

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6131161号  
(P6131161)

(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-200806 (P2013-200806)  
 (22) 出願日 平成25年9月27日 (2013.9.27)  
 (65) 公開番号 特開2015-66023 (P2015-66023A)  
 (43) 公開日 平成27年4月13日 (2015.4.13)  
 審査請求日 平成27年12月17日 (2015.12.17)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (72) 発明者 王 彩華  
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内  
 審査官 湯本 照基

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像位置合わせ装置、方法、およびプログラム、並びに3次元変形モデル生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

呼吸による対象臓器の非線形的な3次元変形を表す前記対象臓器の3次元変形モデルであって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の3次元変形モデルを記憶する記憶手段と、

同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得する画像取得手段と、

前記第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、

前記推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、前記第1の3次元画像と前記第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行う位置合わせ手段とを備え、

前記位置合わせ手段が、前記推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、前記第1の3次元画像上の各画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の対応画素を見つけ出すための処理における少なくとも一つのパラメータの値を設定して前記対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、前記非剛体位置合わせを行うものである画像位置合わせ装置。

【請求項2】

呼吸による対象臓器の非線形的な3次元変形を表す前記対象臓器の3次元変形モデルで

10

20

あって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の3次元変形モデルを記憶する記憶手段と、

同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得する画像取得手段と、

前記第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、

前記推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、前記第1の3次元画像と前記第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行う位置合わせ手段とを備え、

前記位置合わせ手段が、前記第1の3次元画像上の各画素が前記各推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置に来るように前記第1の3次元画像を変形し、該変形後の第1の3次元画像と前記第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行うものである画像位置合わせ装置。

【請求項3】

前記位置合わせ手段が、準ニュートン法を用いて前記非剛体位置合わせを行うものである請求項1または2記載の画像位置合わせ装置。

【請求項4】

記憶手段と、画像取得手段と、位置推定手段と、位置合わせ手段とを備えた画像位置合わせ装置によって実行される画像位置合わせ方法であって、

前記画像取得手段が、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得し、

前記位置推定手段が、前記記憶手段に予め記憶された、呼吸による対象臓器の非線形的な3次元変形を表す前記対象臓器の3次元変形モデルであって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の3次元変形モデルを読み出し、前記第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の画素の位置を推定し、

前記位置合わせ手段が、前記推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、前記第1の3次元画像上の各画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の対応画素を見つけ出すための処理における少なくとも一つのパラメータの値を設定して前記対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、前記第1の3次元画像と前記第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行う画像位置合わせ方法。

【請求項5】

記憶手段と、画像取得手段と、位置推定手段と、位置合わせ手段とを備えた画像位置合わせ装置によって実行される画像位置合わせ方法であって、

前記画像取得手段が、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得し、

前記位置推定手段が、前記記憶手段に予め記憶された、呼吸による対象臓器の非線形的な3次元変形を表す前記対象臓器の3次元変形モデルであって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の3次元変形モデルを読み出し、前記第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第2の3次元画像上の画素の位置を推定し、

前記位置合わせ手段が、前記推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、前記第1の3次元画像上の各画素が前記各推定された前記第2の3次元画像上の画素の位置に来るように前記第1の3次元画像を変形し、該変形後の第1の3次元画像と前記第2

10

20

30

40

50

の 3 次元画像の間で非剛体位置合わせを行う画像位置合わせ方法。

【請求項 6】

コンピュータを、

呼吸による対象臓器の非線形的な 3 次元変形を表す前記対象臓器の 3 次元変形モデルであって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の 3 次元変形モデルを記憶する記憶手段と、

同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像を取得する画像取得手段と、

前記第 1 の 3 次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記 3 次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、

前記推定された前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を用いて、前記第 1 の 3 次元画像と前記第 2 の 3 次元画像の間で非剛体位置合わせを行う位置合わせ手段として機能させ、

前記位置合わせ手段が、前記推定された前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を用いて、前記第 1 の 3 次元画像上の各画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第 2 の 3 次元画像上の対応画素を見つけ出すための処理における少なくとも一つのパラメータの値を設定して前記対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、前記非剛体位置合わせを行う画像位置合わせプログラム。

【請求項 7】

コンピュータを、

呼吸による対象臓器の非線形的な 3 次元変形を表す前記対象臓器の 3 次元変形モデルであって、複数の患者の前記対象臓器の呼吸による動き情報に基づいて生成された前記対象臓器の 3 次元変形モデルを記憶する記憶手段と、

