

(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2009-112468

(P2009-112468A)

(43) 公開日 平成21年5月28日(2009.5.28)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 29 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2007-287846 (P2007-287846)
(22) 出願日 平成19年11月5日 (2007.11.5)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像位置合わせ装置及びその方法並びに画像位置合わせプログラム

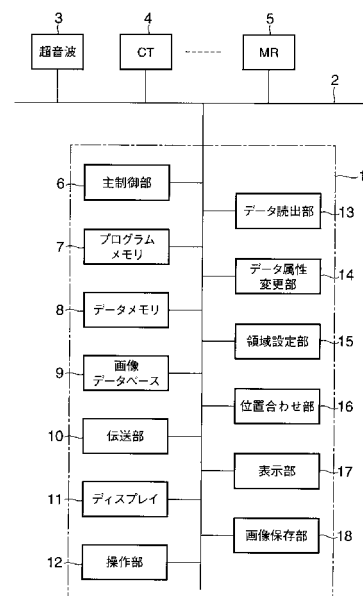
(57) 【要約】

【課題】超音波画像同士や超音波画像と他のモダリティ画像とのような超音波画像データを含む3次元の参照画像データと三次元の対象画像データとの位置合わせを良好すること。

【解決手段】例えば治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データRと治療後のUS画像データ19-2等の対象画像データFとにおいて解剖学的に特徴的な画像を有するところに位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を領域設定部15により設定し、これら小領域 E_1 、 E_2 間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データRと治療後のUS画像データ19-2等の対象画像データFとの位置合わせを位置合わせ部16により行う。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも 1 つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定する領域設定部と、

前記領域設定部により設定された前記各領域間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように前記参照画像データと前記対象画像データとの位置合わせを行う位置合わせ部と、

前記位置合わせ部により位置合わせした前記参照画像データと前記対象画像データとをディスプレイに表示する表示部と、

を具備することを特徴とする画像位置合わせ装置。

10

【請求項 2】

前記参照画像データと前記対象画像データとを読み出すデータ読出部と、

前記データ読出部により読み出された前記参照画像データと前記対象画像データとに対して少なくとも回転、平行移動に関する属性を変更して前記ディスプレイに表示するデータ属性変更部と、

を具備することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 3】

前記データ読出部は、同一又は異なるモダリティにより取得された前記参照画像データと前記対象画像データとを読み出すことを特徴とする請求項 2 記載の画像位置合わせ装置。

20

【請求項 4】

前記データ読出部は、前記参照画像データと前記対象画像データとのうち少なくとも一方を超音波画像データとして読み出すことを特徴とする請求項 2 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 5】

前記データ読出部は、互いに画素サイズの異なる前記参照画像データと前記対象画像データとを読み出すことを特徴とする請求項 2 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 6】

前記データ属性変更部は、互いに画素サイズの異なる前記参照画像データと前記対象画像データとの少なくとも前記画素サイズを合わせることを特徴とする請求項 2 記載の画像位置合わせ装置。

30

【請求項 7】

前記データ属性変更部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの少なくとも空間的な方向を変更することを特徴とする請求項 2 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 8】

前記位置合わせ部により位置合わせした前記参照画像データと前記対象画像データとを保存する画像保存部、

を具備することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

40

【請求項 9】

前記領域設定部は、前記位置合わせ候補の前記領域のサイズを前記対象画像データの画素サイズに応じて調整することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 10】

前記領域設定部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの画素の頻度分布から求められるエントロピーを最大にするように前記領域のサイズを調整することを特徴とする請求項 9 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 11】

前記領域設定部は、前記位置合わせ候補の前記領域と当該領域の周辺領域との画素値の平均値の差に基づいて前記領域のサイズを調整することを特徴とする請求項 9 記載の画像位置合わせ装置。

50

【請求項 1 2】

前記領域設定部は、前記位置合わせ候補の前記領域の中心と境界とを前記ディスプレイ上に表示することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 1 3】

前記領域設定部は、前記位置合わせ候補の前記領域のマニュアル選択操作を受けて、前記参照画像データ上と前記対象画像データ上における前記位置合わせ候補の前記領域をそれぞれ設定することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 1 4】

前記参照画像データと前記対象画像データとは、前記ディスプレイ上に表示され、前記ディスプレイの画面上で前記位置合わせ候補の前記領域の前記マニュアル選択操作が行われ、

10

前記領域設定部は、前記マニュアル選択操作を受けて、前記参照画像データ上と前記対象画像データ上における前記位置合わせ候補の前記領域をそれぞれ設定することを特徴とする請求項 1 3 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 1 5】

前記領域設定部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの画像類似度に基づいて前記位置合わせ候補の前記領域をそれぞれ自動設定することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 1 6】

前記領域設定部は、前記参照画像データから前記位置合わせに用いる特徴的な画像を有する前記領域の中心を決定し、この決定した前記領域の中心に対して領域サイズを決定し、前記参照画像データに設定した前記領域との間の前記画像類似度が最も大きな前記領域を前記対象画像データから探索することを特徴とする請求項 1 5 記載の画像位置合わせ装置。

20

【請求項 1 7】

前記領域設定部は、前記参照画像データに設定した前記特徴的な画像を有する前記位置合わせ候補の前記領域との間の特徴量が極値を取る上位の複数の領域を前記対象画像データから探索し、前記参照画像データ上の前記領域と対を成す前記対象画像データ上で前記探索された複数の前記領域とのうち前記各領域の周囲の領域の前記画像類似度が最も大きくなる一対の前記領域を探索することを特徴とする請求項 1 6 記載の画像位置合わせ装置。

30

【請求項 1 8】

前記位置合わせ部は、前記画像類似度として前記参照画像データと前記対象画像データとの間の相互情報量又はエントロピーを推定し、最適化処理を行って相互情報量又はエントロピーの極値に基づいて前記参照画像データと前記対象画像データとの相対位置を決定することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 1 9】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの間の前記相互情報量を推定する際、前記参照画像データと前記対象画像データとに共存しない領域に前記位置合わせ候補の領域があると、当該領域を除いて前記相互情報量又は前記エントロピーを推定することを特徴とする請求項 1 8 記載の画像位置合わせ装置。

40

【請求項 2 0】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データにおける本来の画像データ外の第 1 のサイズと前記対象画像データとにおける本来の画像データ外の第 2 のサイズとを比較し、前記第 1 のサイズが前記第 2 のサイズよりも大きければ、前記参照画像データと前記対象画像データとを入れ替えて前記相互情報量又は前記エントロピーを推定することを特徴とする請求項 1 9 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 2 1】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの相対位置がずれていると、再度、前記画像類似度として前記参照画像データと前記対象画像データとの間の

50

相互情報量又はエントロピーを推定し、最適化処理を行って相互情報量又はエントロピーの極値に基づいて前記参照画像データと前記対象画像データとの相対位置を決定することを特徴とする請求項 18 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 22】

前記位置合わせ部は、前記最適化処理を行う前に、前記参照画像データ上に設定した前記位置合わせ候補の前記領域の周囲の複数の領域に対する前記各画像類似度を求め、これら画像類似度のうち最も高い前記画像類似度に対応する前記領域を探索し、この探索された前記領域について前記最適化処理を行うことを特徴とする請求項 18 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 23】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データ上に設定した前記位置合わせ候補の主となる前記主領域と補助となる複数の補助領域とを設定し、これら主領域と複数の補助領域とに対応する各領域を前記対象画像データ上に設定し、前記参照画像データ上の前記主領域と前記複数の補助領域とに対応する前記対象画像データ上の各領域との間の前記各画像類似度をそれぞれ求め、これら画像類似度を統合した指標により前記参照画像データと前記対象画像データとの相対位置を決定することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 24】

前記位置合わせ部は、先ず、前記主領域のみを用い、次に、ある程度収束した時点で統合した前記指標を用いて前記参照画像データと前記対象画像データとの相対位置を決定することを特徴とする請求項 23 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 25】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データと前記対象画像データとの間の前記相互情報量を推定する際、前記参照画像データと前記対象画像データとで重ならない領域が生じると、この重ならない領域のサイズに応じて前記相互情報量を補正することを特徴とする請求項 18 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 26】

前記位置合わせ部は、前記参照画像データのエントロピーと、前記対象画像データのエントロピーと、前記参照画像データと前記対象画像データとに基づいて生成されるジョイント・ヒストグラムのエントロピーとに基づいて前記相互情報量を求め、かつジョイント・ヒストグラムのエントロピーに対して前記重ならない領域のサイズに応じた補正を行うことを特徴とする請求項 25 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 27】

前記表示部は、前記位置合わせ部により位置合わせした前記参照画像データと前記対象画像データとの少なくとも回転、平行移動を同期して行って前記ディスプレイに表示することを特徴とする請求項 1 記載の画像位置合わせ装置。

【請求項 28】

三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも 1 つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定し、

前記設定された前記各領域間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように前記参照画像データと前記対象画像データとの位置合わせを行い、

前記位置合わせした前記参照画像データと前記対象画像データとをディスプレイに表示する、
ことを特徴とする画像位置合わせ方法。

【請求項 29】

三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも 1 つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定させ、

前記設定された前記各領域間の画像類似度を求めさせ、この画像類似度が最も大きくな

10

20

30

40

50

るように前記参照画像データと前記対象画像データとを位置合わせさせ、

前記位置合わせした前記参照画像データと前記対象画像データとをディスプレイに表示させる、

ことを特徴とする画像位置合わせプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば患者等の被検体を撮影して取得した超音波画像データを含む３次元の参照画像データと三次元の対象画像データとの位置合わせを行う画像位置合わせ装置及びその方法並びに画像位置合わせプログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波画像群の自動的な空間的位置合わせは、ＣＴ画像やＭＲ画像に比べて難しいことが一般的に知られている。この理由は、超音波画像がＣＴ画像やＭＲ画像よりも撮影条件の多様性やゲインの不均一性、又画像の分解能とＳ／Ｎとが劣ることからである。

超音波画像を用いて病変の経時変化や治療効果を判定するためには、撮影時刻や手技の異なる超音波画像が対象になる。例えば、手術前に撮影した超音波画像と手術後に撮影した超音波画像とを比較して病変の経時変化や治療効果を判定する。これら手術前に撮影した超音波画像と手術後に撮影した超音波画像とでは、それぞれ撮影したときの患者等の被検体の体位の違いや、造影の有無の相違があり、さらには治療や病状の進行による被検体の形態そのものの変化がある。これらの要因により超音波画像を自動的に空間的位置合わせすることが難しくなっている。

20

【0003】

超音波画像と他のモダリティ画像、例えばＸ線ＣＴ画像、超音波Ｂモード画像、造影剤動脈相画像、造影剤静脈相画像、ＭＲ画像などの画像との画像位置合わせでは、それぞれの画像生成機序が異なるために画素値間に一对一の関係が存在せず、さらに空間的位置合わせが難しくなっている。

【0004】

位置合わせの対象となる画像、すなわち参照画像に対して位置合わせする対象画像の種類が増えれば増えるほど、例えば対象画像の種類がＸ線ＣＴ画像、超音波Ｂモード画像、造影剤動脈相、造影剤静脈相画像等のように増加すると、これら画像間で共通に観察できる領域や解剖学的特徴が少なくなることも解決すべき課題である。

30

【0005】

モダリティの異なる各画像間の類似度指標として相互情報量が報告されている。この相互情報量は、特にＣＴ画像やＭＲ画像において比較的良好な結果が報告されている。各画像間の位置合わせが成功する相対初期位置の正解からのズレは、キャプチャレンジと呼ばれる。このキャプチャレンジは、（１）分解能が良好なことに加え、体表を含めた体全体を撮影するので頭部、脳、体幹部等の共通な解剖学的特徴領域を決定し易いこと、（２）撮影するときの被検体の体位の標準化が進んでいることからキャプチャレンジ内に初期位置を設定しやすいことが挙げられる。これにより、ＣＴ画像やＭＲ画像の各画像間の位置合わせにおいて比較的良好な結果が得られている。但し、一般に画像類似度の計算領域が大きくなり、そのため計算時間が長く掛かる。

40

【0006】

超音波画像同士の位置合わせも幾つか試みられているが、他のモダリティに比べてその数は少ない。これは、先に述べた超音波画像の特性に加えて、（１）超音波プローブをマニュアルで操作して撮影すること、（２）例えば被検体の肝臓を撮影するときに肋骨の存在のために超音波画像を撮影する視野が限定されること、（３）被検体の撮影体位に自由度がありその標準化が進んでいないこと、（４）得られた超音波画像は被検体の体内の一部を切り取った形、例えば四角錐状の領域として得られこの外側は視野外となること、などの理由で超音波画像間の相対的なオリエンテーションを認識することが難しく、相対初

