとして、有限要素法を用いる場合には、乳房領域から四面体などの有限要素モデルを生成する。また、胸筋部分を固定境界として変形シミュレーションを行う。さらに、乳房モデルを脂肪、乳腺、皮膚の領域でモデル化して、それぞれの変形パラメータ(ヤング率、ポアソン比など)を指定することが可能である。

【0039】

特徴点抽出部103は、うつ伏せMRI画像101から、乳房画像の特徴点105を抽出する。特徴点105としては、例えば乳頭や、解剖学的なランドマークを用いる。図4(a)には、特徴点の例(符号f)を示している。特徴点は自動的に抽出することも可能であるが、対話的に指定してもよい。

30

【0040】

(第2フェーズ)ここでは、仰向け超音波画像201上の特徴点203を抽出する。

被検体20に対して、超音波探触子2、送受信部5、超音波画像生成部6を用いて様々な断面における仰向け超音波画像201を生成する。このとき、第1フェーズで指定したうつ伏せMRI画像101上の特徴点105に対応する仰向け超音波画像201上の特徴点203が現れる断面を探索する。対応する特徴点203が超音波画像201上に現れた場合に、マウスなどの入力装置94を用いて特徴点203の位置を指定する。このとき、位置検出ユニット4によって超音波探触子2の位置姿勢が既知であるため、座標変換によって指定された特徴点203の3次元座標を求めることが可能である。

40

【0041】

上記の処理を繰り返すことによって、うつ伏せMRI画像上の特徴点105に対応する、仰向け超音波画像201上の特徴点203の3次元座標が求められる。

【0042】

(第3フェーズ)ここでは、変形パラメータ107を設定して変形シミュレーションを行い、位置合わせ済仮想仰向けMRI画像205を生成する。

変形パラメータ設定部108は、乳房変形モデル104に対する変形パラメータ107を設定する。変形パラメータ107としては、乳房モデルの弾性変形パラメータを設定する。具体的には、脂肪、乳腺、皮膚のヤング率、ポアソン比が挙げられる。さらに、重力の方向も変形パラメータとする。

50

【 0 0 4 3 】

次に、変形シミュレーション部 1 0 6 によって乳房変形モデル 1 0 4 を変形し、仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 を生成する。変形シミュレーションは、有限要素法などの手法を用いるが、うつ伏せ姿勢から仰向け姿勢に変換する場合には、1 例として 2 倍の重力を与える方法を用いることが可能である。図 4 (a) のうつ伏せ形状に対して、胸筋の境界 m を固定として、乳房 b r の変形をシミュレーションする。このとき、図 4 (a) の下から上方向に重力の 2 倍の力を加えることで、図 4 (b) の仰向け乳房の形状変形をシミュレーションできる。

変形シミュレーションによって特徴点 1 0 5 も変形され、仮想仰向け M R I 画像上の特徴点 1 1 0 を求める。

10

【 0 0 4 4 】

位置合わせ部 2 0 4 は、変形後の仮想仰向け M R I 画像の特徴点 1 1 0 と仰向け超音波画像の特徴点 2 0 3 との対応から、仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 と仰向け超音波画像 2 0 1 との位置合わせを行い、位置合わせ済仮想仰向け M R I 画像 2 0 5 を生成する。

【 0 0 4 5 】

ここで、位置合わせ部 2 0 4 の位置合わせ方法について説明する。特徴点の数が 1 つの場合には、変形後の特徴点 1 1 0 と仰向け姿勢における特徴点 2 0 3 の位置が一致するように、移動だけの座標変換を行う。

【 0 0 4 6 】

特徴点の数が 2 個の場合には、座標変換後の特徴点 1 1 0 と特徴点 2 0 3 との誤差の二乗和が最小となるような移動変換を求める。特徴点の数が 3 個以上の場合には、座標変換後の特徴点 1 1 0 と特徴点 2 0 3 との誤差の二乗和が最小となるような剛体変換（移動と回転の変換）を求める。以上により、特徴点の数に応じた位置合わせを実行する。

