

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5685133号
(P5685133)

(45) 発行日 平成27年3月18日 (2015. 3. 18)

(24) 登録日 平成27年1月23日 (2015. 1. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006. 01)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 7 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2011-89536 (P2011-89536)
 (22) 出願日 平成23年4月13日 (2011. 4. 13)
 (65) 公開番号 特開2012-217769 (P2012-217769A)
 (43) 公開日 平成24年11月12日 (2012. 11. 12)
 審査請求日 平成26年3月3日 (2014. 3. 3)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理装置の制御方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物体の医用画像を取得する医用画像取得手段と、
 前記医用画像における前記対象物体の表面形状を示す情報を取得する形状取得手段と、
 前記対象物体の超音波画像を撮影する超音波プローブの撮影面における前記対象物体と
 の接触部と非接触部とを判別する判別手段と、
 前記超音波プローブの撮影時の位置姿勢を示す情報を取得する位置姿勢取得手段と、
 前記表面形状を示す情報と前記判別手段による判別結果と前記位置姿勢を示す情報とに
 基づいて前記対象物体の変形を推定し、前記医用画像と前記超音波画像との位置合わせを
 行う位置合わせ手段と、
 を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記位置合わせ手段は、前記超音波画像における前記接触部と、当該接触部に対応する
 前記医用画像の一部とを一致させる位置合わせを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の
 画像処理装置。

【請求項 3】

前記判別手段は、前記超音波プローブの撮影面の各部における前記超音波画像の取得の
 有無に基づいて、前記接触部と前記非接触部とを判別することを特徴とする請求項 1 また
は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記判別手段は、前記超音波プローブの位置姿勢を示す情報と前記表面形状を示す情報とに基づいて前記接触部と前記非接触部とを判別することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記対象物体に対してレーザ光が照射され、前記超音波プローブは、前記対象物体の内部から発せられる音響信号を受信することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

医用画像取得手段と、形状取得手段と、判別手段と、位置姿勢取得手段と、位置合わせ手段とを備える画像処理装置の制御方法であって、

前記医用画像取得手段が、対象物体の医用画像を取得する医用画像取得工程と、

前記形状取得手段が、前記医用画像における前記対象物体の表面形状を示す情報を取得する形状取得工程と、

前記判別手段が、前記対象物体の超音波画像を撮影する超音波プローブの撮影面における前記対象物体との接触部と非接触部とを判別する判別工程と、

前記位置姿勢取得手段が、前記超音波プローブの撮影時の位置姿勢を示す情報を取得する位置姿勢取得工程と、

前記位置合わせ手段が、前記表面形状を示す情報と前記判別工程による判別結果と前記位置姿勢を示す情報とに基づいて前記対象物体の変形を推定し、前記医用画像と前記超音波画像との位置合わせを行う位置合わせ工程と、

を備えることを特徴とする画像処理装置の制御方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の画像処理装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理装置の制御方法、およびプログラムに関し、特に、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT）、磁気共鳴映像装置（MRI）、核医学診断装置（SPECT、PET）、超音波画像診断装置など、種々の医用画像収集装置（モダリティ）で撮影した医用画像を処理する画像処理装置、画像処理装置の制御方法、およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において、医師は、患者を撮影した医用画像をモニタに表示し、表示された医用画像を読影して、病変部の状態や経時変化を観察する。この種の医用画像を生成する装置としては、X線撮影装置、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT）、磁気共鳴映像装置（MRI）、核医学診断装置（SPECT、PETなど）、超音波画像診断装置（US）等が挙げられる。このように医用画像を生成する装置から得た画像を使って患者の診断を行う画像診断では、これらの装置の特性の違いを考慮して、診断を行う部位や疾病などの種類から適切な装置を選択して用いる。また、より精度の良い診断を目的として複数の装置から得た複数の画像を利用して、診断を行う場合もある。例えば同一の被検体を超音波画像診断装置とMRIの両方で撮影し、夫々の撮影画像を併用することで、より診断に有効な情報を得ることができる。

【0003】

超音波画像とMRI画像とを併用した診断を行うためには、両画像間の対応する部位を対応付けて診断することが効果的であり、そのためには、両画像間の位置合わせが必要となる。しかし、その実現には幾つかの課題がある。第一に超音波画像は、医師や技師が撮影探触子（以下、「プローブ」と称する）を手に持ち、自由に動かしながら撮影を行うため、撮影した画像が被検体を基準とした空間中のどの位置を撮影したものなのかが明らか

10

20

30

40

50

ではない。第二に超音波画像として撮影するのは通常、被検体内部の二次元断層像であり、三次元情報を撮影するMRIとは取得できる情報の空間次元が異なる。

【0004】

これらの課題に対するアプローチの一つに、外部センサを用いてプローブの位置姿勢を計測する方法がある。特許文献1には、位置姿勢を計測する装置をプローブに取り付け、その計測値に応じて、超音波画像診断装置で撮影している部位に対応するスライス画像を事前に撮影した三次元医用画像から取得し、並べて表示する技術が開示されている。この技術により、二次元断面である超音波画像と、他のモダリティの三次元情報とを対応付けて観察することが可能となる。

【0005】

一方、超音波画像と三次元医用画像との画像情報を利用して、これら二つのモダリティの位置合わせを行うことが従来から検討されている。非特許文献1に開示されている手法では、事前に取得した三次元医用画像に基づいて、超音波のシミュレーション画像が生成される。そして、実際に超音波画像診断装置で撮影した超音波画像とシミュレーション画像との対応付けが、画像情報に基づいて行われる。

【0006】

また特許文献2には、三次元医用画像から被検体の表面形状を取得し、その表面形状とプローブの撮影面の位置とに基づき、これらの位置を一致させる条件下で対応付けを行うことで、対応付けの探索範囲を限定し、処理を効率化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】特許03871747号公報

【特許文献2】特開2010-131269号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】W. Wein, B. Roper, and N. Navab, "Automatic registration and fusion of ultrasound with CT for radiotherapy," Proc. MICCAI 2005, vol.2, pp.303-311, 2005.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1の技術では、センサの精度が不十分な場合には超音波画像と三次元医用画像との位置合わせを精度良く行うことが困難である。また、高精度な位置姿勢センサを用いたとしても、被検体の体動やプローブの押し当て圧力による撮影部位の変形が生じる場合には、やはり位置合わせを精度良く行うことが困難である。一方、非特許文献1に開示されている技術では、超音波画像とMRI画像との位置合わせ処理を画像情報に基づいて行うことで上記の変形の補正を含めて高精度な位置合わせが可能である。しかし、非常に多くの計算量を必要とするため、位置合わせを高速に行うことが困難であり、撮影と観察の同期性を損ねてしまうという課題がある。また特許文献2の技術では、プローブの撮影面全体が被検体と接触していると仮定して処理しているため、プローブが被検体の一部にしか接触していないような場合には位置合わせの結果の精度が低下するという課題がある。

【0010】

上記の課題に鑑み、本発明は、超音波画像と三次元医用画像とを、高精度、高速度で位置合わせを行う技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記の目的を達成する本発明に係る画像処理装置は、
対象物体の医用画像を取得する医用画像取得手段と、

前記医用画像における前記対象物体の表面形状を示す情報を取得する形状取得手段と、

10

20

30

40

50

前記対象物体の超音波画像を撮影する超音波プローブの撮影面における前記対象物体との接触部と非接触部とを判別する判別手段と、

前記超音波プローブの撮影時の位置姿勢を示す情報を取得する位置姿勢取得手段と、

前記表面形状を示す情報と前記判別手段による判別結果と前記位置姿勢を示す情報とに基づいて前記対象物体の変形を推定し、前記医用画像と前記超音波画像との位置合わせを行う位置合わせ手段と、

を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、超音波画像と三次元医用画像とを、高精度、高速度で位置合わせを行うことが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】画像処理システムの機能構成を示す図。

【図2】画像処理システムの装置構成を示す図。

【図3】画像処理装置100の処理手順を示すフローチャート。

【図4】図3のステップS302の処理の説明図。

【図5】超音波撮影の説明図。

【図6】超音波撮影の詳細説明図。

【図7】超音波プローブと被検体との接触状態の説明図。

20

【図8】超音波プローブと被検体との接触状態による超音波画像の説明図。

【図9】超音波プローブと被検体との接触状態による超音波画像の詳細説明図。

【図10】図3のステップS307の処理の説明図。

【図11】図3のステップS307の処理手順の詳細を示すフローチャート。

【図12】図11のステップS3070の処理の説明図。

【図13】図11のステップS3071の処理の説明図。

【図14】図3のステップS308の処理の説明図。

【図15】図3のステップS308の処理手順の詳細を示すフローチャート。

【図16】図15のステップS3080の処理の説明図。

【図17】図15のステップS3081の処理の説明図。

30

【図18】変形例の説明図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、添付図面に従って本発明に係る画像処理装置及び画像処理装置の制御方法の実施形態について詳説する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されるものではない。

【0015】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る画像処理システムの機能構成を示す図である。画像処理装置100は、医用画像撮影装置110と、超音波画像撮影装置120と、位置姿勢計測装置130と接続される。医用画像撮影装置110は、例えばMRIであり、被検体の所定の3次元領域を撮影した3次元のMRI画像を取得する。超音波画像撮影装置120は、超音波撮影に使用される超音波を送受信する不図示の超音波プローブを被検体に接触させることで被検体の内部を超音波撮影し、被検体の所定の2次元領域が撮影された2次元のBモード超音波画像を取得するものとする。

40

【0016】

位置姿勢計測装置130は、超音波画像撮影装置120が有する不図示の超音波プローブの位置と姿勢とを計測する。位置姿勢計測装置130は、例えば不図示の磁気送信部と不図示の磁気受信部を備える。磁気送信部は計測を行う空間において固定して設置され、磁気信号を送信する。磁気受信部はその磁気信号を受信する。位置姿勢計測装置130は、その磁気受信部が受信した磁気信号を処理することで磁気送信部と磁気受信部の相対的

50

な位置と姿勢の関係を計測する。ここで、磁気受信部をプローブに固定して装着することにより、プローブの位置と姿勢を、磁気送信部を基準とした座標系で計測する。

【0017】

画像処理装置100は、医用画像撮影装置110が撮影したMRI画像と、超音波画像撮影装置120が撮影した超音波画像と、位置姿勢計測装置130が計測したプローブの位置と姿勢とに基づいて、MRI画像と超音波画像との位置合わせ処理を行う。

