

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-512977

(P2016-512977A)

(43) 公表日 平成28年5月12日 (2016.5.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	2 G 0 0 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3
G 0 1 N 23/04 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 6
G 0 1 N 23/10 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-557486 (P2015-557486)
 (86) (22) 出願日 平成26年10月14日 (2014.10.14)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年8月14日 (2015.8.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/071934
 (87) 国際公開番号 W02015/055599
 (87) 国際公開日 平成27年4月23日 (2015.4.23)
 (31) 優先権主張番号 13189219.2
 (32) 優先日 平成25年10月18日 (2013.10.18)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイ
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像の位置合わせ

(57) 【要約】

本発明は、CTスキャナ10及び/又はMRIスキャナ20によって提供されることが出来る2つの画像 I_1 , I_2 の位置合わせのための方法及び画像処理装置50に関する。本発明の一実施形態によれば、画像は、第1のパラメータベクトル p_0 を使用して所与の位置合わせアルゴリズムにより、最初に大域的に位置合わせされる (GR)。ユーザは、関心領域ROIを選択することができ、複数の局所的な位置合わせ ($LR_1, \dots, LR_s, \dots, LR_n$) が、同じ位置合わせアルゴリズムを使用するがそれぞれ異なるパラメータベクトル (p_1, p_2, \dots, p_n) を使用して、このROIについて計算される。局所的な位置合わせ ($LR_1, \dots, LR_s, \dots, LR_n$) の結果が表示され、ユーザは、最良の局所的な位置合わせを選択することができる。最後のステップにおいて、選択された局所的な位置合わせ (LR) 及び大域的な位置合わせ (GR) がマージされることが出来る。付加的に又は代替として、ROIにおける局所的な位置合わせのためのパラメータベクトルが、ROIの自動解析によって決定されることが出来る。

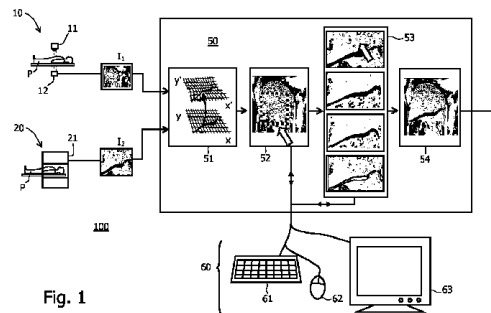


Fig. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の少なくとも 2 つの画像を位置合わせすることができる画像処理装置であって、
 第 1 のパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、前記画像の大域的な位置合わせを実行する大域的な位置合わせモジュールと、
 前記画像において ROI と呼ばれる関心領域を選択する選択モジュールと、
 別のパラメータベクトルと共に前記所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、前記選択された ROI の中で前記画像の少なくとも 1 つの局所的な位置合わせを実行する局所的な位置合わせモジュールと、
 を有し、前記少なくとも 1 つの局所的な位置合わせのためのパラメータベクトルが、強度レンジ、強度ヒストグラム、画像エッジ、エッジヒストグラム、エントロピー測定、残余の強度レンジ、及び / 又は解剖学的な位置の評価を含む前記 ROI の自動解析に基づいて、決定される、画像処理装置。

10

【請求項 2】

対象の少なくとも 2 つの画像を位置合わせする方法であって、
 a) 第 1 のパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、前記画像の大域的な位置合わせを実施するステップと、
 b) 前記画像において ROI と呼ばれる関心領域を選択するステップと、
 c) 別のパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、前記選択された ROI の中で前記画像の少なくとも 1 つの局所的な位置合わせを実施するステップと、
 を含み、前記少なくとも 1 つの局所的な位置合わせのためのパラメータベクトルが、強度レンジ、強度ヒストグラム、画像エッジ、エッジヒストグラム、エントロピー測定、残余の強度レンジ、及び / 又は解剖学的な位置の評価を含む前記 ROI の自動解析に基づいて、決定される、方法。

20

【請求項 3】

対象の画像を生成する少なくとも 1 つの画像生成装置と、
 前記画像生成装置によって提供される画像の位置合わせのための、請求項 1 に記載の画像処理装置と、
 有する医療イメージング装置。

30

【請求項 4】

少なくとも 2 つの前記局所的な位置合わせが、それぞれ異なるパラメータベクトルによって実行される、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 5】

前記局所的な位置合わせの結果が表示され、ユーザが、表示された局所的な位置合わせのうち少なくとも 1 つを選択することができる、請求項 4 に記載の画像処理装置、方法、又は医療イメージング装置。

【請求項 6】

前記選択された局所的な位置合わせが洗練される、請求項 5 に記載の画像処理装置、方法、又は医療イメージング装置。

40

【請求項 7】

ユーザ選択が、ユーザの嗜好に関して評価される、請求項 4 に記載の画像処理装置、方法又は医療イメージング装置。

【請求項 8】

前記 ROI の自動解析が、
 好適なパラメータベクトルを示す解剖学的なコンテンツに関する強度レンジ、
 パラメータベクトルがエッジの強度を上げることを必要とする、相対的に小さい強度のエッジに関する画像エッジ、
 積極的な強度及び消極的な強度の対の出現に関する残余の強度レンジ、及び / 又は

50

臓器特有の又は骨特有のパラメータベクトルを示す R O I の解剖学的位置に関する解剖学的位置、
の評価を含む、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 9】

前記 R O I が自動的に選択される、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 10】

ステップ c) が少なくとも 1 回繰り返される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 11】

前記大域的位置合わせと前記局所的位置合わせの少なくとも 1 つとがマージされる、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 12】

前記大域的位置合わせ及び前記局所的位置合わせが非剛体位置合わせである、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 13】

前記パラメータベクトルが、材料特性、重み係数、反復回数及び画像解像度を含むグループから選択される少なくとも 1 つのパラメータを含む、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 14】

前記画像が、X 線装置、CT スキャナ、MRI スキャナ、PET スキャナ、SPECT スキャナ又は超音波装置によって生成される、請求項 1 に記載の画像処理装置、請求項 2 に記載の方法、又は請求項 3 に記載の医療イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば患者の身体の CT 及び / 又は MRI スキャンのような、対象の少なくとも 2 つの画像を位置合わせする方法及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

米国特許出願公開第 2013/0182925A1 号明細書は、画像データの第 1 の組及び画像データの第 2 の組を最初に位置合わせするための方法を開示している。画像の更なる位置合わせが、自動的に又は手動で選択される領域において実施される。初期位置合わせは、例えば自由形状変換でありえ、更なる位置合わせは、剛体位置合わせである。最終ステップにおいて、初期位置合わせ及び更なる位置合わせがマージされることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

米国特許出願公開第 2005/065421A1 号明細書は、第 1 の解剖学的及び機能画像並びに後半のステージで取得される第 2 の解剖学的及び機能画像が互いに位置合わせされる方法を開示している。大域的剛体位置合わせが、第 1 及び第 2 の解剖学的画像において実施される。更に、関心ボリューム (R O I) が、第 1 の相互に位置合わせされた複合画像データセットにおいて識別され、局所的非剛体位置合わせが、この R O I 及び大域的に位置合わせされた画像データセット内の対応する R O I において実施される。