20

【 0 0 4 7 】

（第 4 のフェーズ）ここでは、仰向け超音波画像 3 0 3 と対応する仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 を同時表示する。

超音波撮像部 3 0 1 では、被検体 2 0 に対して、超音波探触子 2、送受信部 5、超音波画像生成部 6 を用いて仰向け超音波画像 3 0 3 を生成する。このとき、位置検出ユニット 4 によって超音波探触子 2 の位置・方向のデータ 3 0 2 を得て、その値に従って断面表示部 3 0 4 は、仰向け超音波画像 3 0 3 とこれに対応する同一断面の仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 を生成する。そして、仰向け超音波画像 3 0 3 とこれと同一断面の仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 を同時にディスプレイ 1 1 に表示する。

30

以上で、超音波画像と、これと異なる姿勢で撮影した M R I 画像とを同時に表示することが可能となる。

【 0 0 4 8 】

（パラメータ設定処理）第 3 フェーズにおける変形パラメータ設定部 1 0 8 による変形パラメータ 1 0 7 の設定処理について説明する。

変形パラメータ設定部 1 0 8 は、後述する対話処理、最適化処理、エラストグラフィの利用などの方法で、変形パラメータ 1 0 7 を最適に設定する。変形パラメータとしては、被検体 2 0 の各組織のヤング率、ポアソン比、重力方向などが挙げられる。変形パラメータ設定部 1 0 8 により、変形パラメータ 1 0 7 を最適に設定し、変形シミュレーション部 1 0 6 によって、仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 と、仮想仰向け M R I 画像上の特徴点 1 1 0 とが高精度に求められる。その結果、第 4 フェーズにおいて、仰向け超音波画像 3 0 3 と、同一断面の仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 が高精度に生成される。

40

【 0 0 4 9 】

なお、上記の説明の中で、うつ伏せ M R I 画像 1 0 1 から抽出する特徴点 1 0 5 に加えて、胸筋の境界 m、皮膚表面 s を抽出することが可能である。この場合には、仰向け超音波画像 2 0 1 から特徴点 2 0 3 に加えて、対応する胸筋の境界 m'、皮膚表面 s' を抽出する。

【 0 0 5 0 】

50

うつ伏せMRI画像101から胸筋境界mの抽出は対話的に実行できる。うつ伏せMRI画像101から皮膚表面sの抽出は閾値処理で可能である。仰向け超音波画像201から対応する胸筋の境界m'を抽出する場合には、代表断面において胸筋の境界をマウスなどで指定し、複数断面の境界を補間することで胸筋境界を設定できる。仰向け超音波画像201から対応する皮膚表面s'を抽出する場合には、超音波探触子2の位置から皮膚表面を抽出し、複数断面の皮膚境界を補間することで皮膚表面を抽出できる。

【0051】

特徴点として胸筋の境界m, m'と皮膚表面s, s'を用いる場合には、位置合わせ部204の処理も変更される。この場合には、公知のICP (Iterative Closest Point) アルゴリズム (参考文献1) によって座標変換を求めることが可能である。ICPアルゴリズムと特徴点の対応を同時に使う場合には、両アルゴリズムから求められた距離に対して重み付きの和を求め、和の最適化によって変換座標が求められる。

10

【0052】

〔参考文献1〕Y. Chen and G. Medioni, "Object modelling by registration of multiple range images," Image and vision computing, vol. 10, no. 3, pp. 145-155, 1992.