同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像を取得する画像取得手段と、

前記第 1 の 3 次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す前記対象臓器上の位置に相当する前記 3 次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ前記対象臓器上の位置を表す前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、

前記推定された前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を用いて、前記第 1 の 3 次元画像と前記第 2 の 3 次元画像の間で非剛体位置合わせを行う位置合わせ手段として機能させ、

前記位置合わせ手段が、前記第 1 の 3 次元画像上の各画素が前記各推定された前記第 2 の 3 次元画像上の画素の位置に来るように前記第 1 の 3 次元画像を変形し、該変形後の第 1 の 3 次元画像と前記第 2 の 3 次元画像の間で非剛体位置合わせを行う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、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた 2 つの 3 次元画像の間で位置合わせを行うための画像位置合わせ装置、方法、及びプログラム、並びにその位置合わせに用いられる 3 次元変形モデルの生成方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

同一の被写体を同一または異なる撮像装置を用いて異なる時点で撮影して取得した 2 つの 3 次元画像を用いた画像診断において、両画像を重ねたとき、両画像中の被写体の空間的な位置が一致する変換関数 (B-spline 変換関数等) を推定し、推定した変換関数を用いて一方または両方の画像を変形させて 2 つの画像を位置合わせする非剛体レジストレーション技術が知られている。

【0003】

非特許文献 1 には、画像空間内に所定間隔で複数の制御点を設定し、それらの制御点の位置を変位させて変形した一方の画像と他方の画像の類似度が最大となる制御点の変位量を準ニュートン法、特にL-BFGS-B法 (limited memory Broyden Fletcher Goldfarb Shanno with boundaries) を用いて決定し、このときの制御点の変位量に基づいてB-spline変換関数を推定する方法が提案されている。この方法によれば、画像全体のズレが比較的小さい2つの画像に対し非常に精密な局所位置合わせを行うことができる。

【0004】

また、特許文献 1 には、画像全体のズレが比較的大きい2つの画像の位置合わせにおいて、精密な局所位置合わせを行うのに先立って、一方の画像に対して、平行移動、回転または拡大・縮小という線形的な変換処理 (アフィン変換等) を施し、予め画像全体の概略位置合わせを行うことによって、局所位置合わせの精度を向上させる方法が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 324238 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】David Mattes ; David R. Haynor ; Hubert Vesselle ; Thomas K. Lewellyn ; William Eubank, 「Non-rigid multimodality image registration」、Proc. SPIE 4322, Medical Imaging 2001: Image Processing, p. 1609-1620

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、精密な局所位置合わせに先立って行う概略位置合わせとして、アフィン変換等の線形的な変換処理を行う特許文献 1 に記載の方法では、非線形的な変形を示す肺などの臓器を被写体とする画像同士の位置合わせにおいては、精密な局所位置合わせに先立って概略位置合わせを行ったとしても、部分的に、後続の精密な局所位置合わせを適切に行い得る程度に十分な精度に概略位置合わせを行うことができない領域が生じる場合があるという問題がある。

30

【0008】

本発明は、上記事情に鑑み、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた2つの3次元画像間においてより正確な位置合わせを行うことができる画像位置合わせ装置、方法、およびプログラム、並びにその位置合わせに用いられる3次元変形モデルの生成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の画像位置合わせ装置は、呼吸による対象臓器の内部の非線形的な3次元変形を表す対象臓器の3次元変形モデルを記憶する記憶手段と、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得する画像取得手段と、第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す対象臓器上の位置に相当する3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ対象臓器上の位置を表す第2の3次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、推定された第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、第1の3次元画像と第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行う位置合わせ手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0010】

ここで、2つの3次元画像間で位置合わせを行うとは、それぞれの画像に含まれる被写体同士の位置が合うよう一方または両方の画像を変形することをいう。

【0011】

50

上記画像位置合わせ装置において、位置合わせ手段は、推定された第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、第1の3次元画像上の各画素と同じ対象臓器上の位置を表す第2の3次元画像上の対応画素を見つけ出すための処理における少なくとも一つのパラメータの値を設定して対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、非剛体位置合わせを行うものであってもよい。