【0018】

画像処理装置100は、医用画像取得部1001と、表面形状取得部1002と、超音波画像取得部1003と、接触状態判別部1004と、位置合わせモード判定部1005と、位置姿勢計測値取得部1006と、位置合わせ部1007と、変形画像生成部1008と、画像表示部1009とを備える。

10

【0019】

医用画像取得部1001は、医用画像撮影装置110が撮影した被検体のMRI画像を取得し、表面形状取得部1002および変形画像生成部1008へ送信する。表面形状取得部1002は、MRI画像を処理して被検体の表面にあたる各画素の位置を検出し、その形状（表面形状）に関する情報を、MRI画像座標系における当該画素の位置座標の集合として生成する。そして、その結果を位置合わせ部1007へ送信する。

【0020】

超音波画像取得部1003は、超音波画像撮影装置120が撮影した被検体の超音波画像を取得し、接触状態判別部1004および変形画像生成部1008へ送信する。接触状態判別部1004は、取得した超音波画像を処理することで、プローブ撮影面上における被検体との接触部と非接触部とを判別し、その結果を位置合わせモード判定部1005および位置合わせ部1007へ送信する。

20

【0021】

位置合わせモード判定部1005は、接触状態判別部1004の判別結果に基づき、後述の位置合わせ部1007が実行する適切な処理モードを判定し、その結果を位置合わせ部1007へ送信する。

【0022】

位置姿勢計測値取得部1006は、位置姿勢計測装置130が出力するプローブの位置と姿勢とに関する計測結果を取得し、位置合わせ部1007へ出力する。位置合わせ部1007は、表面形状取得部1002、位置姿勢計測値取得部1006、および接触状態判別部1004の夫々から取得された情報に基づいて、MRI撮影時と超音波撮影時との間の被検体の変形を推定する。そしてその推定に基づいて、MRI画像と超音波画像の位置合わせを行う。そして、その結果を変形画像生成部1008へ送信する。なお、位置合わせ部1007の処理は、位置合わせモード判定部1005の処理結果により異なる複数の処理モードを切り替えて実行される。

30

【0023】

変形画像生成部1008は、医用画像取得部1001が取得したMRI画像と、超音波画像取得部1003が取得した超音波画像とのいずれか一方、もしくは両方を位置合わせ部1007の処理結果に基づいて変形させた変形画像を生成する。そして、その結果を画像表示部1009へ送信する。画像表示部1009は、変形画像生成部1008が生成した変形画像を表示する処理を実行する。

40

【0024】

図2は、第1実施形態に係る画像処理システムの装置構成を示す図である。画像処理システムは、画像処理装置100と、ローカルエリアネットワーク(LAN)200を介して医用画像撮影装置110と、医用画像記録装置220と、超音波画像撮影装置120と、位置姿勢計測装置130とを備える。

【0025】

画像処理装置100は、例えばパーソナルコンピュータ(PC)などで実現することができる。画像処理装置100は、中央演算処理装置(CPU)211と、主メモリ212

50

と、磁気ディスク 213 と、表示メモリ 214 と、モニタ 215 と、マウス 216 と、キーボード 217 とを有する。

【0026】

CPU 211 は、主として図 1 を参照して説明した画像処理装置 100 の各構成要素の動作を制御する。主メモリ 212 は、CPU 211 が実行する制御プログラムを格納したり、CPU 211 によるプログラム実行時の作業領域を提供したりする。磁気ディスク 213 は、オペレーティングシステム (OS)、周辺機器のデバイスドライバ、後述する位置合わせ処理等を行うためのプログラムを含む各種アプリケーションソフト等を格納する。表示メモリ 214 は、モニタ 215 のための表示用データを一時記憶する。モニタ 215 は、例えば CRT モニタや液晶モニタ等であり、表示メモリ 214 からのデータに基づいて画像を表示する。マウス 216 及びキーボード 217 はユーザによるポインティング入力及び文字やコマンド等の入力をそれぞれ行う。これらの各構成要素は共通バス 218 により互いに通信可能に接続されている。

10

【0027】

本実施形態において、画像処理装置 100 は、LAN 200 を介して医用画像記録装置 220 から医用画像データ等を読み出して取得することができる。また、LAN 200 を経由して医用画像撮影装置 110 から直接に医用画像データ等を取得できるようにしてもよい。本発明の形態はこれに限定されず、例えば画像処理装置 100 に USB メモリ等の外部記憶装置を接続し、これらの装置から医用画像データ等を読み込んで取得するようにしても良い。また、これらの装置に本画像処理システムの処理結果を保存するようにしても良い。

20

【0028】

また画像処理装置 100 は、超音波画像撮影装置 120 と接続されていて、超音波画像撮影装置 120 が撮影した超音波画像を取得することができる。また、超音波画像撮影装置 120 で撮影した超音波画像を医用画像記録装置 220 に記録し、画像処理装置 100 が医用画像記録装置 220 から超音波画像を読み出して取得できるようにしても良い。

【0029】

次に、画像処理装置 100 が行う全体の処理動作を、図 3 のフローチャートを参照して詳しく説明する。本実施形態では、主メモリ 212 に格納されている各部の機能を実現するプログラムを CPU 211 が実行することにより実現される。

30

【0030】

(ステップ S301) : MRI 画像取得処理

まず、ステップ S301 において、医用画像取得部 1001 は、医用画像撮影装置 110 によって被検体を撮影した MRI 画像を取得する。本実施形態では MRI 画像が三次元の画像情報である場合を例として説明し、その画像情報を $I_{MRI}(x, y, z)$ と表記する。ここで $I_{MRI}(x, y, z)$ は MRI 画像座標系における位置座標ベクトル (x, y, z) の位置における MRI 画像の輝度値を表すスカラー関数である。取得した MRI 画像 $I_{MRI}(x, y, z)$ は、表面形状取得部 1002 および、位置合わせ部 1007 に送信される。

【0031】

(ステップ S302) : 表面の検出処理

40

ステップ S302 において、表面形状取得部 1002 は、ステップ S301 で取得された医用画像 $I_{MRI}(x, y, z)$ から被検体の表面にあたる各画素の位置 (表面位置) を検出し、表面形状を取得する。この処理について図 4 を参照して説明する。図 4 (a) は、ステップ S301 で取得された MRI 画像 $I_{MRI}(x, y, z)$ を、紙面上での説明のために二次元画像として表した模式図である。MRI 画像 400 を構成する画素は、MRI 画像座標系 403 における位置が定義されているものとする。MRI 画像 400 には、被検体の体内 401 の領域と、被検体の体外 402 の領域との両方の撮影結果が映し出されている。図 4 (b) は、図 4 (a) の MRI 画像 400 から被検体の体内 401 と被検体の体外 402 との境界となる表面位置 411 を検出した表面検出画像 410 であり、例えば被検体の表面の位置とそれ以外の位置とを区別できる 2 値画像などである。表面形状取得部 100

50

2 は、MRI 画像 4 0 0 に画像処理を施すことで表面位置 4 1 1 を検出し、表面検出画像 4 1 0 を生成する。表面位置 4 1 1 の検出方法としては様々な方法が考えられるが、例えば MRI 画像 4 0 0 の輝度値の空間勾配を求め、その空間輝度勾配の大きさに対して閾値処理を施すことで実現することができる。被検体の表面位置 4 1 1 を検出する方法は、これに限らず既知のいかなる方法でも良い。表面形状取得部 1 0 0 2 はさらに、表面検出画像 4 1 0 を処理することにより、図 4 (c) に示すように表面位置 4 1 1 を構成する画素の中から表面点群 4 2 0 を取得する。表面点群 4 2 0 の取得は、例えば表面位置 4 1 1 を構成する画素の中から所定の間隔で取得してもよいし、表面位置 4 1 1 を構成する画素の全てを表面点群 4 2 0 として取得するようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

10

また被検体の表面の位置の取得は、必ずしも MRI 画像 4 0 0 を処理して自動的に行う必要は無く、例えば、図 2 に記載のマウス 2 1 6 やキーボード 2 1 7 などを用いて、ユーザが手動で指定する位置などを取得できるようにしてもよい。

【 0 0 3 3 】

本実施形態では、被検体の表面形状として、表面点群 4 2 0 を N_s 個の点群 S_i ($1 \leq i \leq N_s$) として取得するものとし、その点群の位置を MRI 画像座標系 4 0 3 における 3 次元の位置座標ベクトル x_{s_i} として記録する。本実施形態ではこれを、 $x_{s_i} = (x_{s_i}, y_{s_i}, z_{s_i})^T$ 、($1 \leq i \leq N_s$) と表記する。

【 0 0 3 4 】

(ステップ S 3 0 3) : 超音波画像取得処理

20

ステップ S 3 0 3 において、超音波画像取得部 1 0 0 3 は、超音波画像撮影装置 1 2 0 が被検体を超音波撮影した超音波画像を取得する。この取得は超音波画像撮影装置 1 2 0 の撮影と同期して直接取得するようにしてもよいし、超音波画像撮影装置 1 2 0 が過去に撮影した画像を、図 2 に記載の医用画像記録装置 2 2 0 に記録し、その超音波画像を読み出して入力するようにしてもよい。超音波画像は二次元画像でも三次元画像でも良く、エラストグラフィなどの超音波画像でも良い。本実施形態では取得する超音波画像が被検体の二次元 B モード断層画像である場合を例として説明を行う。図 5 は、超音波画像撮影装置 1 2 0 が被検体の超音波画像を撮影する様子を示す。図 5 において、超音波プローブ 5 0 0 は超音波画像撮影装置 1 2 0 からの制御に基づき、プローブ撮影面 5 0 1 から超音波ビーム 5 0 2 を超音波撮影対象領域 5 0 4 に向けて放射し、その反射ビームを受信する。このときプローブ撮影面 5 0 1 が被検体の表面 5 0 3 と接するように設置されている場合には超音波ビーム 5 0 2 が被検体の内部に伝搬し、被検体の内部の超音波撮影が行われる。一方、プローブ撮影面 5 0 1 が被検体の表面 5 0 3 から離れている場合には、超音波ビーム 5 0 2 が被検体の内部に伝搬しないため、被検体の内部の超音波撮影が行われない。