【0053】

なお、胸筋の境界mおよび対応する胸筋の境界m'を用いる場合には、胸筋の境界が変形しないという仮定を設け、他の変形する特徴点、皮膚表面を用いた位置合わせを用いず、胸筋の境界だけを用いた位置合わせを用いることも可能である。

20

【0054】

この場合には、変形パラメータ設定部108の設定により、変形パラメータ107が変更された場合にも、位置合わせ204の処理結果は同じになるため、位置合わせ部204の処理は省略可能である。

【0055】

以上のように実施例1によれば、変形パラメータ設定部108のパラメータ設定処理によって、適切な変形画像を得ることができる。すなわち、変形パラメータ設定部108により変形パラメータ107を変更すると、パラメータ設定に連動して、仮想仰向けMRI画像断面305が変更される。これを参考に変形パラメータ107を修正することで、所望の変形画像に近づけることが可能となる。

30

【実施例2】

【0056】

実施例2は、実施例1の構成において、変形シミュレーション部106に対する変形パラメータの設定を、変形結果を見ながら対話的に行うようにしたものである。超音波撮像装置1と画像処理部8の構成は、実施例1における図1～図3とほぼ同様であり、以下では差異点を中心に説明する。

【0057】

図5は、実施例2における変形パラメータ設定部108の構成を示す図である。変形パラメータ設定部108は、対話的に変形パラメータを設定する対話型変形パラメータ設定部151から構成される。

40

【0058】

対話型変形パラメータ設定には様々な方法があるが、グラフィカルユーザインタフェースを用いて、マウスなどを用いて、ヤング率や重力方向などのパラメータを対話的に設定することが可能である。対話型変形パラメータ設定部151の設定により、変形パラメータ107が変更される。変形シミュレーション部106は、変更された変形パラメータ107を用いて、仮想仰向けMRI画像109と、仮想仰向けMRI画像上の特徴点110を求める。

【0059】

その後、図3で述べたように、仰向け超音波画像上の特徴点203と仮想仰向けMRI画像上の特徴点110を用いて、位置合わせ部204によって、位置合わせ済仮想仰向け

50

M R I 画像 2 0 5 が生成される（第 3 フェーズ）。そして、断面表示部 3 0 4 により、仰向け超音波画像 3 0 3 と同一断面の仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 が生成される（第 4 フェーズ）。

【 0 0 6 0 】

実施例 2 によれば、対話型変形パラメータ設定部 1 5 1 により変形パラメータ 1 0 7 を対話的に設定することで、ユーザは仮想仰向け M R I 画像を参照しながら所望の変形画像に容易に近づけることが可能となる。

【 実施例 3 】

【 0 0 6 1 】

実施例 3 は、実施例 1 の構成において、仰向け超音波画像 2 0 1 と位置合わせ済仮想仰向け M R I 画像 2 0 5 との位置合わせ誤差を求めて表示する機能を追加したものである。

【 0 0 6 2 】

図 6 は、実施例 3 における画像処理部 8 の機能構成を示すブロック図である。このうち、仮想仰向け M R I 画像 1 0 9、仮想仰向け M R I 画像上の特徴点 1 1 0、仰向け超音波画像上の特徴点 2 0 3 の算出までの処理は実施例 1 と同一である。

【 0 0 6 3 】

実施例 1 では、位置合わせ部 2 0 4 によって仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 と仰向け超音波画像 2 0 1 との位置合わせを行い、位置合わせ済仮想仰向け M R I 画像 2 0 5 を生成していた。これに対して実施例 3 では、位置合わせ誤差評価部 2 0 6 によって仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 と仰向け超音波画像 2 0 1 との位置合わせを行うとともに、位置合わせの誤差 2 0 7 を求めてディスプレイ 1 1 に表示するようにした。

【 0 0 6 4 】

位置合わせ部誤差評価部 2 0 6 による位置合わせ方法および誤差評価方法について説明する。なお、位置合わせ誤差を評価するため、特徴点の数は 3 個以上必要である。位置合わせでは、座標変換後の仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 の特徴点 1 1 0 と、仰向け超音波画像 2 0 1 の特徴点 2 0 3 との誤差の二乗和が最小となるような剛体変換（移動と回転の変換）を行う。このときの最小の誤差を位置合わせ誤差 2 0 7 として出力する。画像処理部 8 のその他の処理は、実施例 1 と同一である。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施例において、仮想仰向け M R I 画像 1 0 9 における胸筋の境界 m 、皮膚表面 s と、仰向け超音波画像 2 0 1 における対応する胸筋の境界 m' 、皮膚表面 s' を用いる場合には、位置合わせには前述の I C P アルゴリズムによって座標変換を求める。I C P アルゴリズムと特徴点の対応を同時に使う場合には、両アルゴリズムから求められた距離に対して重み付きの和を求め、和の最適化によって変換座標を求める。この重み付きの誤差を位置合わせ誤差 2 0 7 として出力する。

