

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6490820号
(P6490820)

(45) 発行日 平成31年3月27日(2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日(2019.3.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2017-537650 (P2017-537650)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成28年7月25日(2016.7.25)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/071731		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02017/038300	(74) 代理人	110000350
(87) 国際公開日	平成29年3月9日(2017.3.9)		ポレール特許業務法人
審査請求日	平成30年1月4日(2018.1.4)	(72) 発明者	黎 子盛
(31) 優先権主張番号	特願2015-172627 (P2015-172627)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
(32) 優先日	平成27年9月2日(2015.9.2)		式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	柿下 容弓
			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	朱 佩菲
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像装置、画像処理装置、及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信し、被検体からの超音波を受信する超音波探触子と、
 前記超音波探触子に取り付けられた位置センサと、
 前記超音波探触子の受信信号から超音波画像を生成するとともに、前記超音波画像と前記
 位置センサから得た前記超音波探触子の位置情報から第1ボリュームデータを生成する画
 像生成部と、
 前記第1ボリュームデータと、前記被検体についての第2ボリュームデータを受け取って
 処理する画像処理装置と、
 前記超音波画像と、位置合わせ後の前記第2ボリュームデータから生成した画像とを表示
 する画像表示部とを備え、
 前記画像処理装置は、
 前記第1ボリュームデータと前記第2ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を
 推定および識別し、前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第1ボリュームデータと前記
 第2ボリュームデータとの位置合わせを行い、
 前記画像表示部は、
 前記第1ボリュームデータと前記第2ボリュームデータ各々から推定した特徴部位の名称
 と位置関係を、前記超音波画像と位置合わせ後の前記第2ボリュームデータから生成した
 画像各々に表示する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

20

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記画像処理装置は、
前記位置センサから前記超音波探触子の位置情報を受け取って、位置合わせ後の前記第 2 ボリュームデータから、前記位置センサの検出位置の前記超音波探触子から得られる前記超音波画像と同じ位置の画像を生成する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記画像処理装置は、
前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータ各々から前記被検体の所定の特徴部位を推定および識別する特徴部位推定・識別部と、
前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを位置合わせする位置合わせ部とを備える、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、
前記画像表示部は、
前記位置合わせ部で位置合わせした前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを重畳した画像を表示する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

被検体に超音波を送信し、被検体からの超音波を受信する超音波探触子と、
前記超音波探触子に取り付けられた位置センサと、
前記超音波探触子の受信信号から超音波画像を生成するとともに、前記超音波画像と前記位置センサから得た前記超音波探触子の位置情報から第 1 ボリュームデータを生成する画像生成部と、
前記第 1 ボリュームデータと、前記被検体についての第 2 ボリュームデータを受け取って処理する画像処理装置とを備え、
前記画像処理装置は、
前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を推定および識別し、前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとの位置合わせを行い、
前記第 1 ボリュームデータ以外の、前記超音波探触子で撮像して得られたボリュームデータから前記被検体の所定の特徴部位を推定および識別し、
前記第 2 ボリュームデータの特徴部位の位置情報と、対応する前記第 1 ボリュームデータ以外の前記ボリュームデータの特徴部位の位置情報を用いて、前記第 2 ボリュームデータの位置合わせの座標変換情報を出力する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、
前記画像処理装置は、
前記特徴部位推定・識別部において、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータ各々から推定および識別された前記特徴部位を修正する修正部を更に備える、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、
前記位置合わせ部は、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータに対し、画像ベースの剛体位置合わせを実施する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、
前記位置合わせ部は、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータに対し、画像ベースの非剛体位置合わせを実施する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

画像処理装置であって、
被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、前記被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を推定および識別する特徴部位推定・識別部と、
前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを位置合わせする位置合わせ部と、
前記超音波画像と、位置合わせ後の前記第 2 ボリュームデータから生成した画像とを表示部に表示するよう制御する表示制御部とを備え、
前記表示制御部は、
前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータ各々から推定した特徴部位の名称と位置関係を、前記超音波画像と位置合わせ後の前記第 2 ボリュームデータから生成した画像各々に表示するよう制御する、
ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 10】

画像処理装置であって、
被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、前記被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を推定および識別する特徴部位推定・識別部と、
前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを位置合わせする位置合わせ部と、
前記第 1 ボリュームデータ以外の、超音波探触子で撮像して得られたボリュームデータから前記被検体の所定の特徴部位を推定および識別し、前記第 2 ボリュームデータの特徴部位の位置情報と、対応する前記第 1 ボリュームデータ以外の前記ボリュームデータの特徴部位の位置情報を用いて、前記第 2 ボリュームデータの位置合わせの座標変換情報を出力する修正部とを備える、
ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 11】

画像処理装置における画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、
被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、前記被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を推定および識別し、
前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータとを位置合わせを行い、
前記超音波画像と、位置合わせ後の前記第 2 ボリュームデータから生成した画像とを表示するよう制御し、
前記第 1 ボリュームデータと前記第 2 ボリュームデータ各々から推定した特徴部位の名称と位置関係を、前記超音波画像と位置合わせ後の前記第 2 ボリュームデータから生成した画像各々に表示するよう制御する、
ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 12】

画像処理装置における画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、
被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、前記被検体についての超音波画

10

20

30

40

50

像とは異なる画像の第2ボリュームデータ各々から前記被検体の特徴部位を推定および識別し、

前記特徴部位の位置情報を用いて、前記第1ボリュームデータと前記第2ボリュームデータとを位置合わせを行い、

前記第1ボリュームデータ以外の、超音波探触子で撮像して得られたボリュームデータから前記被検体の所定の特徴部位を推定および識別し、

前記第2ボリュームデータの特徴部位の位置情報と、対応する前記第1ボリュームデータ以外の前記ボリュームデータの特徴部位の位置情報を用いて、前記第2ボリュームデータの位置合わせの座標変換情報を出力する、

ことを特徴とする画像処理方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置に係り、特に、撮像した超音波画像と、他の撮像装置で撮像された同じ断面の画像と、被検体内所定の特徴部位を同時に表示する撮像技術に関する。

【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。例えば肝臓癌などの腫瘍を、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。

20

【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。

【0004】

特許文献1には、血管情報を用いて、超音波3次元画像(ボリューム)とMRI3次元画像との位置合わせを行い、超音波スキャン面の画像と対応するMRI断面画像を構築する方法が記載されている。この技術では、超音波画像とMRI画像のそれぞれから、血管領域を2値化画像として抽出し、細線化を行い、その中から血管分岐を検出する。そして、超音波画像とMRI画像のそれぞれから得られた血管分岐に対し、総当たりでマッチングを行い、対応血管分岐を特定し、位置合わせ用の幾何変換行列を推定する。その位置合わせの結果を用いて、MRI画像を超音波画像に合わせて、対応した断面画像を生成して表示する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献1】特開2015-39578号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年では、被検体の手術中に腫瘍等の手術すべき領域を、術中超音波画像と、それに対応する高解像度のMRI画像やCT画像とで確認することが望まれている。さらに、手術を正確にガイドするためには、術中超音波画像と高解像度モダリティ画像のそれぞれに、腫瘍や解剖学的な特徴部位の位置、名称、および距離関係などの情報をリアルタイムに表示することが望まれている。また、手術中の医師等のユーザの手が、ボリュームデータの位置合わせのために、手動入力装置のスイッチやマウス等に触ることはできるだけ避けた

50

い。また、開腹状態の被検体の負担を軽減するために、できるだけ短時間にボリュームデータの位置合わせを行うことが望ましい。

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 の技術では、血管分岐の位置情報しか特定できないため、臓器内の解剖学的な特徴部位の名称をユーザに提示することが困難である。また、血管が豊富に存在しない部位や血管が明瞭に撮像できない場合には、血管分岐の抽出、そして位置合わせが困難である。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、超音波ボリュームデータと、他の医用画像撮像装置が撮像した診断用ボリュームデータから、特徴部位の位置推定と識別を容易に行うことが可能な超音波撮像装置、画像処理装置、及び方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記の目的を達成するため、本発明においては、被検体に超音波を送信し、被検体からの超音波を受信する超音波探触子と、超音波探触子に取り付けられた位置センサと、超音波探触子の受信信号から超音波画像を生成するとともに、超音波画像と位置センサから得た超音波探触子の位置情報から第 1 ボリュームデータを生成する画像生成部と、第 1 ボリュームデータと、被検体についての第 2 ボリュームデータを受け取って処理する画像処理装置とを備え、画像処理装置は、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータ各々から被検体の特徴部位を推定および識別し、特徴部位の位置情報を用いて、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータの位置合わせを行う構成の超音波撮像装置を提供する。

【 0 0 1 0 】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像処理装置であって、被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から被検体の特徴部位を推定および識別する特徴部位推定・識別部と、特徴部位の位置情報を用いて、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータを位置合わせする位置合わせ部を備える画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