【0004】

国際公開第 2007/066294A2 号公報は、第 1 の画像及び第 2 の画像の幾つかの位置合わせが、医療インターベンション中にディスプレイに表示されるプロシーダを開示している。医師は、次の使用のために、位置合わせのうちの 1 つを視覚的に選択することができる

10

20

30

40

50

。

【0005】

国際公開第20121025855A1号公報は、解剖学的画像及び放出画像の位置合わせを開示している。一実施形態において、大域的剛性位置合わせのあとに、関心領域の局所的非剛体位置合わせが続く。

【0006】

上述したことに、画像の改善された位置合わせを可能にする手段が望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この目的は、請求項1に記載の画像処理装置、請求項2に記載の方法、及び請求項3に記載の医療イメージング装置に従って対処される。好適な実施形態は、従属請求項に開示される。

10

【0008】

第1の見地によれば、本発明の実施形態は、対象の少なくとも2つの画像を位置合わせする画像処理装置であって、以下のコンポーネントを有する画像処理装置に関する：

- 以下で「大域的 position 合わせモジュール」と呼ばれる第1のモジュールであって、第1のパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、少なくとも2つの画像の位置合わせ（「大域的 position 合わせ」と呼ばれる）を実行するように働く第1のモジュール；

- 以下で「選択モジュール」と呼ばれる第2のモジュールであって、画像内の所与の関心領域（「ROI」と呼ばれる）を選択するように働く第2のモジュール；及び

- 以下で「局所的 position 合わせモジュール」と呼ばれる第3のモジュールであって、第1のパラメータベクトルとは異なるパラメータベクトルと共に上述の所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、選択されたROIの中で画像の少なくとも1つの位置合わせ（「局所的 position 合わせ」と呼ばれる）を実行するように働く第3のモジュール。

20

【0009】

更に、局所的 position 合わせの上述の「異なるパラメータベクトル」は、ROIの自動解析に基づいて、少なくとも1つの局所的 position 合わせのために自動的に決定され、前記解析は、強度レンジの評価、画像エッジ、エントロピー測定、強度ヒストグラム、エッジヒストグラム、残余の強度レンジ及び/又は解剖学的 position の少なくとも1つを含む。

30

【0010】

画像処理装置は、例えば専用の電子ハードウェア、関連するソフトウェアを有するデジタルデータ処理ハードウェア、又はそれら両方を混合したものによって実現されることができる。

【0011】

装置によって処理される画像は、一般に、例えば医療CT（コンピュータトモグラフィ）又はMRI（磁気共鳴イメージング）スキャンングプロシージャから取得される2次元又は3次元画像である。画像は、デジタルデータセットとして好適に符号化され、各エレメントが、関連する空間ポイント（例えば関連する座標系のx, y, z座標によって表される）における画像値（例えばグレー値）を表す。

40

【0012】

通常通り、対象の2つの画像の「位置合わせ」は、画像のうち第1の画像の各画像ポイントを、イメージング対象の同じロケーション又は構造に属する第2の画像の画像ポイントにマップする2つの画像間のマッピングの決定をさす。対象の可能性のある移動のため、通常は、同じ装置により生成された画像の位置合わせが必要とされる（患者の動き；心拍；構造の成長；その他）。それぞれ異なる装置/モダリティによって生成された画像の位置合わせは、イメージングされた対象の同一の構造がこのような画像において異なって表現されるという理由のため、通常は必要とされる。位置合わせに先立って、画像は、例えばフィルタリングによって又は関心のある対象の除去によって、適切に前処理されることができる。

50

【0013】

処理された画像に示される対象は、例えば医用検査における人又は動物の身体（の一部）、手荷物検査におけるスーツケース、材料科学における材料の一部、その他でありうる。

【0014】

「大域的」及び「局所的」という属性について、「大域的 position 合わせ」は、画像のより大きい部分に及び、「局所的 position 合わせ」は、選択された ROI に制限される。しかしながら、例えば患者テーブルのような非関心構造を除ける場合のように、「大域的 position 合わせ」が画像全体をカバーしないことも可能である。

【0015】

「所与の position 合わせアルゴリズム」は、当該画像の所望の position 合わせのために適当な任意のアルゴリズムでありうる。さまざまなこのような position 合わせアルゴリズムが、当分野において知られており、例えば剛体 position 合わせ、アフィン position 合わせ及び非剛体 position 合わせがある（参考、米国特許出願公開第2013/0182925A1号；J. Modersitzki, "Numerical Methods for Image Registration". Oxford University Press, 2004; D. Rueckert, L. I. Sonoda, C. Hayes, D. L. G. Hill, M. O. Leach, and D. J. Hawkes, "Non-rigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images", IEEE Transactions on Medical Imaging, 18(8):712 -721, 1999)。使用された position 合わせアルゴリズムについて前提とされるすべてのことは、それが $N - 1$ パラメータに依存することであり、これらのパラメータは、 N 次元パラメータ空間の「パラメータベクトル」に置かれることができる。

【0016】

2 以上の局所的 position 合わせが、局所的 position 合わせモジュールによって実行される場合、それらの各々は、第 1 のパラメータベクトル及び他の局所的 position 合わせのパラメータベクトルとは異なるパラメータベクトルを使用する。

【0017】

ROI の選択は、元の画像のうち任意の 1 つの画像において、（選択の後半におけるマージと共に）両方の画像において同時に、及び / 又は画像の大域的に position 合わせされたバージョンにおいて、実行されることができる。大域的に position 合わせされた画像は、大域的 position 合わせがなお十分ではない領域を明らかにし、これらの領域が ROI として選択されることができるようにするので、後者のオプションが一般に好まれる。更に、ROI の選択及び少なくとも 1 つの局所的 position 合わせの対応する決定は、任意には、個々の異なる ROI について数回繰り返されることができ、及び / 又は個々の異なる ROI について並行に実行される。

【0018】

少なくとも 1 つの局所的 position 合わせは、元の画像を用いて、又は好適には大域的に position 合わせされた画像を開始点として使用することによって、実施されることができる。

【0019】

第 2 の見地によれば、本発明の実施形態は、対象の少なくとも 2 つの画像の position 合わせの方法に関し、前記方法は、適当な場合、列挙された順序で、任意の他の順序で、又は並列に実行されることができる以下のステップを含む：

- a) 第 1 のパラメータベクトルと共に所与の position 合わせアルゴリズムを使用する画像の「大域的 position 合わせ」；
- b) 画像内での関心領域（ROI と呼ばれる）の選択；
- c) 異なるパラメータベクトルと共に所与の position 合わせアルゴリズムを使用する、選択された ROI の中での画像の少なくとも 1 つの「局所的 position 合わせ」。