【 0 0 6 6 】

実施例 3 によれば、仰向け超音波画像 2 0 1 と位置合わせ済仮想仰向け M R I 画像 2 0 5 との位置合わせ誤差 2 0 7 を求めて表示する構成としたので、ユーザは変形後の画像の精度を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

実施例 3 は実施例 2 と組み合わせることも可能である。その場合には、対話型変形パラメータ設定部 1 5 1 を用いて対話的に変形パラメータ 1 0 7 を設定すると、仰向け超音波画像 3 0 3 と、変形パラメータ 1 0 7 に連動した同一断面の仮想仰向け M R I 画像断面 3 0 5 が生成される。さらに、そのときの位置合わせ誤差 2 0 7 をディスプレイ 1 1 に表示することができる。ユーザは画像と誤差の両方を参照しながら対話型変形パラメータ設定部 1 5 1 を用いて変形パラメータを対話的に設定して、所望の変形に容易に近づけることが可能となる。

【 実施例 4 】

【 0 0 6 8 】

実施例 4 は、実施例 3 の構成において、仰向け超音波画像 2 0 1 と位置合わせ済仮想仰

10

20

30

40

50

向けMRI画像205との位置合わせ誤差207を最小化する機能を追加したものである。

【0069】

図7は、実施例4における画像処理部8の機能構成を示すブロック図である。このうち、仮想仰向けMRI画像109、仮想仰向けMRI画像上の特徴点110、仰向け超音波画像上の特徴点203、位置合わせ誤差207の算出までの処理は実施例3と同一である。ただし、変形パラメータ設定部108は、実施例4では変形パラメータ最適化部208で置き換えている。変形パラメータ最適化部208は、算出された位置合わせ誤差207を入力して、位置合わせ誤差207が最小となるように変形パラメータ107を設定する。

10

【0070】

図8は、変形パラメータの最適化処理を説明するフローチャートである。

まず、変形パラメータ最適化部208は変形パラメータ107の初期値を設定する(S1001)。変形パラメータの初期値としては、典型的なヤング率や重力方向などを用いる。設定された変形パラメータ107を用いて変形シミュレーション部106によって変形シミュレーションを行い、変形後の仮想仰向けMRI画像109上の特徴点110を求める(S1002)。

【0071】

位置合わせ誤差評価部206によって、仮想仰向けMRI画像109と仰向け超音波画像201との位置合わせを行う。そして、仰向け超音波画像201の特徴点203と位置合わせ済仮想仰向けMRI画像205の特徴点110との位置合わせ誤差207を評価する(S1003)。

20

【0072】

求めた位置合わせ誤差207を予め設定している閾値と比較し、誤差が収束しているかどうかを判定する(S1004)。誤差207が閾値より小さい場合には収束と判定し、処理を終了する。あるいは、誤差207の値が改善されない場合や、所定の回数だけ収束計算を行った場合にも、収束と判定し処理を終了する。

【0073】

誤差が収束していない場合には、変形パラメータ最適化部208は変形パラメータ107を修正する(S1005)。そしてS1002に戻り、修正した変形パラメータ107を用いて再度変形シミュレーションを行い、そのときの位置合わせ誤差207を再度評価する。以下、これを繰り返して、誤差207が収束するまで変形シミュレーションを繰り返す。これにより、位置合わせ誤差207を最小化させる。

30

【0074】

なお、上記の最小化処理には様々な方法が利用できるが、たとえば、公知のPowellの最適化(参考文献2)を利用できる。Powellの最適化法は、微分を使わずに多変数関数の最小化問題を解く方法である。