30

【 0 0 3 5 】

図 6 は、超音波画像撮影装置 1 2 0 が撮影した超音波画像の例を示す。ここで超音波画像を、超音波画像座標系 6 0 3 における位置座標ベクトル (x, y, z) の位置における超音波画像の輝度値を表すスカラー関数 $I_{US}(x, y, z)$ として表記する。なお、超音波画像が二次元画像の場合には、その画像座標も 2 次元座標系となり、位置座標ベクトル (x, y, z) は (x, y) と読み替えられる。ただし、3 次元の MRI 画像との位置合わせを行う本実施形態において、超音波画像座標系は便宜上 3 次元座標系 (x, y, z) とし、 $z=0$ の平面上に画像情報が存在するものと解釈する。この図において、撮影画像領域 6 0 0 に対して、図 5 に示されるような超音波プローブ 5 0 0 が超音波ビーム 5 0 2 を発射する。そして、その反射ビームを受信することによって得られた被検体内部の超音波画像が表示される。プローブ撮影面位置画素群 6 0 1 は図 5 のプローブ撮影面 5 0 1 に対応する超音波画像上の座標群である。超音波ビームの放射方向 6 0 2 は、プローブ撮影面位置画素群 6 0 1 から撮影画像領域 6 0 0 へと向かう方向であり、ここでは超音波画像座標系 6 0 3 における方向ベクトルで表現される。

40

(ステップ S 3 0 4) : 撮影位置の取得処理

50

ステップS304において、位置姿勢計測値取得部1006は、位置姿勢計測装置130により計測された超音波プローブ500の位置と姿勢に関する情報を取得する。そして、超音波画像座標系603からMRI画像座標系403への変換行列を生成して記録する処理を実行する。位置姿勢計測装置130の出力値は、位置姿勢計測装置130が定める座標系を基準とした超音波プローブ500の位置と姿勢の計測値である。位置姿勢計測装置130が磁気発生部と磁気受信部を備える本実施形態において、基準とする座標系は磁気発生部に固定された座標系となる。位置姿勢計測装置130が基準として定める座標系における超音波画像の各画素の位置は、既知の校正手法により上述の計測値を変換することにより算出できる。また、撮影された超音波画像とMRI画像とに共通して描出される被検査部位の対応付け等により、位置座標計測装置130が基準として定める座標系とMRI画像座標系403との関係を算出できる。上述の変換を夫々得ることにより、超音波画像座標系603からMRI画像座標系403への変換を得ることができる。本実施形態では、この変換を変換行列 T_{US_MRI} と表記する。行列 T_{US_MRI} を用いて式(1)の計算を行うことで、超音波画像座標系603における位置座標ベクトル x_{US} を、MRI画像座標系403における対応する位置座標ベクトル x_{MRI} に変換できる。

【0036】

【数1】

$$x_{MRI} = T_{US_MRI} x_{US} \cdots (1)$$

【0037】

ただし、 x_{US} および x_{MRI} は各座標系における3次元の位置座標を意味するベクトルであり、本実施形態では夫々のベクトルが4次元の拡張ベクトルとして表現されているものとする。また、 T_{US_MRI} は回転・並進・スケーリングによって表現される4行4列の行列であるものとする。

【0038】

以上の処理を実行するステップS304において、位置姿勢計測取得部1006は、位置姿勢計測装置130が計測を行った時点において撮影された超音波画像座標系603とMRI画像座標系403とを対応付ける座標変換 T_{US_MRI} を取得し、記録する。

【0039】

(ステップS305)：接触部位の検出処理

ステップS305において、接触状態判別部1004は、取得された超音波画像を処理してプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触部位を検出する(すなわち、プローブ撮影面501上における被検体との接触部と非接触部を判別する)処理を実行する。この処理について図7乃至9を参照して詳しく説明する。図7(a)乃至図7(c)は、超音波プローブ500のプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触状態の典型的な例を示すものである。図7(a)は、プローブ撮影面501の全体が被検体の表面503と非接触な状態を表す。図7(b)は、一部が接触している状態を表す。そして図7(c)は、全体が接触している状態を表している。次に図8を参照して、図7(a)乃至図7(c)における各接触状態において撮影される超音波画像の特性について説明する。図8(a)乃至図8(c)は、図7(a)乃至図7(c)に示した各接触状態と、その時に撮影される超音波画像を示す図である。図8(a)は、プローブ撮影面501の全体が被検体の表面503と非接触の状態であり、この場合は超音波プローブ500が放射する超音波ビームが被検体の内部に到達しないため、撮影される超音波画像には被検体の内部に関する情報が撮影されない。この場合、Bモード超音波画像の全体の輝度値は0(黒)またはそれに近い値となる。また、図8(b)に示されるように、プローブ撮影面501の一部が被検体の表面503と接触している場合には、プローブ撮影面501のうち被検体の表面503と接触している一部の部位から放射された超音波だけが被検体の内部に到達する。この場合、超音波画像上でプローブ撮影面501の接触部位から放射された超音波ビームによって生成される画素だけが被検体の内部を表す画像となり、それ以外の画

素は非接触の場合と同様に輝度値が0(黒)になる。また、図8(c)に示されるように、プローブ撮影面501の全体が被検体の表面503と接触している場合には、超音波画像の全ての領域が被検体の内部を表す画像となる。ステップS305において、接触状態判別部1004は、プローブ撮影面501から放射される複数の超音波ビームの夫々が被検体の体内に到達しているかどうかを、超音波画像を処理することにより判定する。そして、その判定結果に基づいてプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触の状態を推定する。

【0040】

図9(a)乃至図9(c)は、図7(a)乃至図7(c)でも示したプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触の状態のパターンと、夫々の状態において取得した超音波画像をより詳細に説明する図である。本実施形態では、超音波ビーム502毎の伝搬する線上(スキャンライン上)の画素値を処理することにより、そのスキャンラインの上端(プローブ撮影面501上の1点)における被検体との接触状態を推定する。この推定は、例えばスキャンライン上の画素値の平均輝度値が所定の閾値以上であるか否かによって推定の結果を切り替えるようにできる。この場合、平均輝度値が所定の閾値以上の場合には、当該画素を撮影するために放射された超音波が被検体の体内に到達し、その内部を撮影した画像が現れているものと考えられる。したがって、その超音波を放射しているプローブ撮影面501上の点が被検体の表面503と接触していると推定できる。一方、平均輝度値が所定の閾値よりも小さい場合には、当該画素を撮影するために放射された超音波が被検体の体内に到達していないものと考えられる。したがって、その超音波を放射しているプローブ撮影面501上の点が被検体の表面503と接触していない(非接触の状態である)と推定できる。以上の処理を、プローブ撮影面501を構成する全ての位置に関して実行することにより、各位置における被検体の表面503との接触の有無が推定される。これにより、プローブ撮影面501と被検体の表面503との接触境界点の位置が分かる。

【0041】

以上超音波画像の所定の領域における平均輝度値に基づいて、プローブ撮影面501と、プローブ撮影面501を構成する複数の位置における被検体の表面503との接触の有無を推定する方法について説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、平均輝度値に代えて輝度値の分散と所定の閾値との大小関係に基づいて接触の有無を推定するようにしても良い。これ以外にも、例えばプローブ撮影面501と被検体の表面503とが非接触である状態における超音波画像を予め撮影しておき、その画像と、現在撮影されている超音波画像との差分画像を算出し、その差分画像に基づいて接触の有無を推定するようにしても良い。この場合、その差分画像に対して同様に平均輝度値や分散値などを算出して推定するようにできる。本発明の実施はこれらの方法に限らず、プローブ撮影面501の各部位における被検体の表面503との接触の有無を推定できる方法であればいかなる方法を用いても良い。また、超音波画像に混入した雑音などの影響を除去するためにノイズ除去フィルタを超音波画像に対して施し、その画像を用いてプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触の有無を推定してもよい。また、推定された接触・非接触の結果をさらに処理して、ノイズ等の影響による推定結果のばらつきを抑制する処理を講じても良い。この場合、例えばプローブ撮影面501上の各点における接触の有無のうち、隣接する2点と推定結果が異なる孤立点の推定結果を隣接する2点の推定結果に置き換える孤立点除去を施すようにできる。また、隣接する数点の推定結果を多数決処理して当該点の推定結果を決定するなどの方法を講じても良い。以上の方法により、プローブ撮影面501を構成する N_p 個の点群 P_j ($1 \leq j \leq N_p$)の夫々に対する接触の有無を式(2)に示す数値列として記録する。

【0042】

【数 2】

$$s_j = \begin{cases} 0 & \text{：非接触} \\ 1 & \text{：接触} \end{cases} \quad (1 \leq j \leq N_p) \cdots (2)$$

【0043】

(ステップS306)：接触状態の判定処理

ステップS306において、位置合わせモード判定部1005は、プローブ撮影面501と被検体の表面503との接触の状態に応じて、その後の処理を切り替える処理を行う。すなわち、プローブ撮影面501の全体が被検体の表面503と非接触の場合にはステップS310へ進む。また、全体が接触している場合にはステップS307に進む。そして、一部が接触している場合にはステップS308へ進む。この分岐処理はステップS305の処理結果に基づいて実行される。具体的にはステップS305で取得したプローブ撮影面501の接触の有無を記録した変数 s_j ($1 \leq j \leq N_p$)の全てが0(非接触)の場合にはステップS310へ進む。また変数 s_j ($1 \leq j \leq N_p$)の全てが1(接触)の場合にはステップS307へ進む。そして、それ以外の場合にはステップS308へ進む。

10

【0044】

(ステップS307)：全体接触の場合の変形推定処理

ステップS307において、位置合わせ部1007は、図10(a)および図10(b)に示されるように、プローブ撮影面501とMRI画像における被検体の表面700との形状とが一致または略一致するようにMRI画像を変形させるような変形推定の処理(位置合わせ処理)を実行する。図10(a)は、プローブ撮影面501とMRI撮影時の被検体の表面700との位置の関係を示す。ステップS307の処理は、プローブ撮影面501の全体が超音波撮影時の被検体の表面503と接触していると判定された場合に実行される処理である。そのため、プローブ撮影面501はMRI撮影時の被検体の表面700の位置よりも体の内側に位置することが想定される。図10(b)は、プローブ撮影面501と超音波撮影時の被検体の表面702との位置の関係を説明する図である。図10(b)に示されるように、超音波撮影時の被検体の表面702は超音波プローブ500の圧迫などによりMRI撮影時の被検体の表面700よりも体内側に変形しているものと想定される。そして、その一部はプローブ撮影面501と一致した位置と形状となる。ステップS307では、超音波画像撮影時における被検体の表面702がプローブ撮影面501の位置と一致または略一致していることを条件とし、超音波撮影時における被検体の変形の状態を推定する。これにより、例えば、被検体の内部に腫瘍が存在するような場合に、MRI撮影時の腫瘍701から超音波撮影時の腫瘍703の位置や形状の変動を推定することができる。