【0020】

更に、局所的 position 合わせの上述した「異なるパラメータベクトル」は、ROI の自動解析に基づいて、少なくとも 1 つの局所的 position 合わせのために自動的に決定され、前記解析は、強度レンジの評価、画像エッジ、エントロピー測定、強度ヒストグラム、エッジヒス

10

20

30

40

50

トグラム、残余の強度レンジ及び / 又は解剖学的位置の少なくとも1つを含む。

【0021】

第3の見地によれば、本発明の実施形態は、対象の画像を生成する少なくとも1つの画像生成装置と、画像生成装置によって提供された画像を位置合わせする上述した種類の画像処理装置と、を有する医療イメージング装置に関する。画像処理装置は、第1のパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、画像の大域的位置合わせを実行する大域的位置合わせモジュールと、画像内におけるROIを選択する選択モジュールと、異なるパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、選択されたROIの中で画像の少なくとも1つの局所的位置合わせを実行する局所的位置合わせモジュールと、を有する。

10

【0022】

画像処理装置、方法及び医療イメージング装置は、2つの画像の大域的位置合わせのあとに、選択された関心領域において異なるパラメータベクトルを用いる少なくとも1つの局所的位置合わせが続くという同じ概念に基づく。従って、これらの実施形態のうちの1つに関して提供される説明は、他の実施形態についても有効である。

【0023】

画像処理装置、方法及び医療イメージング装置は、それらが、容易に実現されることが可能な2つの画像の位置合わせの効果的改善を可能にするという利点を有する。これは、通常は最終結果として得られる第1の位置合わせが、少なくとも1つの選択された関心領域において、局所的位置合わせによって局所的に洗練されるという理由による。前記局所的位置合わせが、第1の位置合わせと同じ位置合わせアルゴリズムを適用するので、洗練が、全く異なる位置合わせアルゴリズムを実現する必要なしに達成されることができる。

20

【0024】

以下において、上述の画像処理装置、方法及び医療イメージング装置に関連して実現されることができるさまざまな本発明の好適な実施形態が記述される。

【0025】

第1の好適な基本の実施形態において、少なくとも2つの局所的位置合わせが、それぞれ異なるパラメータベクトルを用いて実行される（画像処理装置に関して、これは、局所的位置合わせモジュールが個々の異なるパラメータベクトルを用いて少なくとも2つの位置合わせを実行するように設計されていることを意味する）。個々の異なるパラメータベクトルは、前もって与えられ、例えば局所的位置合わせモジュールのメモリから提供される。付加的に又は代替として、それらは、(i)ランダムに、(ii)ユーザ入力に基づいて、及び / 又は (iii) 選択されたROI及び / 又は位置合わせされるべき画像のタイプに依存して、選択されることができる。2又はそれ以上の局所的位置合わせの計算は、例えば結果の数値スコアを提供する目的関数の助けを借りて、結果の比較を可能にする。局所的位置合わせの最良のものが、更なる使用のために選択されることができる。

30

【0026】

上述したアプローチの更なる発展において、個々の異なるパラメータベクトルを用いる局所的位置合わせの結果が、（例えば画像処理装置又は医療イメージング装置のモニタに）表示され、ユーザは、更なる使用のために、表示された結果の少なくとも1つを選択することができる。選択は、例えばマウス、トラックボール、キーボード、その他である入力装置の助けを借りて行われることができる（再び、これは、画像処理装置及び / 又は医療イメージング装置の一部でありうる）。一般に、ユーザは、最良であるようにみえる局所的位置合わせを選択するが、他の選択基準も可能である。位置合わせの結果を表示することは、任意の適当なやり方で行われることができ、例えば位置合わせされた画像のオーバーレイを表示することによって行われることができる。局所的位置合わせの結果の選択は、当然ながら、特定の局所的位置合わせ及び選択された結果を達成するために使用されたそのパラメータベクトルの選択に等しい。局所的位置合わせの結果は、結果の間でユーザがジャンプするための付加のオプションをおそらく伴って、逐次的に表示されることができる。最も好適には、局所的位置合わせの結果は、ユーザが一見してそれらを見ることが

40

50

でき、それらを平行に並んだ状態で比較することができるように、同時に表示される。付加的に又は代替として、大域的 position 合わせの結果が並列に表示されることもできる。

【0027】

局所的 position 合わせの上述の選択は、それが、position 合わせを（直観的に）評価するユーザの能力を利用することによって、画像 position 合わせの洗練を可能にするという点で、有利である。画像処理装置は、それが最善をつくすことができるために、すなわち（いくつかの局所的 position 合わせについて）高い速度で数値計算を実行するために、使用される。ユーザが行わなければならないすべてのことは、例えば簡単なパソコンのマウスクリックを通じて、ユーザにとって最良であるように見える局所的 position 合わせの1つを選択することであり、この選択は、多くの場合、厳密に作成されることができない基準に基づくことができ、又はアルゴリズムにおいて実現される。

10

【0028】

ユーザは、更なる使用のために、局所的 position 合わせの2又はそれ以上の結果を任意に選択することもできる。好適には、ユーザは同時に、選択された position 合わせのランキング（「最良」、「2番目に良いもの」、その他）を提供することができる。選択された position 合わせのパラメータベクトルは、通常、パラメータ空間全体のサブ領域を示し、かかるサブ領域は、局所的 position 合わせの他の最適化の間、嗜好に関して検索されることができる。例えば、選択されたパラメータベクトル（任意にはそれらのランキングによって重み付けされる）の平均は、新しい局所的 position 合わせを規定するために、使用されることができる。

20

【0029】

局所的 position 合わせの表示された結果から1つの局所的 position 合わせがユーザにより選択されたのち、この選択された position 合わせは、更なる処理ステップにおいて任意に洗練されることができる（いくつかの局所的 position 合わせが選択された場合、それらの各々が洗練されることができる）。それゆえ、この選択された局所的 position 合わせの最適条件が、更なる使用のための基礎として取得されることができる。局所的 position 合わせの洗練は、例えば、position 合わせの正確さを改善するために知られている1又は複数のパラメータの変更（関連するパラメータベクトルの成分でありえ、又はそうでなくてもよい）を伴う前記局所的 position 合わせの新しい計算を含むことができる。このようなパラメータは、処理された画像の解像度及び/又は反復的な position 合わせアルゴリズムによって実施される反復の回数に関連する。通常、いくつかの局所的 position 合わせが計算される必要がある場合、アルゴリズムの必要とされるランタイムを合理的な値に制限するために、準最適値が、このようなパラメータについて選択される。準最適な簡略化された局所的 position 合わせの使用は、通常、局所的 position 合わせのうちのどれが他のものよりも良好な結果を生じさせるかを見つける意図された目的のために十分である。