50

期位置をキャプチャレンジ内に設定することが難しいこともその一因であると考えられる。

【 0 0 0 7 】

超音波画像間に特有の位置合わせの問題として、超音波画像には、超音波プローブによる患部等の被検体に対する圧迫や、撮影時の患者等の被検体の体位に起因した臓器の変形が本質的に含まれる。例えば、病変の経時変化や治療効果を判定するために手術前と手術後とにおいて、患部等の被検体に超音波プローブを当てて超音波画像を取得する場合、手術前と手術後とでは、被検体の体位の状態、例えば体位を横方向にしたときのねじれの度合いを同一にすることが難しく、かつ超音波プローブを被検体に当てる方向も同一にすることが難しい。そもそも被検体の体位や超音波プローブを当てる方向に正しい位置が存在せず、仮にＣＴ画像やＭＲ画像と同程度にオリエンテーションを合わせたとしても、ＣＴ画像やＭＲ画像の場合と同じ効果を期待することは出来ない。

【非特許文献１】J.P.W.Pluim, J.B.A.Maintz, "Mutual-Information-Based Registration of Medical Images: A Survey", IEEE Trans. Med. Imag., vol.22, pp. 986-1004, August 2003

【非特許文献２】R.Shekhar, and V.Zagrodsky, "Mutual Information-Based Rigid and Nonrigid Registration of Ultrasound Volumes", IEEE Trans. Med. Imag., vol.21, pp. 9-22, January 2002

【非特許文献３】R.Shekhar, V.Zagrodsky, J.Garcia, and D.Thomas, "Registration of Real-Time 3-D Ultrasound Images of the Heart for Novel 3-D Stress Echocardiography", IEEE Med. Imag., vol.23, pp. 1141-114, September 2004

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、超音波画像同士や超音波画像と他のモダリティ画像とのような超音波画像データを含む３次元の参照画像データと三次元の対象画像データとの位置合わせを良好にできる画像位置合わせ装置及びその方法並びに画像位置合わせプログラム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 】

本発明の請求項１記載の画像位置合わせ装置は、三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも１つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定する領域設定部と、領域設定部により設定された各領域間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行う位置合わせ部と、位置合わせ部により位置合わせした参照画像データと対象画像データとをディスプレイに表示する表示部とを具備する。

【 0 0 1 0 】

本発明の請求項２記載の画像位置合わせ方法は、三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも１つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定し、設定された各領域間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行い、位置合わせした参照画像データと対象画像データとをディスプレイに表示する。

【 0 0 1 1 】

本発明の請求項２記載の画像位置合わせプログラムは、三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも１つの三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定させ、設定された各領域間の画像類似度を求めさせ、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとを位置合わせさせ、位置合わせした参照

10

20

30

40

50

画像データと対象画像データとをディスプレイに表示させる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、超音波画像同士や超音波画像と他のモダリティ画像とのような超音波画像データを含む３次元の参照画像データと三次元の対象画像データとの位置合わせを良好にできる画像位置合わせ装置及びその方法並びに画像位置合わせプログラムを提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の一実施の形態について図面を参照して説明する。

10

図１は画像位置合わせ装置のブロック構成図を示す。画像位置合わせ装置１には、ネットワーク２を介して複数のモダリティ、例えば超音波診断装置（以下、ＵＳ診断装置と称する）３、Ｘ線ＣＴ装置４、ＭＲ装置５等が接続されている。

画像位置合わせ装置１は、ＣＰＵ等から成る主制御部６を有する。この主制御部６には、プログラムメモリ７と、データメモリ８と、画像データベース９と、伝送部１０と、ディスプレイ１１と、操作部１２とが接続されている。

【0014】

プログラムメモリ７には、例えば治療前の三次元（３Ｄ）のＵＳ画像データ（ＵＳボリュームデータとも称する）と治療後の三次元のＵＳ画像データ、又は三次元のＵＳ画像データと他の三次元のモダリティ画像、例えばＸ線ＣＴ画像データ（ＣＴボリュームデータとも称する）、ＭＲ画像データ（ＭＲボリュームデータとも称する）との位置合わせを行わせる画像位置合わせプログラムが記憶されている。この画像位置合わせプログラムは、例えば治療前のＵＳ画像データ等の三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする治療後の少なくとも１つのＵＳ画像データ等の三次元の対象画像データ上とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各小領域をそれぞれ設定させ、この設定された各小領域間の画像類似度を求めさせ、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとを位置合わせさせ、この位置合わせした参照画像データと対象画像データとをディスプレイ１１に表示させる。

20

【0015】

データメモリ８には、参照画像データと対象画像データとを位置合わせ処理するときに必要なデータが一時記憶される。

30

画像データベース９には、ＵＳ診断装置３やＸ線ＣＴ装置４、ＭＲ装置５等からネットワーク２を通して受け取った各モダリティの画像データが記憶される。これらモダリティの画像データは、例えば治療前のＵＳ画像データ、治療後のＵＳ画像データ、ＵＳ造影画像データ、治療前のＣＴ画像データ、ＭＲ画像データ等である。

伝送部１０は、ＵＳ診断装置３やＸ線ＣＴ装置４、ＭＲ装置５等からの各モダリティの画像データをネットワーク２を介して受け取る。

ディスプレイ１１は、位置合わせ前の例えば治療前のＵＳ画像データと治療後のＵＳ画像データとを表示したり、位置合わせ後の例えば治療前のＵＳ画像データと治療後のＵＳ画像データとを表示する。

40

操作部１２は、例えばキーボード、マウス等である。

【0016】

主制御部６は、プログラムメモリ７に記憶されている画像位置合わせプログラムを実行することによりデータ読出部１３と、データ属性変更部１４と、領域設定部１５と、位置合わせ部１６と、表示部１７と、画像保存部１８との機能を有する。

データ読出部１３は、例えば画像データベース９に記憶されている各モダリティの画像データから例えば治療前のＵＳ画像データ、治療後のＵＳ画像データ、ＵＳ造影画像データ、治療前のＣＴ画像データ、ＭＲ画像データ等を読み出す。これら画像データのうち位置合わせの基準とする画像データを参照画像データとし、この参照画像データに対して位置合わせする対象の画像データを対象画像データとする。例えば、治療前のＵＳ画像デー

50

タを参照画像データとし、治療後のUS画像データを対象画像データとする。

【0017】

このデータ読出部13は、US診断装置3やX線CT装置4、MR装置5等からの各モダリティから直接例えば治療前のUS画像データ、治療後のUS画像データ、US造影画像データ、治療前のCT画像データ、MR画像データ等を読み出してもよい。この場合、データ読出部13は、伝送部10に対してデータ読み出しの指示を送出することにより、伝送部10を通してUS診断装置3やX線CT装置4、MR装置5等の各モダリティから直接画像データを読み出す。なお、読み出された画像データは、表示部17によってディスプレイ11に表示される。図2はディスプレイ11に表示された例えば肝臓の治療前のUS画像データ19-1と、肝臓の治療後のUS画像データ19-2との表示例を示す。これらUS画像データ19-1、19-2は、例えば肝臓の断面画像である。

10

【0018】

なお、治療前と治療後の各US画像データ19-1、19-2は、それぞれ解剖学的に特徴部分を選択している。なお、治療前と治療後の各US画像データ19-1、19-2は、超音波プローブを患者等の被検体に当てて撮影したときの空間的な撮影方向等が異なっている。

【0019】

データ読出部13は、例えば画像データベース9から同一又は異なるモダリティにより取得された参照画像データと対象画像データとを読み出す。データ読出部13は、例えば画像データベース9から参照画像データと対象画像データとのうち少なくとも一方を超音波画像データとして読み出す。データ読出部13は、例えば画像データベース9から互いに画素サイズの異なる参照画像データと対象画像データとを読み出す。

20

【0020】

具体的に、データ読出部13は、三次元のUS画像データや他の三次元のモダリティ画像、例えばX線CT画像データ、MR画像データ等の複数のボリュームの異なる各画像データを同時に位置合わせ対象として読み出す。例えば、超音波穿刺による肝臓の治療判定のためには、治療前のX線CT画像データ又はMR画像データ、治療前のUS画像データ、治療後のUS画像データとUS造影画像データを比較参照したい要望がある。そのため、一度に取り扱うボリュームデータは、2つのボリュームデータで充分ではなく、通常4つ、場合によってはそれ以上の種類のボリュームデータが必要になることがある。

30

【0021】

データ読出部13により読み出された画像データ、例えば治療前のUS画像データ、治療後のUS画像データ、治療前のX線CT画像データ又はMR画像データ、US造影画像データは、表示部17によってディスプレイ11に表示される。図3は治療前のUS画像データ19-1と、治療後のUS画像データ19-2と、治療前のX線CT画像データ20と、US造影画像データ21との表示例を示す。これら画像データ19-1、19-2、20、21は、それぞれ例えば画素サイズ256×256の表示ウィンドウでディスプレイ11に表示される。

【0022】

データ読出部13は、図3に示す治療前のUS画像データ19-1と、治療後のUS画像データ19-2と、治療前のX線CT画像データ20と、US造影画像データ21とのように画素サイズの異なるボリュームデータを同時に読み出す。これら画像データ19-1、19-2、20、21は、それぞれ例えば画素サイズ512×512の表示ウィンドウを設定し、この表示ウィンドウでディスプレイ11に表示する。例えばUS診断装置3、X線CT装置4、MR装置5等の各モダリティの違いにより、これらモダリティから生成される各ボリュームデータの画素サイズが異なるのは一般的である。これら異なる画素サイズのデータを取り扱うために、例えば、X線CT装置4及びMR装置5であれば画素サイズ512×512、診断装置3であれば画素サイズ256×256の各表示ウィンドウを用いる。

40

【0023】

50

データ属性変更部 14 は、データ読出部 13 により読み出された参照画像データと対象画像データとに対して少なくとも回転、平行移動に関する属性を変更してディスプレイ 11 に表示する。

データ属性変更部 14 は、例えば US 診断装置 3、X 線 CT 装置 4、MR 装置 5 等の各モダリティで使用される輝度値設定機能により変換されたデータを位置合わせアルゴリズム（画像位置合わせプログラム）で取り扱え可能なデータにする。各モダリティで使用される輝度値設定機能を説明すると、例えば CT 画像データの輝度情報は 16 ビットで表現されている。診断に際しては、医師等のオペレータが WC（ウインドウセンタ）、WW（ウインドウ幅）というパラメータを用いて設定した範囲のデータを 8 ビットの輝度値に設定している。医師等のオペレータは、操作部 12 のキーボードやマウスを操作して輝度値設定機能により所望の輝度を有する CT 画像データに調節する。

10

【0024】

すなわち、位置合わせアルゴリズムでは、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 とのような 2 種類のボリュームデータからジョイント・ヒストグラムを生成し、このジョイント・ヒストグラムから推定した確率密度関数を用いて位置合わせ指標を算出する。CT 画像データのオリジナル画像データをそのまま用いるとスパースなヒストグラムとなってしまう、確率密度関数を適切に推定できない。このため、何らかの方法でレンジを圧縮する必要がある。医師等のオペレータが診断のために所望した輝度値の設定を流用するのが妥当である。

【0025】

20

データ属性変更部 14 は、読み出した画像データ、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1、治療後の US 画像データ 19 - 2、治療前の X 線 CT 画像データ 20 又は MR 画像データ、US 造影画像データ 21 のボリューム名、撮影日付、及びピクセルサイズ等の画像判別データ 22 を例えば図 2 及び図 3 に示すようにディスプレイ 11 上に表示し、医師等のオペレータに明示する。これら画像判別データ 22 の各表示位置は、例えば US 画像データ 19 - 1 と、治療後の US 画像データ 19 - 2 と、治療前の X 線 CT 画像データ 20 と、US 造影画像データ 21 との各左斜め上方である。すなわち、ボリューム名は、各画像データの特定のために必要である。日付は、診断履歴の判別のために必要である。ピクセルサイズは、後述する基準画像サイズの決定のために必要である。

【0026】

30

データ属性変更部 14 は、データ読出部 13 により読み出された複数の画像データ（ボリュームデータ）、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1、治療後の US 画像データ 19 - 2、治療前の X 線 CT 画像データ 20 又は MR 画像データ、US 造影画像データ 21 間の画素サイズを合わせる。データ属性変更部 14 は、複数の画像データ（ボリュームデータ）間の画素サイズを合わせる際の基準となる画素サイズを決定する。