【0012】

ここで、対応画素を見つけ出すための処理におけるパラメータには、たとえば、B-spline変換関数により位置合わせを行う場合においてB-spline変換関数の各制御点に割り当てられる変位量の初期値、モーションベクトルにより位置合わせを行う場合において各画素に与えられるモーションベクトル、第2の3次元画像上に探索範囲を設定してその範囲内

10

【0013】

上記画像位置合わせ装置において、位置合わせ手段は、第1の3次元画像上の各画素が各推定された第2の3次元画像上の画素の位置に来るように第1の3次元画像を変形し、該変形後の第1の3次元画像と第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行うものであってもよい。

【0014】

上記画像位置合わせ装置において、位置合わせ手段は、準ニュートン法を用いて非剛体位置合わせを行うものであってもよい。

20

【0015】

本発明の3次元変形モデル生成方法は、上記画像位置合わせ装置に用いられる3次元変形モデルを生成する方法であって、複数の患者のそれぞれについて、患者ごとに対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた複数の3次元画像を取得し、該取得された各患者の複数の3次元画像において、対象臓器内の複数のサンプリングされた点をそれぞれ表す画素を特定し、該各特定された画素の複数の3次元画像における位置のズレに基づいて、複数のサンプリングされた点の前記位相の変化による変位を取得し、取得された変位を統計的に用いて、呼吸による対象臓器の内部各点の変位を決定することにより、対象臓器の3次元変形モデルを生成することを特徴とするものである。

【0016】

30

本発明の画像位置合わせ方法は、記憶手段と、画像取得手段と、位置推定手段と、位置合わせ手段とを備えた画像位置合わせ装置によって実行される方法であって、画像取得手段が、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得し、位置推定手段が、記憶手段に予め記憶された呼吸による対象臓器の内部の非線形的な3次元変形を表す対象臓器の3次元変形モデルを読み出し、第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す対象臓器上の位置に相当する3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ対象臓器上の位置を表す第2の3次元画像上の画素の位置を推定し、位置合わせ手段が、前記推定された第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、第1の3次元画像と第2の3次元画像の間で非剛体位置合わせを行うことを特徴とする

40

【0017】

本発明の画像位置合わせプログラムは、コンピュータを、呼吸による対象臓器の内部の非線形的な3次元変形を表す対象臓器の3次元変形モデルを記憶する記憶手段と、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第1の3次元画像と第2の3次元画像を取得する画像取得手段と、第1の3次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、該画素が表す対象臓器上の位置に相当する3次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、前記画素と同じ対象臓器上の位置を表す第2の3次元画像上の画素の位置を推定する位置推定手段と、推定された第2の3次元画像上の画素の位置を用いて、第1の3次元画像と第2の3次元画像の間で非剛体位置

50

合わせを行う位置合わせ手段として機能させるためのものである。

【 0 0 1 8 】

また、上記画像処理プログラムは、通常、複数のプログラムモジュールからなり、上記各手段の機能は、それぞれ、一または複数のプログラムモジュールにより実現される。これらのプログラムモジュール群は、C D - R O M , D V D などの記録メディアに記録され、またはサーバコンピュータに付属するストレージやネットワークストレージにダウンロード可能な状態で記録されて、ユーザに提供される。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明の画像位置合わせ装置、方法、およびプログラムによれば、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像の間で位置合わせを行う際に、予め生成されて記憶手段に記憶された、呼吸による対象臓器の内部の非線形的な 3 次元変形を表す対象臓器の 3 次元変形モデルを記憶手段から読み出し、第 1 の 3 次元画像上の対象臓器領域内の複数のサンプリングされた画素のそれぞれについて、その画素が表す対象臓器上の位置に相当する 3 次元変形モデル上の点の前記位相の変化による変位を用いて、その画素と同じ対象臓器上の位置を表す第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を推定し、すなわち、対象臓器の非線形的な変形特性に基づいて第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像の間における画素の対応関係を高精度で推定し（概略位置合わせ）、その推定された第 2 の 3 次元画像上の画素の位置を用いて、第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像の間で非剛体位置合わせ（局所位置合わせ）を行うようにしているので、局所位置合わせに先立って行う概略位置合わせとして、アフィン変換等の線形的な変換処理を行う上記従来の方法に比べて、より正確な位置合わせを行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 本発明の実施形態における画像位置合わせ装置の概略構成図