20

30

【0045】

以下、ステップS307の詳細な処理の手順を図11のフローチャートを参照して説明する。

【0046】

(ステップS3070)：プローブ撮影面の点群と表面点群との対応付け処理

ステップS3070において、位置合わせ部1007は、プローブ撮影面501を構成する N_p 個の点群 P_j ($1 \leq j \leq N_p$)のそれぞれについて、ステップS302で得られMRI撮影時の被検体の表面点群420(すなわち点群 S_i ($1 \leq i \leq N_s$))との対応付けを行う。この処理の具体例について図12(a)および図12(b)を参照して説明する。図12(a)において、プローブ撮影面501上の点800は、点群 P_j の中の任意の1点である。超音波画像座標系603における点800の座標は既知の値として予め定義されているので、式(1)を用いた変換により、MRI画像座標系403における点800の座標(x_{pj} と表記する)を取得できる。このプローブ撮影面501上の点800について、その点から超音波ビームの放射方向を延伸した直線802を引き、被検体の表面の形状を表す点群 S_i の中から、その直線に対して最も近接する点を選択する。以上の処理を P_j の夫々について

40

50

実行する。これにより、図 12 (b) に示されるように、プローブ撮影面 501 の点群 803 (P_j) の夫々に対応付けられた表面の点群 804 を取得することができる。本実施形態では、この対応付けられた表面の点群 804 の各点を C_j 、その座標を x_{C_j} ($1 \leq j \leq N_p$) と表記する。これらの点群は、プローブの押し当てによる被検体の表面の変形の前後における対応する点群とみなすことができる。

【0047】

(ステップ S3071) : 変形の推定処理

ステップ S3071 において、位置合わせ部 1007 は、ステップ S3070 で対応付けられた点群 P_j と、点群 C_j ($1 \leq j \leq N_p$) との位置の関係に基づいて、超音波撮影時における被検体の変形状態の推定に関する処理を実行する。この処理の具体例について図 13 (a) および図 13 (b) を参照して詳しく説明する。

【0048】

位置合わせ部 1007 は、点群 803、点群 804、不図示の超音波画像の撮影範囲などに基づいて、MRI 画像座標系における被検体内の所定の領域に、図 13 (a) に示されるような変形前のメッシュ 900 を生成する。このメッシュは、少なくとも被検体の表面の一部および超音波画像の撮影範囲の一部を含む領域に仮想的に配置する。メッシュを配置する領域は、例えば、対応付けられた表面の点群 804 から被検体の体内側に、予め定めた所定の深さまでの領域としてもよい。またこれ以外にも、例えば超音波画像から被検体の解剖学的な構造 (骨や筋肉など) の境界を抽出し、その境界を領域の端面としてもよい。いずれにしても、3次元のMRI画像と超音波画像とを位置合わせする本実施形態において、変形前のメッシュ 900 は所定の3次元領域に6面体や4面体などの立体構造である要素を配置することにより生成される。このメッシュはこれらの要素の頂点によって構成されていると捉えることができる。このメッシュは所定の領域の変位量を表すのに用いられる。メッシュの頂点を変位させると、それに応じて所定の領域に変位の間を生成し、これに基づいて対応付けられた表面の点群 804 の変位を求めることができる。より具体的には、変形前のメッシュ 900 を構成する各頂点に対してある変位量を与えると、図 13 (b) に示されるように変形後のメッシュ 901 を生成することができる。そして、点群 804 の各点について、その点を内部に含む変形前のメッシュ 900 の要素を特定し、変形後のメッシュ 901 における対応する要素の頂点の位置に基づいて点群 804 を変位させた変形後の表面の点群 805 を算出することができる。この計算は、例えば頂点に設定した変位量にB-Splineなどの既知の補間方法を施すことで実行できる。本実施形態では変形後の点群 805 を D_j 、その座標を x_{D_j} ($1 \leq j \leq N_p$) と表記する。そして、 D_j と夫々に対応する P_j との間の空間距離 (すなわち、 $||x_{D_j} - x_{P_j}||$) を求め、その平均値 d を算出する。この d を変形推定に関する評価関数と呼び、変形後のメッシュを生成するために与える各頂点の変位量は、 d が小さくなるように最適化される。すなわち、位置合わせ部 1007 は、 d に基づいてメッシュ 900 の各頂点の変位量を算出する。

【0049】

なお、頂点に与える変位量の最適化の方法は、例えば再急降下法や準ニュートン法、グリーディーアルゴリズムなどの既知の手法によって実行できる。この時、対応付けられた点群 804 を含む要素と関係しない頂点の変位量が不定となるが、例えばそのような頂点の変位量を0とする (固定する) ようにできる。また、頂点の変位量の最適化の評価関数として D_j と P_j との間の空間距離に基づく量だけでなく、例えば各頂点の変位に基づき各要素の体積変化量や形状変化量などを求めて、これらの値も評価関数の一部とすることができる。具体的には空間距離の平均値と各要素の体積変化量および形状変化量を所定の重みで加算した値を d とするようである。これによれば、メッシュを配置した空間において、より現実に近い自然な変形を推定することができる。また、メッシュの外端に位置する頂点を変位させない (固定する) ようにすることで、メッシュ全体が剛体変位するなどの非現実的な変動を防ぐことができる。またメッシュの各頂点の適切な変位量を探索的に導く上述の方法以外にも、例えばプローブの押し当てによる被検体の変形を有限要素法などの手法でシミュレーションし、そのシミュレーション結果に基づいて領域の変形を推定して

10

20

30

40

50

も良い。この時、プローブ押し当てに関する外力や、被検体の内部の硬さなどのパラメータを様々に変化させ、同様にdを最適化するようにできる。

【 0 0 5 0 】

ステップS 3 0 7 1において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、上述の処理を実行することにより、具体的には変形前のメッシュ 9 0 0 と変形後のメッシュ 9 0 1 とを構成する頂点の座標を算出し、その座標を記録する処理を実行する。

【 0 0 5 1 】

以上説明したように、本実施形態におけるステップS 3 0 7 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、プローブ撮影面 5 0 1 の全体が被検体の表面 5 0 3 と接触するという拘束下で、超音波撮影時における被検体の変形の状態を推定する処理（位置合わせ処理）を実行する。

10

【 0 0 5 2 】

（ステップS 3 0 8 ）：部分接触の場合の変形推定処理

ステップS 3 0 8 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、プローブ撮影面 5 0 1 のうち、被検体と接触している部位とMRI画像における被検体の表面の位置とを一致または略一致させるようにMRI画像を変形させる処理を実行する。図14（a）は、プローブの位置と被検体の表面の位置との関係を示す。ステップS 3 0 8 の処理は、プローブ撮影面 5 0 1 の一部が被検体の表面と接していると判定された場合に実行される処理である。プローブ撮影面 5 0 1 のうち、被検体と接触していると判定された部位は、ステップS 3 0 2 で検出されたMRI撮影時における被検体の表面よりも体内側に位置することが想定される。同様に、プローブ撮影面 5 0 1 のうち、被検体と非接触であると判定された部位は、MRI画像撮影時の被検体の表面よりも体外側に位置することが想定される。この時、超音波撮影時における被検体の表面の形状 7 0 2 は図14（b）に示されるように、プローブの圧迫により体内側に変形しているものと想定される。ステップS 3 0 8 では、プローブ撮影面 5 0 1 上の各部位における被検体との接触／非接触の状態と矛盾しないことを条件として、超音波撮影時における被検体の変形の状態を推定する処理（位置合わせ処理）を実行する。これにより例えば、被検体の内部に腫瘍が存在するような場合には、MRI撮影時の腫瘍 7 0 1 の位置や形状から、超音波撮影時の腫瘍 7 0 3 の位置や形状を推定することができる。

20

【 0 0 5 3 】

ステップS 3 0 8 の詳細な処理の手順を図15のフローチャートを参照して説明する。

30

【 0 0 5 4 】

（ステップS 3 0 8 0 ）：境界点の検出処理

ステップS 3 0 8 0 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、プローブ撮影面 5 0 1 上において、被検体との接触／非接触が切り替わる位置である境界点を検出する。この処理はステップS 3 0 5 の処理結果、すなわちプローブ撮影面 5 0 1 を構成する点群 P_j ($1 \leq j \leq N_p$)の夫々に対する接触の有無 s_j ($1 \leq j \leq N_p$)に基づいて実行される。例えば、接触状態 s_j が式（3）に示されるような関係にある場合に、当該部位を境界点として検出することができる。

【 0 0 5 5 】

【数 3】

$$s_j \neq s_{j+1} \cdots (3)$$

40

【 0 0 5 6 】

そして、上記の条件を満たす点を境界点として記録する。以後、この境界点の集合を D_k ($1 \leq k \leq N_D$)と表記する。また、MRI画像座標系における D_k の座標を x_{Dk} ($1 \leq k \leq N_D$)と表記する。ここで N_D は境界点の個数を表す。なお、多くの状況下においては、プローブ撮影面 5 0 1 上の一点を境界として、その片側の全点が接触、反対側の全点が非接触となるので、 $N_D = 1$ となる。

50

【 0 0 5 7 】

(ステップ S 3 0 8 1) : 境界点近傍探索処理

ステップ S 3 0 8 1 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、境界点 D_k ($1 \leq k \leq N_D$) の夫々について、ステップ S 3 0 2 で得られた M R I 撮影時の被検体の表面点群 4 2 0 (すなわち点群 S_i ($1 \leq i \leq N_S$)) との対応付けを行う。図 1 6 (a) に示されるように、この対応付けは、例えば各 D_k の夫々の位置から最も近接する点を点群 S_i の中から選択する処理により実行される。そして、境界点 D_k の夫々に対応付けられた表面の点を D_k' 、その座標を $x_{D_k'}$ ($1 \leq k \leq N_D$) として記録する。

【 0 0 5 8 】

(ステップ S 3 0 8 2) : 剛体補正処理

ステップ S 3 0 8 2 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、境界点群 D_k とその対応点群 D_k' とに基づいて、それらの点を略一致させる剛体変換行列 $T_{RIGID'}$ を算出する処理を実行する。そして、算出した $T_{RIGID'}$ を乗算することで、ステップ S 3 0 4 で得られた変換行列 T_{US_MRI} を補正する。

【 0 0 5 9 】

なお、剛体変換行列 $T_{RIGID'}$ の算出処理は公知のいかなる方法を用いても良い。図 1 6 (b) に示されるように、 $N_D=1$ の場合には $T_{RIGID'}$ は並進を表す剛体変換とすることができ、例えば並進量を $x_{D_k'} - x_{D_k}$ とすることで、対応点を一致させる剛体変換が得られる。また、 N_D が 2 以上の場合には、上記同様の計算を複数の点について夫々行い、それらの平均を並進量として設定できる。また、複数の点の位置関係に基づいて回転を含む剛体変換を