具体的にデータ属性変更部 14 は、次の各手法のいずれかにより基準となる画素サイズを決定する。すなわち、データ属性変更部 14 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療前の X 線 CT 画像データ 20 とを位置合わせ中に基準とする画素サイズのボリュームデータを選択する。データ属性変更部 14 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療前の X 線 CT 画像データ 20 との位置合わせ中に操作部 12 に対して医師等のオペレータによりマニュアル操作された画素サイズを入力する。データ属性変更部 14 は、プリセット機能により基準とする画素サイズの画像データ、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 を予め設定する。この場合、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 の画素サイズに他の画像データの画素サイズを合わせる。データ属性変更部 14 は、プリセット機能により予め基準とする画素サイズを設定する。

40

【0027】

画素サイズの調整を行うときは、設定された画素サイズで処理用の一時データを作成しても良いし、位置合わせの演算の実行中に、毎回、画素サイズを考慮した計算を行っても良い。なお、データ属性変更部 14 は、例えば図 3 に示すように画素サイズ調整用のサイズ調整ボタン 23 をディスプレイ 11 上に表示する。このサイズ調整ボタン 23 が例えば

50

マウスのクリック操作により指示されると、データ属性変更部 14 は、上記各手法のいずれかにより基準となる画素サイズを決定する。

【0028】

位置合わせで画素サイズは、重要な要素である。画素サイズは、異なるモダリティにより取得される各画像データ間のみならず、同一のモダリティにより取得される各画像データ間においても毎回の撮影条件に相違が生じることから異なる。位置合わせの対象となる画像データは、異なるモダリティや同一モダリティにおいても各撮影条件に複数存在する。従って、画素サイズをどの画像データの画素サイズに合わせるかを指定する必要がある。

【0029】

データ属性変更部 14 は、例えば図 2 に示すように画像サイズに応じたスケール 24 をディスプレイ 11 上に表示する。このスケール 24 は、実際の長さ、例えば 2 cm に対応する長さに形成されている。

データ属性変更部 14 は、例えば治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データのボリュームの空間的な向き・方向を変更する。具体的にデータ属性変更部 14 は、例えばディスプレイ 11 上で左右方向に反転させる第 1 のミラー動作部と、上下方向で反転させる第 2 のミラー動作部と、奥行き方向の反転させるリバース部とを有する。データ属性変更部 14 は、対象画像データのボリュームに患者等の被検体の体位情報が正しく記録されていれば、この体位情報に基づいて対象画像データのボリュームの空間的な向き・方向の変更を自動的に行う。

この場合、データ属性変更部 14 は、例えば図 3 に示すようにディスプレイ 11 上に第 1 のミラー動作部の設定ボタン 25 と、第 2 のミラー動作部の設定ボタン 26 と、リバース部の設定ボタン 27 とを表示する。医師等のオペレータは、ディスプレイ 11 上に表示される対象画像データを観察しながらマニュアルで操作部 12 を操作し、各設定ボタン 25、26、27 のうちいずれかを選択して指示する。これにより、データ属性変更部 14 は、操作部 12 からの指示を受けて対象画像データのボリュームの空間的な向き・方向の変更を行う。

【0030】

すなわち、異なるモダリティは勿論のこと、同一のモダリティにおいても患者等の被検体の体位や撮影方向に違いが生じる。しかるに、三次元の US 画像データや他の三次元のモダリティ画像、例えば X 線 CT 画像データ、MR 画像データ等は、それぞれボリュームデータの向き・方向が異なるのが一般的である。これら画像データ間の位置合わせは、対象とするボリュームデータの向き・方向を揃えてから行う必要がある。

【0031】

データ属性変更部 14 は、N 個の対象画像データとなる三次元の US 画像データ等のボリュームデータから位置合わせを行う一組のボリュームデータ、すなわち参照画像データと対象画像データとを選択する。データ属性変更部 14 は、更に、位置合わせを行う一組のボリュームデータに対して参照画像データと対象画像データとを決定する。データ属性変更部 14 は、選択された参照画像データと対象画像データとが他のボリュームデータと区別可能である。例えば、データ属性変更部 14 は、参照画像データと対象画像データとの各画像表示枠の色をそれぞれ違う色にしてもよいし、表示しているボリューム名を変えてもよい。

【0032】

領域設定部 15 は、三次元の参照画像データ上とこの参照画像データに対して位置合わせする少なくとも 1 つの三次元の対象画像データ上、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 とにおいて特徴点を選択するに要するサイズに形成された位置合わせ候補の各領域をそれぞれ設定する。図 4 は治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 とにおいて位置合わせ候補の各小領域 E₁、E₂ をそれぞれ設定した図を示す。位置合わせ候補の各小領域 E₁、E₂ は、解剖学的に特徴のあるところであり、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ

10

20

30

40

50

タ 1 9 - 2 とにおいて同一部位に設定される。

【 0 0 3 3 】

位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の設定には、マニュアル操作により設定と自動設定がある。先ず、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のマニュアル設定について説明する。

領域設定部 1 5 は、医師等のオペレータによる操作部 1 2 へのマニュアル操作を受け、このマニュアル操作に従って位置合わせを行う一組の参照画像データと対象画像データとをディスプレイ 1 1 上に表示し、これら一組の参照画像データと対象画像データとをディスプレイ 1 1 上でそれぞれ X 方向、Y 方向、Z 方向を中心軸として回転させ、又 X 方向、Y 方向、Z 方向にそれぞれ平行移動させる。

10

例えば図 4 に示す治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とは、それぞれ 3 次元のボリュームデータである。従って、これら 3 次元のボリュームデータである治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とからそれぞれ 1 枚すなわち 2 次元の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とを初期設定する。そして、領域設定部 1 5 は、位置合わせする参照画像データと対象画像データとを設定し、かつこれら参照画像データと対象画像データとの各情報を表示する。一組の参照画像データと対象画像データとは、例えば患者等の被検体の初期断面層面である。なお、領域設定部 1 5 は、2 次元の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とを初期設定に限らず、再度、一組の参照画像データと対象画像データとをディスプレイ 1 1 上でそれぞれ X 方向、Y 方向、Z 方向を中心軸として回転させ、又 X 方向、Y 方向、Z 方向にそれぞれ平行移動させて 2 次元の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とを設定してもよい。

20

【 0 0 3 4 】

領域設定部 1 5 は、予めプリセットした超音波プローブにより撮影方向・オフセット状態に例えば U S 画像データの撮影方向を設定する。すなわち、X 線 C T 画像データや M R 画像データは、患者等の被検体の体軸に平行な断面の画像データである。これに対して U S 画像データは、患者等の被検体の解剖学的制約により制限される撮影方向から撮影されることが多い。例えば、肝臓癌の診断の場合、U S 画像データは、例えば肋弓下や肋間などの特定の撮影方向から撮影されることが多い。

【 0 0 3 5 】

30

従って、これら特定の撮影方向の体軸に垂直な座標系への相対位置が予めプリセットされて登録される。例えば肋弓下や肋間などの特定の撮影方向から撮影するときの撮影方向をプリセット可能である。特定の撮影方向の体軸に垂直な座標系への相対位置のプリセットは、例えば図 3 に示すようにディスプレイ 1 1 上にプリセット用ボタン 2 8 を表示し、このプリセットボタン 2 8 を医師等のオペレータによって操作部 1 2 のマウスをクリック操作することにより行われる。これにより、領域設定部 1 5 は、例えば U S 画像データ等の 1 組の参照画像データと対象画像データとの各撮影方向を 1 回の処理で所定の位置ずれ範囲内の大まかな位置に揃えることができる。なお、領域設定部 1 5 は、予めプリセットして登録した特定の撮影方向の体軸に垂直な座標系への相対位置をリセット可能である。

【 0 0 3 6 】

40

領域設定部 1 5 は、例えば U S 画像データ 1 9 - 1 や治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 、治療前の X 線 C T 画像データ 2 0、U S 造影画像データ 2 1 等の各ボリュームデータの各画像表示モードを例えば通常の M P R (断面変換: multi-planar reconstruction) 表示、厚み付き最大値表示、厚み付き最小値表示、厚み付き M P R 表示、又はボリュームレンダリング表示に切り替える。これにより、位置合わせを開始するに当たって適切な画像データを選択する際に、より大きな領域にわたる画像構造の視認性が向上し、医師等のオペレータが同一の解剖学的特徴点の認識することを支援し利便性の向上を図ることができる。

【 0 0 3 7 】

領域設定部 1 5 は、医師等のオペレータによる操作部 1 2 のマウスに対するクリック操

50

作を受け、初期設定した参照画像データと対象画像データ、例えば図 4 に示す治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 との各画像データ上に、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を設定する。いわゆる医師等のオペレータによるマニュアル操作によって位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の設定ができる。

【0038】

領域設定部 15 は、例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 等の参照画像データの上に、位置合わせに使用する基本領域を 1 個と補助領域を複数個とを医師等のオペレータによるマニュアル操作によって指定し、治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データの上に基本領域に対応する領域を 1 つ指定する。

【0039】

領域設定部 15 は、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズが例えば患者等の被検体の実寸で常に一定になるように対象画像データの画素サイズに応じて各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを調整する。具体的に領域設定部 15 は、設定したい実寸サイズをプリセットにより登録しておく。すなわち、対象画像データの画素サイズはそれぞれ異なる。一方、位置合わせに用いる解剖学的に特徴的な形態のサイズは、例えば患者等の被検体の実寸で 2 c m 程度にしたいという要望がある。このような事から位置合わせに使用する各小領域 E_1 、 E_2 のサイズが常に患者等の被検体の実寸で 2 c m となるように自動調整する。

【0040】

領域設定部 15 は、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の位置と大きさをその中心と領域境界として表示する。位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 は、例えば矩形に形成されている。この場合、各小領域 E_1 、 E_2 は、例えば図 5 に示すように矩形の境界を実線「□」により表示し、この矩形中心をクロス「+」により表示する。これら小領域 E_1 、 E_2 の形状は、矩形に限らず、円形等に形成してもよい。

【0041】

領域設定部 15 は、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の位置を移動しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 のサイズをマニュアルにより変更する。すなわち、領域設定部 15 は、医師等のオペレータによる操作部 12 に対する操作を受けて小領域 E_1 、 E_2 のサイズを変更する。位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 が矩形の場合、医師等のオペレータにより例えばマウスを操作してディスプレイ 11 上でポインタを小領域 E_1 、 E_2 の矩形頂点に移動し、この矩形頂点でグリッップしてサイズの変更を行う。

【0042】

領域設定部 15 は、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを変更しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 の位置を変更する。位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 が矩形の場合、医師等のオペレータにより例えばマウスを操作してディスプレイ 11 上でポインタを小領域 E_1 、 E_2 の矩形中心に移動し、この矩形中心でグリッップしながら移動させて小領域 E_1 、 E_2 の位置を変更する。

【0043】

次に、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の自動設定について説明する。

領域設定部 15 は、参照画像データと対象画像データ、例えば図 2 に示す U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 との画像類似度に基づいて位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 をそれぞれ自動設定する。位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の自動設定には、次の各方法が用いられる。

【0044】

第 1 の方法は、エントロピーを最大にする正方形領域を検索する方法である。

参照位置を (x_0, y_0) としたとき、この参照位置 (x_0, y_0) を中心とする一辺の長さ l の正方形 $S(l)$ を考える。長さ l を $l_{min} \leq l \leq l_{max}$ の範囲で変化させ、正方形 $S(l)$ 内にある画素値 i のヒストグラムから相対頻度 P_i を求めてエントロピー $H(l)$ を次式 (1) により算出する。

10

20

30

40

【数 1】

$$H(I) = -\sum_i p_i \cdot \log(p_i) \quad \dots (1)$$

【0045】

エントロピー $H(I)$ が最大となる

【数 2】

$$I_{max} = \text{Max}_I(H(I)) \quad \dots (2)$$

10

【0046】

が各小領域 E_1 、 E_2 の一辺とする。

【0047】

位置合わせの対象となる領域は、解剖学的に特徴的な画像データを用いることが望ましい。解剖学的に特徴的な画像データの画素値は、一般に広範囲にわたって分布する。解剖学的に特徴的な画像データを有しない単調な画像データではヒストグラムが偏る。第1の方法は、解剖学的に特徴的な画像データを抽出する指標として画素値の頻度分布から算出するエントロピー $H(I)$ を用いている。

【0048】

第2の方法は、周辺領域との平均値の差に基づく指標を用いる方法である。

20

一辺の長さ l の正方形 $S(1)$ に隣接する例えば8個の正方形 $S_j(1)$ を考える。 j は、 $1 \sim 8$ である。正方形 $S(1)$ 内の画素値の平均値と分散を μ とし、8個の正方形 $S_j(1)$ 内の画素値の平均値と分散を μ_j とする。