【 図 2 】 3 次元変形モデルの生成方法を説明するための図

【 図 3 】 本発明の実施形態における画像位置合わせ装置の動作を示すフローチャート

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明の画像位置合わせ装置、方法、およびプログラム、並びに 3 次元変形モデル生成方法の実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。本発明は、同じ患者の様々な対象臓器を任意の異なる呼吸位相で撮影して得られた 2 つの 3 次元画像の間で位置合わせを行う処理に適用可能であるが、ここでは、対象患者の肺（胸部）を最大吸気位（息を吸いきったところ）で撮影して得られた吸気時の 3 次元画像 2 1（第 1 の 3 次元画像）と、最大呼気位（息をはききったところ）で撮影して得られた呼気時の 3 次元画像 2 2（第 1 の 3 次元画像）の位置合わせに本発明を適用した例をもとに説明を行う。

【 0 0 2 2 】

図 1 に、医師が使用するコンピュータに、画像位置合わせプログラムをインストールすることにより実現された画像位置合わせ装置の概略構成を示す。画像位置合わせ装置 1 は、プロセッサおよびメモリを備え、さらに、H D D（Hard Disk Drive）等のストレージ 2 を備えている。また、画像位置合わせ装置 1 には、ディスプレイ等の表示装置 3 と、マウス、キーボード等の入力装置 4 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

画像位置合わせプログラムとそのプログラムが参照するデータは、ストレージ 2 に記憶され、起動時にメモリにロードされる。画像処理プログラムは、C P U に実行させる処理として、画像取得処理と、位置推定処理と、位置合わせ処理と、表示制御処理とを規定している。

【 0 0 2 4 】

そして、プログラムの規定にしたがって、C P U が上記各処理を実行することにより、コンピュータは、後述の画像取得部 1 1 と、位置推定部 1 2 と、位置合わせ部 1 3 と、表

示制御部 14 として機能する。

#### 【0025】

ストレージ 2 には、撮影を担当する検査部門から転送された、第 1 の 3 次元画像および第 2 の 3 次元画像、もしくはデータベース検索により取得された第 1 の 3 次元画像および第 2 の 3 次元画像が記憶される。本実施の形態では、C T (Computed Tomography)、M R I (Magnetic Resonance Imaging) などの撮影装置により一人の対象患者の肺 (胸部) を、最大吸気位で撮影して得られた吸気時の 3 次元画像 21 (第 1 の 3 次元画像) と、最大呼気位で撮影して得られた呼気時の 3 次元画像 22 (第 2 の 3 次元画像) がそれぞれ、検査部門から転送され、ストレージ 2 に記憶されている。また、ストレージ 2 には、後述の 3 次元変形モデル生成方法により予め生成された、呼吸による肺内部の非線形的な 3 次元変形を表す肺の 3 次元変形モデル 25 が記憶されている。

10

#### 【0026】

ここで、肺の 3 次元変形モデル 25 の生成方法について説明する。まず、老若男女、さまざまな体型の複数の患者 (全患者数  $N$ ) のそれぞれについて、肺 (胸部) を最大吸気位で撮影して得られた吸気時の 3 次元画像  $M I$  と、最大呼気位で撮影して得られた呼気時の 3 次元画像  $M E$  を取得する。ここでは、図 2 に吸気時の 3 次元画像  $M I$  および呼気時の 3 次元画像  $M E$  のイメージ画像を示す。なお、図 2 では、理解を容易にするために 3 次元空間領域を 2 次元平面として表現している。

#### 【0027】

次いで、各患者 ( $n$  番目の患者:  $n=1 \sim N$ ) の吸気時の 3 次元画像  $M I$  および呼気時の 3 次元画像  $M E$  において、図 2 に示すように、同じ解剖構造上の位置を表す点 (以下、「ランドマーク」という) のペア  $P_{0k}, P_{1k}$  ( $k=1 \sim K$ :  $K$  は各 3 次元画像におけるランドマークの数) を特定し、吸気時の 3 次元画像  $M I$  上のランドマーク  $P_{0k} = (x_{0k}, y_{0k}, z_{0k})$  に対応する呼気時の 3 次元画像  $M E$  上のランドマーク  $P_{1k} = (x_{1k}, y_{1k}, z_{1k})$  を求める。このとき、各ランドマークの位置は、自動でまたはユーザによる手動の入力に基づいて特定することができる。