【0075】

[参考文献2] M. J. Powell, "An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives," The computer journal, vol. 7, no. 2, pp. 155-162, 1964。

40

【0076】

実施例4によれば、仰向け超音波画像201と位置合わせ済仮想仰向けMRI画像205との位置合わせ誤差を最小化させることができるので、ディスプレイ11に表示する仰向け超音波画像303と同一断面の仮想仰向けMRI画像断面305が高精度に対応し、細かな病変の位置を特定するのが容易となる。

【実施例5】

【0077】

実施例5は、実施例1の構成において、変形シミュレーション部106に対する変形パラメータ107の設定のためエラストグラフィを用いるものである。エラストグラフィ(

50

Ultra Sound Elastography：超音波組織弾性映像法）とは、組織の硬さをリアルタイムで画像化する技術である。組織に一定の圧力を加えたときに生じるゆがみの大きさなどから組織の硬さを推定し、この組織の硬さに基づき変形パラメータを設定するものである。実施例 5 においては、図 1 の超音波撮像装置にエラストグラフィ装置を接続することで、組織の硬さの画像データを取得できる。

【0078】

図 9 は、実施例 5 における画像処理部 8 の機能構成を示すブロック図である。画像処理部 8 にはエラストグラフィ部 401 を追加し、これに外部のエラストグラフィ装置 43 を接続する。エラストグラフィ装置 43 からは、被検体画像の各画素における硬さのデータが入力される。エラストグラフィ部 401 は、入力した硬さのデータを、乳腺、脂肪などの部位ごとに平均化することで、被検体の部位ごとの硬さを示す組織パラメータ 402（乳腺のヤング率、脂肪のヤング率など）を生成する。

【0079】

生成した組織パラメータ 402 は、変形パラメータ 107 の一部に用いられる。なお、変形パラメータ 107 には、重力方向などエラストグラフィ部 401 から設定できないパラメータがあるが、それらは変形パラメータ設定部 108 にて別途設定する。

【0080】

以上のように、実施例 5 では、エラストグラフィを用いることで被検体に特有の変形パラメータを設定することができるので、より精密な変形シミュレーションが可能となり、被検体の細かな病変の位置を特定することが容易となる。

【0081】

なお、実施例 5 は、実施例 2 ～実施例 4 と組み合わせて実施することも可能である。

実施例 5 と実施例 2 を組み合わせる場合には、エラストグラフィで設定できない変形パラメータを対話的に設定することで、所望の変形を得ることが可能である。

【0082】

実施例 5 と実施例 3 を組み合わせる場合には、変形の誤差を参照しながら、エラストグラフィで設定できない変形パラメータを対話的に設定することで、所望の変形を得ることが可能である。

【0083】

実施例 5 と実施例 4 を組み合わせる場合には、エラストグラフィで設定できない変形パラメータを最適化によって求めることで、より精密な変形を得ることが可能である。

【0084】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることも可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。また、上記の各構成、機能、処理部、処理手段等は、それらの一部又は全部を、例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現してもよい。また、上記の各構成、機能等は、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを解釈し、実行することによりソフトウェアで実現してもよい。各機能を実現するプログラム、テーブル、ファイル等の情報は、メモリや、ハードディスク、SSD（Solid State Drive）等の記録装置、または、IC カード、SD カード、DVD 等の記録媒体に置くことができる。