更に、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像処理装置における画像処理方法であって、画像処理装置は、被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から被検体の特徴部位を推定および識別し、特徴部位の位置情報を用いて、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータを位置合わせを行う画像処理方法を提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、超音波ボリュームデータと、他の画像撮像装置のボリュームデータのそれぞれから、所定の特徴部位の位置推定と識別を行い、その部位名称をそれぞれの断面画像に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】実施例 1 に係る、超音波撮像装置の全体構成例を示すブロック図。

【図 2】実施例 1 に係る、超音波撮像装置のハードウェア構成例を示すブロック図。

【図 3】実施例 1 に係る、超音波撮像装置の画像処理装置の機能ブロック図。

【図 4】実施例 1 に係る、超音波撮像装置の処理の流れを示すフローチャート図。

【図 5 A】実施例 1 に係る、特徴部位の一例を示す説明図。

【図 5 B】実施例 1 に係る、特徴部位の他の例を示す説明図。

【図 5 C】実施例 1 に係る、特徴部位の他の例を示す説明図。

【図 6】実施例 1 に係る、特徴部位位置・名称情報の一例を示す図。

【図 7】実施例 1 に係る、ボリュームデータから特徴部位の位置推定・識別処理を示すフローチャート図。

10

20

30

40

50

【図 8】実施例 1 に係る、超音波ボリュームと C T ボリュームの位置合わせ処理を示すフローチャート図。

【図 9】実施例 2 に係る、超音波撮像装置の画像処理装置の機能ブロック図。

【図 10】実施例 2 に係る、特徴部位を修正する処理を示すフローチャート図。

【図 11】実施例 3 に係る、超音波撮像装置の画像処理装置の機能ブロック図。

【図 12】実施例 3 に係る、血管点群剛体位置合わせ処理を示すフローチャート図。

【図 13】実施例 3 に係る、画像ベースの剛体位置合わせ処理を示すフローチャート図。

【図 14】実施例 3 に係る、画像ベースの非剛体位置合わせ処理を示すフローチャート図。

。

【図 15】各実施例に係る、ディスプレイの表示画面とボタン選択手段の一例を示す図。

10

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、実施の形態を説明するための全図において、同一部分には原則として同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

【実施例 1】

【0015】

実施例 1 は、被検体に超音波を送信し、被検体からの超音波を受信する超音波探触子と、超音波探触子に取り付けられた位置センサと、超音波探触子の受信信号から超音波画像を生成するとともに、超音波画像と位置センサから得た超音波探触子の位置情報から第 1 ボリュームデータを生成する画像生成部と、第 1 ボリュームデータと、被検体についての第 2 ボリュームデータを受け取って処理する画像処理装置とを備え、画像処理装置は、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータ各々から被検体の特徴部位を推定および識別し、特徴部位の位置情報を用いて、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータの位置合わせを行う構成の超音波撮像装置の実施例である。また、実施例 1 は、画像処理装置であって、被検体についての超音波画像の第 1 ボリュームデータと、被検体についての超音波画像とは異なる画像の第 2 ボリュームデータ各々から被検体の特徴部位を推定および識別する特徴部位推定・識別部と、特徴部位の位置情報を用いて、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータとを位置合わせする位置合わせ部を備える画像処理装置、及びその処理方法の実施例である。

20

30

【0016】

本実施例においては、被検体を撮像した第 1 ボリュームデータである超音波ボリュームデータと、第 2 ボリュームデータである医用画像診断モダリティのボリュームデータ、例えば C T ボリュームデータのそれぞれから、所定の解剖学的な特徴部位に対し、位置推定と名称識別を行い、識別された特徴部位の名称を、推定された特徴部位の位置情報に基づいて、それぞれのボリュームデータの表示断面に表示する。また、超音波ボリュームと C T ボリュームの対応する特徴部位の位置情報を用いて、超音波ボリュームと C T ボリュームとの位置合わせ用の幾何変換行列を算出する。得られた位置合わせ用の幾何変換行列と、超音波ボリュームデータ取得時の超音波探触子の位置情報を用いて、手術中にリアルタイムに撮像した 2 D 超音波画像と、それに対応する C T の断面画像を同時に表示部に表示する。さらに、得られた超音波と C T の対応する特徴部位の名称や位置関係を超音波断面画像と C T 断面画像に表示することにより、手術をガイドすることを可能とする。

40

【0017】

< 構成及び動作 >

以下、実施例 1 の超音波撮像装置の具体的な一構成例について詳述する。図 1 に示すように、本実施例の超音波撮像装置は、超音波探触子 7 と、位置センサ 8 と、画像生成部 107 と、画像処理装置 108 とを備え、さらに、送信部 102、送受切替部 101、受信部 105、位置検出ユニット 6、ユーザインタフェース (UI) 121、および、制御部 106 とを備えて構成される。なお、図 1 に示す超音波撮像装置の構成例は、他の実施例においても共通に利用される。

50

【 0 0 1 8 】

送信部 1 0 2 は、制御部 1 0 6 の制御下で、送信信号を生成し、超音波プローブと呼ばれる超音波探触子 7 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 7 の複数の超音波素子は、それぞれ超音波を被検体 1 2 0 に向かって送信する。被検体 1 2 0 で反射等された超音波は、再び超音波探触子 7 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、受信部 1 0 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れ、整相加算される。これを複数の受信焦点ごとについて繰り返す。整相加算後の信号は、画像生成部 1 0 7 に受け渡される。送受切り替え部 1 0 1 は、送信部 1 0 2 または受信部 1 0 5 を選択的に超音波探触子 7 に接続する。

10

【 0 0 1 9 】

位置検出ユニット 6 は、位置センサ 8 の出力から超音波探触子 7 の位置を検出する。例えば、位置検出ユニット 6 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 6 は、磁場空間を形成し、位置センサ 8 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。

【 0 0 2 0 】

画像生成部 1 0 7 は、受信部 1 0 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、2 D 超音波画像を生成する。画像生成部 1 0 7 は、超音波探触子 7 のその時の位置情報を位置検出ユニット 6 から受け取って、生成する超音波画像に位置情報を付与する。ユーザが超音波探触子 7 を移動させ、画像生成部 1 0 7 がその時の超音波探触子 7 の位置情報を付与した超音波画像を生成して、画像処理装置 1 0 8 に出力することにより、画像処理装置 1 0 8 は 3 次元超音波画像の第 1 ボリュームデータを生成することができる。

20

【 0 0 2 1 】

画像処理装置 1 0 8 は、この第 1 ボリュームデータに加え、他の画像撮像装置が被検体 1 2 0 について得た第 2 ボリュームデータをユーザインタフェース (U I) 1 2 1 を介して受け取って、第 1 ボリュームデータと第 2 ボリュームデータの特徴部位識別および位置合わせなどをする。以下の説明において、MRI 装置や X 線 CT 装置や他の超音波診断装置等の他の画像撮像装置を、医用モダリティと呼ぶ。本実施例では、医用モダリティの一例として、X 線 CT 装置を用い、X 線 CT 装置のボリュームデータを、第 2 ボリュームデータとしての CT ボリュームデータと呼ぶ。

30

【 0 0 2 2 】

以下、画像処理装置 1 0 8 とユーザインタフェース (U I) 1 2 1 の構成と動作について詳しく説明する。位置検出ユニット 6 は、位置センサ 8 の出力から、超音波探触子 7 の位置を検出する。例えば、位置検出ユニット 6 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 6 は、磁場空間を形成し、位置センサ 8 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。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、画像処理装置 1 0 8 とユーザインタフェース 1 2 1 のハードウェア構成例を示すブロック図である。図 2 に示すハードウェア構成例は、後述する他の実施例においても、共通に用いられる。画像処理装置 1 0 8 は、CPU (プロセッサ) 1、ROM (不揮発性メモリ : 読出専用の記憶媒体) 2、RAM (揮発性メモリ : データの読み書きが可能な記憶媒体) 3、記憶装置 4 および表示制御部 1 5 を備えて構成される。ユーザインタフェース 1 2 1 は、画像入力部 9、媒体入力部 1 1、入力制御部 1 3 および入力装置 1 4 を備えて構成される。これらと、超音波画像生成部 1 0 7、および、位置検出ユニット 6 は、バス 5 によって相互に接続されている。また、表示制御部 1 5 には、ディスプレイ 1 6 が接続されている。

40

【 0 0 2 4 】

ROM 2 および RAM 3 の少なくとも一方には、CPU 1 の演算処理で画像処理装置 1 0 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予め格納されている。C