20

#### 【0028】

次いで、吸気時の 3 次元画像  $M I$  および呼気時の 3 次元画像  $M E$  において、肺野領域を抽出する。肺野領域の抽出方法としては、各画像データから、画素ごとの濃度値をヒストグラム化し、肺野領域を閾値処理して抽出する方法や、部分的なヒストグラムを用いて閾値処理し、輪郭をスプライン曲線で近似する方法などを用いることができる。

30

#### 【0029】

次いで、図 2 に示すように、吸気時の 3 次元画像  $M I$  および呼気時の 3 次元画像  $M E$  のそれぞれにおいて前記各抽出された肺野領域の  $x$  軸、 $y$  軸および  $z$  軸の各方向における両端の位置から内側の領域からなるサブボリューム  $R_0, R_1$  を求める。そして、それらのサブボリューム  $R_0, R_1$  の  $x$  軸、 $y$  軸および  $z$  軸の各方向における位置および大きさが一致するよう、呼気時の 3 次元画像  $M E$  に対し拡大/縮小および平行移動の処理を施した場合における、 $x$  軸、 $y$  軸および  $z$  軸の各方向における拡大/縮小を規定する行列  $S_n = (s_x^n, s_y^n, s_z^n)$  と、 $x$  軸、 $y$  軸および  $z$  軸の各方向に沿った平行移動を規定する行列  $T_n = (t_x^n, t_y^n, t_z^n)$  とを求め、下記に示す式 (1) により、呼気時の 3 次元画像  $M E$  上のランドマーク  $P_{1k}$  に対し行列  $S_n$  による拡大/縮小および行列  $T_n$  による平行移動の処理を施し、拡大/縮小および平行移動の処理が施された呼気時の 3 次元画像  $M E'$  上におけるランドマーク  $P_{1k}'$  の位置を計算する。

40

#### 【数 1】

$$P'_{1k} = S_n P_{1k} + T_n; \quad S_n = \begin{pmatrix} s_x^n & & \\ & s_y^n & \\ & & s_z^n \end{pmatrix}; \quad T_n = (t_x^n, t_y^n, t_z^n)^T \quad \dots (1)$$

#### 【0030】

50

次いで、吸気時の３次元画像ＭＩ上の全てのランドマック $P_{0k}$ のそれぞれについて、そのランドマック $P_{0k}$ の吸気時の３次元画像ＭＩ上における位置を基準とした、前記計算により求めた３次元画像 $ME'$ 上におけるランドマック $P_{1k}'$ の位置のズレ（動き量） $v(P_{0k}) = P_{1k}' - P_{0k}$ を計算し、計算された全てのランドマック $P_{0k}$ におけるズレ（動き量）を用いて、下記に示す式（２）により、吸気時の３次元画像ＭＩ上の任意の点 $P_n = (x, y, z)$ でのズレ（動き量）を表すベクトル場 $V_n(P_n)$ を計算する。

【数２】

$$V_n(P_n) = \frac{1}{w(P_n)} \sum_{k=1}^K V_k(P_n) \exp(-\|P_n - P_{0k}\|^2 / 2\sigma^2) \quad \dots (2)$$

$$w(P_n) = \sum_{k=1}^K \exp(-\|P_n - P_{0k}\|^2 / 2\sigma^2)$$

【００３１】

そして、全ての患者のそれぞれについての前記ベクトル場の計算が完了すると、それらの計算されたベクトル場を統計的に用いて肺の３次元変形モデルを生成する。具体的には、まず、標準肺野ボリューム（例えば $256 \times 256 \times 256$ ボクセル）を定義し、各患者（ $n$ 番目の患者： $n=1 \sim N$ ）の吸気時の３次元画像ＭＩ（基準画像）において前記求められたサブボリューム $R_0$ の大きさが標準肺野ボリュームの大きさに一致するように、その患者の吸気時の３次元画像ＭＩに対し拡大／縮小を行う場合における、 $x$ 軸、 $y$ 軸および $z$ 軸の各方向における拡大／縮小を規定する行列 $S_{mn} = (s_x^{mn}, s_y^{mn}, s_z^{mn})$ を求め、下記に示す式（３）により、その患者について求められたベクトル場を行列 $S_{mn}$ により拡大／縮小して正規化する。

【数３】

$$P_m = S_{mn} P_n; \quad S_{mn} = \begin{pmatrix} s_x^{mn} & & \\ & s_y^{mn} & \\ & & s_z^{mn} \end{pmatrix}; \quad v_n^m(P_m) = S_{mn} v_n(P_n) \quad \dots (3)$$