【0049】

特徴指数

【数 3】

$$\eta(I) = \sum_j |\mu - \mu_j| \quad \dots (3)$$

【0050】

が最大になる

30

【数 4】

$$I_{max} = \text{Max}_I(\eta(I)) \quad \dots (4)$$

【0051】

を $l_{min} \sim l_{max}$ から位置合わせに使用する各小領域 E_1 、 E_2 の一辺を求める。

但し、最終的な長さ l は、

$$l = a \cdot l_{max} : 1.5 < a < 3$$

40

とする。 a は経験的に決める。第2の方法は、判別基準として周辺領域顕著な違いがある領域を特徴領域とするものである。

【0052】

領域設定部 15 は、一辺の長さ l において、ある区間 $l_{min} \sim l_{max}$ での最大値でなく、エントロピー $H(I)$ 、若しくは特徴指数の増加が最初に停まったときの値を持って各小領域 E_1 、 E_2 領域を決定する。

なお、参考文献として例えば T.Kadir and M.Brandy, "Saliency, scale and image description", Int.J.Comput. Vision, Vol.45, no.2, 83-105, 2001 と、G.Wu, F.Qi, and D.Shen, "Learning-Based Deformable Registration of MR Brain Images", IEEE Trans. Med. Imag., vol.25, pp. 1145-1157, September. 2006 とがある。

50

【 0 0 5 3 】

位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する領域設定部 15 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データの上に、位置合わせに使用する基本領域を 1 個と補助領域を複数個とを自動的に決定し、治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データの上に基本領域に対応する領域を 1 つ自動的に決定する。

【 0 0 5 4 】

領域設定部 15 は、次の手法により位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する。この領域設定部 15 は、位置合わせを行う一組の参照画像データと対象画像データ、例えば図 2 に示す US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 とについて、それぞれ X 方向、Y 方向、Z 方向の回転と平行移動とを行って初期の断層面画像データをマニュアルで決定した後に位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する。

この領域設定部 15 は、先ず、参照画像データである例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 から位置合わせに用いる特徴的な画像データを有する小領域 E_1 の中心を決定するステップと、次に、決定した小領域 E_1 の中心に対して領域サイズを決定するステップと、次に、US 画像データ 19 - 1 に設定した小領域 E_1 との間の画像類似度が最も大きな小領域 E_2 を対象画像データである例えば治療後の US 画像データ 19 - 2 から探索するステップとから成る。

【 0 0 5 5 】

このうち、小領域 E_1 の中心の決定は、上記領域設定部 15 により例えば図 2 に示す US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 との画像類似度に基づいて位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 をそれぞれ自動設定する手法を用いる。この手法では、第 1 の方法であるエントロピーを最大にする正方形領域を検索する方法、又は第 2 の方法である周辺領域との平均値の差に基づく指標を用いる方法を用いる。

例えば治療後の US 画像データ 19 - 2 からの小領域 E_2 の探索は、後述する位置合わせ部 16 で用いる位置合わせアルゴリズムの手法が用いられる。

【 0 0 5 6 】

但し、位置合わせのパラメータが 2 D、つまり X 方向、Y 方向の各回転と各平行移動との 4 つ、さらにせん断方向を含めても高々 6 つであることが異なる。小領域 E_1 の中心の決定については、画像データ中の特徴部分を抽出することが必要であるが、これにはコンピュータビジョンにおける画像特徴点の抽出で用いられる Kitchen-Rosenfeld 作用素、Harris 作用素、SUSAN 作用素を基にしたその変形が有望である。一例として Moravec 作用素を領域に拡大したものを次に示す。得られた特徴画像データの中で最大値をとる画素を候補領域の中心に用いる。

【 0 0 5 7 】

周辺領域との平均値の差に基づく指標を用いる。

画像データ上の点 (x_0, y_0) に対して、一辺の長さ 1 の正方形 $S(x_0, y_0)$ を考える。この正方形 $S(x_0, y_0)$ に隣接する同じ大きさの例えば 8 個の正方形 S_j を考える。J は、1 ~ 8 である。S、 S_j 内の画素値の平均値をそれぞれ μ 、 μ_j とし、次式を算出する。

【 数 5 】

$$\eta(x_0, y_0) = \sum_j |\mu - \mu_j| \quad \dots (5)$$

【 0 0 5 8 】

この算出された値を点 (x_0, y_0) の特徴量とする。このような特徴量の算出を例えば US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データの全ての点について実行し、特徴画像データ $\eta(x, y)$ を求める。この特徴画像データ $\eta(x, y)$ が最大値となる点を位置合わせの小領域 E_1 の中心とする。長さ 1 は経験的に求める。

【 0 0 5 9 】

なお、参考文献として、例えば金澤靖，金谷健一，解説コンピュータビジョンのための

10

20

30

40

50

画像の特徴点の抽出，電子情報通信学会誌Vol.87, No.12, 2004と、[13] L. Kitchen and A. Rosenfeld, "Gray-level corner detection," Pattern Recognit. Lett., vol.1, no.2, pp.95-102, Dec. 1982.と、[19] C. Harris and M. Stephens, "A combined corner and edge detector," Proc. 4th Alvey Vision Conf., pp.147-151, Manchester, U.K., Aug. 1988.と、[2] S. M. Smith and J. M. Brady, "SUSAN|A New Approach to Low Level Image Processing," IJCV, 23(1), pp.45-78 (1997)と、[31] H.P. Moravec, "Towards automatic visual obstacle avoidance," Int. Joint Conf. Art. Intell., Cambridge, MA, USA, p.584, Aug. 1977.とがある。

【 0 0 6 0 】

以上のような位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する領域設定部 15 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データに設定した特徴的な画像データを有する位置合わせ候補の小領域 E_1 との間の特徴量が極値を取る上位の複数の領域を例えば治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データから探索する。そして、領域設定部 15 は、参照画像データ上の小領域 E_1 と対を成す対象画像データ上で探索された複数の領域とのうち各領域の周囲の領域の画像類似度が最も大きくなる小領域 E_2 を探索し、小領域 E_1 と小領域 E_2 とをペア（一対）とする。

10

【 0 0 6 1 】

すなわち、領域設定部 15 は、位置合わせを行う例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データにおいてそれぞれ各特徴画像データを作成した後、これら特徴画像データが極値をとるものの中から大きいものを複数検出し、それらの間の画像類似度を算出して位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を決定する。

20

【 0 0 6 2 】

この領域設定部 15 は、まず、2 枚の 2 次元の画像データにおける特徴画像データを作成するステップと、次に、それぞれの特徴画像データで特徴量が極値を取るものについて上位 N 個を選択するステップと、次に、2 組の候補から 1 つのペアの特徴画像データを選択し、これら特徴画像データの周りの領域について画像類似度を算出し、その最大値をとるものをペアの特徴画像データを小領域 E_1 、 E_2 として決定する。

【 0 0 6 3 】

このようなペアの小領域 E_1 、 E_2 を決定する領域設定部 15 は、1 つのペアの小領域 E_1 、 E_2 を決定するに限らず、複数のペアを選択し、予め設定された拘束条件に基づいて最適なペアを決定する。拘束条件は、例えばペアとして選択した点を結ぶ線分が交差しない、などである。本手法は、画像類似度を判定基準としたランダム投票と考えることが出来る。

30

【 0 0 6 4 】

参考文献としては、例えば M. A. Fischler and R. C. Bolles, "Random sample consensus: A paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography," Commun. ACM, no.24, vol.6, pp.381-395, June 1981.と、P.J. Rousseeuw and A.M. Leroy, Robust Regression and Outlier Detection, Wiley, New York, U.S.A., 1987.とがある。

40

【 0 0 6 5 】

領域設定部 15 は、位置合わせを行なう例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとの 2 つのボリュームデータの画像属性を認識し、この画像属性に応じて位置合わせ領域決定のアルゴリズムを変更する。画像属性の認識は、画像データベース 9 に記憶されている US 画像データ 19 - 1、19 - 2 等の情報から自動的に取得する。画像属性の認識は、医師等のオペレータによるキーボード等の操作部 12 のマニュアル操作を受けて取得する。画像属性の認識は、これら自動的な取得とマニュアル操作を受けての取得との組み合わせで取得する。

【 0 0 6 6 】

画像データの属性情報は、大別して、モダリティや造影の有無などの画像データの生成

50

に関する情報と、位置合わせに用いる解剖学的特徴点に関する情報との2つがある。例えば超音波穿刺による肝癌の治療判定では、最低でも例えば治療前のUS画像データと、治療後のUS画像データ及びUS造影画像データとを比較参照することを要する。このためには、通常のUS画像データ同士、造影US画像データ同士、通常のUS画像データと造影US画像データとの位置合わせが必要になる。これら画像データの組み合わせは、画像データベース9に記憶されている情報から知ることができる。

【0067】

例えば「造影欠損による位置あわせ」という属性情報が既知の場合、領域設定部15は、次のアルゴリズムを使用する。すなわち領域設定部15は、参照画像データから以下の手順で造影欠損に伴う孤立した大きな低濃度領域を検出する。

まず、領域設定部15は、画像データを2値化処理する。このとき、2値化処理の閾値は、例えば文献(大津展之, 判別および最小2乗法に基づく自動しきい値選定法, 電子通信学会論文誌, J63-D-4 (1980-4), 349?356.)に記載されている方法を用いる。

次に、領域設定部15は、例えばClosing処理により大きな閉領域を形成する。次に、領域設定部15は、外周からの探索で周囲を埋める。

次に、領域設定部15は、残った孤立領域に対してラベリング処理を行い、この後、最も大きな孤立領域を決定する。

【0068】

次に、領域設定部15は、孤立領域の重心を持って位置合わせ用の領域、例えば小領域E₁の中心とする。

次に、領域設定部15は、上記同様に、決定した小領域E₁の中心に対して領域サイズを決定し、US画像データ19-1に設定した小領域E₁との間の画像類似度が最も大きな小領域E₂を対象画像データである例えば治療後のUS画像データ19-2から探索する。

【0069】

なお、造影US画像データ同士の場合、造影欠損部位を位置合わせ領域に用いるのが有望である。この場合、例えば図3に示すように造影欠損による位置合わせボタン29をディスプレイ11に表示する。医師等のオペレータは、操作部12のマウス等を操作して第1の位置合わせボタン29をクリックすれば、造影欠損部位を位置合わせ領域に基づいて造影US画像データ同士を位置合わせ可能になる。

【0070】

位置合わせ部16は、領域設定部15により設定された例えば治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データ上の小領域E₁と、治療後のUS画像データ19-2等の対象画像データ上の小領域E₂との間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行う。

この場合、位置合わせ部16は、画像類似度として参照画像データと対象画像データとの間の相互情報量又はエントロピーを推定し、最適化処理を行って相互情報量又はエントロピーの極値に基づいて参照画像データと対象画像データとの相対位置を決定する。そして、位置合わせ部16は、参照画像データと対象画像データとの間の相互情報量を推定する際、参照画像データと対象画像データとに共存しない領域に位置合わせ候補の領域があると、当該領域を除いて相互情報量又はエントロピーを推定する。

【0071】

なお、位置合わせ部16は、例えば図3に示すように第2の位置合わせボタン30をディスプレイ11に表示する。医師等のオペレータが操作部12のマウス等を操作して第2の位置合わせボタン30をクリックすれば、位置合わせ部16は、上記のように画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行う。

【0072】

相互情報量の推定法については、次の通りである。

【0073】

例えば治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データと治療後のUS画像データ

10

20

30

40

50

19 - 2等の対象画像データとの2つのボリウムデータ中に定義された対象領域をそれぞれ $R(x, y, z)$ 、 $F(x, y, z)$ とし、2つの対象領域の同じ位置の画素値から生成される二次元ヒストグラムを $\text{histgram}_{RF}(r, f)$ とする。

【0074】

このとき、対象領域の画素値がとる確率密度関数 $P_R(r)$ 、 $P_F(f)$ 、 $P_{RF}(r, f)$ は、上記定義した二次元ヒストグラム $\text{histgram}_{RF}(r, f)$ から次式により求められる。

【数6】

$$P_{RF}(r, f) = H_{RF}(r, f) / V \quad \dots (6)$$

10

$$P_R(r) = \sum_f P_{RF}(r, f), \quad P_F(f) = \sum_r P_{RF}(r, f) \quad \dots (7)$$

【0075】

但し、 V は、対象領域 $R(x, y, z)$ 、 $F(x, y, z)$ が共に存在する画素位置の総数である。

これらの確率密度関数から、相互情報量 $T(F; R)$ は以下のように定義される。

【数7】

20

$$T(F; R) = \sum_{r, f} P_{RF}(r, f) \log \frac{P_{RF}(r, f)}{P_R(r)P_F(f)} \quad \dots (8)$$