50

P U 1 が、この R O M 2 および R A M 3 の少なくとも一方に予め格納されたプログラムを実行することによって、画像処理装置 1 0 8 の各種処理が実現される。なお、C P U 1 が実行するプログラムは、例えば、光ディスクなどの記憶媒体 1 2 に格納しておき、媒体入力部 1 1 (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 R A M 3 に格納する様にしてもよい。また、記憶装置 4 に当該プログラムを格納しておき、記憶装置 4 からそのプログラムを R A M 3 にロードしてもよい。また、R O M 2 にあらかじめ当該プログラムを記憶させておいてもよい。

【 0 0 2 5 】

画像入力部 9 は、X 線 C T 装置などの医用モダリティである画像撮像装置 1 0 が撮影した C T ボリュームデータを、取り込むためのインターフェースである。記憶装置 4 は、画像入力部 9 を介して入力された C T ボリュームデータ等を格納する磁気記憶装置である。記憶装置 4 は、例えば、フラッシュメモリなどの不揮発性半導体記憶媒体を備えてもよい。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。

10

【 0 0 2 6 】

入力装置 1 4 は、ユーザの操作を受け付ける装置であり、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 1 3 は、ユーザによって入力された操作入力を受け付けるインターフェースである。入力制御部 1 3 が受けた操作入力は、C P U 1 によって処理される。表示制御部 1 5 は、例えば、C P U 1 の処理で得られた画像データをディスプレイ 1 6 に表示させる制御を行う。ディスプレイ 1 6 は、表示制御部 1 5 の制御下で画像を表示する。

20

【 0 0 2 7 】

図 3 は、本実施例の画像処理装置 1 0 8 の機能例を示す機能ブロック図である。図 3 のように、画像処理装置 1 0 8 は、超音波画像取得部 2 8 と、超音波探触子位置情報取得部 2 9 と、第 1 のボリュームデータとしての超音波ボリュームデータの生成部 2 1 と、超音波ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 2 3 と、第 2 のボリュームデータとしての C T ボリュームデータの受け付け部 2 2 と、C T ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 2 4 とを含む。また、画像処理装置 1 0 8 は、特徴部位の名称・位置の情報を示す超音波・C T 対応特徴部位情報 2 5 と、初期位置合わせのための C T ボリューム座標変換算出部 2 6 と、リアルタイム 2 D - C T 画像算出部 2 7 と、リアルタイム 2 D 超音波画像取得部 3 0 と、画像表示部 3 1 とを含む。

30

【 0 0 2 8 】

つぎに、図 4 に示すフローチャートを用いて、図 3 に示した画像処理装置 1 0 8 の動作処理を説明する。まず、ステップ S 2 0 1 において、C T ボリュームデータ受付部 2 2 は、画像入力部 9 を介して、画像撮像装置 1 0 から C T ボリュームデータを受け付ける。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 2 0 2 において、超音波探触子 7 を当てて、移動やスキャンを行うように促す表示をディスプレイ 1 6 に表示する。ユーザが表示に従い超音波探触子 7 をその臓器の区域で移動させると、送信部 1 0 2、受信部 1 0 5 および画像生成部 1 0 7 により、2 D 超音波画像が生成される。超音波ボリュームデータ生成部 2 1 は、画像生成部 1 0 7 から連続的に生成された 2 D 超音波画像を受け付ける。

40

【 0 0 3 0 】

ステップ S 2 0 3 において、位置検出ユニット 6 は、位置センサ 8 の出力から、超音波探触子 7 の位置を検出する。超音波ボリュームデータ生成部 2 1 は、その超音波探触子のリアルタイムの位置情報を受け付ける。ステップ S 2 0 4 において、超音波ボリュームデータ生成部 2 1 は、連続的に生成された 2 D 超音波画像と、それに付与した超音波探触子の位置情報に基づいて、第 1 ボリュームデータとしての超音波ボリュームデータを生成する。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 2 0 5 とステップ S 2 0 6 において、超音波ボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 3 と C T ボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 4 は、公知の機械学習の手

50

法を用いて、超音波ボリュームデータとCTボリュームのそれぞれから、所定の解剖学的な特徴部位の位置を推定し、推定結果に従い、各部位の名称を識別する。その特徴部位とは、例えば肝臓の門脈臍部、下大静脈の流入部、胆嚢、そして肝臓門脈や静脈の各分岐点など、医学的に定義されている臓器や臓器内の部位である。

【0032】

図5A、図5B、図5Cそれぞれは、超音波ボリュームデータとCTボリュームにおいて、特徴部位としての肝臓の門脈臍部、下大静脈の流入部、胆嚢の3次元的位置や画像特徴を示す図である。図5A、図5B、図5Cそれぞれの(a)は超音波ボリューム、(b)はCTボリュームを示しており、各図に示した立方体50が上記の解剖学的な特徴部位それぞれの位置を示している。これら特徴部位の位置推定と名称識別の詳細は後で述べる。

10

【0033】

図6に、超音波・CT対応特徴部位情報25である、超音波ボリュームとCTボリュームから推定・識別された特徴部位の名称、および3次元位置情報、即ち各ボリュームにおける座標を示す超音波特徴部位情報、CT特徴部位情報は、RAM3や記憶装置4などにテーブルとして記憶することができる。

【0034】

図4のステップS207において、CTボリューム座標変換算出(初期位置合わせ)部26は、超音波・CT対応特徴部位情報25を受け付け、対応特徴部位の位置情報を用いて、CTボリュームを超音波ボリュームに初期位置合わせを行うための位置合わせ変換行列を算出する。位置合わせ変換行列算出の詳細は後で述べる。

20

【0035】

ステップS208において、リアルタイム2D超音波画像取得部30は、超音波画像取得部28からリアルタイムに取得した2D超音波画像を受け付ける。

【0036】

ステップS209において、CT断面であるリアルタイム2D-CT画像算出部27は、ステップS203と同様に、2D超音波画像に対応する超音波探触子のリアルタイムの位置情報を受け付ける。

【0037】

次に、ステップS210においては、リアルタイム2D-CT画像算出部27は、超音波探触子の位置情報と、CTボリュームの座標変換行列とを用いて、リアルタイムに取得した2D超音波画像に対応する2D-CTの断面画像をCTボリュームからリアルタイムに算出する。

30

【0038】

ステップS211においては、画像表示部31は、2D超音波画像と、2D-CTの断面画像と、超音波・CT対応特徴部位の名称・位置情報を受け付ける。画像表示部31は、2D-CT、2D超音波画像の断面画像のそれぞれを、図15の(a)に一例を示すように、ディスプレイ16の異なる画面16A、16B上に表示する。そして、識別された特徴部位の名称17A、17Bと、特徴部位と2D画像との位置関係を、それぞれの画面上に表示する。画像表示部31は、3次元座標系における特徴部位の位置から、現在表示されている2D画像へ投影し、投影された場所に特徴部位の場所とマーカ18A、18Bを表示する。すなわち、画像表示部31は、第1ボリュームデータである超音波ボリュームデータと第2ボリュームデータであるCTボリュームデータ各々から推定した特徴部位の名称と位置関係を、超音波画像と位置合わせ後の第2ボリュームデータから生成した画像各々に表示することができるため、ユーザに対する正確な手術ナビゲーションを実現することができる。

40

【0039】

さらに、画像表示部31は、マーカ18A、18Bのサイズを、特徴部位から2D画像への投影距離に比例して表示することもできる。なお、図15の(a)のタッチパネル操作ボタン19、及び図15の(b)については、実施例2において説明する。

【0040】

50

また、ステップS 2 1 1においては、画像表示部 3 1は、2 D超音波画像と、2 D - C Tの断面画像の一方の色を変えて、画面 1 6 A、1 6 B上に並置して表示する代わりに、透過的に重畳した画像を生成して、ディスプレイ 1 6に表示することができる。さらに、画像表示部 3 1は、特徴部位の名称 1 7 A、1 7 Bとマーカ 1 8 A、1 8 Bを、重畳した画像 2 D画像に表示する。この場合においても、画像表示部 3 1は、マーカのサイズを、特徴部位から2 D画像への投影距離に比例して表示することができる。

【 0 0 4 1 】

以上により、本実施例の構成において、患者体内の特徴部位の名称と位置関係と、超音波画像とそれに対応するC T断面画像を同時に表示し、自動かつ正確な手術ナビゲーションを実現することが可能となる。

10

【 0 0 4 2 】

ここからは、図7に示すフローチャートを用いて、本実施例の超音波ボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 3とC Tボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 4の処理を説明する。先に説明した通り、画像処理装置 1 0 8は、C P U 1のプログラム実行によって実現されるため、図7の各処理もプログラムによって実現される。この超音波ボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 3とC Tボリュームの特徴部位位置推定・識別部 2 4は、基本的に同様な機械学習・識別手段を備える。処理対象となるボリュームデータ、または機械学習に用いる識別器の構造やパラメータの設定のみが異なる。まず、ステップS 4 0 1において、特徴部位位置推定・識別部 2 3と2 4は、ボリュームデータを受け付ける。