【００３２】

次いで、前記正規化された全ての患者のベクトル場を統計的に用いて、それらのベクトル場を代表する１つのベクトル場を導出し、肺の３次元変形モデル２５とする。複数のベクトル場を代表する１つのベクトル場を求める最も簡単な手法の一つとしては、下記の式（４）に示すように、正規化された全ての患者のベクトル場の平均を求める方法がある。なお、本実施形態では、これにより求められた肺の３次元変形モデル２５を、非剛体位置合わせにおける利用に適したB-spline変換関数の形でストレージ２に記憶する。

【数４】

$$v^m(P_m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N v_n^m(P_m) \quad \dots (4)$$

【００３３】

画像取得部１１は、対象患者の吸気時の３次元画像２１（第１の３次元画像）および呼気時の３次元画像２２（第１の３次元画像）をストレージ２からメモリに取得する。本実施形態では、画像位置合わせ装置１は、選択メニューにおいて所定の位置合わせ機能が選択されたことを検出すると、ユーザに、第１および第２の３次元画像の特定に必要な情報の選択または入力を促す。そして、ユーザの入力装置４の操作により、第１および第２の３次元画像が特定されると、画像取得部１１は、吸気時の３次元画像２１および呼気時の３次元画像２２をストレージ２からメモリに取得する。

【００３４】

10

20

30

40

50



位置推定部 12 は、上記 3 次元変形モデル生成方法により予め生成されてストレージ 2 に記憶されている肺の 3 次元変形モデル 25 をストレージ 2 から読み出し、その 3 次元変形モデル 25 に基づいて吸気時の 3 次元画像 21 と呼気時の 3 次元画像 22 の間における画素の対応関係を推定する。具体的には、まず、吸気時の 3 次元画像 21 および呼気時の 3 次元画像 22 の各画像において、肺野領域を抽出する。肺野領域の抽出方法としては、各画像データから、画素ごとの濃度値をヒストグラム化し、肺野領域を閾値処理して抽出する方法や、部分的なヒストグラムを用いて閾値処理し、輪郭をスプライン曲線で近似する方法などを用いることができる。

#### 【0035】

次いで、吸気時の 3 次元画像 21 および呼気時の 3 次元画像 22 のそれぞれにおいて前記各抽出された肺野領域の x 軸、y 軸および z 軸の各方向における両端の位置から内側の領域からなるサブボリュームを求める。そして、吸気時の 3 次元画像 21 において求められたサブボリュームの大きさが標準肺野ボリュームの大きさに一致するように、吸気時の 3 次元画像 21 に対し拡大/縮小を行う場合における、x 軸、y 軸および z 軸の各方向における拡大/縮小を規定する行列  $S_{mn} = (s_x^{mn}, s_y^{mn}, s_z^{mn})$  を求め、その求められた行列  $S_{mn}$  を用いて、下記に示す式 (5) により、肺の 3 次元変形モデル 25 のベクトル場  $v_n^m(P_m)$  のスケールを調整することにより、対象患者の吸気時の 3 次元画像 21 にスケールが合わせられてなるベクトル場  $v_n(P_n)$  を求める。

#### 【数 5】

$$v_n(P_n) = S_{mn}^{-1} v_n^m(P_m) \quad \dots (5)$$

#### 【0036】

上記の式 (5) により求められたベクトル場  $v_n(P_n)$  は、吸気時の 3 次元画像 21 と呼気時の 3 次元画像 22 において前記求められた肺野領域のサブボリュームが同じサイズに揃えられた状態での肺内部組織のズレ (動き量) を表すものであり、肺野領域全体のサイズの変化に伴う動きは排除されていることから、位置推定部 12 は、さらに、吸気時の 3 次元画像 21 と呼気時の 3 次元画像 22 のそれぞれにおいて前記各求められたサブボリューム同士の x 軸、y 軸および z 軸の各方向における位置および大きさが一致するように、呼気時の 3 次元画像 22 に対し拡大/縮小および平行移動の処理を施した場合における、x 軸、y 軸および z 軸の各方向における拡大/縮小を規定する行列  $S = (s_x, s_y, s_z)$  と、x 軸、y 軸および z 軸の各方向に沿った平行移動を規定する行列  $T = (t_x, t_y, t_z)$  とを求め、下記に示す式 (6) により、前記ベクトル場  $v_n(P_n)$  を補正し、肺野領域全体のサイズの変化に伴う動きが反映された n ベクトル場  $u_n(P_n)$  を求める。