【0076】

ここで、対象画像の座標変換について説明する。対象画像に対して最低、 X 方向、 Y 方向、 Z 方向の回転と平行移動の6つのパラメータ、必要であれば3つのせん断方向も含めた9つのパラメータで座標変換する。この座標変換を α とおくと、座標変換後の対象画像は $\alpha(F)$ により表すことができる。

【0077】

又、位置合わせ最適化の方法について説明すると、上記定義した座標変換後の対象画像 $\alpha(F)$ と対象領域 $R(x, y, z)$ との相互情報量 $T(\alpha(F); R)$ を最大にする α 、つまり、

【数8】

30

$$\alpha^* = \arg \max_{\alpha} T(\alpha(F); R) \quad \dots (9)$$

【0078】

が求めたい座標変換である。

これは解析的に解くことができないので、何らかの最適化手法を用いて解く必要がある。この最適化手法は、例えば downhill / simplex 法や Powell の方法を用いる。

【0079】

40

参考文献としては、例えば F. Maes, "Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information", IEEE Trans. Med. Imag., vol.16, pp. 187-198, Apr. 1997 と、Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, 他著, 円慶寺勝市、奥村晴彦、佐藤俊郎、他訳: C 言語による数値計算のレシピ, pp.295-299, 技術評論社, 東京, (1993) とがある。

【0080】

例えば図6に示すジョイント・ヒストグラムを参照して例えば治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データ R と治療後のUS画像データ19-2等の対象画像データ F とを位置合わせについて概略的に説明する。ジョイント・ヒストグラム J は、参照画像データ R 上の点 $I_R(x, y)$ と、この点 $I_R(x, y)$ と一致する対象画像データ F 上の

50

点 $I_F(x, y)$ とにより作成される。参照画像データ R と対象画像データ F とが位置合わせされてその各画像が一致していると、これら参照画像データ R と対象画像データ F との間の相互情報量 T は、大きくなり、直線 L により表される。従って、参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせすることは、相互情報量 T を大きくし、直線 L により表されるようにすることである。

【0081】

このような位置合わせ部 16 は、対象領域 R 、 F から相互情報量 $T(\alpha(F); R)$ を推定する際に、 R 、 F に含まれるボリュームデータ領域外を除外して推定する。この場合、位置合わせ部 16 は、例えば治療前の US 画像データ 19-1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19-2 等の対象画像データとのジョイント・ヒストグラムを生成するが、このジョイント・ヒストグラムの生成時に、例えば US ラスターデータ元データ等の元データの幾何学的情報と R 、 F の空間情報とから毎回算出してもよい。

【0082】

又、位置合わせ部 16 は、前処理の一部として全体のボリュームデータを予め生成する場合、これとは別に、領域内を 1、領域外をゼロで表した配列を同時に生成してもよい。また、領域外を特定の画素値（例えば 255）に設定し、輝度を 0 ~ 254 により表現してもよい。

すなわち、 CT 画像データや MR 画像データは、画像データの周辺が空気であり、非常に小さい値をとる。これに対して診断に使用する US 画像データは、元のデータがビームデータ又はラスタ化されたデータに関わらず、映像化した患者等の被検体の体内情報の周りの視野外においてゼロとして生成される。ここで、考慮しなければならないのは、 CT 画像データや MR 画像データの周辺における空気の部分の画像データと、 US 画像データにおける視野外に存在する非常に小さい値又はゼロの部分とである。これら CT 画像データや MR 画像データにおける空気の部分の画像データと US 画像データにおける小さい値又はゼロの部分とを位置合わせのデータに含めると、映像化した患者等の被検体の体内情報でない領域外同士を位置合わせしてしまうこととなり、正しい位置合わせができないことが多い。

【0083】

例えば図 7 を参照して例えば治療前の US 画像データ 19-1 等の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19-2 等の対象画像データ F とを位置合わせする場合について概略的に説明する。参照画像データ R は、本来のボリュームデータ R_a と、このボリュームデータ R_a の領域外（視野外） R_b とから成る。対象画像データ F も本来のボリュームデータ F_a と、このボリュームデータ F_a の領域外（視野外） F_b とから成る。これら参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせは、例えば各領域 S_a 、 S_b との間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせする。

このとき、領域 S_a 内におけるボリュームデータ R の領域外 R_b と、領域 S_b 内におけるボリュームデータ F の領域外 F_b とは、除外される、すなわち視野外処理される。そして、各領域外 R_b 、 F_b の除外された各領域 S_a 、 S_b との間の画像類似度が求められ、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データ R と対象画像データ F とが位置合わせされる。このように視野外処理されると、図 6 に示すように参照画像データ R の本来のボリュームデータ R_a と対象画像データ F の本来のボリュームデータ F_a とが一致する。これに対して視野外処理が無いと、同図に示すように参照画像データ R の本来のボリュームデータ R_a と対象画像データ F の本来のボリュームデータ F_a とは位置合わせされない。

【0084】

位置合わせ部 16 は、参照画像データ R における本来の画像データ外の第 1 のサイズと対象画像データ F とにおける本来の画像データ外の第 2 のサイズとを比較し、第 1 のサイズが第 2 のサイズよりも大きければ、参照画像データと対象画像データとを入れ替えて相互情報量 $T(\alpha(F); R)$ 、又は参照画像データ R のエントロピー $H(R)$ 、対象画像

データのエントロピー $H(F)$ を推定する。

【0085】

すなわち、一般に、超音波診断装置により生成された三次元ボリュームデータである US 画像データは、CT 画像データや MR 画像データと異なり、四角錐状の空間領域を占める。このような US 画像データ同士の相対位置関係を調べるとき、2 つの US 画像データに共通な空間領域が相対位置関係により変化することにより対象となるボクセル数が変化する。このため対象となる母数が変化する。

【0086】

特に、対象画像が本来の US 画像データの領域外（小さい値又はゼロの部分）付近にあるとき、確率密度分布が同じの場合、領域が小さい方がヒストグラムがスパースになり、結果として相互情報量 $T(\alpha(F); R)$ が大きくなる。

対象画像データが領域外付近にあるときは、最適化により領域外に移動してしまい正しい極値に収束しない場合が多い。しかるに、周りに領域外のデータが存在する可能性の低い方、移動対象である対象画像データに切り替えるのが適切である。

【0087】

位置合わせ部 16 は、最適化が終了した時点で、表示部 17 に対して位置合わせ結果を表示する指令を送出する。

位置合わせ部 16 は、位置合わせ結果に満足が行かない場合、初期設定画像に戻る（UNDO 機能）。この場合、位置合わせ部 16 は、例えば図 3 に示すようにやり直しスイッチ 31 をディスプレイ 11 に表示する。医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を操作してやり直しスイッチ 31 をクリックすれば、位置合わせ部 16 は、初期設定画像に戻る。

位置合わせ部 16 は、位置合わせ結果から再度位置合わせを行うことを可能とする。

【0088】

位置合わせ部 16 は、上記のように例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ上の小領域 E_1 と、治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ上の小領域 E_2 との間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行う場合、位置合わせが大きくずれているときの画像類似度の基準と最適化が終了した時点での画像類似度の基準との比が経験的に得られている値より著しく小さいと、局所解に陥っているものとして判断し、この状態を初期値として再度最適化を行う。

【0089】

一般に、最適化は、画像類似度の基準の向上をそれ以上望めなくなった時点で終了とする。ところが、この終了時点で局所解に陥っている可能性がある。当然のことながら、このときの画像類似度基準は最適解のそれよりも小さく、大きく位置がずれているときの画像類似度基準との比を、経験的にわかっている最適解時のそれと比較することで判定することができる。もし、局所解に陥っていると判断した場合、その位置より、パラメータを少し変更して最適化を再度実行することで最適解に収束することが期待できる。パラメータの変更は、例えば downhill・simplex 法の場合であれば、初期設定するシンプレックスの位置を前回より大きくするなどに対応する。

【0090】

位置合わせ部 16 は、上記最適化を開始する前に、参照画像データ上に設定した初期位置の周りの複数の位置について画像類似度を算出し、より良い初期位置を探索した後、最適化を実行する。この最適化を開始する前の処理を行うには、位置合わせ部 16 は、例えば図 3 に示すように第 3 の位置合わせスイッチ 32 をディスプレイ 11 に表示する。医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を操作して第 3 の位置合わせスイッチ 32 をクリックすれば、位置合わせ部 16 は、最適化を開始する前の処理を行う。

【0091】

例えば 1 回の患者等の被検体に対する検査中に連続して収集した US 画像データ等の複数のボリュームデータの場合、これらボリュームデータ間の相対位置はさほど変化してい

10

20

30

40

50

ないことが期待できる。これに対して撮影日時の異なる画像データや、異なるモダリティの画像データ間では、撮像される患者等の被検体の体位に大きな違いがあるのが一般的である。この場合、最適化が成功する範囲（キャプチャーレンジ）を外れて、初期位置が設定される場合がある。

【 0 0 9 2 】

これを解決するために、最適化を開始する前に、参照画像データ上に設定した初期位置の周りでより良い初期位置をラフに探索することによりキャプチャーレンジ内に絞り込む。例えば、三軸の回転と三軸の平行移動の都合例えば6個のパラメータに関し位置合わせを行う場合、一定間隔毎に、例えば回転については±30度の範囲を10度毎、平行移動であれば±30ピクセルの範囲を10ピクセル毎に、都合、例えば7^6個の仮の初期位置画像を作成し、参照画像データとの画像類似度を計算し、最も類似度の高い位置を初期位置とする。これは特に、平行移動に対して顕著に起きる。回転に関しては、少なくとも領域のオーバーラップが変化しないのに対し、平行移動ではオーバーラップする量が変わることに着目している。

10

【 0 0 9 3 】

位置合わせ部16は、参照画像データの上に設定された1つの基本領域と複数の補助領域について、対象画像データ上の対応する領域との間の画像類似度をそれぞれ算出し、それらを統合した指標で位置合わせを行う。統合手法としては、指標の積と、重み付き和とがある。

20

【 0 0 9 4 】

参照画像データに設定された基本領域を R_B 、複数の補助領域を R_i とする。 i は、1~ n である。対象画像データ上に設定された1つの領域を基本領域に対応する領域 F_B とする。この領域 F_B の位置を基準にして F_i を決定する。これらの領域間で画像類似度指標 $T_B(F_B; R_B)$ 、 $T_i(F_i; R_i)$ ： $i = 1 \sim n$ を算出する。これらから統合された各指標 T 、 T を作成する。

【 数 9 】

$$T = T_B \cdot \prod_i T_i, \quad \dots (10)$$

$$T = \omega_B T_B + \sum_i \omega_i \cdot T_i \quad \dots (11)$$

30

【 0 0 9 5 】

参考文献としては、例えばJ.P.W.Pluim, J.B.A.Maintz, M.A.Viergever, “Image Registration by Maximization of Combined Mutual Information and Gradient Information”, IEEE Trans. Med. Imag., vol.19, pp. 809-814, August 2000がある。

【 0 0 9 6 】

このような位置合わせ部16は、統合した指標で位置合わせを行うとき、基本領域のみを用いて位置合わせを行い、ある程度収束した時点で統合した指標を用いる。これは、補助領域の初期位置はずれている確率が高いことによる。

40

【 0 0 9 7 】

位置合わせ部16は、参照画像データ R と対象画像データ F との間、例えば治療前のUS画像データ19-1等の参照画像データ R と治療後のUS画像データ19-2等の対象画像データ F との間の相互情報量 T を推定する際、参照画像データ R と対象画像データ F とで重ならない領域が生じると、この重ならない領域のサイズに応じて相互情報量 T を補正する。この場合、位置合わせ部16は、次式(12)に示すように参照画像データ R のエントロピー $H(R)$ と、対象画像データのエントロピー $H(F)$ と、参照画像データ R と対象画像データ F とに基づいて生成されるジョイント・ヒストグラムのエントロピー $H(R, F)$ とに基づいて相互情報量 T を求め、かつこの相互情報量 T においてジョイント・ヒストグラム J のエントロピー $H(R, F)$ に対して重ならない領域のサイズに応じた

50

補正 M を行う。

$$T = H(R) + H(F) - H(R, F, M) \quad \dots (12)$$

すなわち、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F とは、手術前と手術後とにおいて患部等の被検体に超音波プローブを当てて超音波画像を取得する場合、被検体の体位の状態、例えば体位を横方向にしたときのねじれの度合いを同一にすることが難しく、かつ超音波プローブを被検体に当てる方向も同一にすることが難しいことから図 8 に示すように参照画像データ R と対象画像データ F とで位置合わせしても重ならない領域 G が生じる。