【 0 0 4 3 】

20

ステップS 4 0 2においては、特徴部位位置推定・識別部 2 3と2 4は、特徴部位候補の位置推定と名称識別を行う。処理速度を向上するため、特徴部位位置推定・識別部 2 3と2 4は、ボリュームデータのサイズを縮小して、機械学習を用いて粗い解像度で特徴部位候補を探索する。特徴部位の位置推定と名称識別の方法としては、例えば、公知の機械学習の方法であるH o u g h F o r e s t法を用いることができる。

【 0 0 4 4 】

つぎに、ステップS 4 0 3においては、各特徴部位位置推定・識別部 2 3、2 4は、通常サイズのボリュームデータから、探索された特徴部位候補の周囲局所領域（局所ボリュームデータ）を取得する。

【 0 0 4 5 】

30

ステップS 4 0 4においては、各特徴部位位置推定・識別部 2 3、2 4は、特徴部位候補の周囲局所領域において、詳細に特徴部位を探索・識別する。ここで、上述のH o u g h F o r e s t法を用いることができる。また、より高精度な位置推定・識別結果が望ましい場合、公知の深層学習（D e e p L e a r n i n g）方法である3 D C N N（C o n v o l u t i o n a l N e u r a l N e t w o r k）法を用いることができる。

【 0 0 4 6 】

ステップS 4 0 5においては、各特徴部位位置推定・識別部 2 3、2 4は、ステップS 4 0 4で得られた特徴部位の識別スコアが、所定の閾値以下になる場合、その特徴部位を誤識別部位として除外する。

40

【 0 0 4 7 】

ステップS 4 0 6においては、各特徴部位位置推定・識別部 2 3、2 4は、識別された特徴部位の位置・名称情報を出力する。

【 0 0 4 8 】

続いて、図8に示すフローチャートを用いて、本実施例の初期位置合わせ用のC Tボリューム座標変換算出部 2 6の処理を説明する。C Tボリューム座標変換算出部 2 6も、C P U 1によるプログラム実行によって実現される。

ステップS 3 0 1においては、C Tボリューム座標変換算出部 2 6は、各特徴部位位置推定・識別部 2 3、2 4から、超音波・C T対応特徴部位情報 2 5を受け付ける。

【 0 0 4 9 】

50

ステップS302においては、CTボリューム座標変換算出部26は、対応部位数が所定の数値Nを超えるかどうかを判別する。例えば、座標変換パラメータを算出するために、Nを3に設定する。

【0050】

ステップS303においては、対応部位数がNを超える場合、CTボリューム座標変換算出部26は、対応特徴部位の位置情報を用いて、対応部位間の座標変換のパラメータを決定する。この座標変換のための情報（回転角度と平行移動）、即ち幾何変換のパラメータを設定する手法としては、例えば、対応特徴部位の座標に対して、対応部位間の幾何距離の2乗和を最小とする公知のSVD(singular value decomposition)法を適用することができる。

10

【0051】

ステップS304においては、対応部位数がNを満たさない場合、CTボリューム座標変換算出部26は、対応部位間の距離を、平行移動の初期値として算出する。対応部位数が複数ある場合、例えば、その平均値を平行移動の初期値として算出する。

【0052】

ステップS305においては、CTボリューム座標変換算出部26は、超音波ボリュームとCTボリュームのそれぞれから、対応する特徴部位を中心とした3次元局所領域を切り出す。

【0053】

ステップS306においては、CTボリューム座標変換算出部26は、CTボリュームと超音波ボリュームの対応特徴部位を中心とした3次元局所領域の類似度評価関数の演算を行う。この類似度演算では、CTと超音波の3次元局所領域から特徴的な領域、例えば、血管領域を抽出して、血管領域の重なる度合いを算出しても良い。血管が明瞭に撮像できていない場合、CTと超音波の3次元局所領域同士の画像類似度を計算しても良い。画像類似度としては、公知の相互情報量を使用することができる。

20

【0054】

ステップS307においては、CTと超音波の3次元局所領域間の類似度が最大、あるいは極大となるような幾何変換情報（平行移動と回転角度）を求めるため、収束計算を実施する。

【0055】

ステップS308においては、類似度が収束していない場合は、より高い類似度を得るために、幾何変換情報（平行移動と回転角度）を更新する。そして、更新された幾何変換情報を用いて、ステップS306～S308を改めて実施する。

30

【0056】

一方、ステップS303において幾何変換情報が求められた場合、もしくは、ステップS307において類似度が収束している場合は、CTボリューム座標変換算出部26は、ステップS309において求められた幾何変換情報を出力することによって、図3のCTボリューム座標変換算出部26の処理を完了することができる。

【0057】

以上のように、本実施例では、超音波ボリュームとCTボリュームのそれぞれから、所定の特徴部位を推定・識別し、得られた対応する特徴部位の位置情報を用いて超音波ボリュームとCTボリュームとの位置合わせを行う。これによって、リアルタイムに取得した超音波探触子位置情報を付与した超音波画像と、それに対応するCT断面画像と、特徴部位の名称と位置関係とを同時に表示し、自動かつ正確な手術ナビゲーションを実現することが可能となる。

40

【0058】

なお、実施例1では、画像処理装置108を超音波撮像装置100の内部に備える構成であったが、図1、図2に示す画像処理装置108を、超音波撮像装置100とは別の装置とすることも可能である。その場合、画像処理装置108と超音波撮像装置100とは、信号線やネットワークを介して接続する。例えば、画像処理装置108を一般的な計算

50

機、あるいは、ワークステーションなどの画像処理装置に実装し、ネットワークを介して超音波撮像装置 100 と接続する。画像処理装置 108 は、位置合わせすべき超音波ボリュームデータと CT ボリュームデータは、ネットワークを介して、クライアント端末からそれぞれ受け取り、位置合わせ処理を行う。そして、位置合わせ後の CT ボリュームデータは、クライアント端末である超音波撮像装置に送信する構成にする。これにより、比較的大きな演算量が必要な画像処理装置 108 を、クライアント端末である超音波撮像装置 100 に搭載する必要がない。これにより、超音波撮像装置 100 は、ネットワークを介して接続された画像処理装置 108 の演算能力を用いて位置合わせ処理を行うことができるため、小型で簡素な超音波撮像装置 100 でありながら、超音波画像と、同じ断面の CT 画像とをリアルタイムにディスプレイに表示可能な装置を提供できる。

10

【0059】

以上説明したように、本実施例によれば、超音波ボリュームデータと、他の画像撮像装置のボリュームデータのそれぞれから、所定の特徴部位の位置推定と識別を行い、その部位名称をそれぞれの断面画像に表示することができる。さらに、得られた特徴部位の対応位置関係に基づき、超音波ボリュームと他装置ボリュームとの位置合わせを、自動かつ正確に提供することができる。

【実施例 2】

【0060】

実施例 1 では、超音波ボリュームデータと医用画像診断モダリティのボリュームデータ、例えば CT ボリュームデータのそれぞれから、所定の解剖学的な特徴部位の位置推定と名称識別を行い、得られた特徴部位の位置情報を用いて、超音波ボリュームと CT ボリュームとの位置合わせの幾何変換行列を算出したが、本実施例 2 は、この構成に加えて更に、対応部位の追加や修正、または位置合わせの幾何変換計算の修正を、ユーザ指示に基づいて実行する実施例である。なお、実施例 2 の説明において、実施例 1 と同じ構成及び処理については、同じ符号を付して説明を省略する。

20

【0061】

< 構成及び動作 >

図 9 は、実施例 2 における画像処理装置 108 の機能を示す機能ブロック図である。図 9 に示すように、画像処理装置 108 は、超音波画像取得部 28 と、超音波探触子位置情報取得部 29 と、超音波ボリュームデータ生成部 21 と、超音波ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 23 と、CT ボリュームデータ受け付け部 22 と、CT ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 24 とを含む。また、画像処理装置 108 は、超音波・CT 対応特徴部位情報 25 と、CT ボリューム座標変換算出部 26 と、初期位置合わせ済 CT ボリューム生成部 32 と、画像表示部 31 と、更に、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 33 とを含む。

30

【0062】

図 15 の(a)にその一例を示すように、超音波・CT の対応特徴部位の名称と位置関係をディスプレイ 16 に表示した状態で、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 33 は、ユーザが特徴部位識別および位置合わせが成功と判断するかどうかを尋ねる表示として、ボリューム追加、手動修正、詳細位置合わせ等のタッチパネル操作ボタン 19 をディスプレイ 16 に表示し、入力装置 14 等のボタン選択手段を介して、ユーザの判断を受け付ける。ユーザが、特徴部位識別と位置合わせが成功であると入力装置 14 等を介して入力した場合には、位置合わせ処理は、終了である。なお、ボタン選択手段としては、入力装置 14、タッチパネル操作ボタン 19 に代え、トラックボールや、図 15 の(b)に示したような術中に使うための USB ケーブル 20 B で接続されたフットスイッチ 20 A を利用することができる。