【 0 0 6 0 】

(ステップ S 3 0 8 3) : 表面との対応付け処理

ステップ S 3 0 8 3 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、図 1 6 (c) に示されるように、プローブ撮影面 5 0 1 上の接触点群 9 1 1 (すなわち、 $s_j=1$ を満たす点群 P_j ($1 \leq j \leq N_P$)) の夫々についてステップ S 3 0 7 0 と同様の処理を実行し、被検体の表面点群 4 2 0 (S_i ($1 \leq i \leq N_S$)) との対応付けを行う。ただし、ステップ S 3 0 7 0 の処理とは異なり、M R I 画像座標系 4 0 3 における点群 P_j の座標 x_{P_j} は、ステップ S 3 0 8 2 で補正した後の変換行列 T_{US_MRI} を用いて算出する。以上の処理により、プローブ撮影面 5 0 1 の接触点群 9 1 1 (P_j ($1 \leq j \leq N_P$ 、ただし $s_j=1$)) の夫々と、それに対応付けられた被検体の表面の点群 9 1 0 (C_j ($1 \leq j \leq N_P$ 、ただし $s_j=1$)) が得られる。

【 0 0 6 1 】

(ステップ S 3 0 8 4) : 変形推定処理

ステップ S 3 0 8 4 において、位置合わせ部 1 0 0 7 は、ステップ S 3 0 8 2 で得られた接触点群 9 1 1 とその対応点群 9 1 0 との位置関係に基づいて、超音波撮影時における被検体の変形状態の推定に関する処理を実行する。この処理の具体例について図 1 7 を参照して詳しく説明する。

【 0 0 6 2 】

位置合わせ部 1 0 0 7 は、M R I 画像座標系における被検体内の所定の領域に、図 1 7 (a) に示されるような変形前のメッシュ 9 1 2 を生成する。このメッシュは、少なくとも M R I 撮影時の被検体の表面の一部や、超音波撮影領域の一部を含むように決められる。ここで、変形前のメッシュ 9 1 2 の頂点に適切な変位置量を与えることにより、図 1 7 (b) に示される変形後のメッシュ 9 1 4 を算出することができる。この時、対応点群 9 1 0 (C_j) をメッシュの頂点に与えられた変位置量に基づいて変位させることで、変形後の表面の点群 9 1 3 の座標を算出することができる。この算出処理はステップ S 3 0 7 1 で説明した方法と同様の方法により実行できる。位置合わせ部 1 0 0 7 は、メッシュの頂点に与える変位置量を、プローブ撮影面 5 0 1 の接触点群 9 1 1 と変形後の表面の点群 9 1 3 とが一致または略一致するように、ステップ S 3 0 7 1 と同様の方法により評価関数 d の値に基づいて算出する。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

また位置合わせ部 1007 の処理は、これらの方法に限らず、プローブ撮影面 501 の非接触部位と変形後の表面の点群 913 との関係にも基づいて、メッシュの頂点に与える変位量を算出するようにできる。この場合、まずプローブ撮影面 501 を構成する点群 P_j のうち被検体と非接触となる点群 ($E_j (1 \leq j \leq N_p, \text{ただし } s_j=0)$) も求める。そして、仮定した変形状態における変形後の被検体の表面の点群 913 と、点群 E_j とが接している場合、または近接している場合に、変形の推定に関する評価関数 d にペナルティを課せるようにする。そして、同様に評価関数 d の値に基づいてメッシュの頂点に与える変位量を算出する。この方法によれば、超音波撮影時点におけるプローブ撮影面 501 と被検体の表面との接触および非接触の両方の状態を考慮して変形状態を推定することができ、より精度の高い推定結果が得られる効果がある。

10

【0064】

ステップ S3084 において、位置合わせ部 1007 は、上述の処理を実行することにより、具体的には変形前のメッシュ 912 と変形後のメッシュ 914 とを構成する頂点の座標を算出し、その座標を記録する処理を実行する。

【0065】

以上説明したように、ステップ S308 において、位置合わせ部 1007 は、プローブ撮影面 501 上で被検体の表面と接触する部位が、変形後の被検体の表面と一致または略一致するという拘束下で、被検体の変形を推定する処理（位置合わせ処理）を実行する。

【0066】

（ステップ S309）：画像の生成処理

20

ステップ S309 において、変形画像生成部 1008 は、ステップ S307 またはステップ S308 の位置合わせ処理の結果（変形推定の結果）に基づいて、MRI 画像を変形させた変形 MRI 画像を生成する処理を実行する。この処理は、変形前のメッシュと変形後のメッシュとの夫々を構成する頂点の位置に基づいて実行される。具体的には変形前のメッシュを構成する各要素と、それに対応する変形後のメッシュを構成する各要素との夫々の頂点の位置関係に基づき、当該要素に含まれる領域における変位に関する 3 次元の場（変形場）を生成する。この変形場および MRI 画像に基づいて、変形 MRI 画像を生成する。この時、変形前のメッシュを基準とした領域において変形場を生成し、その変形場によって MRI 画像の各画素の位置を変位させた位置を算出して、変形 MRI 画像の各画素の値を決めるようにしても良い。また、別の方法として、変形後のメッシュを基準とした領域において変形場を生成し、その変形場に基づいて変形 MRI 画像の各画素値を決めるために参照する MRI 画像の画素の位置を求めるようにしても良い。

30

なお、上記の説明では MRI 画像を変形させた変形 MRI 画像を生成する場合を例に説明したが、本発明の実施はこれに限らず、例えば変形推定の結果に基づいて超音波画像を変形させた変形超音波画像を生成するようにしても良い。また変形 MRI 画像と変形超音波画像の両方を生成するようにしても良い。

【0067】

また、必ずしも変形 MRI 画像や変形超音波画像を具体的に生成しなくても良く、例えば変形場やそれに相当する類の情報を生成する構成も本発明の一実施形態となりうる。

【0068】

40

（ステップ S310）：画像の表示処理

ステップ S310 において、画像表示部 1009 は、ステップ S309 で生成された変形 MRI 画像を画像処理装置 100 が備えるモニタ 215 に表示する処理を実行する。ただし、ステップ S306 で非接触と判定された場合にはステップ S309 の処理は行われないので、画像表示部 1009 は、変形のない MRI 画像をモニタ 215 に表示する処理を実行する。画像の表示には様々な形態が考えられるが、例えば 3 次元の画像である変形 MRI 画像から超音波画像が撮影する断面に対応する断面を切り出した 2 次元画像を生成し、その画像を表示してもよい。対応する断面は、式 (1) に示される計算により容易に求めることができる。画像の表示に関する形態は、これ以外にも、例えば、変形 MRI 画像から切り出した 2 次元画像と、超音波画像とを並べて表示したり、重ねて表示したりす

50

ることができる。

【 0 0 6 9 】

以上説明したように、本実施形態における画像処理システムによれば、MRI画像と超音波画像の位置合わせを精密かつ高速に行うことが可能となる。超音波プローブ撮影面と被検体の表面との接触状態に基づき適応的に位置合わせの処理を実行することが、本実施形態の最大の特徴である。

【 0 0 7 0 】

(変形例1 - 1) : MRI画像が複数ある場合の変形例

第1実施形態では、一对のMRI画像と超音波画像との位置合わせを行う場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、2枚のMRI画像(第一のMRI画像と第二のMRI画像)を予め撮影し、必要な場合にはそれらの画像に適切な座標変換を施しておく。そして、第一のMRI画像と超音波画像とを対象として、第1実施形態で説明した方法で第一のMRI画像を変形させた第一のMRI画像を求める。そして、前述の処理で得られた変形量に基づいて第二のMRI画像に変形を施し、第二の変形MRI画像を求めるようにできる。これによれば、超音波画像に対応付けるべく適切な変形を施した第一の変形MRI画像と第二の変形MRI画像を効率的な処理により生成することができる効果がある。また、この方法によれば、例えば第二のMRI画像に被検体の表面が写っていない、または画像が不鮮明などの理由で被検体の表面位置の検出が困難な場合でも、超音波画像と対応付けられる適切な変形処理を施すことができる効果がある。

【 0 0 7 1 】

(変形例1 - 2) : 時系列超音波を用いる変形例

第1実施形態では、MRI画像と1枚の超音波画像との位置合わせを行う場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、超音波画像は時系列に複数毎の画像で構成されていても良く、これらの画像に対して連続的な処理によって位置合わせを行うようにしても良い。例えば、処理を実行する時点で取得した超音波画像をMRI画像と位置合わせする場合に、それよりも過去に撮影した超音波画像に対して第1実施形態で説明した方法で位置合わせを行った結果を用いることにより、処理を効率化させることができる。具体的には、過去の超音波画像に対する位置合わせの結果を現在の超音波画像の位置合わせ処理の初期値として用いるようにしても良い。この方法によれば、連続する超音波画像の間で撮影位置や被検体の変形の状態が近い場合に、位置合わせを、真値に近い初期値から処理を開始できる。そのため、例えば第1実施形態におけるステップS307やステップS308の処理を効率化させることができる効果がある。

【 0 0 7 2 】

また、この処理は撮影した時間の順に対して順方向に処理を行う必要はなく、例えば時系列に超音波画像を蓄積して、撮影順とは逆順に上記の処理を行っても良い。または撮影順に対して順方向と逆方向の両方の処理を行って夫々の結果を比較できるようにしても良い。これによれば、位置合わせ処理の安定化や失敗の検出などを行えるようになる効果がある。

【 0 0 7 3 】

また、プローブの移動を伴う複数時刻の超音波画像を取得して処理することで、被検体の3次元的な超音波画像に基づいて処理を実行するようにしても良い。この場合、本実施形態におけるステップS303からステップS305までの処理を繰り返し実行するとともに、それらの処理結果を蓄積する。そして、それらの処理結果を統合することにより、プローブ撮影面501と被検体の表面503との3次元的な接触状態を推定し、その推定結果に基づいてMRI画像を変形させるようにできる。これによれば、プローブと被検体との接触に関する情報を3次元的に取得することができるため、より精度の高い変形の推定を行うことができるという効果がある。