【0098】

これにより、重ならない領域 G が生じて位置合わせされた参照画像データ R と対象画像データ F との間で位置の重なり合う画素数は、参照画像データ R と対象画像データ F とが完全に一致した場合の画素数よりも減少する。参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせするときには、例えば図 6 に示すようなジョイント・ヒストグラム J を生成するが、参照画像データ R と対象画像データ F との間で位置の重なり合う画素数が減少することは、ジョイント・ヒストグラム J を生成するときのサンプル数（参照画像データ R と対象画像データ F との間で位置の重なり合う画素数）が減少することになる。そうすると、サンプル数の減少によりジョイント・ヒストグラム J のエントロピー $H(R, F)$ は小さくなる。

【0099】

参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせするには、参照画像データ R と対象画像データ F との間の相互情報量 T を大きくすることである。しかしながら、図 8 に示すように参照画像データ R と対象画像データ F とで位置合わせしても重ならない領域 G が生じ、これら参照画像データ R と対象画像データ F との間で位置の重なり合う画素数が減少すると、相互情報量 T が小さくなる方向に推移する。このため、参照画像データ R と対象画像データ F とが位置合わせされない方向に推移してしまう。

【0100】

しかるに、相互情報量 T においてジョイント・ヒストグラム J のエントロピー $H(R, F)$ に対して重ならない領域のサイズに応じた補正 M を行う。これにより、参照画像データ R と対象画像データ F とで位置合わせしても重ならない領域 G が生じて、参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせできる。

【0101】

表示部 17 は、位置合わせ部 16 により位置合わせした例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとの 2 つのボリュームデータをディスプレイ 11 に表示する。ディスプレイ 11 に表示される US 画像データ 19 - 1 や US 画像データ 19 - 2 等は、患者等の被検体の断面画像データ又は 3 次元の断面画像データである。この表示部 17 は、位置合わせ部 16 により位置合わせした例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとを少なくとも回転、平行移動を同期して行ってディスプレイ 11 に表示する。

【0102】

表示部 17 は、個別に位置合わせを行った複数組の画像データ、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 との 2 つのボリュームデータの位置合わせの結果や、治療前の X 線 CT 画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 との位置合わせの結果、治療後の US 画像データ 19 - 2 と US 造影画像データとの位置合わせの結果等に基づいて、これら画像データに含まれる全てのボリュームデータの相対位置を統合して求める。

【0103】

例えば、4 種類のボリュームデータ A, B, C, D を用いて位置合わせ、例えばボリュームデータ A と B、ボリュームデータ B と C、ボリュームデータ C と D の各位置合わせをそれぞれ行い、これらの座標変換 α_{AB} 、 α_{BC} 、 α_{CD} が得られたとする。表示部 17

は、これら 3 つの座標変換 α_{AB} 、 α_{BC} 、 α_{CD} が得られた時点で、これら座標変換 α_{AB} 、 α_{BC} 、 α_{CD} を用いて座標変換 α_{AC} 、 α_{AD} を算出する。これによりボリュームデータ A を基準としたボリュームデータ B、C、D の統合的な位置合わせができる。

このようなボリュームデータ B、C、D 等の統合的な位置合わせを行うには、表示部 17 は、例えば図 3 に示すように位置合わせ統合スイッチ 33 をディスプレイ 11 に表示する。医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を使用して位置合わせ統合スイッチ 33 をクリックすれば、表示部 17 は、ボリュームデータ B、C、D 等の統合的な位置合わせを行う。

【0104】

表示部 17 は、統合した N 個のボリュームデータにおいて X 方向、Y 方向、Z 方向の回転と平行移動による断面位置や 3 次元視線方向の変更を同期して行なう。この場合、表示部 17 は、同期して表示している断面位置の変更を行なうためのボリュームデータの取捨選択を行う。

表示部 17 は、ディスプレイ 11 に表示される位置合わせ後の複数の断面画像上、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 との各断面画像上に例えば格子状のスケールを表示する。図 9 は例えば US 画像データ 19 - 1 と US 画像データ 19 - 2 との各断面画像上に格子状のスケール 34 を表示した一例を示す。

【0105】

表示部 17 は、ディスプレイ 11 に表示される位置合わせ後の複数の断面画像上、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 上の点と、この点に対応する治療後の US 画像データ 19 - 2 上の点とにそれぞれカーソルを表示する。図 10 は例えば US 画像データ 19 - 1 と US 画像データ 19 - 2 との各断面画像上の対応する各点に例えば「+」形状の各カーソル 35 a、35 b を表示した一例を示す。

表示部 17 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 上の点に対応する治療後の US 画像データ 19 - 2 上の点を表示するのに「+」形状の各カーソル 35 a、35 b に限らず、例えば線分、矩形又は円等に形成されたカーソル等を表示してもよい。

【0106】

表示部 17 は、位置合わせ後の複数の画像データ、例えば複数の参照画像データと複数の対象画像データと各断面画像データからそれぞれ 1 枚を選択し、一方の画像データ上に他方画像データを重ねて表示する。表示部 17 は、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ上に治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データを重ね合わせて表示する。重ね合わせの処理は、可変な閾値を用いて例えば対象画像データにおける閾値以上の部分を抽出し、この抽出した画像データを参照画像データ上に色を変えて透過的に重ねる。又、重ね合わせの処理は、可変な閾値を用いて例えば対象画像データから欠損部分等の輪郭領域のデータを抽出し、この抽出した欠損部分等の輪郭領域データを参照画像データ上に重ねる。重ね合わせた結果は、断面位置の変更に追従して変化する。

【0107】

表示部 17 は、位置合わせ後の複数の断面画像データ、例えば複数の参照画像データと複数の対象画像データと各断面画像データ、特に X 線 CT 画像データ、US 画像データ等のうち各視野を比較した場合、一方の視野が他方の視野よりも大きな 2 枚の画像データを選択し、視野が大きな画像データ、例えば X 線 CT 画像データに視野の小さな画像データが占める視野輪郭を表示する。

【0108】

表示部 17 は、同一条件で撮影された視野の異なる複数のボリュームデータ、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 と治療後の US 画像データ 19 - 2 とを仮想的に 1 つのボリュームデータとみなし、X 方向、Y 方向、Z 方向の回転と平行移動による断面位置変更に応じて 1 つのウィンドウ中に合成して表示する。図 11 は US 画像データ 19 - 1 と US 画像データ 19 - 2 とを合成した表示例を示す。ある座標の画素値の候補として複数の候補がある場合には、1 つのボリュームデータの画素を選ぶ、又は平均値などコンパウンドする。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 9 】

この場合、表示部 17 は、複数の画像データ間の境界領域、例えば U S 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとの境界領域 36 を検出し、この境界領域 36 の画素値を複数のボリュームデータ、例えば U S 画像データ 19 - 1 と U S 画像データ 19 - 2 とから決定する。そして、表示部 17 は、例えば、参照画像データを使用する領域、対象画像データを使用する領域、その境界領域を決定し、境界領域ではそれぞれの領域に近いほど大きな重みで 2 つの画像データ間を補間する。これにより、複数の画像データ間の境界領域、例えば U S 画像データ 19 - 1 と U S 画像データ 19 - 2 と境界領域 36 である継ぎ目が目立たなくなる。

【 0 1 1 0 】

参考文献としては、例えば A.H.Gee, G.M.Treece, R.W.Prager, C.j.C.Cash and L.Berman, "Rapid Registration for Wide Field of View Freehand Three-Dimensional Ultrasound", IEEE Trans. Med. Imag., vol.22, pp. 1344-1357, November 2003 と、G.Xiao, J.M.Brady, J.A.Noble, M.Burcher, and R.English, "Non-rigid Registration of 3D-Free-Hand Ultrasound Images of the Breast", IEEE Trans. Med. Imag., vol.21, pp. 405-412, April 2002 とがある。

【 0 1 1 1 】

画像保存部 18 は、位置合わせされた複数の画像データ、例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとを画像データベース 9 に保存する。このとき、画像保存部 18 は、複数の画像データの保存と共に、これら画像データのデータ名、ミラーやリバースの有無、統合画素サイズ、画像サイズ基準データ名、ボリュームデータ相対位置情報等を画像データベース 9 に保存する。画像保存部 18 は、例えば図 3 に示すように画像保存ボタン 37 をディスプレイ 11 に表示する。医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を操作して画像保存ボタン 37 をクリックすれば、画像保存部 18 は、位置合わせされた複数の画像データ画像データベース 9 に保存する。

【 0 1 1 2 】

画像保存部 18 は、画像データベース 9 に保存されている位置合わせされた複数の画像データ、例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとを読み出し、これら参照画像データと対象画像データとに対してミラーやリバース、画素サイズ調整等の必要な処理を実行し、保存時の相対位置を再現する。画像保存部 18 は、例えば図 3 に示すように再現ボタン 38 をディスプレイ 11 に表示する。医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を操作して再現ボタン 38 をクリックすれば、画像保存部 18 は、参照画像データと対象画像データとに対してミラーやリバース、画素サイズ調整等の必要な処理を実行し、保存時の相対位置を再現する。

画像保存部 18 は、位置合わせした例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の複数のボリュームデータを仮想的な 1 つのボリュームとして保存・再生する。

【 0 1 1 3 】

次に、上記の如く構成された装置による画像データの位置合わせ動作について説明する。

画像位置合わせ装置 1 は、ネットワーク 2 を介して複数のモダリティ、例えば U S 診断装置 3、X 線 CT 装置 4、MR 装置 5 等からそれぞれ U S 画像データ等の複数の画像データを取り込み、これら画像データを画像データベース 9 に記憶する。

例えば超音波穿刺による肝癌の治療判定では、最低でも例えば治療前の U S 画像データと、治療後の U S 画像データ及び U S 造影画像データとを比較参照することを要する。このうち治療前の U S 画像データと治療後の U S 画像データとでは、それぞれ撮影したときの患者等の被検体の体位の違いや、造影の有無の相違があり、さらには治療や病状の進行による被検体の形態そのものの変化がある。これらの要因により治療前と治療後との各 U

10

20

30

40

50

S 画像データを空間的位置合わせすることが必要になる。なお、治療前の U S 画像データと治療後の U S 造影画像データ、又は他のモダリティの X 線 C T 画像データとを比較参照するときもこれら画像データ間を空間的位置合わせすることが必要になる。

【 0 1 1 4 】

医師等のオペレータが操作部 1 2 のマウス等を操作することにより読み出される画像データが指示されると、データ読出部 1 3 は、例えば画像データベース 9 に記憶されている各モダリティの画像データから例えば患者等の被検体における肝臓の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と、肝臓の治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とを読み出す。これら U S 画像データ 1 9 - 1、1 9 - 2 は、例えば肝臓の断面画像である。これら治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とは、図 2 に示すように表示部 1 7 によってディスプレイ 1 1 に表示される。

10

【 0 1 1 5 】

次に、データ属性変更部 1 4 は、データ読出部 1 3 により読み出された治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とに対して少なくとも回転、平行移動に関する属性を変更してディスプレイ 1 1 に表示する。これら治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 との回転、平行移動等は、例えば医師等のオペレータが操作部 1 2 のマウス等を操作することにより指示される。なお、例えば医師等のオペレータが操作部 1 2 のマウス等を操作することによりデータ属性変更部 1 4 は、治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とにおける輝度値を調整したり、画素サイズを合わせたり、空間的な向き・方向を変更したりする。

20

【 0 1 1 6 】

次に、治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とにおいて例えば図 4 に示すように位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の設定がマニュアル操作又は自動的により行われる。

先ず、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のマニュアル設定について説明する。

領域設定部 1 5 は、医師等のオペレータによる操作部 1 2 へのマニュアル操作を受け、このマニュアル操作に従って位置合わせを行う一組の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とをディスプレイ 1 1 上に表示し、これら一組の治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 とをディスプレイ 1 1 上でそれぞれ X 方向、Y 方向、Z 方向を中心軸として回転させ、又 X 方向、Y 方向、Z 方向にそれぞれ平行移動させて初期設定する。

30

【 0 1 1 7 】

U S 画像データは、患者等の被検体の解剖学的制約により制限される撮影方向から撮影されることが多い。例えば、肝臓癌の診断の場合、U S 画像データは、例えば肋弓下や肋間などの特定の撮影方向から撮影されることが多い。従って、これら特定の撮影方向の体軸に垂直な座標系への相対位置が予めプリセットされて登録されている。例えば肋弓下や肋間などの特定の撮影方向から撮影するときの撮影方向がプリセットされている。このような場合、例えば図 3 に示すようにディスプレイ 1 1 上に表示されているプリセット用ボタン 2 8 を医師等のオペレータが操作部 1 2 のマウスをクリック操作すれば、領域設定部 1 5 は、プリセットされている撮影方向に治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 との各撮影方向を 1 回の処理で所定の位置ずれ範囲内の大まかな位置に揃えることができる。