40

【0063】

一方、ユーザが、特徴部位識別と位置合わせが不成功と判断して入力した場合には、本実施例の特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 33 は、特徴部位識別と位置合わせの修正処理を実行する。すなわち、本実施例の画像処理装置 108 は、特徴部位推定・識

50

別部 2 3、2 4 において、超音波ポリリュームデータと C T ポリリュームデータ各々から推定および識別された特徴部位を修正する修正部 3 3 を備えている。

【 0 0 6 4 】

つぎに、図 1 0 に示すフローチャートを用いて、実施例 2 における特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 における特徴部位識別と位置合わせの修正処理を説明する。

【 0 0 6 5 】

まず、ステップ S 8 0 0 において、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、超音波 - C T 対応特徴部位の位置・名称情報を取得する。

【 0 0 6 6 】

そして、ステップ S 8 0 1 において、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、ユーザが追加で超音波ポリリュームを取得すると判断するかどうかを尋ねる表示をディスプレイ 1 6 に表示し、入力装置 1 4 やタッチパネル操作ボタン 1 9 を介して、ユーザの判断を受け付ける。ユーザが、上述した第 1 ポリリュームデータである超音波ポリリュームデータ以外に、超音波探触子から 1 以上の超音波ポリリュームを追加取得すると、入力装置 1 4 やタッチパネル操作ボタン 1 9 を介して入力した場合には、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、ステップ 8 0 2 ~ ステップ 8 0 3 の処理を実行する。一方、ユーザが、超音波ポリリュームを追加取得しないで、手動で修正すると判断・入力する場合、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、ステップ 8 0 4 の処理を実行する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 8 0 2 においては、第 1 ポリリュームデータの超音波ポリリュームとは、臓器の異なる領域を超音波探触子 7 で撮像し、追加の超音波ポリリュームを取得する。ステップ S 8 0 3 においては、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、新たに追加された超音波ポリリュームから、図 7 のステップ S 4 0 1 ~ ステップ 4 0 6 を使って説明した特徴部位の位置推定・識別処理を実行する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 8 0 4 においては、ユーザが、入力装置 1 4 を介して、得られた超音波・C T 対応特徴部位の位置と名称を手動で修正する。特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、ステップ S 8 0 3、あるいはステップ S 8 0 4 で得られた修正済の超音波・C T 対応特徴部位の位置・名称情報を受け付ける。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 8 0 5 においては、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、追加済、もしくは修正済の超音波・C T 対応特徴部位の位置・名称情報を用いて、図 8 のステップ 3 0 1 ~ ステップ 3 0 9 の処理に進んで、C T ポリリューム座標変換情報の再算出を実行する。すなわち、本実施例の画像処理装置は、第 1 ポリリュームデータである超音波ポリリュームデータ以外の、超音波探触子 7 で撮像して得られたポリリュームデータから、被検体の所定の特徴部位を推定および識別し、第 2 ポリリュームデータである C T ポリリュームデータの特徴部位の位置情報と、対応する第 1 ポリリュームデータ以外のポリリュームデータの特徴部位の位置情報を用いて、第 2 ポリリュームデータの位置合わせの座標変換情報を再出力する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 8 0 6 においては、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、修正済の対応特徴部位および位置合わせ結果をディスプレイ 1 6 に表示する。ユーザが、再修正すると判断 (Y e s) する場合、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部 3 3 は、ステップ 8 0 1 ~ ステップ 8 0 6 を改めて実施する。一方、ユーザが、再修正しないと判断 (N o) する場合、特徴部位識別および位置合わせ結果の修正処理が完了する。

【 0 0 7 1 】

以上のように、本実施例では、ユーザ指示に基づいて、対応部位の追加もしくは修正、そして位置合わせの座標変換情報の再計算を、実行することが可能な超音波撮像装置を構成することができる。

【実施例 3】

【 0 0 7 2 】

実施例 3 は、実施例 1 または実施例 2 で位置合わせを行った超音波ボリュームデータと、位置合わせ済み C T ボリュームデータに対して、さらに詳細に位置合わせを行うことにより、位置合わせ精度を向上させることが可能な超音波撮像装置の実施例である。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 は、実施例 3 における画像処理装置 1 0 8 の機能を示す機能ブロック図である。図 1 1 のように、画像処理装置 1 0 8 は、超音波画像取得部 2 8 と、超音波探触子位置情報取得部 2 9 と、超音波ボリュームデータ生成部 2 1 と、超音波ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 2 3 と、C T ボリュームデータ受け付け部 2 2 と、C T ボリュームデータの特徴部位位置推定・識別部 2 4 とを含む。また、画像処理装置 1 0 8 は、超音波・C T 対応特徴部位情報 2 5 と、初期位置合わせのための C T ボリューム座標変換算出部 2 6 と、リアルタイム 2 D - C T 画像算出部 2 7 と、リアルタイム 2 D 超音波画像取得部 3 0 と、画像表示部 3 1 と、更に詳細位置合わせ部 3 4 とを含む。

10

【 0 0 7 4 】

実施例 3 の構成において、詳細位置合わせ部 3 4 における詳細位置合わせ処理では、剛体位置合わせもしくは非剛体位置合わせの方法を用いることが可能である。いずれかの位置合わせ実施方法の選択では、ユーザから指定されることが可能であり、順番にすべての方法を実施することも可能である。図 1 2 ~ 図 1 4 に示すフローチャートを用いて、詳細位置合わせの処理を説明する。

【 0 0 7 5 】

20

超音波ボリュームデータと C T ボリュームデータ中に、血管領域が明瞭に撮像された場合、図 1 2 に示す血管点群同士の剛体位置合わせ方法を用いることが可能である。この血管点群同士の位置合わせ処理を説明する。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 5 0 1 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、実施例 1 または実施例 2 の構成で得られた初期位置合わせ済み C T ボリュームを受け付ける。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 5 0 2 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、初期位置合わせ済み C T ボリュームから、血管データを抽出する。抽出された血管データは、セグメンテーションされた血管領域の中のボクセルの 3 次元座標データである。

30

【 0 0 7 8 】

ステップ S 5 0 3 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、超音波ボリュームデータを受け付ける。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 5 0 4 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、超音波ボリュームデータから、血管データを抽出する。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 5 0 5 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、超音波と C T の血管データ同士の位置合わせを行う。公知の自動位置合わせ手法としては、公知の I C P (Iterative Closest Point) 法を用いることができる。I C P 法では、C T 血管データの点群を幾何変換、すなわち平行移動と回転を行って、超音波血管データの点群との対応点間の距離を求めて、その距離が最小となるように反復的に計算を行う。これにより、両者を位置合わせすることができる。最後のステップ S 5 0 6 においては、詳細位置合わせ部 3 4 は、位置合わせの結果を出力する。

40

【 0 0 8 1 】

一方、超音波ボリュームデータと C T ボリュームデータの中、血管領域が明瞭に撮像されていない場合、図 1 3 に示す画像ベースの剛体位置合わせ方法を用いることが可能である。以下に、詳細位置合わせ部 3 4 が、超音波ボリュームデータと C T ボリュームデータに対し、画像ベースの剛体位置合わせを実施する処理を説明する。

【 0 0 8 2 】

50

ステップS 6 0 1 ~ ステップS 6 0 2においては、詳細位置合わせ部3 4は、初期位置合わせ済みCTボリュームと、超音波ボリュームをそれぞれ受け付け、画像ベースの剛体位置合わせの対象を得る。

【0083】

ステップS 6 0 3においては、詳細位置合わせ部3 4は、超音波ボリュームが所有する座標において、画像サンプリング点を抽出する。画像サンプリング点の抽出は、画像領域のすべての画素をサンプリング点として抽出してもよいが、位置合わせ処理の速度を向上させるために、画像上にグリッドを置いて、グリッドのノッドにおける画素だけをサンプリング点として用いてもよい。また、ランダムに所定数の座標を選定して、得られた座標における輝度値を、サンプリング点の輝度値として用いてもよい。

10

【0084】

ステップS 6 0 4においては、詳細位置合わせ部3 4は、超音波ボリュームから抽出されたサンプリング点の座標を、CTボリュームにおいて対応する点の座標へ、幾何変換する。

【0085】

ステップS 6 0 5においては、詳細位置合わせ部3 4は、超音波ボリュームのサンプリング点における輝度データと、CTボリュームの対応サンプリング点における輝度データを取得する。詳細位置合わせ部3 4は、これらのサンプリング点における輝度データに対して、所定の評価関数を適用して、超音波ボリュームとCTボリュームとの間の画像類似度を演算する。画像類似度としては、公知の相互情報量を使用することができる。