【 0 0 7 4 】

また、超音波画像が撮影された複数の時間の間のプローブの移動方向も算出し、その方向によって変形推定の処理を変更するようにしても良い。例えば、プローブの移動方向に

基づき、プローブ撮影面 501 と被検体の表面 503 との摩擦力の影響を考慮した変形推定を行ってもよい。例えば、ステップ S307 またはステップ S308 の処理において、メッシュの頂点に与える変位量を求める際に、プローブの移動方向と同じ方向に所定の変位量を加算してもよい。これ以外にも、複数の時間の夫々について第 1 実施形態による位置合わせを行い、それらの結果から被検体の動的な変形状態の推移を取得してもよい。そして、この変形の状態の推移に基づいて、隣接する時間における変形状態の推定を行ってもよい。例えば複数の時間における変形状態の推移に基づいて、隣接する時間における変形状態を外挿により推定しておき、その推定結果を当該時間における変形推定の初期値として利用してもよい。これにより、プローブと被検体との間の動的な接触状態に基づく変形推定を行えるため、より精度の高い変形の推定を行うことができるという効果がある。

10

【0075】

（変形例 1 - 3）：超音波画像が 3 次元の場合

第 1 実施形態では、超音波画像は二次元断層像である場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、超音波画像撮影装置 120 は撮影対象物体を超音波撮影した三次元画像を取得できる装置であってもよい。この場合、ステップ S305 においてプローブ撮影面 501 と被検体の表面 503 との 3 次元的な接触状態を検出することができる。これにより、ステップ S307 およびステップ S308 で実行される超音波画像撮影時における被検体の変形状態の推定が、より高い精度で実行できる効果がある。

【0076】

（変形例 1 - 4）：MRI と超音波以外の画像の組み合わせの場合

20

第 1 実施形態では、MRI 画像と超音波画像との位置合わせを行う場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。医用画像撮影装置 110 が撮影する画像の種類は、MRI 画像に限らず被検体の内部を撮影し、被検体の表面の形状が観察できるものであればいかなる画像であっても良い。また医用画像撮影装置 110 が撮影する画像において被検体の表面の形状が観測できなくても、それとは別に被検体の表面の形状を観測した情報を画像処理装置 100 が取得できれば良い。また超音波画像撮影装置 120 の代わりに他の類の画像を撮影する装置を用いることもできる。この場合、被検体の表面に対して何らかの拘束を受ける撮影方式による撮影画像であれば良い。例えば、撮影対象物に対してレーザ光を照射して、それに応じて撮影対象物内部から発せられる音響信号をプローブによって受信し、その音響信号に基づいて撮影対象物内部の撮影を行う PAT (Photo Acoustic Tomography) 画像などであってもよい。

30

【0077】

（変形例 1 - 5）：リニア型以外のプローブの場合

第 1 実施形態では、超音波撮影に用いるプローブとして、リニア型のプローブを用いる場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、プローブはコンベックス型やセクタ型、またはそれ以外のいかなる形状のプローブであってもよい。例えばコンベックス型プローブを用いる場合を例として説明する。図 18 (a) は、コンベックス型プローブと、そのプローブから放射される超音波ビームの方向を説明する図である。図 18 (a) に示されるように、コンベックス型プローブ 1801 では、放射される超音波ビーム 1802 毎に、その放射方向が異なる。この場合、コンベックス型プローブ 1801 から放射される超音波ビーム 1802 に沿うライン毎に超音波画像を処理することで、図 18 (b) に示されるように、プローブ撮影面 501 における接触 / 非接触の状態を検出するようにできる。

40

（変形例 1 - 6）：プローブに接触センサを用いる場合

第 1 実施形態におけるステップ S305 の処理では、超音波画像の画像処理に基づいてプローブ撮影面 501 と被検体の表面 503 との接触の状態を推定する場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、プローブ撮影面 501 に被検体との接触の有無を計測する接触センサを装着し、その接触センサの計測結果に基づいてプローブ撮影面 501 と被検体の表面 503 との接触有無の分布を取得できるようにしても良い。また、接触センサは、プローブ撮影面 501 と被検体の表面 503 との接触有無の分布

50

だけでなく、計測時におけるプローブ撮影面501の圧力の分布を取得できるものあっても良い。この場合、ステップS307およびステップS308の各処理は、取得された圧力の分布にも基づいて行われてもよい。例えば、ステップS3071およびステップS3084で実行する変形推定の処理において、メッシュの頂点に与えた変位量に基づき、被検体の表面上で生じ得る圧力推定値を算出する。そして、その圧力推定値と、接触センサで計測した圧力の分布との差異も考慮して評価関数dを構成するようにしても良い。これによれば、現実には被検体の表面に生じている圧力を考慮して、超音波撮影時の変形を推定できるため、より現実に近い変形状態を推定できる効果がある。なお、圧力分布はセンサを用いて計測する場合に限らず、複数時刻における変形推定の結果の推移等に基づいて算出して良い。

10

【0078】

(変形例1-7)：非メッシュの変形手法を用いる場合

第1実施形態におけるステップS307およびステップS308の各処理では、被検体の表面を含む所定の領域に仮想的なメッシュを生成し、それを構成する頂点の変位により変形の状態を表す場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、メッシュの生成を行わず、所定の領域における変位の間を多項式などの基底関数を用いて表すようにできる。一例としては、放射基底関数(RBF：Radial Basis Function)を所定の空間に配置することによって当該空間における変位の間を生成するようにできる。この時、プローブ撮影面501の点群の位置と、それに対応付けられた表面の点群の位置との関係に基づいて放射基底関数の中心位置や、その関数に与える変位量を設定するようにできる。この方法によれば、メッシュを生成する処理を必要としないため、より簡易に変形を表すことができる効果がある。また、これ以外にも粒子法などの非メッシュ方式による変形のシミュレーションを用いるような構成も本発明の実施形態の一つとなりうる。

20

【0079】

(変形例1-8)：画像の輝度値に基づく位置合わせも行う場合

第1実施形態におけるステップS307およびステップS308の各処理では、プローブ撮影面501と被検体の表面503とに関する情報のみに基づいて変形の推定を行う場合を一例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、これらの処理に加えて、MRI画像と超音波画像との輝度値にも基づいて変形の推定を行うようにできる。例えば、ステップS3071やステップS3084の処理において、仮定した変形に基づいてMRI画像を変形した変形MRI画像と超音波画像との輝度値の類似度を算出し、その類似度を変形の評価関数dに反映させるようにできる。これによれば、被検体の表面に関する情報だけでなく、内部の情報にも基づくため、より精度の高い変形推定が行える効果がある。このとき、プローブ撮影面501と被検体の表面503との接触の状態に基づき、プローブ撮影面501が被検体の表面503と非接触の状態にある事に起因して被検体の内部が撮影できていない領域を、処理の対象から除外することができる。これによれば、変形の推定処理に悪影響を及ぼす恐れのある画像領域を予め処理対象から除外できるため、より安定した変形の推定処理を実行できる効果がある。

30

【0080】

(変形例1-9)

第1実施形態におけるステップS307およびステップS308の各処理では、プローブ撮影面501とMRI画像における被検体の表面700の形状とが一致または略一致するような3次元的な変形を推定する場合を例として説明したが、本発明の実施はこれに限らない。例えば、ステップS307およびステップS308の各処理は、プローブ撮影面501を含む2次元の断面領域における被検体の表面の形状が、プローブ撮影面501と一致または略一致するような、2次元断面領域の変形を推定するようにしても良い。この場合、ステップS309ではMRI画像の断面領域に対応する領域だけを処理の対象として、その領域のMRI画像を変形するようにできる。この方法によれば、プローブ撮影面501が被検体に与える圧力による被検体の変形が、断面の面内にほぼ限定できる場合に、より簡易な処理で第1実施形態と同等の結果を得られる効果がある。

40

50

【 0 0 8 1 】

(第 2 実施形態)

本実施形態では、超音波プローブの位置および姿勢の計測結果と、MRI画像から検出した被検体の表面形状とに基づいて、超音波プローブと被検体との接触を判定する例を説明する。本実施形態にかかる画像処理システムの構成は第1実施形態の画像処理システムと同様であるため説明は省略するが、接触状態判定部1004および位置合わせ部1007が実行する処理が第1実施形態とは異なっている。

【 0 0 8 2 】

ステップS305において、接触状態判別部1004は、表面形状取得部1002が検出する被検体の表面に関する情報(表面形状情報)と、位置姿勢取得処理により位置姿勢計測値取得部1006が取得する超音波画像の撮影位置・姿勢とに基づいて、プローブ撮影面501と被検体の表面503との接触状態を検出する。すなわち、プローブ撮影面501上における被検体との接触部と非接触部を判別する。例えば図7で説明したプローブ撮影面501を構成する点群 P_j ($1 \leq j \leq N_p$)の夫々が、表面形状取得部1002で検出した被検体の表面よりも体内側に存在するか否かにより、点群の夫々が被検体の表面に対して接触しているか否かを決定できる。これによれば、超音波画像を処理することなくプローブ撮影面501と被検体の表面503との接触状態を推定する処理を実行できるため、計算処理の負荷を低減する効果がある。

【 0 0 8 3 】

また、本実施形態に係る方法により接触状態を検出する方法と、第1実施形態に記載した接触状態の検出方法の両方の処理を実行するようにしても良い。例えばステップS306およびステップS308において、位置合わせ部1007は、この両方の検出結果のどちらを利用するかをユーザの入力操作などにより切り替えて実行するようにできる。これ以外にも、ステップS305において、例えばプローブ撮影面501上の各点が被検体の表面503に接触しているか否かを、両方の結果の論理和もしくは論理積により決めるようにしても良い。また、両方の検出結果が大きく異なるような場合に、ユーザに対して警告を提示し、確認を促すようにしても良い。また、これ以外にも例えば以下のような処理を実行しても良い。まず、両方の検出結果のいずれか一方に基づいて第1実施形態に記載のステップS306およびステップS307またはステップS308を実行する。そして、その結果を変形推定の初期値として利用し、他方の検出結果に基づくステップS306およびステップS307またはステップS308の処理を実行する。両方の処理を実行するこれらの方法によれば、位置姿勢計測装置130の計測精度や、被検体の移動、超音波画像の画質等に起因して、いずれかの検出結果に誤差が多く含まれるような場合にも、より安定して望ましい結果が得られる効果がある。