40

【 0 1 1 8 】

又、領域設定部 1 5 は、治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 と治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 との各画像表示モードを例えば通常の M P R 表示、厚み付き最大値表示、厚み付き最小値表示、厚み付き M P R 表示、又はボリュームレンダリング表示に切り替えることができる。

【 0 1 1 9 】

次に、領域設定部 1 5 は、医師等のオペレータによる操作部 1 2 のマウスに対するクリック操作を受け、初期設定した参照画像データと対象画像データ、例えば図 4 に示す治療

50

前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との各画像データ上に、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を設定する。いわゆる医師等のオペレータによるマニュアル操作によって位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の設定ができる。この領域設定部15は、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 は、例えば図5に示すように矩形の境界を実線「□」により表示し、この矩形中心をクロス「+」により表示する。これら位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の設定されるところは、例えば解剖学的に特徴的な形態を有するところである。

【0120】

なお、領域設定部15は、医師等のオペレータによる操作部12に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズが例えば患者等の被検体の実寸で常に一定になるように対象画像データの画素サイズに応じて各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを調整する。領域設定部15は、医師等のオペレータによる操作部12に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の位置を移動しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 のサイズをマニュアルにより変更する。領域設定部15は、医師等のオペレータによる操作部12に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを変更しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 の位置を変更する。

10

【0121】

一方、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の自動設定について説明する。

領域設定部15は、参照画像データと対象画像データ、例えば図2に示すUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との画像類似度に基づいて位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 をそれぞれ自動設定する。位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の自動設定には、上記のようにエントロピーを最大にする正方形領域を検索する第1の方法、又は周辺領域との平均値の差に基づく指標を用いる第2の方法である。

20

【0122】

この領域設定部15は、例えば次の手法により位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する。この領域設定部15は、位置合わせを行う一組の例えば図2に示すUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とについて、それぞれX方向、Y方向、Z方向の回転と平行移動とを行って初期の断層面画像データをマニュアルで決定した後、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を自動設定する。この場合、領域設定部15は、先ず、治療前のUS画像データ19-1から位置合わせに用いる特徴的な画像データを有する小領域 E_1 の中心を決定する。次に、領域設定部15は、決定した小領域 E_1 の中心に対して領域サイズを決定する。次に、領域設定部15は、US画像データ19-1に設定した小領域 E_1 との間の画像類似度が最も大きな小領域 E_2 を例えば治療後のUS画像データ19-2から探索する。

30

【0123】

このうち、小領域 E_1 の中心の決定は、上記領域設定部15により例えば図2に示すUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との画像類似度に基づいて位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 をそれぞれ自動設定する手法を用いる。この手法は、第1の方法であるエントロピーを最大にする正方形領域を検索する方法、又は第2の方法である周辺領域との平均値の差に基づく指標を用いる方法を用いる。

40

【0124】

次に、位置合わせ部16は、領域設定部15により設定された例えば治療前のUS画像データ19-1上の小領域 E_1 と、治療後のUS画像データ19-2上の小領域 E_2 との間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データと対象画像データとの位置合わせを行う。この場合、位置合わせ部16は、画像類似度として治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との間の相互情報量Tを推定し、最適化処理を行って相互情報量Tの極値に基づいて治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との相対位置を決定する。

【0125】

例えば図6に示すジョイント・ヒストグラムを参照して例えば治療前のUS画像データ

50

19-1の参照画像データRと治療後のUS画像データ19-2の対象画像データFとを位置合わせについて説明すると、このジョイント・ヒストグラムJは、参照画像データR上の点 $I_R(x, y)$ と、この点 $I_R(x, y)$ と一致する対象画像データF上の点 $I_F(x, y)$ とにより作成される。参照画像データRと対象画像データFとが位置合わせされてその各画像が一致していると、これら参照画像データRと対象画像データFとの間の相互情報量Tは、大きくなり、直線Lにより表される。従って、参照画像データRと対象画像データFとを位置合わせすることは、相互情報量Tを大きくし、直線Lにより表されるようにすることである。

【0126】

そして、位置合わせ部16は、治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との間の相互情報量Tを推定する際、治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とに共存しない領域に位置合わせ候補の領域があると、当該領域を除いて相互情報量T推定する。なお、相互情報量Tの推定法については、上記の説明通りである。例えば図7に示すように参照画像データRと対象画像データFとを位置合わせは、例えば各領域Sa、Sbとの間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データRと対象画像データFとを位置合わせするとき、領域Sa内におけるボリュームデータRの領域外Rbと、領域Sb内におけるボリュームデータFの領域外Fbとは、除外される。そして、各領域外Rb、Fbの除外された各領域Sa、Sbとの間の画像類似度が求められ、この画像類似度が最も大きくなるように参照画像データRと対象画像データFとが位置合わせされる。

この結果、位置合わせ部16は、治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との相対位置を決定すると、例えば図12に示すように参照画像データである治療前のUS画像データ19-1を移動させず、治療後のUS画像データ19-2を例えば各移動方向 f_1 、 f_2 にそれぞれ平行移動し、かつ回転方向 f_3 方向に回転させる。これにより、位置合わせ部16は、例えば図9に示すように治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とを位置合わせする。この位置合わせ部16は、最適化が終了した時点で、表示部17に対して位置合わせ結果を表示する指令を送出する。

【0127】

次に、表示部17は、位置合わせ部16により位置合わせした例えば治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との2つのボリュームデータをディスプレイ11に表示する。この表示部17は、ディスプレイ11に表示される位置合わせ後の複数の断面画像上、例えば図9に示すように治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2との各断面画像上に例えば格子状のスケール34を表示する。又、表示部17は、ディスプレイ11に表示される例えば治療前のUS画像データ19-1上の点と、この点に対応する治療後のUS画像データ19-2上の点とにそれぞれ例えば図10に示すように「+」形状の各カーソル35a、35bを表示する。又、表示部17は、図11に示すようにUS画像データ19-1とUS画像データ19-2とを合成して表示する。この場合、表示部17は、US画像データ19-1とUS画像データ19-2との境界領域36を検出し、この境界領域36の画素値を複数のボリュームデータ、例えばUS画像データ19-1とUS画像データ19-2とから決定し、境界領域36においてそれぞれの領域に近いほど大きな重みで2つのUS画像データ19-1とUS画像データ19-2との間を補間する。

【0128】

次に、画像保存部18は、例えば治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とを画像データベース9に保存する。このとき、画像保存部18は、これら治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とを画像データベース9に保存すると共に、これら治療前のUS画像データ19-1と治療後のUS画像データ19-2とのデータ名、ミラーやリバースの有無、統合画素サイズ、画像サイズ基準データ名、ボリュームデータ相対位置情報等を画像データベース9に保存する。なお、画

像データの保存は、例えば図 3 に示すようにディスプレイ 11 に表示されている画像保存ボタン 37 を医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等をクリック操作することにより行われる。

【0129】

医師等のオペレータが操作部 12 のマウス等を操作して再現ボタン 38 をクリックすると、画像保存部 18 は、画像データベース 9 に保存されている位置合わせされた複数の画像データ、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データと治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データとを読み出し、これら参照画像データと対象画像データとに対してミラーやリバース、画素サイズ調整等の必要な処理を実行し、保存時の相対位置を再現する。

10

【0130】

一方、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F とは、手術前と手術後とにおいて患部等の被検体に超音波プローブを当てて超音波画像を取得する場合、被検体の体位の状態、例えば体位を横方向にしたときのねじれの度合いを同一にすることが難しく、かつ超音波プローブを被検体に当てる方向も同一にすることが難しいことから図 8 に示すように参照画像データ R と対象画像データ F とで位置合わせしても重ならない領域 G が生じる。

【0131】

この場合、位置合わせ部 16 は、参照画像データ R と対象画像データ F との間、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F との間の相互情報量 T を推定する際、参照画像データ R と対象画像データ F とで重ならない領域が生じると、この重ならない領域のサイズに応じて相互情報量 T を補正する。このとき、位置合わせ部 16 は、上記式 (12) を算出して参照画像データ R と対象画像データ F との相互情報量 T を求め、この相互情報量 T においてジョイント・ヒストグラム J のエントロピー $H(R, F)$ に対して重ならない領域のサイズに応じた補正 M を行う。これにより、参照画像データ R と対象画像データ F とで位置合わせしても重ならない領域 G が生じて、参照画像データ R と対象画像データ F とを位置合わせできる。

20

【0132】

このように上記一実施の形態によれば、例えば治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F とにおいて解剖学的に特徴的な画像を有するところに位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を設定し、これら小領域 E_1 、 E_2 間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように治療前の US 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ R と治療後の US 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F との位置合わせを行う。これにより、US 画像データ同士や US 画像データと他のモダリティの画像データとの位置合わせが短時間で正確にできる。

30

【0133】

例えば超音波穿刺による肝臓の治療判定では、最低でも例えば治療前の US 画像データと、治療後の US 画像データ及び US 造影画像データとを比較参照することを要する。このうち治療前の US 画像データと治療後の US 画像データとでは、それぞれ撮影したときの患者等の被検体の体位の違いや、造影の有無の相違があり、さらには治療や病状の進行による被検体の形態そのものの変化がある。これらの要因により治療前と治療後との各 US 画像データを空間的位置合わせすることが必要になる。なお、治療前の US 画像データと治療後の US 造影画像データ、又は他のモダリティの X 線 CT 画像データとを比較参照するときもこれら画像データ間を空間的位置合わせすることが必要になる。このような US 画像データ同士や US 画像データと他のモダリティの画像データ、例えば X 線 CT 画像データとの位置合わせでも短時間で正確にできる。

40

【0134】

しかるに、US 診断装置 3、X 線 CT 装置 4、MR 装置 5 等のマルチモダリティで利用ができる。

50

又、領域設定部 15 により治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 とをディスプレイ 11 上でそれぞれ X 方向、Y 方向、Z 方向を中心軸として回転させ、又 X 方向、Y 方向、Z 方向にそれぞれ平行移動させて初期設定するので、厳密な初期位置設定が不要である。

患部等の被検体に体位の捩れ等により変形により、画像データ中に消失があってもよく、又、数多くの画像データの位置合わせする際に全てに共通な特徴部分を必要としない。

【0135】

位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 間の画像類似度を求め、この画像類似度が最も大きくなるように治療前の U S 画像データ 19 - 1 等の参照画像データ R と治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ F とを位置合わせするので、このときの CPU 等の主制御部 6 による演算処理は、各小領域 E_1 、 E_2 内の少ないデータだけでよく、処理速度を大幅に改善できる。すなわち、治療前の U S 画像データ 19 - 1 及び治療後の U S 画像データ 19 - 2 の全体のデータを演算処理しないので、処理速度を高速化できる。例えば、参照画像データ R 上に指定された位置を中心に、経験的に予め決めておいた解剖学的な特徴を反映する小さな小領域 E_1 、例えば、肝臓の血管の場合であれば、例えば一辺 2 cm 程度の立方体、ボクセルの大きさが 0.5 mm^3 であれば $40 \times 40 \times 40$ ボクセルの領域を設定し、これを基準画像として用いる。なお、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 を小さな領域に設定するので、位置合わせに用いる空間的な変換は剛体変形と仮定できる。

【0136】

医師等のオペレータは、マニュアルにより操作部 12 のマウスをクリック操作等することにより、例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 とにおいて同一の解剖学的特徴点を有する小領域 E_1 、 E_2 が認められる断面画像データをラフに選択できる。

さらに、領域設定部 15 は、例えば図 2 に示す治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 との画像類似度に基づいて解剖学的同一点である位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 をそれぞれ自動設定できる。

【0137】

領域設定部 15 は、医師等のオペレータによる操作部 12 に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズが例えば患者等の被検体の実寸で常に一定になるように対象画像データの画素サイズに応じて各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを調整できる。又、領域設定部 15 は、医師等のオペレータによる操作部 12 に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 の位置を移動しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 のサイズをマニュアルにより変更できる。領域設定部 15 は、医師等のオペレータによる操作部 12 に対する操作を受け、位置合わせ候補の各小領域 E_1 、 E_2 のサイズを変更しないで、これら小領域 E_1 、 E_2 の位置を変更できる。