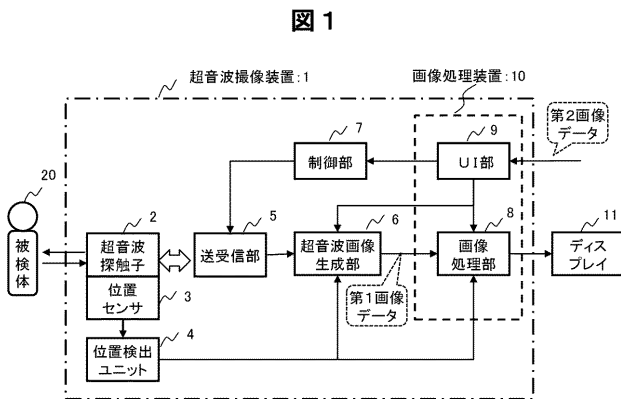
【符号の説明】

【0085】

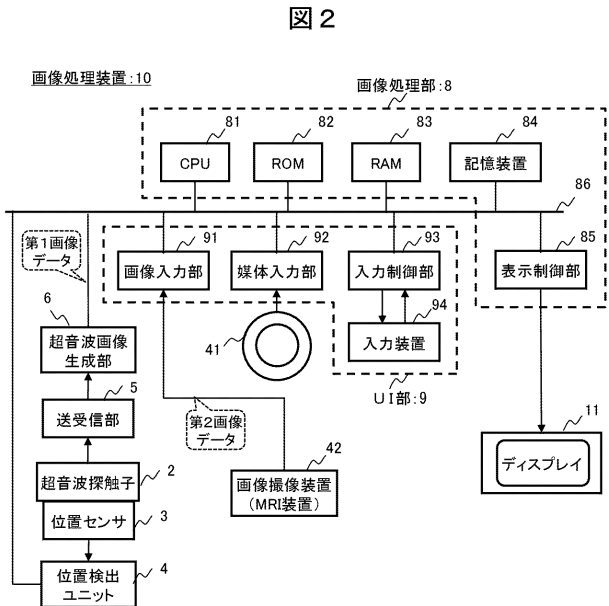
1 ... 超音波撮像装置、2 ... 超音波探触子、5 ... 送受信部、6 ... 超音波画像生成部、7 ... 制御部、8 ... 画像処理部、9 ... ユーザインタフェース（UI）部、10 ... 画像処理装置、11 ... ディスプレイ、42 ... 画像撮像装置、43 ... エラストグラフィ装置、85 ... 表示制御部、101 ... うつ伏せMRI画像（第2の画像データ）、102 ... 乳房モデル生成部、

103, 202...特徴点抽出部、106...変形シミュレーション部(変形演算部)、108...変形パラメータ設定部、151...対話型変形パラメータ設定部、201...仰向け超音波画像(第1の画像データ)、204...位置合わせ部、206...位置合わせ誤差評価部、208...変形パラメータ最適化部、301...超音波撮像部、304...断面表示部、401...エラストグラフィ部。

