

(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2008-541859

(P2008-541859A)

(43) 公表日 平成20年11月27日(2008.11.27)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2008-513624 (P2008-513624)
 (86) (22) 出願日 平成18年5月23日 (2006. 5. 23)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年1月25日 (2008. 1. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/019926
 (87) 国際公開番号 W02007/008289
 (87) 国際公開日 平成19年1月18日 (2007. 1. 18)
 (31) 優先権主張番号 60/683, 588
 (32) 優先日 平成17年5月23日 (2005. 5. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 11/437, 229
 (32) 優先日 平成18年5月19日 (2006. 5. 19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

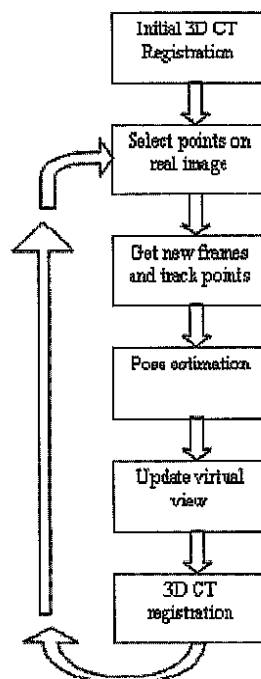
(71) 出願人 501139858
 ザ ペン ステイト リサーチ ファンデーション
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア 1 6 8
 0 2, ユニバーシティー パーク, オ
 ールド メイン 3 0 4
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100086771
 弁理士 西島 孝喜
 (74) 代理人 100109070
 弁理士 須田 洋之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3D-2D姿勢推定に基づく案内方法及び生の気管支鏡検査への応用を有する3D-CTレジストレーション

(57) 【要約】

生で気管支鏡または他の内視鏡処置中の医師を案内する方法。気管支鏡の3D運動は、高速粗追跡ステップ及びそれに続く精レジストレーションステップを使用して推定される。追跡は、複数の連続気管支鏡ビデオフレームにまたがる1組の対応特色点を見出し、次いで気管支鏡の新しい姿勢を推定することによって行う。好ましい実施の形態では、姿勢推定は、回転マトリックスの線形化に基づく。現在の気管支鏡ビデオ画像の全域にわたって1組の対応点を与え、またCTをベースとする仮想画像を入力として与えることによって、同じ方法を手動レジストレーションにも使用することができる。精レジストレーションステップは、気管支鏡ビデオ画像とCTをベースとする仮想画像との間の相関を最大化する勾配をベースとするガウス・ニュートン法であることが好ましい。気管支鏡の3D運動をループで推定することによって、連続案内が提供される。奥行きマップ情報が利用可能であるので、追跡は、3D-2D姿勢推定問題を解くことによって行うことができる。3D-2D姿勢推定問題は、2D-2D姿勢推定問題よりも拘束的であり、基



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

診断処置に関連して案内を提供する方法であって、
身体管腔(lumen)の以前に取得した画像データを準備するステップと、
上記身体管腔の生の画像データを取得するステップと、
上記以前に取得した画像データと上記生の画像データとをリアルタイムで、またはほぼリアルタイムでレジスタするステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

上記以前に取得した画像データと上記生の画像データとをレジスタするステップは、診断処置中に器具を案内するために使用されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

上記器具は、内視鏡、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡であることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

上記以前に取得した画像データは、仮想画像データから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック(CT)画像データから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

上記以前に取得した画像データは、予めレコードされたビデオソースから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

上記生の画像データは、上記診断処置中に取得したビデオデータから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

上記生の画像データは、到来する仮想画像のストリームから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

30

a) 奥行き情報を含む以前に取得した画像データを準備するステップと、
b) 生の画像データを供給するために器具を使用するステップと、
c) 上記奥行き情報を使用し、また上記生のビデオ画像に関連する複数の点を追跡して上記器具の三次元(3D)運動を推定するステップと、
d) 3D-2D姿勢推定問題を解くことによって新しい姿勢を決定するステップと、
e) 上記新しい姿勢に基づいて上記以前に取得した画像データを更新するステップと、
f) 上記処置を完了させるために、上記ステップ c)乃至 e)をシステム内において繰り返すステップと、
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

40

上記姿勢推定は、回転マトリックスの線形化に基づくことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

上記器具の3D運動の推定に伴う誤差を最小にするために、精レジストレーションステップを遂行するステップを更に含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

上記精レジストレーションステップは、勾配をベースとするガウス・ニュートン法に基づくことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

上記精レジストレーションステップは、

50

身体管腔の仮想画像を計算するステップと、

上記身体管腔の仮想画像と、生のビデオ画像との間の費用を最小化するステップと、
を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック (CT) スライスから導出されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 15】