【0138】

探索を始める前に初期位置の周りを適当な間隔でしらみつぶしに調べ、画像類似度が最大になる位置を初期位置として最適化するオプションを持つ。これにより、位置合わせを行う 2 つの三次元画像データ、例えば治療前の U S 画像データ 19 - 1 と治療後の U S 画像データ 19 - 2 との相対差が比較的大きな場合を考慮して、治療後の U S 画像データ 19 - 2 等の対象画像データ上に指定された位置を中心に、その位置合わせパラメータ、例えば三軸の回転と三軸の平行移動の都合 6 個のパラメータに関し、限定した範囲について、例えば回転については ± 30 度の範囲を 10 度ごと、平行移動であれば ± 30 ピクセルの範囲を 10 ピクセルごとに、参照画像データと対象画像データとの間の画像類似度を計算する。このような場合、例えば 7^6 個の探索を行い、最も類似度の高い相対位置を初期値とする。小さな比較領域が持つ平行移動量の変位に対して不利な点を、初期位置の周りでラフに探索することによりキャプチャレンジ内に絞り込むことが出来る。

【0139】

画像保存部 18 は、位置合わせされた複数の画像データ、例えば治療前の U S 画像デー

タ 1 9 - 1 等の参照画像データと治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 等の対象画像データとを画像データベース 9 に保存する。このとき、画像保存部 1 8 は、複数の画像データの保存と共に、これら画像データのデータ名、ミラーやリバースの有無、統合画素サイズ、画像サイズ基準データ名、ポリウムデータ相対位置情報等を画像データベース 9 に保存する。この状態で、医師等のオペレータが操作部 1 2 のマウス等を操作して再現ボタン 3 8 をクリックすると、画像保存部 1 8 は、画像データベース 9 に保存されている位置合わせされた複数の画像データ、例えば治療前の U S 画像データ 1 9 - 1 等の参照画像データと治療後の U S 画像データ 1 9 - 2 等の対象画像データとを読み出し、これら参照画像データと対象画像データとに対してミラーやリバース、画素サイズ調整等の必要な処理を実行し、保存時の相対位置を再現できる。

10

【 0 1 4 0 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 4 1 】

【 図 1 】 本発明に係る画像位置合わせ装置の一実施の形態を示すブロック構成図。

【 図 2 】 同装置におけるディスプレイに表示された治療前後の各 U S 画像データを示す図。

20

【 図 3 】 同装置におけるディスプレイに表示された治療前と治療後の各 U S 画像データと治療前の X 線 C T 画像データと U S 造影画像データとの表示例を示す図。

【 図 4 】 同装置におけるディスプレイに表示された治療前と治療後の各 U S 画像データに設定された位置合わせ候補の各領域を示す図。

【 図 5 】 同装置における領域設定部により設定される位置合わせ候補の小領域の形状の一例を示す図。

【 図 6 】 同装置における位置合わせ部による参照画像データと対象画像データとの位置合わせに用いるジョイント・ヒストグラムを示す図。

【 図 7 】 同装置における位置合わせ部による視野外が存在する参照画像データと対象画像データとの位置合わせを示す概念図。

30

【 図 8 】 同装置における位置合わせ部による参照画像データと対象画像データとで重ならない領域が生じたときの位置合わせを示す図。

【 図 9 】 同装置における表示部によりスケールを表示した U S 画像データ一例を示す図。

【 図 1 0 】 同装置における表示部によりカーソルを表示した U S 画像データ一例を示す図。

【 図 1 1 】 同装置における表示部により各 U S 画像データを合成した表示例を示す図。

【 図 1 2 】 同装置における位置合わせ部による治療前の U S 画像データと治療後の U S 画像データとの位置合わせ動作を示す図。

【 符号の説明 】

40

【 0 1 4 2 】

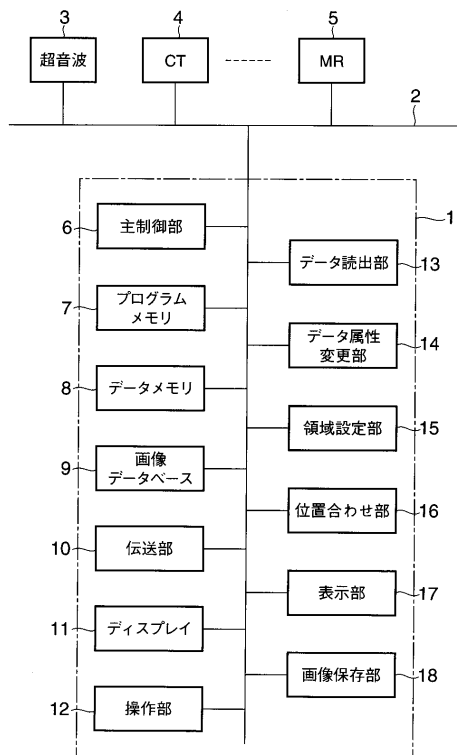
1 : 画像位置合わせ装置、 2 : ネットワーク、 3 : U S 診断装置、 4 : X 線 C T 装置、 5 : M R 装置、 6 : 主制御部、 7 : プログラムメモリ、 8 : データメモリ、 9 : 画像データベース、 1 0 : 伝送部、 1 1 : ディスプレイ、 1 2 : 操作部、 1 3 : データ読出部、 1 4 : データ属性変更部、 1 5 : 領域設定部、 1 6 : 位置合わせ部、 1 7 : 表示部、 1 8 : 画像保存部、 1 9 - 1 : 治療前の U S 画像データ、 1 9 - 2 : 治療後の U S 画像データ、 2 0 : 治療前の X 線 C T 画像データ、 2 1 : U S 造影画像データ、 2 2 : 画像判別データ、 2 3 : サイズ調整ボタン、 2 4 : スケール、 2 5 : 第 1 のミラー動作部の設定ボタン、 2 6 : 第 2 のミラー動作部の設定ボタン、 2 7 : リバース部の設定ボタン、 2 8 : プリセットボタン、 2 9 : 第 1 の位置合わせボタン、 3 0 : 第 2 の位置合わせボタン、 3 1 : や

50

り直しスイッチ、32：第3の位置合わせスイッチ、33：位置合わせ統合スイッチ、34：スケール、35a, 35b：カーソル、36：境界領域、37：画像保存ボタン、38：再現ボタン、E₁, E₂：位置合わせ候補の小領域。

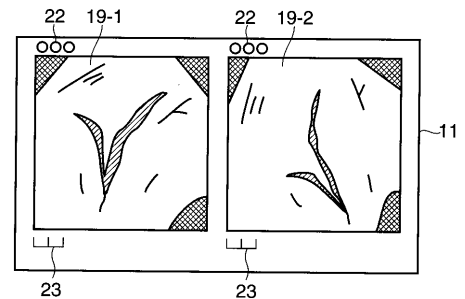
【図1】

図1



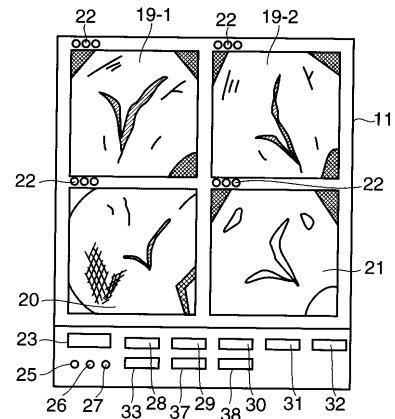
【図2】

図2



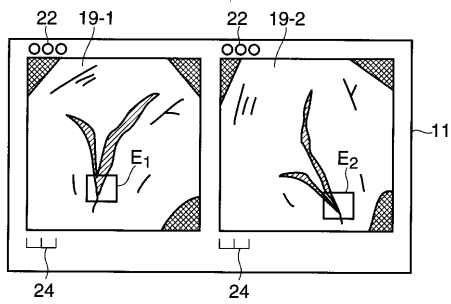
【図3】

図3



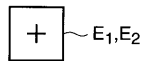
【図 4】

図 4



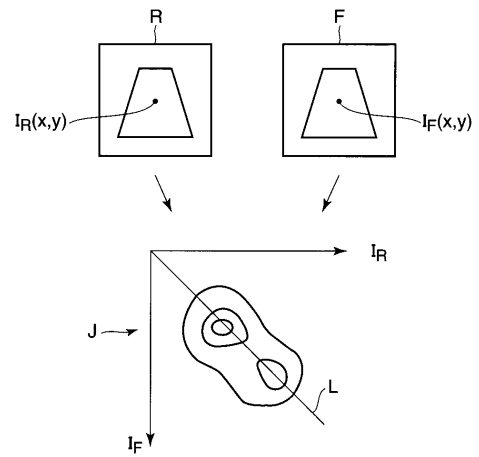
【図 5】

図 5



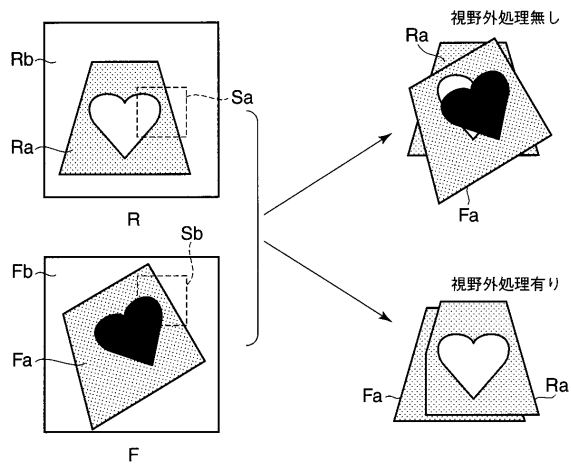
【図 6】

図 6



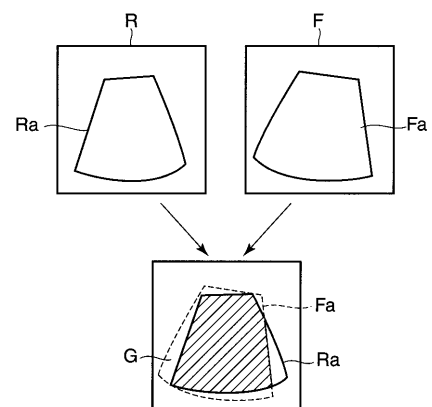
【図 7】

図 7



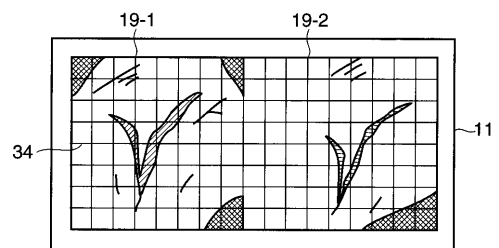
【図 8】

図 8



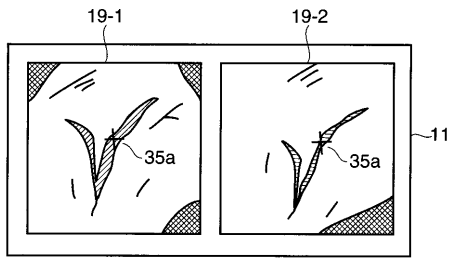
【図 9】

図 9



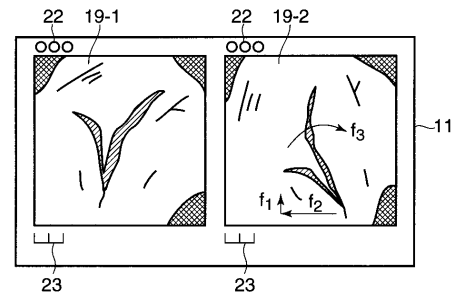
【図 10】

図 10



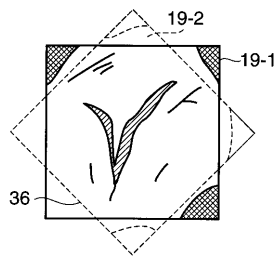
【図 12】

図 12



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 木原 朝彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE11 JC08 JC23 JC25 JC37 KK09 KK10 KK12

KK24 KK25 LL21 LL33 LL38

专利名称(译)	图像定位设备及其方法		
公开(公告)号	JP2009112468A	公开(公告)日	2009-05-28
申请号	JP2007287846	申请日	2007-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	木原朝彦		
发明人	木原 朝彦		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC08 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL21 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5835680B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：改善三维目标图像数据和三维参考图像数据之间的对齐，三维参考图像数据包括超声图像数据（如超声图像或超声图像和其他形态图像）。SOLUTION：例如，参考图像数据R（例如治疗前的US图像数据19-1）和目标图像数据F（例如治疗后的US图像数据19-2）具有解剖特征图像。由区域设定单元15设定对准候选的小区域E1和E2，并且计算这些小区域E1和E2之间的图像相似度。配准单元16将诸如治疗之前的US图像数据19-1等参考图像数据R和诸如治疗之后的US图像数据19-2之类的目标图像数据F对齐，以使尺寸最大化。[选型图]图1