20

【0086】

ステップS 6 0 6 ~ ステップ6 0 7においては、詳細位置合わせ部3 4は、超音波ボリュームとCTボリュームの間の画像類似度が最大あるいは極大となるような幾何変換情報を求めて、その幾何変換情報を更新する。最後のステップS 6 0 8においては、詳細位置合わせ部3 4は、位置合わせの結果を出力する。

【0087】

また、実施例1または実施例2で位置合わせを行った超音波ボリュームデータと、位置合わせ済みCTボリュームデータに対して、若しくは上述した本実施例で剛体位置合わせを行った超音波ボリュームデータと、位置合わせ済みCTボリュームデータに対して、さらに非剛体位置合わせを行うことにより、位置合わせ精度を向上させることができる。

30

【0088】

画像ベースの非剛体位置合わせでは、超音波ボリュームを参照し、CTボリュームを変形するために、CTボリュームに制御格子が設置され、この制御格子における制御点を移動させることで、CT画像を変形させる。変形されたCT画像と参照される超音波画像との間で、画像類似度が求められ、求めた画像類似度に基づいた最適化計算が行われ、制御格子における制御点の移動量、すなわち変形量が求められる。この場合、制御格子における制御点間の画素の移動量は、その画素の周囲に配置されている制御点の移動量の補間によって計算される。得られた各画素の移動量を用いて、CT画像の座標変換が行われ、画像を局所的に変形させる様な位置合わせが実施される。これにより、臓器の変形などを補正し、位置合わせの精度とロバスト性をさらに向上させることができる。ここからは、図14に示すフローチャート図を用いて、本実施例の詳細位置合わせ部3 4が、超音波ボリュームデータとCTボリュームデータに対し、画像ベースの非剛体位置合わせを実施する処理を説明する。

40

【0089】

ステップS 7 0 1においては、詳細位置合わせ部3 4は、超音波ボリュームと位置合わせ済みCTボリュームを受け付ける。

【0090】

ステップS 7 0 2においては、詳細位置合わせ部3 4は、格子状の制御点を位置合わせ済みCTボリュームに配置する。

【0091】

50

ステップS703においては、詳細位置合わせ部34は、ステップS603と同様な処理を行い、超音波ボリュームの画像サンプリング点を取得する。

【0092】

ステップS704においては、詳細位置合わせ部34は、サンプリング点の座標に対応するところの、CTボリュームにおける画像データの座標を計算する。ここでは、あるサンプリング点の座標に対して、その周囲の制御点の位置に基づいて、例えば、公知のB-spline関数を用いて、座標の補間を行って、CTボリュームにおける対応サンプリング点の座標を計算する。次に、詳細位置合わせ部34は、CTボリュームの各対応サンプリング点（超音波ボリュームの各サンプリング点に対応したサンプリング点）に対し、例えば、線形補間演算により、その対応サンプリング点の輝度値を算出する。これにより、制御点の移動に伴って変化したCTボリュームの座標（サンプリング点）と、その座標（サンプリング点）における輝度値が求まる。すなわち、制御点の移動に伴うCTボリュームの変形が行われる。

10

【0093】

ステップS705においては、詳細位置合わせ部34は、超音波ボリュームのサンプリング点における輝度データと、幾何変換後のCTボリュームの対応サンプリング点における輝度データ（ステップS704において生成されたデータ）に対して、所定の評価関数を適用して、超音波ボリュームとCTボリュームとの間の画像類似度を演算する。画像類似度としては、剛体位置合わせと同様に、公知の相互情報量を使用することができる。

【0094】

20

ステップS706においては、詳細位置合わせ部34は、超音波ボリュームとCTボリュームの間の画像類似度が最大あるいは極大となる様な各制御点の移動量を求めるため、収束計算を実施する。

ステップS707においては、ステップS706において画像類似度が収束していない場合は、詳細位置合わせ部34は、より高い画像類似度を得るために、制御点移動量を更新する。そして、更新された制御点移動量を用い、ステップS704～S706を改めて実施する。

【0095】

一方、ステップS706において画像類似度が収束している場合は、詳細位置合わせ部34は、ステップS708においては、CTボリュームのすべての画素に対して、求められた制御点移動量に基づいて、前記ステップS704と同様の補間演算により各画素の座標を算出する。そして、前記求められた座標における輝度を算出し、位置合わせ済CTボリュームを生成し、出力する。以上の処理によって、非剛体位置合わせ処理が完了する。

30

【0096】

実施例3で得られた位置合わせ結果を用いて、位置合わせした超音波ボリュームデータとCTボリュームデータを用いて、図4のステップ208～ステップ211を行って、CT画像を切り出すことにより、リアルタイムの超音波画像とCT画像とをより高精度に一致させることができる。よって、本実施例の構成によれば、両画像で高精細な対応づけが可能であり、超音波とCTの対応特徴部位の位置関係を調整することが可能であり、より精度よく確認できる。

40

【0097】

以上詳述した本発明は、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、所定の特徴部位の位置・名称等を同時に表示することのできる超音波撮像装置を提供することができる。

【0098】

すなわち、本発明によれば、超音波ボリュームデータと、予め他の医用画像撮像装置から撮像した診断用ボリュームデータのそれぞれから、所定の解剖学的な特徴部位の位置推定と名称識別を行い、超音波スキャン面の2次元画像と、それに対応する診断用ボリュームの断面画像の上に表示する超音波撮像装置を提供することができる。また、超音波スキャン面の2次元画像と対応する診断用ボリューム断面画像を算出するために、得られた特

50

徴部位の位置情報を用いて自動かつ正確な位置合わせを行うことが可能な超音波撮像装置を提供することができる。

【 0 0 9 9 】

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のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。上述した通り、本発明は、超音波撮像装置に限定されるものでなく、ネットワークを介して超音波撮像装置と接続された画像処理装置、及びその画像処理方法として実現することができることは言うまでもない。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が可能である。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。

10

【 0 1 0 0 】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するプログラムを作成する例を説明したが、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良い。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 1 】

- 1 C P U
- 2 R O M
- 3 R A M
- 4 記憶装置
- 5 バス
- 6 位置検出ユニット
- 7 超音波探触子
- 8 位置センサ
- 9 画像入力部
- 10 画像撮像装置
- 11 媒体入力部
- 12 記憶媒体
- 13 入力制御部
- 14 入力装置
- 15 表示制御部
- 16 ディスプレイ
- 17 A、17 B 名称
- 18 A、18 B マーカ
- 19 タッチパネル操作ボタン
- 20 A フットスイッチ
- 20 B U S B ケーブル
- 21 超音波ボリュームデータ生成部
- 22 C T ボリュームデータ受付部
- 23 超音波ボリュームの特徴部位位置推定・識別部
- 24 C T ボリュームの特徴部位位置推定・識別部
- 25 超音波・C T 対応特徴部位情報
- 26 C T ボリューム座標変換算出部
- 27 リアルタイム 2 D - C T 画像算出部
- 28 超音波画像取得部
- 29 超音波探触子位置情報取得部
- 30 リアルタイム 2 D 超音波画像取得部
- 31 画像表示部
- 32 初期位置合わせ済 C T ボリューム生成部

20

30

40

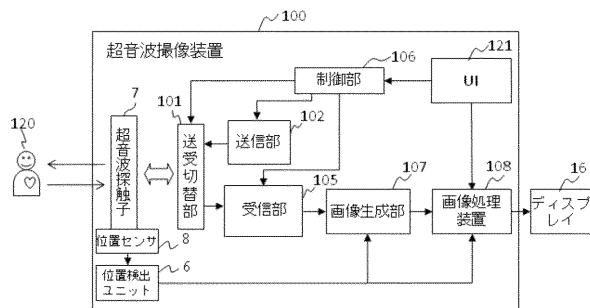
50

- 3 3 特徴部位識別および位置合わせ結果の修正部
- 3 4 詳細位置合わせ部
- 5 0 立方体
- 1 0 0 超音波撮像装置
- 1 0 1 送受切替部
- 1 0 2 送信部
- 1 0 5 受信部
- 1 0 6 制御部
- 1 0 7 画像生成部
- 1 0 8 画像処理装置
- 1 2 0 ユーザ
- 1 2 1 ユーザインタフェース (U I)