#### 【数 6】

$$u_n(P_n) = S^{-1}(P_n + v_n(P_n) - T) - P_n \quad \dots (6)$$

#### 【0037】

そして、位置推定部 12 は、吸気時の 3 次元画像 21 の任意の画素  $P_n$  に対し、上記の式 (6) により求められたベクトル場  $u_n(P_n)$  の同じ位置 (座標) で定義されているベクトルによる変位を与え、変位後の画素の位置 (座標) を、その画素  $P_n$  と同じ解剖構造上の位置を表す呼気時の 3 次元画像 22 上の画素の位置 (座標) と推定する。これにより、吸気時の 3 次元画像 21 と呼気時の 3 次元画像 22 の間における画素の対応関係が推定されることとなる。

#### 【0038】

位置合わせ部 13 は、位置推定部 12 による前記推定結果を用いて、吸気時の 3 次元画像 21 と呼気時の 3 次元画像 22 の間で非剛体位置合わせを行う。位置合わせ部 13 は、たとえば、B-spline 変換関数の各制御点に割り当てる変位量の初期値 (パラメータ) を、位置推定部 12 による第 1 の 3 次元画像と第 2 の 3 次元画像の間における画素の対応関係の推定結果を用いて設定し、B-spline 変換関数を用いて吸気時の 3 次元画像 21 を変形さ

せて、変形した吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22との類似度を、変形した吸気時の3次元画像21の画素値と呼気時の3次元画像22の対応する画素値の類似性の尺度を表す評価関数により評価することを、B-spline変換関数の各制御点に割り当てる変位量を少しずつ変化させながら繰り返し行い、前記評価関数の評価値が最大となるB-spline変換関数を求め、その求められた変換関数により吸気時の3次元画像21を変形する。

【0039】

このとき、B-spline変換関数の各制御点に割り当てる変位量の初期値（パラメータ）の設定は、具体的には、そのB-spline変換関数により変形した吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22を重ねたとき、変形した吸気時の3次元画像21の各画素と、その画素に対応しているものとして位置推定部12により推定された、呼気時の3次元画像22上の画素の位置とが一致するような変形を与えられる値を設定することにより行う。

10

【0040】

表示制御部14は、位置合わせ部13により生成された変形後の吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22とを比較可能に表示装置3に表示させる。また、ユーザの入力などの必要に応じて、取得した変形前の吸気時の3次元画像21および呼気時の3次元画像22および/または本実施形態の画像処理プログラムの実行過程で生成した各画像を表示装置3に表示させる。

【0041】

図3は本発明の画像位置合わせ方法の好ましい実施形態を示すフローチャートである。図3を参照して、本実施形態の画像位置合わせ処理について説明する。

20

【0042】

まず、画像取得部11は、対象患者の肺（胸部）を、最大吸気位で撮影して得られた吸気時の3次元画像21（第1の3次元画像）および最大呼気位で撮影して得られた呼気時の3次元画像22（第2の3次元画像）をストレージ2からメモリに取得する（S1）。次に、位置推定部12は、予め生成されてストレージ2に記憶されている、肺の3次元変形モデル25をストレージ2から読み出し、その3次元変形モデル25に基づいて吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22の間における画素の対応関係を推定する（S2）。ここでは、まず、肺の3次元変形モデル25を、対象患者の吸気時の3次元画像21から呼気時の3次元画像22への画像変形に適合させたベクトル場 $u_n(P_n)$ を求め、次いで、吸気時の3次元画像21の任意の画素 $P_n$ に対し、求められたベクトル場 $u_n(P_n)$ の同じ位置で定義されているベクトルによる変位を与え、変位後の画素の位置を、その画素 $P_n$ と同じ解剖構造上の位置を表す呼気時の3次元画像22上の画素の位置（座標）と推定する。