30

【0030】

上述の実施形態において、いくつかの局所的 position 合わせからの1又は複数の表示された結果のユーザによる選択は、（異なる身体領域及び/又は患者からの）入力される個々の異なる画像について多数回、何度も行われる。このような状況において、ユーザの選択は、可能性のある嗜好に関して、すなわち等しい蓋然性をもつ position 合わせの（盲目的な又はランダムな）選択からの逸脱に関して、任意に評価されることができる。例えば、ユーザが、他の領域からよりも、パラメータ空間のあるサブ領域からパラメータベクトルを頻りに選択する場合、これは、定性的に又は定量的に検出されることができる嗜好を示す。この情報は、将来の画像 position 合わせの間、好適に利用されることができる。ユーザによって好まれるパラメータベクトルを用いる局所的 position 合わせは、例えばデフォルト選択として提示されることができる。付加的に又は代替として、より多くの局所的 position 合わせが、好適なパラメータベクトルを含むパラメータ空間の領域において計算されることができる。同様に、局所的 position 合わせがほとんど又は決して選択されないパラメータ空間の領域は、より少ない頻度でサンプリングされ、又は全く省かれることができる。こうして、position 合わせプロシージャは、ある時間にわたって連続的な改善を提供するある種の学習ケイパビ

40

50

リティを具備することができる。嗜好が決定される「ユーザ」が、当然ながら数人のユーザのグループに対応することもできることに注意すべきである。

【0031】

画像処理装置、方法及び/又は医療イメージング装置において、局所的位置合わせの「異なるパラメータベクトル」は、ROIの自動解析に基づいて、少なくとも1つの局所的位置合わせのために自動的に決定される。一実施形態において、ユーザの入力は、ROIの選択（これが自動的に行われない場合）に制限されることができ、自動的にアルゴリズムが、このROIを解析し、（例えば、アルゴリズムにおいて実現されるある所与の基準に従って）局所的位置合わせのためのパラメータベクトルを決定する。ROI上にフォーカスするために、自動的に決定されたパラメータベクトルは、通常、画像全体からみて選択された第1のパラメータベクトルを使用する必要があった大域的位置合わせよりも良好な（ROIに関する）位置合わせ結果を得る。

10

【0032】

ROIの上述した自動解析は、強度レンジの評価、画像エッジ、エントロピー測定、強度ヒストグラム、エッジヒストグラム、残余の強度レンジ及び/又は解剖学的位置の少なくとも1つを含む。

【0033】

例として、基礎をなす画像についての強度レンジの評価は、（例えば非常に低いHU値を有する肺の中の空気又は腸ガス、液体、中程度のHU値を有する非高密度の又は高密度の組織、より高いHU値を有する骨構造のようなCT画像について）どの種類の解剖学的コンテンツが、ROIに存在し、それゆえ特定のパラメータセッティングを妥当なものとすることができるか、を示すことができる。骨構造の位置合わせは、例えばより厳格な変形を必要とする一方で、組織構造の位置合わせは、適度な適応性を必要とする。空気又はガスの存在は、比較される画像間でより大きいボリューム変化を可能にするセッティングを示すことができる。

20

【0034】

他の例として、強度ヒストグラムの評価は、強度レンジの評価を拡張する。ヒストグラム解析は、（例えば骨及び液体の）特定の強度レンジの部分を定量化するために使用されることができる。ROIに存在する最も広い部分のために設計されるパラメータセッティングが、選択されることができ、又は例えばROIが2以上の材料で構成される場合、パラメータセッティングは、サブROIに依存して又はボクセルに依存して選択されることができる。更に、ヒストグラム解析は、各々の画像について別個に行われることができ、これは、例えば画像の1つにおいて造影剤を検出することを可能にする。このシナリオのための適切なパラメータセッティングは、弾性であるが、ボリュームを維持する変形である。

30

【0035】

別の例として、画像エッジの評価は、例えば勾配画像を計算することを通じて、エッジがROIに存在するかどうかを示す。画像エッジは、（例えば隔膜においては）目立つものでありえ、又は（例えば肝臓と腎臓との間の腸インタフェースにおいては）小さいものでありうる。目立った画像エッジは、マッチングするのが容易であるが、より小さい強度のエッジは、規則化器（regularizer）の低減される重みを有し又は類似性タームの増大される重みを有するパラメータセッティングを必要とすることができ、又は、エッジの強度を上げるために画像の前処理を必要としうる。

40

【0036】

別の例として、エッジヒストグラムの評価は、画像エッジの評価を拡張する。ヒストグラム解析は、特定の強度をもつエッジの量を定量化するために使用されることができる。強度ヒストグラムが評価されるシナリオと同様に、サブROI専用のパラメータセッティングが選択されることができる。

【0037】

他の例として、残余画像の評価が使用されることができ、アラインされない画像エッ

50

ジは、ライン様の構造の対として残余画像に現れ、この場合、ライン様構造の一方は、積極的な強度を有し、他方は、消極的な強度を有する。このような対の出現は検出されることができ、例えば増大された弾性重み又は規則化器の低減される重みを示し、又は類似性タームの増大される重み、又は画像の前処理を示す。同じ画像領域内での他の方策、例えば強度ヒストグラムとの組み合わせにおいて、例えば検討中のエッジの強度を上げるために、強度のマッピングによる、専用の前処理が可能である。残余画像における構造の存在は、より多数の反復レベル、又は洗練された解像度レベルにおける位置合わせを更に示すことができる。

【0038】

別の例として、セグメント化結果に基づいて、ROIの解剖学的位置が、パラメータセッティングのために使用されることができ、セグメント化結果に基づいて、臓器特有の又は骨特有のパラメータセッティングが使用されることができ。

10

【0039】

上述の例の1又は複数が、多重解像度レベル（又は多重スケール）における解析と組み合わせられることができる。評価の後、特定のフィーチャが、特定の画像解像度レベルには存在しないが、より微細な画像解像度レベルに存在する場合、より微細な解像度レベルを位置合わせに加えるパラメータセッティングを選択することが合理的である。

【0040】

ROIの選択は、例えばマウス又は何らかの他のポインタの助けを借りて、ユーザによって手動で行われることができ、マウスやポインタによって、ユーザは、画像のディスプレイ上で所望のROIの境界を示すことができる。別の実施形態において、ROIの選択は、例えば所与の画像内の特定のフィーチャを有する領域をセグメント化するアルゴリズムに基づいて、自動的に行われることができる。

20

【0041】

異なるパラメータベクトルと共に所与の位置合わせアルゴリズムを使用する、選択されたROIの中での画像の少なくとも1つの局所的な位置合わせは、任意には少なくとも1回繰り返されることができ、局所的な位置合わせの1つのサイクルは、例えば、最良の結果のユーザによる選択を可能にすることができ、局所的な位置合わせの後続のサイクルは、この選択に基づくことができ、例えば直前のサイクルに選択されたものに近いパラメータベクトルを使用することができる。当然ながら、このプロセスは、数回、反復されることが