10

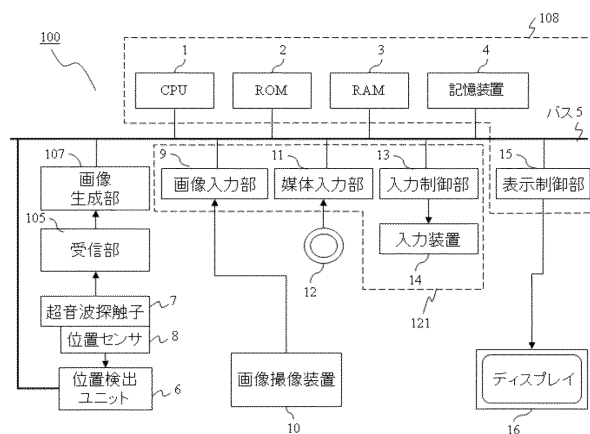
【図 1】

図 1



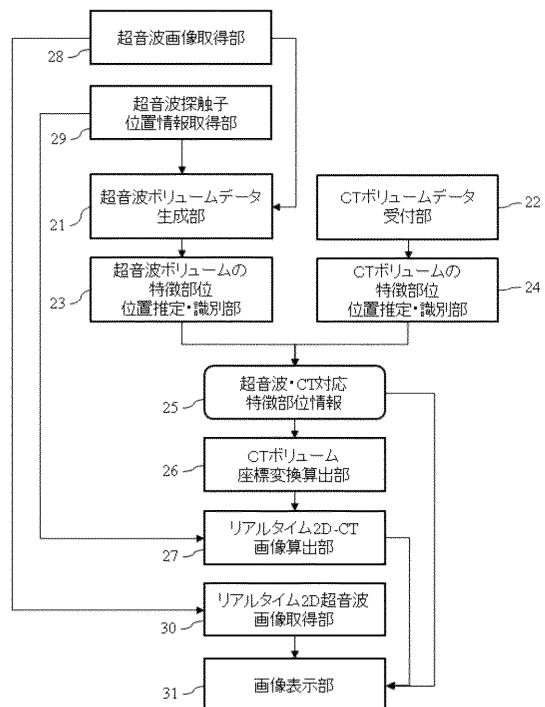
【図 2】

図 2

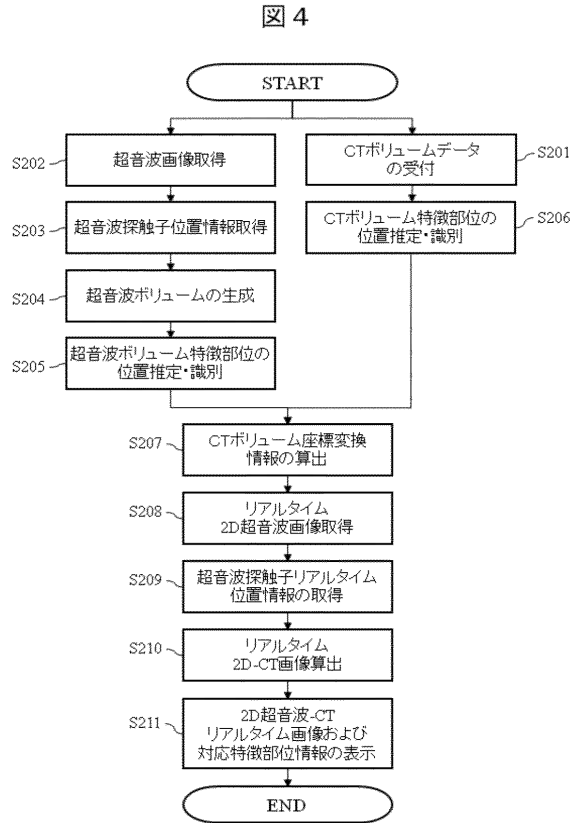


【図 3】

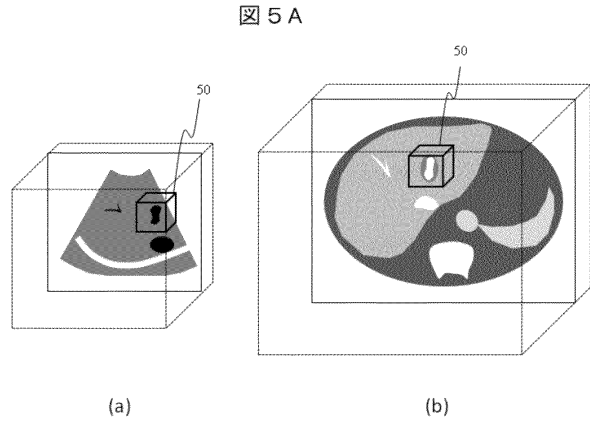
図 3



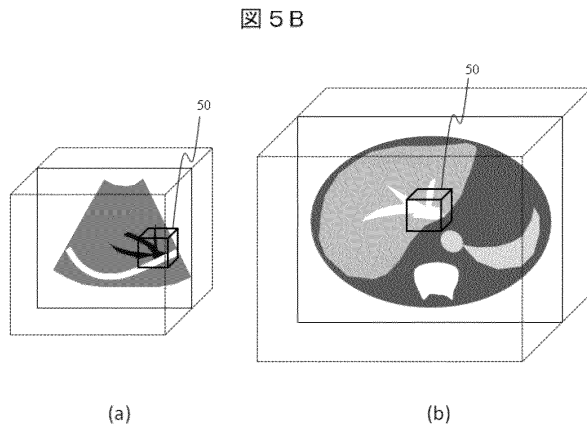
【図4】



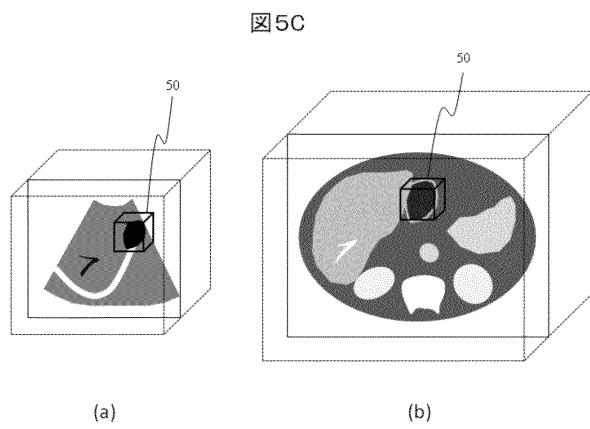
【図5A】



【図5B】



【図5C】



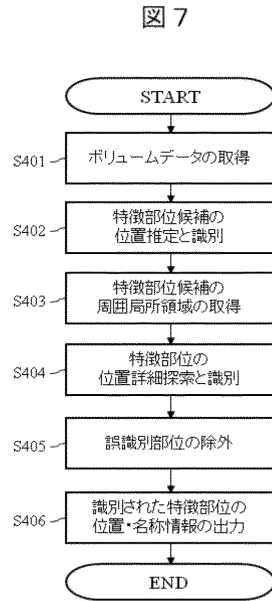
【図6】

図6

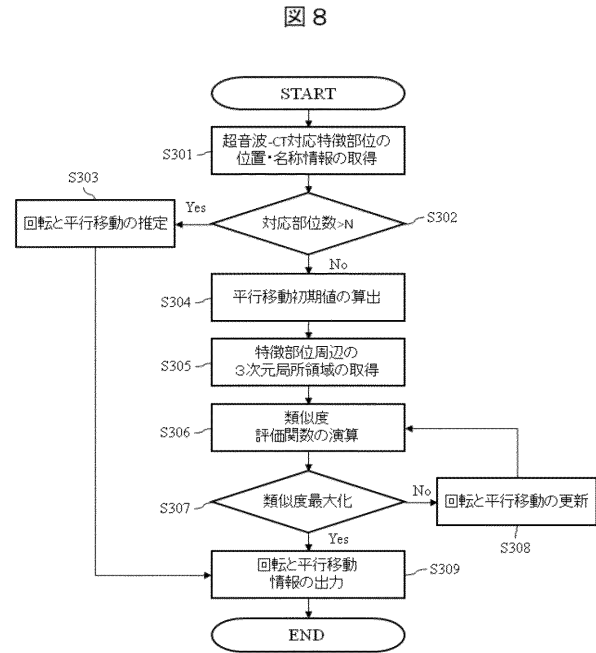
名称	位置	名称	位置
門脈臍部	(12.5, 23.8, 98.5)	門脈臍部	(21.6, 41.3, 85.2)
胆嚢	(56.3, 31.6, 9.9)	胆嚢	(33.6, 36.7, 23.1)
下大静脈流入部	(52.1, 22.9, 64.8)	下大静脈流入部	(41.2, 39.4, 51.2)
腫瘍	(37.5, 12.3, 55.7)	腫瘍	(62.3, 21.9, 32.4)
...	...	...	...