30

【0043】

次いで、位置合わせ部13は、位置推定部12による画素位置の推定結果を用いて、吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22の間で非剛体位置合わせを行う（S3）。このとき、位置合わせ部13は、前記ステップS3の処理において推定された呼気時の3次元画像22上の画素の位置を用いて、吸気時の3次元画像21上の各画素と同じ肺野領域上の位置を表す呼気時の3次元画像22上の対応画素を見つけ出すための処理（最適なB-spline変換関数を求める処理など）における少なくとも一つのパラメータの値を設定して前記対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、非剛体位置合わせを行う。そして、表示制御部15は、位置合わせされた吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22とを比較可能に並列表示し（S4）、処理を終了する。

40

【0044】

上記本実施形態の画像位置合わせ装置1によれば、画像取得部11により取得された、同じ患者の対象臓器を呼吸の異なる位相で撮影して得られた吸気時の3次元画像21と呼気時の3次元画像22の間で位置合わせを行う際に、位置推定部12が、予め生成されてストレージ2に記憶された、呼吸による対象臓器の内部の非線形的な3次元変形を表す対象臓器の3次元変形モデル25をストレージ2から読み出し、その3次元変形モデル25

50

に基づいて吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間における画素の対応関係を推定し、すなわち、対象臓器の非線形的な変形特性に基づいて吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間における画素の対応関係を高精度で推定し（概略位置合わせ）、位置合わせ部１３が、位置推定部１２による画素位置の推定結果を用いて、吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間で非剛体位置合わせ（局所位置合わせ）を行っているので、局所位置合わせに先立って行う概略位置合わせとして、アフィン変換等の線形的な変換処理を行う上記従来の方法に比べて、より正確な位置合わせを行うことができる。

#### 【００４５】

なお、上記実施の形態では、位置合わせ部１３が、位置推定部１２により推定された呼気時の３次元画像２２上の画素の位置を用いて、吸気時の３次元画像２１上の各画素と同じ対象臓器上の位置を表す呼気時の３次元画像２２上の対応画素を見つけ出すための処理における少なくとも一つのパラメータの値を設定して前記対応画素を見つけ出すための処理を行うことにより、吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間で直接非剛体位置合わせを行うものである場合について説明したが、たとえば、まずは、吸気時の３次元画像２１上の各画素が前記各推定された呼気時の３次元画像２２上の画素の位置に来るように吸気時の３次元画像２１を変形し、その後に、変形後の吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間で非剛体位置合わせを行うことによって、吸気時の３次元画像２１と呼気時の３次元画像２２の間の非剛体位置合わせを行うものであってもよい。

#### 【符号の説明】

#### 【００４６】

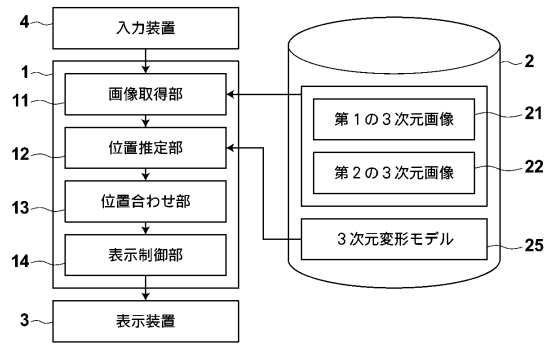
- １ 画像処理装置
- ２ ストレージ
- ３ 表示装置
- ４ 入力装置
- １１ 画像取得部
- １２ 位置推定部
- １３ 位置合わせ部
- １４ 表示制御部
- ２１ 吸気時の３次元画像（第１の３次元画像）
- ２２ 呼気時の３次元画像（第２の３次元画像）
- ２５ ３次元変形モデル

10

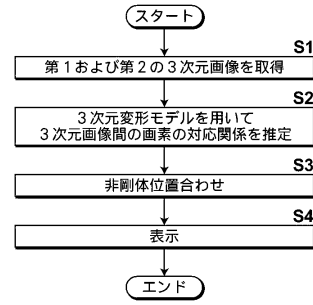
20

30

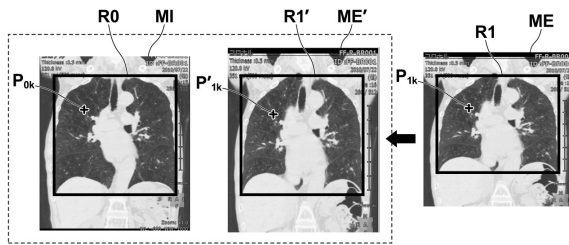
【図 1】



【図 3】



【図 2】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2005-528974(JP,A)  
特表2009-522005(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/03  
A61B 5/055