30

【0042】

方法及び画像処理装置の実施形態において、ROIについての1つの局所的な位置合わせは、最終的な局所的な位置合わせ（例えば、ユーザにより最良のものとして選択された局所的な位置合わせ、又は自動的に決定されたパラメータベクトルに基づく局所的な位置合わせ）と考えられることができる。入力画像の最適な全体的な位置合わせを達成するために、この最終的な局所的な位置合わせが大域的な位置合わせとマージされることが好ましい。最終的な局所的な位置合わせがROI内を支配し（又は排他的に適用される）、大域的な位置合わせが、ROIの外側を支配する（又は排他的に適用される）限り、このようなマージは、さまざまなやり方で達成されることができ、ROIの境界の近傍において、大域的な位置合わせから局所的な位置合わせへの連続的な混合が行われる遷移領域が規定される（米国特許出願公開第2013/0182925A1号参照）。

40

【0043】

大域的な位置合わせ及び/又は局所的な位置合わせは、好適には非剛体位置合わせ（又は「自由形状変形」）でありうる。特に2つの画像が例えば身体組織のような柔軟で変形可能な物質を表す場合、非剛体位置合わせは、通常、それら2つの画像を互いによりよくマップすることができる。

【0044】

所与の位置合わせアルゴリズムに依存して、関連するパラメータベクトルは、さまざまな異なるタイプのパラメータを含むことができる。好適な実施形態において、パラメータ

50

ベクトルは、材料特性、重み係数、反復回数及び画像解像度を含むグループから選択される少なくとも1つのパラメータを有する。典型的なパラメータベクトルは、いくつかの材料特性（例えば骨及び筋肉の弾性）、重み係数（例えば画像類似性対規則化）、反復の最大数、局所的位置合わせのために使用される画像の（準最適）解像度を含むことができる。

【0045】

位置合わせされる画像は、例えばX線投影装置又はCTスキャナのようなX線装置によって生成された画像でありうる。付加的に又は代替として、画像は、PET（ポジトロンエミッショントモグラフィ）又はSPECT（シングルフォトンエミッションコンピュータトモグラフィ）装置、磁気共鳴イメージング（MRI）装置、又は超音波（US）装置によって生成されることができる。

10

【0046】

記述される方法は、一般に、例えば画像処理装置内のマイクロプロセッサ又はFPGAのようなコンピューティング装置の助けを借りて、実現される。従って、本発明は更に、コンピューティング装置において実行されるとき、本発明による方法のいずれかの機能を提供するコンピュータプログラム製品を含む。

【0047】

更に、本発明は、例えばフロッピディスク、ハードディスク、EPROM、コンパクトディスク（CD-ROM）、デジタル多用途ディスク（DVD）又はUSBスティックのようなデータ担体を含み、かかるデータ担体は、機械可読の形式のコンピュータ製品を記憶し、データ担体に記憶されるプログラムがコンピューティング装置において実行されるときに、本発明の方法の少なくとも1つを実行する。データ担体は、特に前の段落に記載のコンピューティング装置のプログラムを記憶するのに適していることがある。

20

【0048】

今日、このようなソフトウェアは、しばしば、ダウンロードのためにインターネット又は企業イントラネット上に提供され、それゆえ、本発明は更に、ローカル又はワイドエリアネットワークを通じて本発明によるコンピュータ製品を送信することを含む。

【0049】

本発明のこれらの及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。図において、同様の参照数字は、同一の又は同様のコンポーネントをさす。

30

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の実施形態による医療イメージング装置を概略的に示す図。

【図2】入力画像の例を示す図。

【図3】2つの大域的に位置合わせされた入力画像におけるROIの選択を示す図。

【図4】異なるパラメータベクトルによる大域的位置合わせ及び複数の局所的位置合わせの表示を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0051】

画像位置合わせは、ますます、画像間の対応付けを確立する基礎技術として受け入れられている。アプリケーション範囲は広く、例えば動的なコントラストイメージング及びフォローアップスタディにおける変化の定量化のような、よくあるアプリケーションをカバーする。剛体/アフィン位置合わせは、わずかなアプリケーションにしか適さず、大部分のアプリケーションは非剛体位置合わせを必要とする。

40

【0052】

特に低コントラストの構造又は強く移動する構造が位置合わせされなければならない場合、位置合わせの正確さを改善することが常に望まれる。ここに提案されるアプローチによれば、変更される位置合わせパラメータが、このような改善を達成するために使用される。しかしながら、それらの選択は、骨の折れることがありえ、専門知識を必要とするこ

50

とがありうるので、WYSIWYGの態様で位置合わせパラメータを変更するためのユーザフレンドリーなやり方が提供される。

【0053】

図1は、上述のアプローチの一実施形態による医療イメージング装置100を概略的に示す。イメージング装置の中心要素は、例えば関連するソフトウェアと共にマイクロコンピュータによって実現されることが出来る画像処理装置50である。画像処理装置50内に示されるボックスは、個々の異なるハードウェアコンポーネントではなく、個々の異なる処理ステップを示すことを意図する。一般に、これらのボックスは、関連するソフトウェア(サブ)ルーチンによって主に実現されるモジュールに対応する。

【0054】

入力画像 I_1 、 I_2 が、画像処理装置50に供給され、かかる入力画像は、以前に生成された画像がもっと後の処理のために記憶されるストレージを含む任意の適当な画像ソースから概して生じうる。図示される例において、第1の画像 I_1 (又は画像ストリーム)は、患者テーブル上の患者Pの周りを回転することが可能なX線源1及び検出器12を有するX線スキャナ10によって提供される。第2の画像 I_2 (又は画像ストリーム)は、スキャナのボアに位置する患者Pの身体の断面画像又は3D画像を生成することが可能なMRIスキャナ20によって提供される。

【0055】

第1及び第2の画像 I_1 、 I_2 は、この例では、それぞれ異なるイメージングモダリティによって提供される。画像の次元(2D、3D)は、同じであってもよく又は異なってもよい。更に、例えば患者Pの身体と同じ部分である同じ対象が、供給される画像 I_1 、 I_2 において示されなければならない、それにより、合理的な位置合わせを可能にする。

【0056】

画像処理装置50では、外部手段によって提供される2(又はそれ以上の)画像 I_1 、 I_2 が、最初に「大域的 position 合わせモジュール」51において処理される(関心のない画像部分のフィルタリング又は除去のような任意の前処理ステップは、ここに詳しくは示されない)。大域的 position 合わせモジュール51は、(所与の)第1のパラメータベクトル p_0 を使用する所与の位置合わせアルゴリズムを使用して、画像 I_1 、 I_2 の大域的 position 合わせGRを実行する。このモジュールのボックスに示されるように、大域的 position 合わせは、通常、第1の画像 I_1 の座標 x 、 y 、 z の第2の画像 I_2 の座標 x' 、 y' 、 z' へのマッピング f を提供する。このマッピングは、例えば、第1の画像 I_1 内の特定のロケーション又は構造(例えば血管の分岐点)に対応するポイント x 、 y 、 z が、第2の画像 I_2 内の同じロケーション又は構造に対応するポイント x' 、 y' 、 z' 上へマップされるというものである。図面において、このマッピングは、(第1の画像及び変形された第2の画像が重ね合わせられる場合、2つの画像内の同一の対象ロケーション/構造が一致するような)第2の画像 I_2 の x' 、 y' 、 z' 座標系の変形によって示される。