【 0 0 8 4 】

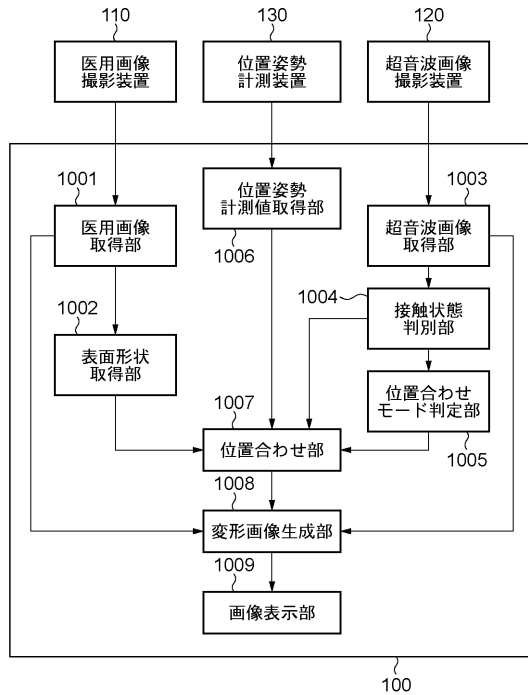
なお、上述した本実施の形態における記述は、本発明に係る好適な画像処理装置の一例であり、本発明はこれに限定されるものではない。

【 0 0 8 5 】

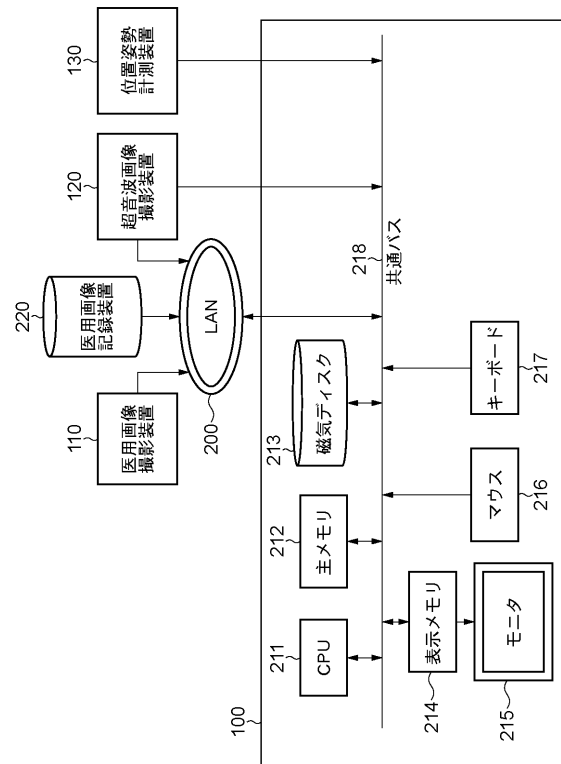
(その他の実施形態)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