超音波特徴部位情報 CT特徴部位情報

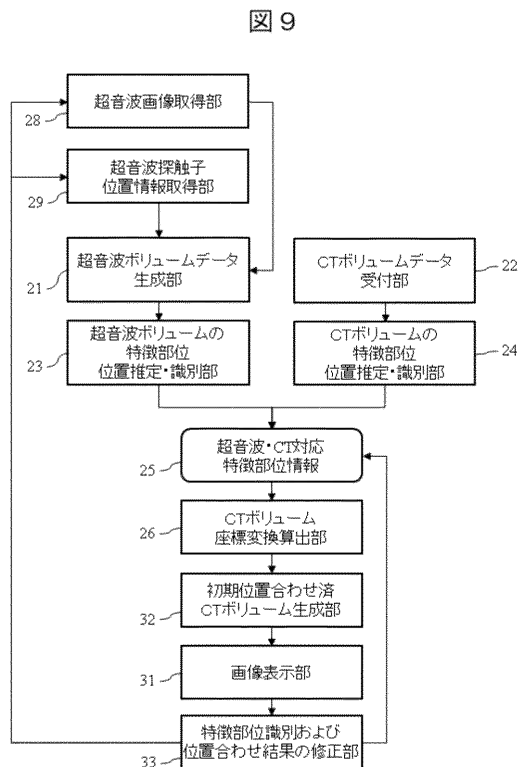
【図 7】



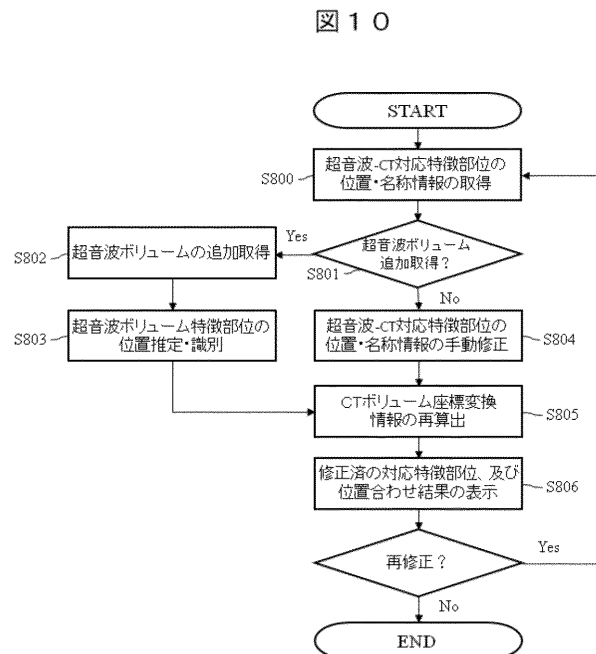
【図 8】



【図 9】

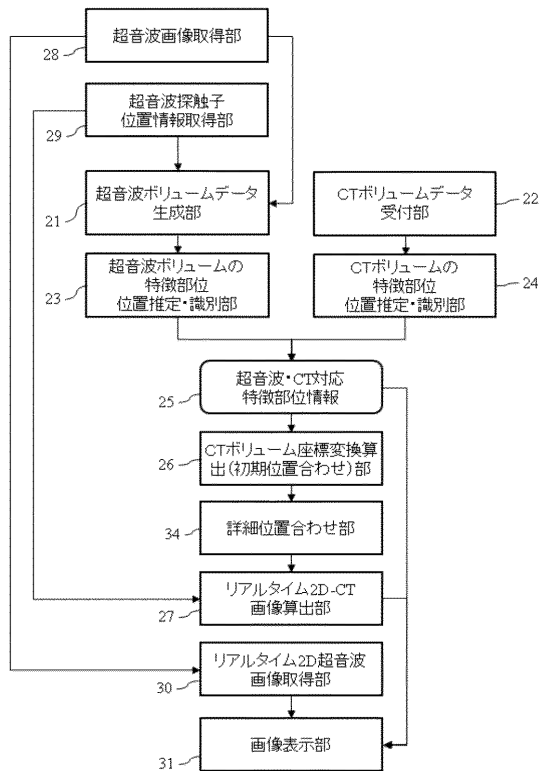


【図 10】



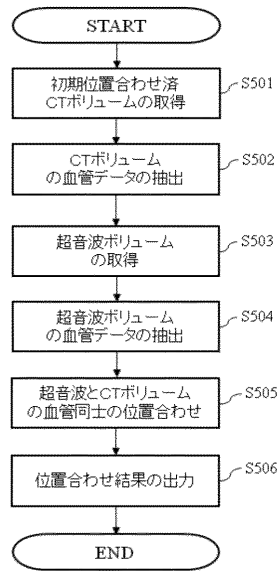
【図 1 1】

図 1 1



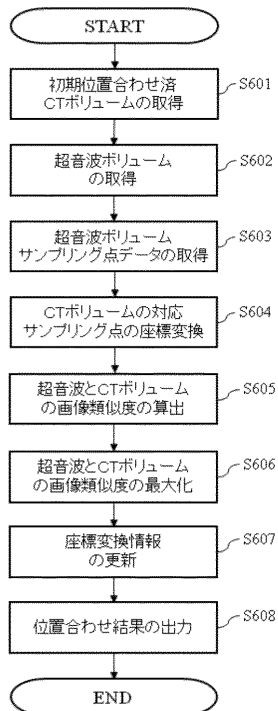
【図 1 2】

図 1 2



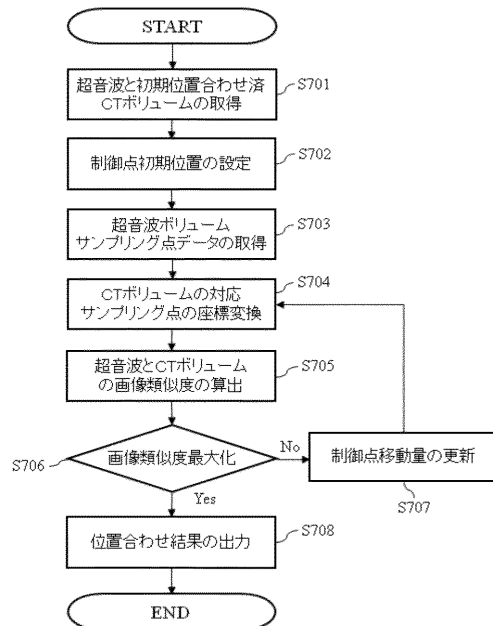
【図 1 3】

図 1 3



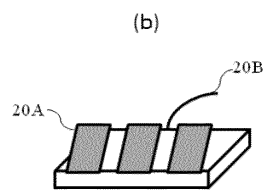
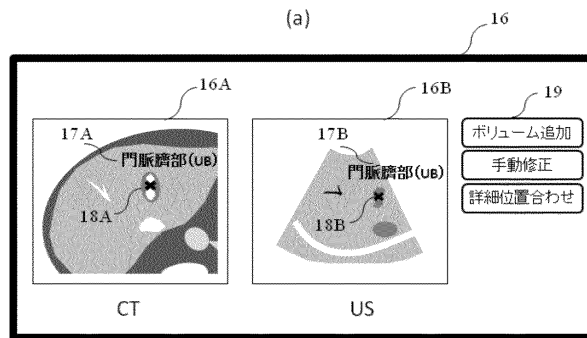
【図 1 4】

図 1 4



【図 15】

図 15



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 1 5 - 0 2 0 0 3 6 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 4 5 2 3 0 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 6 7 3 3 1 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 1 1 3 4 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 6 7 2 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声成像设备，图像处理设备和方法		
公开(公告)号	JP6490820B2	公开(公告)日	2019-03-27
申请号	JP2017537650	申请日	2016-07-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	黎子盛 柿下容弓 朱佩菲		
发明人	黎 子盛 柿下 容弓 朱 佩菲		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2015172627 2015-09-02 JP		
其他公开文献	JPWO2017038300A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

同时显示对象中的特征部分的名称和位置关系，超声图像和与其对应的CT横截面图像，以及自动和精确的手术导航。接收由另一成像装置获得的超声图像和CT体数据的超声体积数据，并从每个超声体积数据和CT体数据中估计和识别对象的多个预定特征部分，每个特征位置估计/识别单元23和24执行。图像显示单元31基于位置信息基于每个体数据在显示部分上显示所获得的超声/CT对应特征部分信息25中的特征部分的名称。CT体积坐标转换计算单元26使用超声体积数据和CT体数据的对应特征部分的位置信息计算用于对准的坐标转换信息。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6490820号 (P6490820)
(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019. 3. 27)	(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019. 3. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 14	
請求項の数 12 (全 23 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-537650 (P2017-537650)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(86) (22) 出願日 平成28年7月25日 (2016. 7. 25)	(74) 代理人 110000350 ボレール特許業務法人	
(88) 国際出願番号 PCT/JP2016/071731	(72) 発明者 黎 子盛 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	
(87) 国際公開番号 W02017/038300	(72) 発明者 柿下 容弓 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	
(87) 国際公開日 平成29年3月9日 (2017. 3. 9)	(72) 発明者 朱 佩菲 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	
審査請求日 平成30年1月4日 (2018. 1. 4)		
(31) 優先権主張番号 特願2015-172627 (P2015-172627)		
(32) 優先日 平成27年9月2日 (2015. 9. 2)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、画像処理装置、及び方法		