【0057】

次に、大域的 position 合わせの結果が、ユーザによる関心領域(「ROI」)の選択を可能にする「選択モジュール」52に渡される。このステップは、外部ユーザインタフェース60を使用して、ディスプレイ又はモニタ63上に大域的に position 合わせされた画像を表示し、キーボード61及びマウス62の助けを借りてユーザによるROIの指示を可能にする。

【0058】

ROIを選択するための他のやり方も可能でありうる。従って、選択は、例えば元の画像のうちの1つ(又は両方)に基づくことができ、又は選択は、処理装置50によって自動的に行われることができる。

【0059】

ROIの選択後、いくつかの局所的 position 合わせ $LR_1, \dots, LR_s, \dots, LR_n$ が、局所的 position 合わせモジュール53によって、ROI内で実行される。これらの局所的 position 合

10

20

30

40

50

せの各々は、大域的 position 合わせモジュールによって使用されたのと同じ position 合わせアルゴリズムを適用するが、それぞれ異なるパラメータベクトル \underline{p}_1 \underline{p}_2 ... \underline{p}_s ... \underline{p}_n を使用する。

【0060】

上述した局所的 position 合わせ $LR_1, \dots, LR_s, \dots, LR_n$ の結果が、モニタ 63 上でユーザに提示される。好適には、すべての結果は、平行に表示され、任意には大域的 position 合わせ GR の結果が中心に表示される。ユーザは、これらの局所的 position 合わせの 1 又は複数を選択することができ、例えばユーザが最良であるとする局所的 position 合わせ LR を選択する。この選択された局所的 position 合わせ LR は、それが更に処理される前に、例えばより高い解像度を用いた計算のような洗練によって、任意に改善されることができる。

10

【0061】

ユーザによって選択された局所的 position 合わせ LR (又は事実、対応するパラメータベクトル \underline{p}_s) は、「マージングモジュール」54 に送られ、そこで、最終的な全体の position 合わせをもたらすように、適当なやり方で大域的 position 合わせ GR とマージされる。大域的 position 合わせ GR は、例えば ROI の外側で最終的な全体の position 合わせを支配することができ、他方、選択された局所的 position 合わせ LR は、内部から ROI の外側へ連続する柔軟な遷移を有する ROI 内部を支配する。最終的な全体の position 合わせは、他の処理、ストレージ及び/又は評価に利用可能にされる。

【0062】

異なるパラメータベクトル ($\underline{p}_1, \dots, \underline{p}_s, \dots, \underline{p}_n$) を用いるいくつかの局所的 position 合わせ ($LR_1, \dots, LR_s, \dots, LR_n$) の計算及びユーザによる最良の局所的 position 合わせ (LR) の選択に代わって、 ROI は、次の局所的 position 合わせのためのパラメータベクトル \underline{p}_s を見つけるために、自動的に解析されることができる。

20

【0063】

大域的及び局所的 position 合わせモジュール 51、53 において適用される所与の position 合わせアルゴリズムは、好適には非剛体 position 合わせでありうる。非剛体画像 position 合わせは、画像類似性タームが最適化される反復プロセスとして実現されることができ、他方、付加の規則化タームが、現実的な意味にソリューションを保つ (通常、結果として得られる変形フィールドの特定の滑らかさが求められる)。典型的な非剛体 position 合わせスキームは、以下の要素を含む：

30

- 2 又はそれ以上の画像ドメイン間におけるマッピングの表現及びパラメータ化。よくある選択は、例えば B スプライン制御ポイントのグリッドであり、又は画像ボクセルごとの並進ベクトルである。
- 画像類似性ターム及び規則化タームを組み合わせる目的関数。類似タームについてのよくある選択は、相互情報量、二乗差の合計、又は強度相関である。規則化タームは、通常、例えばマッピングフィールドの一次及び/又は二次導関数にペナルティを課すことによって、ある滑らかさの程度を示す。
- 画像類似性及び規則化タームは、方法論的な選択、画像モダリティ及びアプリケーションに依存して重み付けされる。重みは、通常、画像全体について固定である。
- position 合わせスキーム (例えば、弾性/材料特性、重み係数、反復の最大数、使用される解像度レベル、その他) を操作するために使用されるパラメータのセット (又はベクトル)。
- 下降勾配、共役勾配などの最適化スキーム。

40

【0064】

position 合わせ出力の正確さは、(i) 費やされる反復の回数、すなわちランタイム、(ii) position 合わせのために使用されるパラメータセッティング、及び (iii) 関心のある解剖学的構造、に依存する。非剛体画像 position 合わせについて、自動検証スキームは存在しないので、position 合わせ出力がユーザスペック (例えば「2 mm 以下の position 合わせ誤差」) を満たすかどうかは、自動的に決定されることができない。反復の回数が多い場合でも、ユーザスペックが、関心のある任意の解剖学的構造について満たされることを保証するこ

50

とはできない。

【 0 0 6 5 】

図 2 は、例示の C T 画像を図示しており、この C T 画像においては、高コントラストの画像エッジ（例えば隔膜）が低コントラストの画像エッジ（例えば肝臓の下側の境界）よりも検出するのが容易である。これによって、任意の位置合わせスキームは、低コントラストの画像エッジよりも良好に、高コントラストの画像エッジを位置合わせする傾向がある。

【 0 0 6 6 】

更に、骨構造は、組織特有のパラメータセッティングを使用する場合には非現実的に変形されることがあり、モデル化された材料特性の骨特有のセッティングを必要とする。更に、（ポイント追跡、フォローアップスタディにおける変化の定量化、灌流スタディ、（ダイナミック）コントラストイメージング、その他）の異なるアプリケーションシナリオは、異なる要求を課し、1つがすべてを解決するというような位置合わせソリューションは存在しない。

10

【 0 0 6 7 】

しかしながら、後処理ステップとして上記に提案される R O I の洗練を導入することによって、位置合わせ出力の正確さが、最小のユーザ入力によって改善されることができ

【 0 0 6 8 】

上記で説明したように、前記洗練は、入力画像のうちの1つの関心領域 R O I の選択を必要とする。図 3 は、大域的 position 合わせの結果の表示を、残余（すなわち第 1 の画像と変形された第 2 の画像との減算）として示しており、直方体が、位置合わせ出力が改善される必要がある領域（下側の肝臓境界が位置合わせされない）を示すために、R O I として選択されている。R O I の他の可能性のある形は、例えば球体、楕円体又は不規則な形状を含む。

20

【 0 0 6 9 】

次に、複数の高速局所的 position 合わせの洗練 $L R 1, \dots, L R n$ （異なるパラメータセッティングによる）が、R O I について計算され、ユーザに提示される。図 4 に示されるように、これは、例えば、大域的 position 合わせ G R の表現を中心としてその周りに表示されるプレビューの形で行われることができる。W Y S I W Y G アプローチに続いて、ユーザは、自分のニーズを最も良く満たしているプレビューを選択する（及びこれによって、パラメータセッティングを選択する）。この後に、新しいパラメータセッティングによる正確な position 合わせ洗練が続くことができる。従って、唯一必要とされるユーザ入力は、（ i ）関心領域の選択、及び（ $i i$ ）（非常に高速に）計算されたプレビューの1つの選択、である。