【図1】

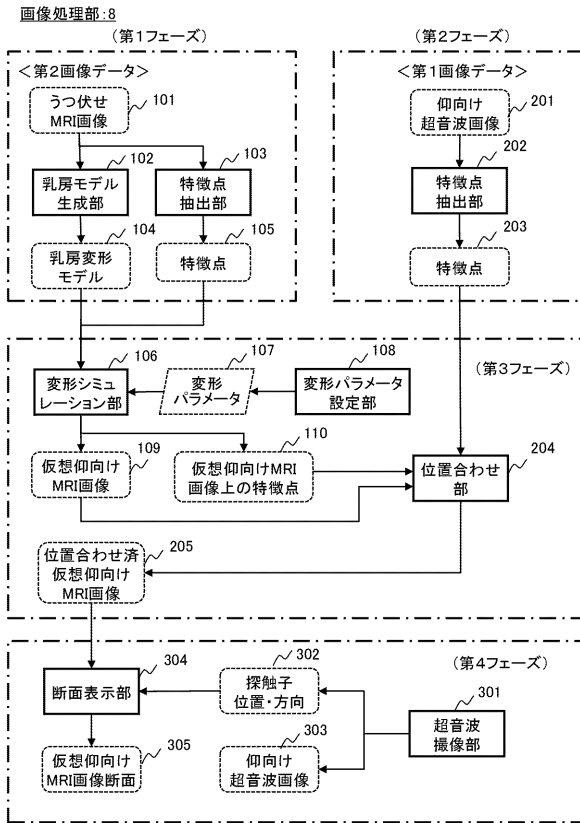


【図2】



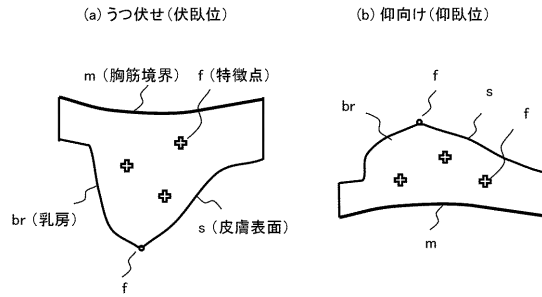
【図 3】

図 3



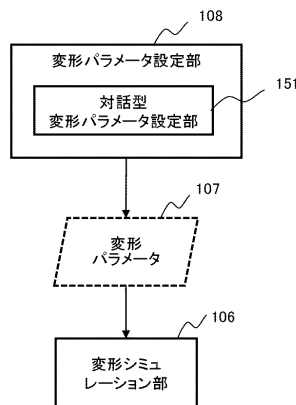
【図 4】

図 4



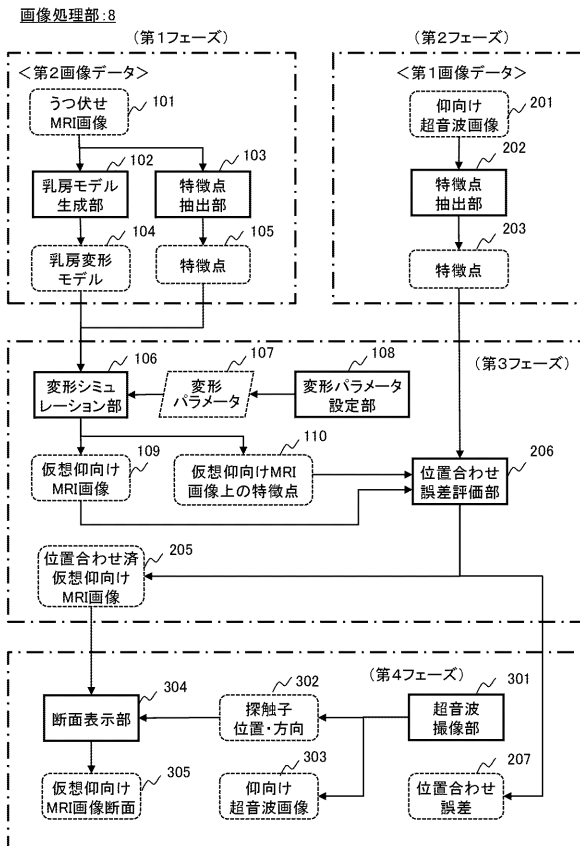
【図 5】

図 5



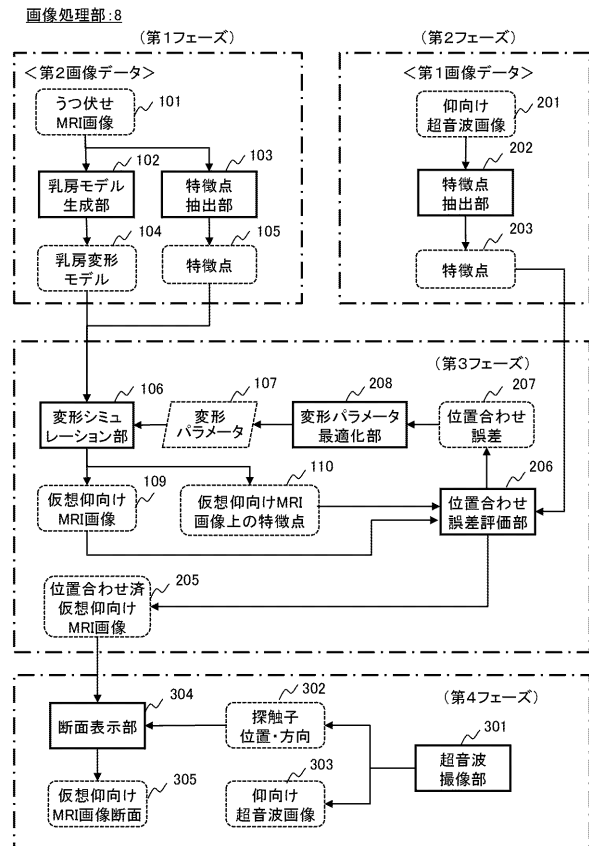
【図 6】

図 6



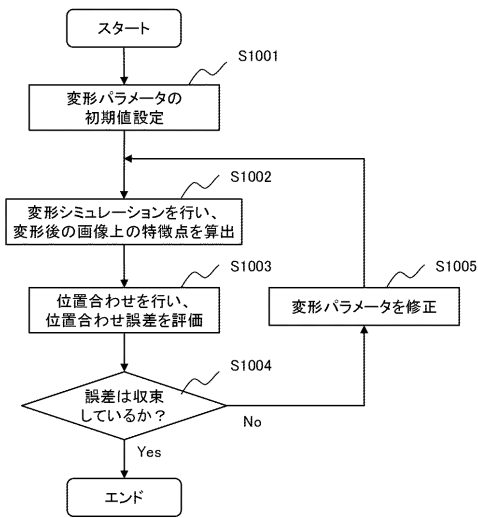
【図 7】

図 7



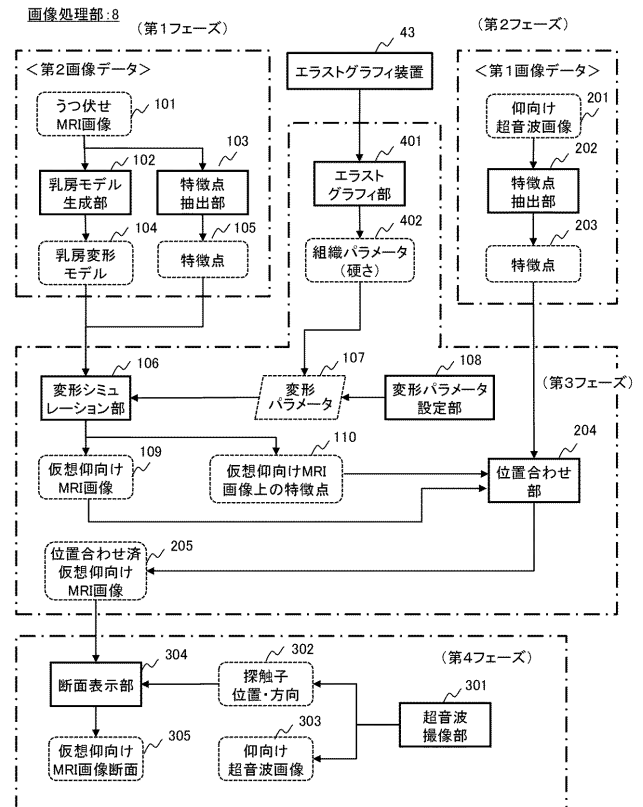
【図 8】

図 8



【図 9】

図 9



专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	JP2019051060A	公开(公告)日	2019-04-04
申请号	JP2017177357	申请日	2017-09-15
[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	栗原恒弥 荒井修		
发明人	栗原 恒弥 荒井 修		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC15 4C601/KK25 4C601/LL05 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种图像处理设备，其容易地设置用于根据对象的姿势的改变来执行变形操作的参数，并且减少变形操作中的误差。 解决方案：将在成像时具有不同姿势的第一图像数据（超声图像）和第二图像数据（MRI图像）输入到图像处理设备。变形操作单元106执行变形操作以将第二图像数据中的对象的形状变形为捕获第一图像数据的姿势中的形状。变形参数设定单元108设定用于执行变形操作的变形参数。对齐单元204将经过变形操作的第二图像数据与第一图像数据对齐。显示控制单元基于与图像相同的横截面上的第二图像数据以及基于显示器上的第一图像数据的图像显示图像。 [选中图]图3