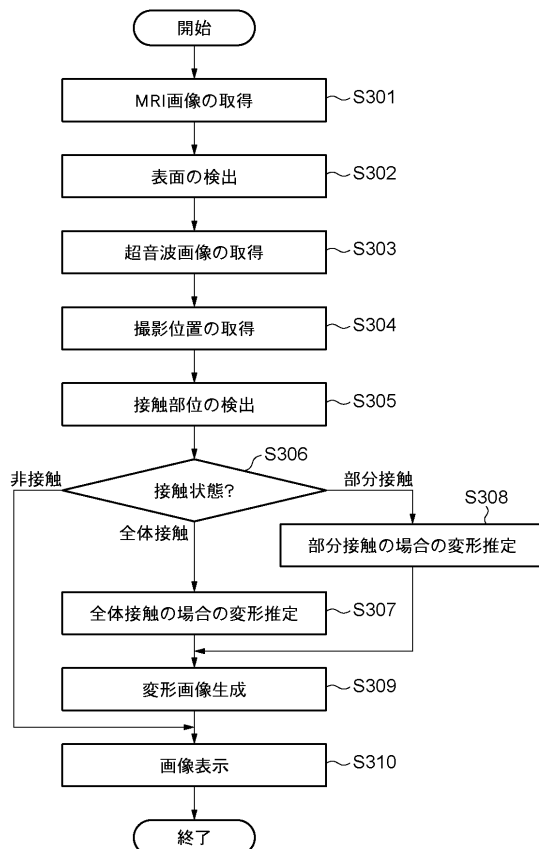
【図 1】



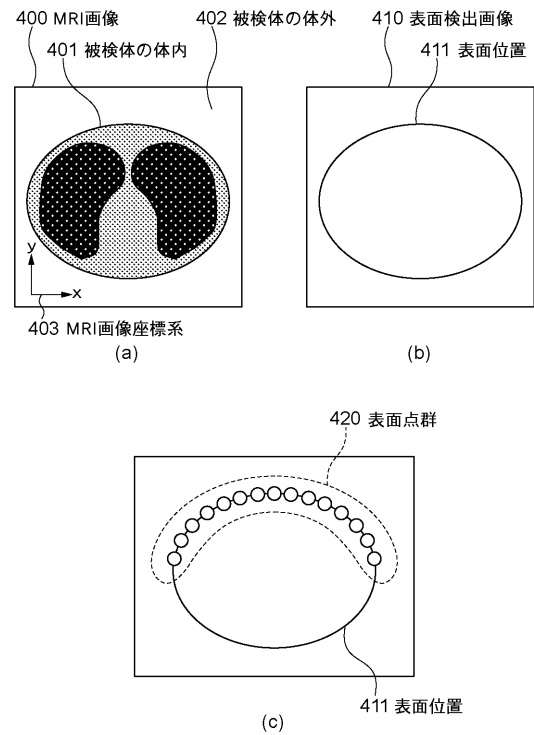
【図 2】



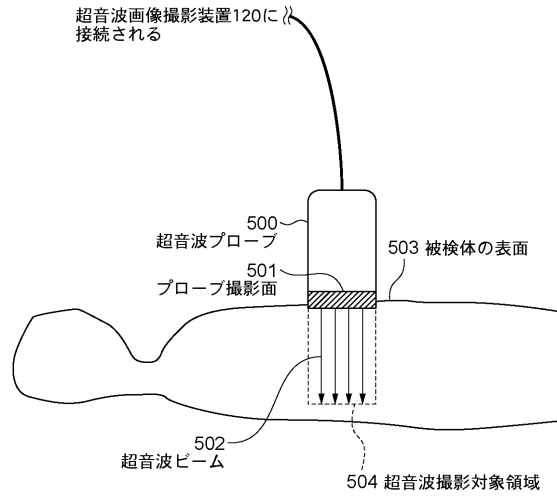
【図 3】



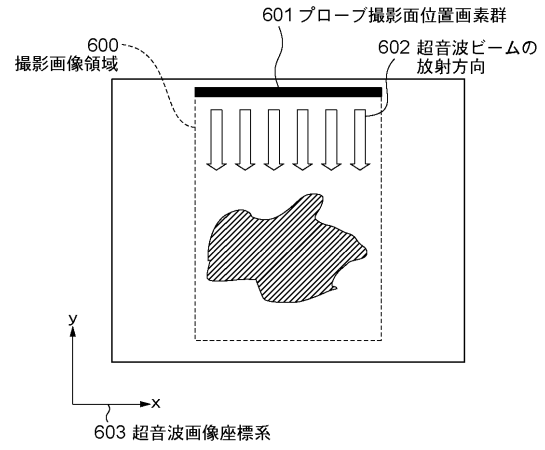
【図 4】



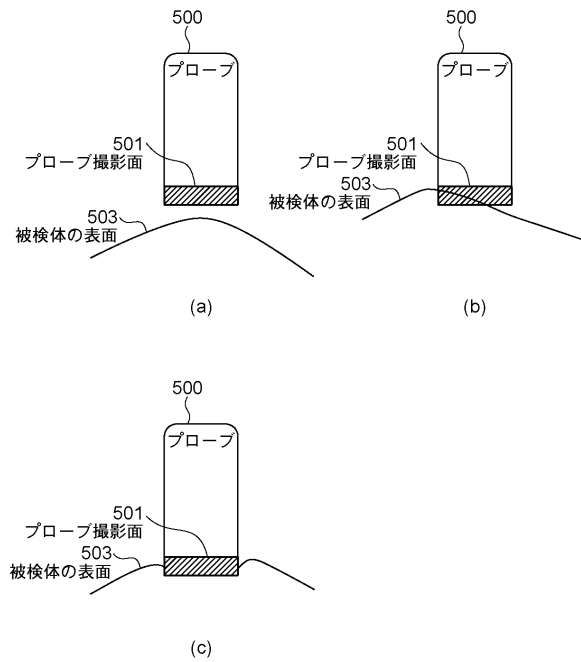
【図 5】



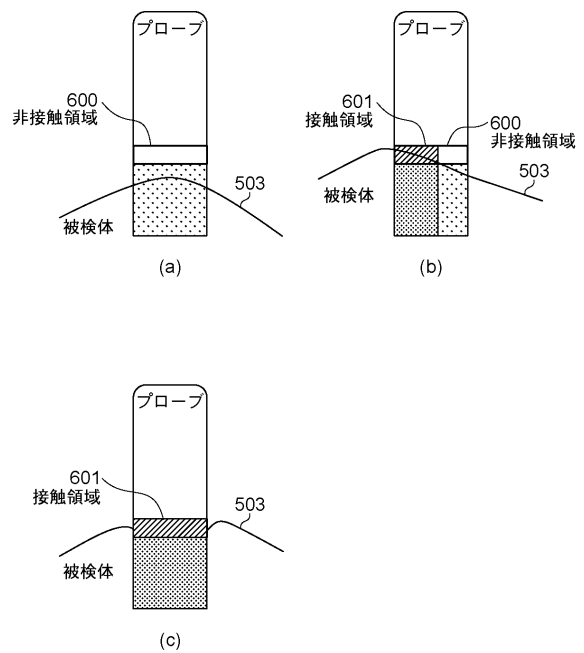
【図 6】



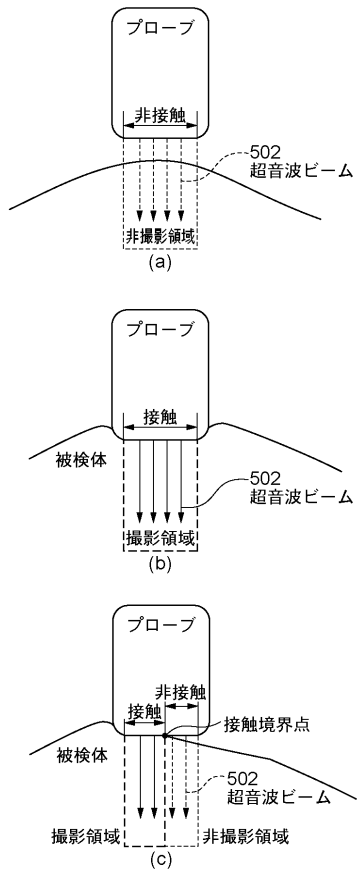
【図 7】



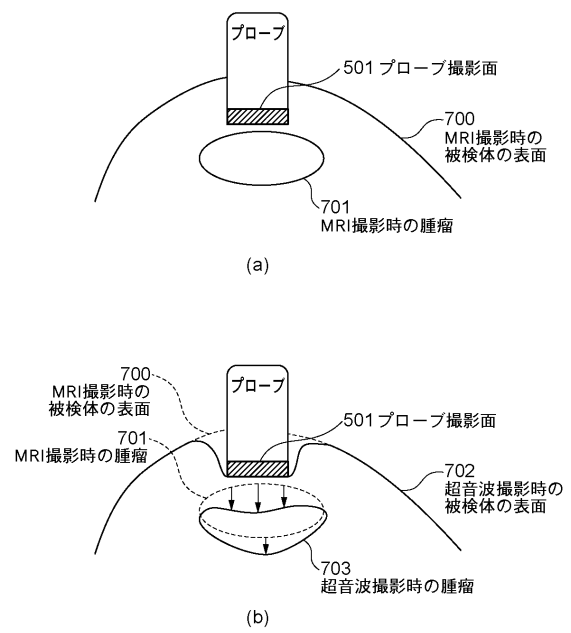
【図 8】



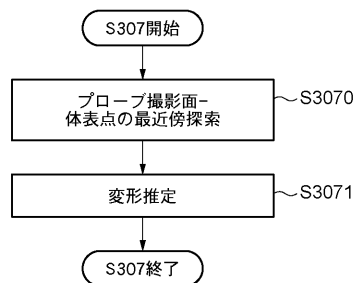
【図 9】



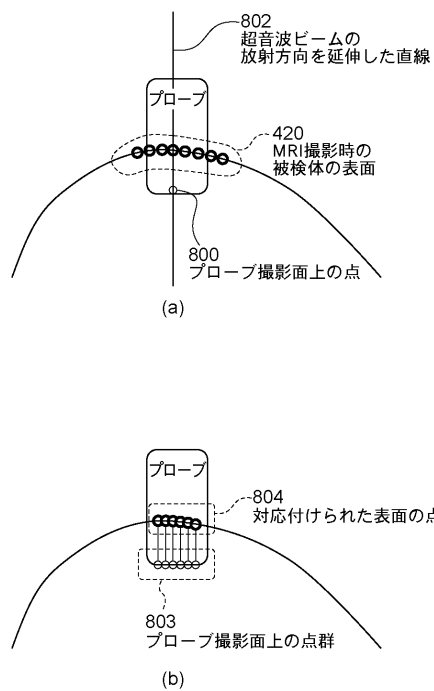
【図 10】



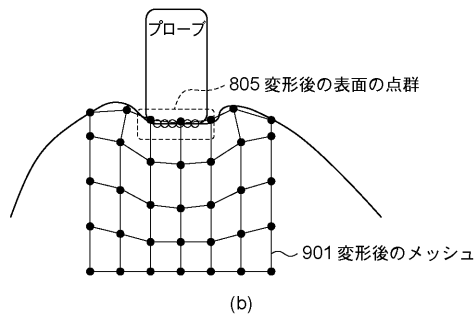
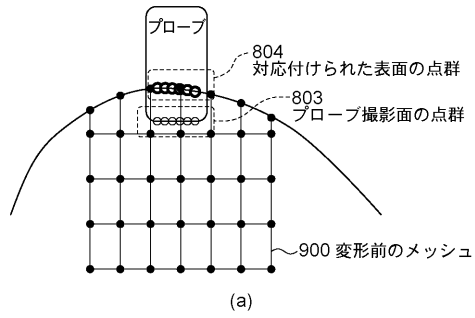
【図 11】



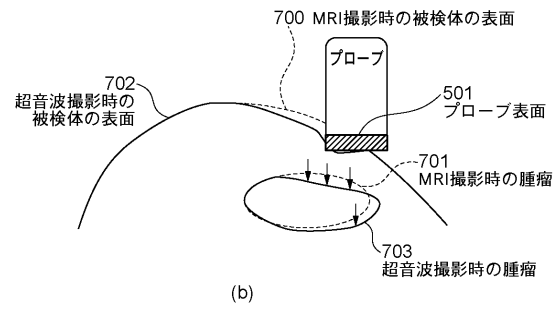
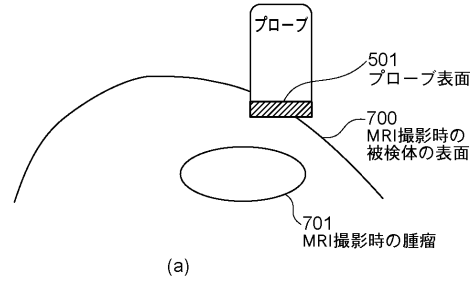
【図 12】



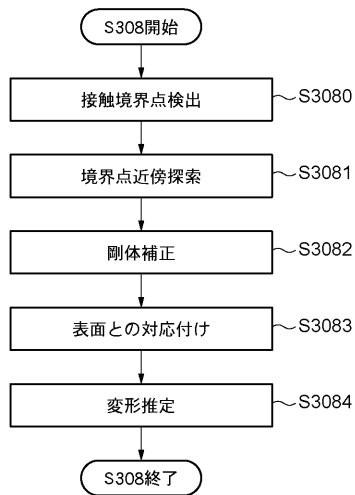
【図 13】



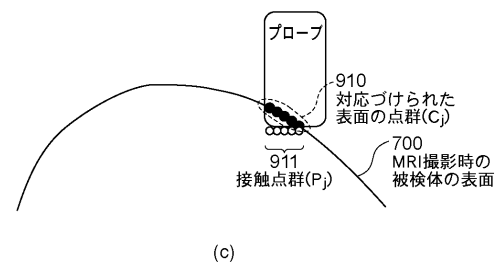
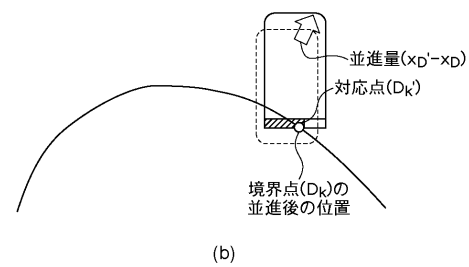
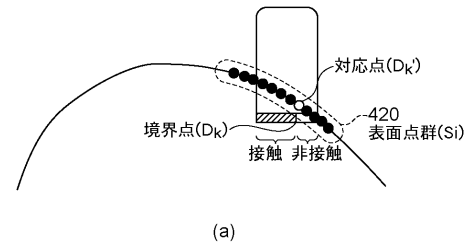
【図 14】



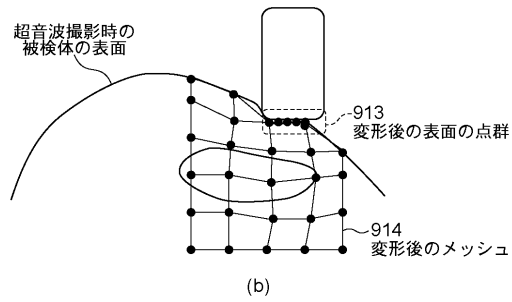
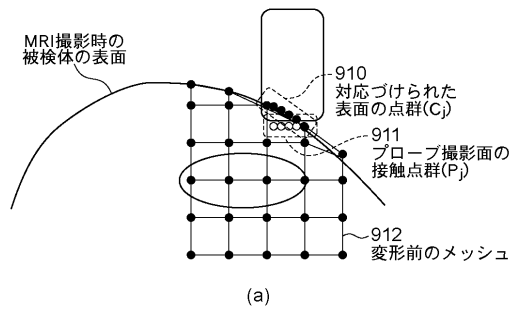
【図 15】



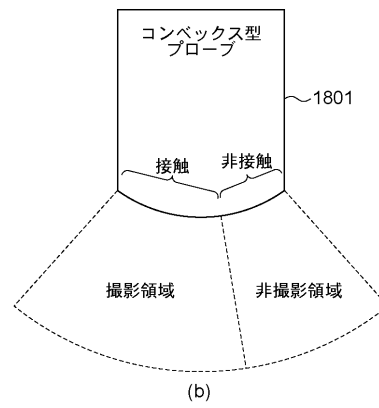
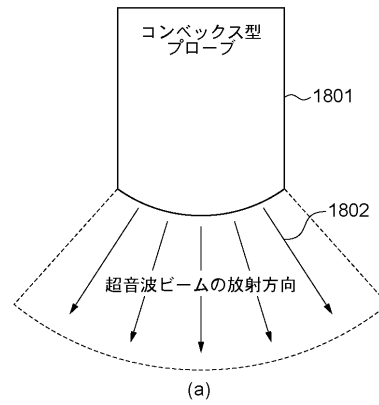
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

- (72)発明者 石川 亮
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 遠藤 隆明
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 佐藤 清秀
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 特開2010-131269(JP,A)
特開2002-336247(JP,A)
特開2002-186616(JP,A)
特開2010-154980(JP,A)
W. Wein et al., Integrating Diagnostic B-Mode Ultrasonography Into CT-Based Radiation Treatment Planning, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2007年 5月29日, Volume:26, Issue:6, pp.866-879
Guofang Xiao et al., Nonrigid registration of 3-D free-hand ultrasound images of the breast, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002年 8月 7日, Volume:21, Issue:4, pp.405-412

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B5/00-5/01
5/055
6/00-6/14
8/00-8/15
Google Scholar

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理设备的控制方法和程序		
公开(公告)号	JP5685133B2	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	JP2011089536	申请日	2011-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	石川亮 遠藤隆明 佐藤清秀		
发明人	石川 亮 遠藤 隆明 佐藤 清秀		
IPC分类号	A61B8/14 A61B5/055		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B5/055 A61B6/5247 A61B8/08 A61B8/4245 A61B8/4263 A61B8/429 A61B8/486 A61B8/5261 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/33 G06T2207/10088 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/14 A61B5/05.390 A61B5/055.390 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/DC14 4C096/DC15 4C096/DC19 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DE06 4C601 /BB03 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GB04 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/LL21 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP2012217769A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声图像和三维医学图像的高精度和高速定位处理的机制。解决方案：图像处理设备包括：形状获得部分，用于获得指示表面形状的信息目标对象;识别部分，用于区分捕获目标物体的超声波图像的超声波探头的成像表面的接触部分和非接触部分与目标物体;位置和姿势获得部分，用于获得指示成像时超声波探头的位置和姿态的信息;基于指示表面形状的信息，由识别部分获得的识别结果，以及指示位置和姿态的信息，并将表面形状与超声图像对准，用于估计目标对象的变形的对准部分。

【 図 3 】