30

【 0 0 7 0 】

記述されたアプローチの主な必要準備及びステップは、以下の通りである：

- 1 . 任意の次元の 2 又はそれ以上の医療画像 I_1, I_2 の供給。
- 2 . 入力画像をアラインするために例えば画像類似性及び規則化タームを使用する、標準パラメータセッティング p_0 を用いる（好適には非剛体）画像位置合わせアルゴリズムの実行。
- 3 . 第 1 の大域的 position 合わせ出力がユーザに表示され、位置合わせ出力が改善される必要がある画像領域を示すためにユーザが R O I を選択することができる第 1 のグラフィカルユーザインタフェース（G U I）の供給。出力の表現は例えば、第 1 の画像を、アラインされた（変形された）第 2 の画像にオーバーレイすることによって（「融合」）、又は第 1 の画像及び変形された第 2 の画像の減算を計算することによって（「残余」）、又は変形された第 2 の画像から抽出された画像エッジを第 1 の画像にオーバーレイすることによって（「輪郭オーバーレイ」）、行われることができる。

40

【 0 0 7 1 】

- 4 . R O I の非常に高速な洗練された局所的画像位置合わせのために使用されるさまざま

50

まな変更されたパラメータセッティング $p_1, \dots, p_s, \dots, p_n$ の決定。このステップにおいて、大域的 position matching アルゴリズムで使用されるパラメータが、合理的な態様で変更され、例えば、モデル化された弾性パラメータが増加され又は低減され、組織インタフェースが、強度マッピングアルゴリズム又はヒストグラムイコライゼーションによって強調表示され、又は異なる類似性手段又は規則化器が選択される。パラメータ変更は、新しいパラメータセッティングの組をもたらす。

【0072】

更に、ステップ2からの大域的 position matching アルゴリズムは、ユーザー定義の ROI によって切り取られる入力画像 I_1, I_2 及び新しいパラメータセッティング $p_1, \dots, p_s, \dots, p_n$ の各々によって、再実行される。position matching アルゴリズムは、ステップ2において得られる大域的変形によって初期化されることができる。

10

【0073】

対話的な処理に関して、局所的 position matching アルゴリズムの実行は、高速である必要がある。これは、(i) position matching ドメインを ROI に制限し、及び(ii) position matching を入力画像の粗い解像度(すなわちダウンサンプリングされる)に制限すること(結果は、正確な position matching 出力のプレビューとして解釈される)、によって、達成されることができる。各パラメータセッティングについて、ROIの変形が計算される。

【0074】

5. 第1の大域的 position matching の出力及び洗練された局所的 position matching の出力(プレビュー)の集まりが、ユーザに提示され、ユーザが自分のニーズを最も良く満たすプレビューを選択することができる、第2のGUIの供給。プレビュー状態(すなわち非常に高速なモードで実施される position matching)のため、アライメントがなお非完全であるということが起こりうる。しかしながら、期待されるやり方/方向で(ステップ2からの)大域的 position matching の結果を改善するプレビュー(対応するパラメータセッティングを伴う)を選択することが重要なだけである。

20

【0075】

6. 選択されたパラメータセッティング p_s は、洗練された position matching を実施するために使用され、すなわち、ステップ2において得られる大域的変形によって初期化される。新しいパラメータセッティングによる高度に正確な position matching が、当該 ROI について実行される。ROI境界にわたる滑らかな変形を維持するために、適当な境界条件が、洗練された position matching のために選択されなければならない。システムの出力は、入力画像の一部又は全部の間のアラインされた画像又は変形フィールドである。

30

【0076】

上述の手段により、後処理ステップとしての付加の洗練のための2クリックユーザーインタラクションを有するGUIが実現されることができる。記述されたプロシージャの任意の変形及び拡張は、例えば以下の通りである：

- ユーザが position matching の正確さに満足するまで、ステップ3(ROI選択)乃至ステップ6(洗練された position matching)の「ループ」を繰り返す。
- ユーザ選択を記憶する。(i)洗練ステップの数を減らすために、及び/又は(ii)変更されたパラメータセッティングの組を制限するために、好みの選択が、後から提案されてもよい。
- ユーザは、2番目に良いもの(3番目に良いもの、その他)のプレビューを選択することもできる。サーチ範囲が、(ユーザーランキングに従って重み付けされた)n個の最良プレビューから、パラメータセッティングによってスパンされることができる。これは、ステップ6における洗練された position matching のために使用されるパラメータセッティングを更に改善することができる。

40

【0077】

要するに、変更された position matching パラメータが特に局所的に position matching の正確さを改善することができる画像 position matching の実施形態が記述されている。アプローチは、WYSIWYG態様で position matching パラメータの適応を可能にする。これは、専門知識を必要とせず

50

、最小のユーザ入力（２クリック）を必要とするだけである。

【 0 0 7 8 】

上述のプロシージャは、位置合わせパラメータが、通常、全体の画像ドメインについて一度選択されるが、特定の関心領域（ROI）内では、変更されるパラメータセッティングが、より適切でありえ、位置合わせ出力を局所的に改善することができるという観察に基づく。この観察を使用する代替のアプローチにおいて、（例えばユーザクリックされた位置の周辺の）ROI内の画像コンテンツの自動解析が提案され、これは、自動的に決定された変更されたパラメータセッティングによる後続の第２パスの位置合わせをトリガする。

【 0 0 7 9 】

この代替アプローチの主な必要準備及びステップは、以下の通りである：

- 1．任意の次元の２又はそれ以上の医療画像。
- 2．例えば（上述した）画像類似性及び規則化タームを使用する、標準パラメータセッティングによる例えば非剛体大域的画像位置合わせアルゴリズム。
- 3．第１の大域的 position 合わせ出力が（例えば、融合画像、残余、輪郭オーバーレイに関して）ユーザに表示され、（上述したように）ユーザが位置又はROIを選択することができるGUI。
- 4．ROI内の画像コンテンツの自動解析が、記憶されたセットアップのレンジから、より適切なパラメータセッティングを決定する。自動解析は、例えば強度レンジ、画像エッジ、エントロピー測定、強度ヒストグラム、エッジヒストグラム、残余の強度レンジ、解剖学的位置を（従来のセグメント化と組み合わせて）用いることができる。例えば、低強度レンジは、低コントラスト画像構造のアライメントを容易にするために、ヒストグラムイコライゼーションを動作させる。ROIにおける微細な構造の存在は、例えば、通常使用されているものよりも、高い画像解像度の使用を必要とする。

【 0 0 8 0 】

5．変更されたパラメータセッティングは、第２パスの（局所的）位置合わせを実施するために使用され、すなわちステップ２において得られた大域的変形によって初期化され、新しいパラメータセッティングによる高度に正確な位置合わせが、当該ROIについて実行される。ROI境界にわたって滑らかな変形を維持するために、適当な境界条件が、洗練された位置合わせのために選択されなければならない。システムの出力は、入力画像の一部もしくは全部の間のアラインされた画像又は変形フィールドである。

【 0 0 8 1 】

それゆえ、ユーザガイダンス（位置合わせの正確さが改善される必要がある画像領域上でワンクリック）によって駆動される完全自動解析が達成される。解析は、（i）両方の入力画像の画像コンテンツ、及び（ii）第１パスの大域的 position 合わせ結果、に基づく。それは、ユーザ指定された位置周辺の領域内で実施される。完全自動解析は、変更されたパラメータセッティングを生じさせ、変更されたパラメータセッティングは、第２パスの位置合わせのために使用される。

【 0 0 8 2 】

上記で説明されたプロシージャは、CT又は任意の他のイメージングモダリティからの画像データを処理するために適用されることができる。

【 0 0 8 3 】

本発明は、図面及び上述の説明において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、制限的なものではなく、説明的又は例示的なものであると考えることができる。本発明は、開示された実施形態に制限されない。開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。請求項において、「有する、含む（comprising）」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。単一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定的手段が相互に異なる従

10

20

30

40

50

属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。コンピュータプログラムは、例えば他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切な媒体に記憶され/配布されることができ、他の形式で、例えばインターネット又は他のワイヤード若しくはワイヤレスの通信システムを通じて、配布されることもできる。請求項における任意の参照符号は、本発明の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【 図 1 】

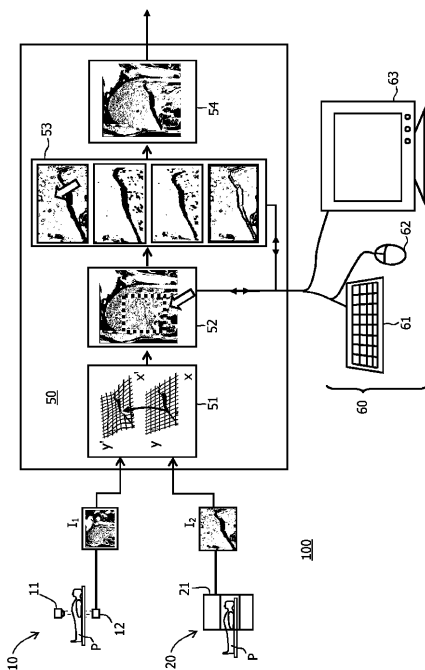


Fig. 1

【 図 2 】



Fig. 2

【 図 3 】



Fig. 3

【 図 4 】

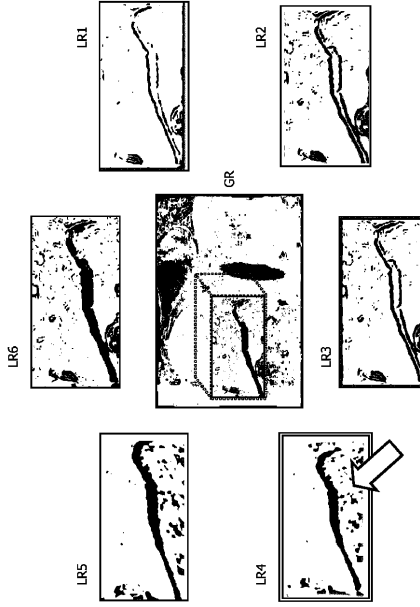


Fig. 4

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/071934

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T7/00 A61B6/00 G06T3/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/065421 A1 (BURCKHARDT DARRELL DENNIS [US]) 24 March 2005 (2005-03-24) abstract; figures 1,2,5A,5B paragraph [0026]	1-14
A	----- WO 2007/066294 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; CHAN RAYMOND C [US]; MANZKE ROBER) 14 June 2007 (2007-06-14) abstract page 7, line 30 - page 8, line 10	4-6
A	----- WO 2012/025855 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 1 March 2012 (2012-03-01) abstract	1,2
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date		"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"B" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
11 May 2015	26/05/2015	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Rimassa, Simone	

3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2014/071934

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013/182925 A1 (RAZETO MARCO [GB] ET AL) 18 July 2013 (2013-07-18) cited in the application paragraph [0074]	12
A	----- MAINTZ J B A ET AL: "A SURVEY OF MEDICAL IMAGE REGISTRATION", MEDICAL IMAGE ANALYSIS, OXFORDUNIVERSITY PRESS, OXFORD, GB, vol. 2, no. 1, 1 January 1998 (1998-01-01) , pages 1-37, XP001032679, ISSN: 1361-8423, DOI: 10.1016/S1361-8415(01)80026-8 abstract	1,2
A,P	----- US 2014/003690 A1 (RAZETO MARCO [GB] ET AL) 2 January 2014 (2014-01-02) abstract paragraph [0052] -----	1,2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2014/071934

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005065421	A1	24-03-2005	NONE
-----	-----	-----	-----
WO 2007066294	A2	14-06-2007	AT 432511 T 15-06-2009
		CN 101322156 A	10-12-2008
		EP 1960966 A2	27-08-2008
		JP 5000664 B2	15-08-2012
		JP 2009518101 A	07-05-2009
		US 2008279430 A1	13-11-2008
		WO 2007066294 A2	14-06-2007
-----	-----	-----	-----
WO 2012025855	A1	01-03-2012	CN 103069456 A 24-04-2013
		EP 2609572 A1	03-07-2013
		RU 2013112941 A	27-09-2014
		US 2013142411 A1	06-06-2013
		WO 2012025855 A1	01-03-2012
-----	-----	-----	-----
US 2013182925	A1	18-07-2013	CN 103202705 A 17-07-2013
		JP 2013141603 A	22-07-2013
		US 2013182925 A1	18-07-2013
-----	-----	-----	-----
US 2014003690	A1	02-01-2014	CN 103530890 A 22-01-2014
		JP 2014008414 A	20-01-2014
		US 2014003690 A1	02-01-2014
-----	-----	-----	-----

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	G 0 1 N	23/04	3 2 0	
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 1 N	23/10		
	A 6 1 B	5/05	3 8 0	
	A 6 1 B	8/14		
	G 0 6 T	1/00	2 9 0	

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72) 発明者 カブス スヴェン
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72) 発明者 ルーペルトツホーフエン ハイク
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72) 発明者 シュミット ホルゲル
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

F ターム(参考) 2G001 AA01 BA11 CA01 GA06 GA08 HA07 HA13 HA14 LA10
 4C093 AA22 AA26 CA01 FD03 FD11 FD12 FD13 FF11 FF19 FF20
 FF28 FF34 FF35 FF37 FF42 FG05 FG13
 4C096 AD14 DC28 DC33 DC40
 4C601 EE09 JC07 JC09 JC21 JC37 KK24 KK25 LL33
 5B057 AA07 AA08 AA09 CD02 CD03 CD20 DA07 DC05 DC08 DC23
 DC31