上記器具は、内視鏡、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡であることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 16】

上記以前に取得した画像データを上記生の画像データとレジスタし、現在の奥行きマップを求めるステップと、

上記生の画像データに関連する複数の点を選択するステップと、

連続する複数のフレームにわたって上記複数の点を追跡し、上記追跡された点の二次元 (2D) 運動を推定するステップと、

上記追跡された点の 2D 運動及び上記現在の奥行きマップを使用して、上記器具の三次元 (3D) 運動を導出するステップと、

を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 17】

上記連続フレームの 1 つにおける n 点の 3D 位置 (W_i) 及びそれらの 2D 画像 (u_i, v_i) は、別の参照フレームにおける透視を通して知られ、

上記姿勢推定は、上記 (W_i) 及び (u_i, v_i) を使用して回転及び並進 (R, T) について解く、

ことを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

上記 R は、姿勢推定中に線形化される三次元マトリックスであることを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】

身体管腔を通してビューイング器具を案内するシステムであって、

身体管腔の以前に取得した画像データを格納するデータベースと、

上記身体管腔の生の画像データを受信する入力と、

上記データベース及び上記入力と通信し、上記以前に取得した画像データと上記生の画像データとをリアルタイムで、またはほぼリアルタイムでレジスタするように動作するプロセッサと、

を含むことを特徴とするシステム。

【請求項 20】

上記管腔の以前に取得した画像データを格納するデータベースは、奥行き情報を含むことを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

上記プロセッサは更に、

a) 上記奥行き情報を使用し、また上記生のビデオ画像に関連する複数の点を追跡して三次元運動を推定し、

b) 3D - 2D 姿勢推定問題を解くことによって新しい姿勢を決定する、
ように動作することを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 22】

上記プロセッサは更に、回転マトリックスを線形化して 3D - 2D 姿勢推定問題を解くように動作することを特徴とする請求項 21 に記載のシステム。

【請求項 23】

上記プロセッサは更に、三次元運動の推定に伴う誤差を最小化するために、精レジストレーションステップを遂行するように動作することを特徴とする請求項 19 に記載のシス

10

20

30

40

50

テム。

【請求項 2 4】

上記精レジストレーションは、勾配をベースとするガウス・ニュートン法を使用することを特徴とする請求項 2 3 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

上記精レジストレーションは、
身体管腔の仮想画像を計算し、

上記仮想画像と上記生の画像データとの間の費用を最小化することを
含むことを特徴とする請求項 2 3 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック（ＣＴ）スライスから導出されることを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

上記生の画像データを入手するために、内視鏡、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡を更に含むことを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、一般的には気管支鏡検査法に関し、特定的には生で気管支鏡検査中の、または他の応用中の医師を案内する方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

肺癌を判断する場合、医師は抹消小結節または縦隔リンパ節のような疑わしい癌サイトの生体検査を遂行する必要がある。これらのサイトは、胸郭の 3 D C T 画像データを分析することによって先ず識別される。その後、気管支鏡検査中に、医師は気管支鏡から入手したビデオの援助を得てこれらのサイトへ到達しようとする。標準気管支鏡検査の成否は、医師の熟達レベル及び経験に大きく依存する。もし処置中に医師がある形状の案内を受ければ、気管支鏡検査の成功は増大することになる。

【0 0 0 3】

過去数年内に幾つかの案内方法が示唆されてきた [1 - 5]。それらの全ては、奥行きデータ及び視覚データの両方を得るために、気管表面の C T をベースとする（仮想）管腔内レンダリングを使用している。これらは、仮想レンダリング及び到来ビデオフレームを使用して気管支鏡の 3 D 位置及び配向（姿勢）を見出すことを試みている。Bricaultらは、気管支鏡ビデオ（実）と 3 D C T 仮想気管支鏡画像とをレジスタする方法を提唱した [1]。この方法は、実画像の 3 D 表面を見出すために陰影付け技術からの分割（セグメンテーション）及び形状を使用し、次いで計算された表面と仮想表面との 3 D - 3 D レジストレーションを行う。

【0 0 0 4】

Moriらは、必須マトリックスを計算し、次いでPowellの方法による画像レジストレーションを使用して残留運動の推定を行うことによって気管支鏡運動を推定するために、先ず、実フレーム全域にわたる 1 組の点を追跡する方法を提唱した [3]。参考文献 [5] においてMoriらは、レジスタされる画像面積を減少させるために、気管支鏡の運動及び新しい類似性の尺度の予測にカルマンフィルタを使用している。Helfertyらは、粗追跡及び精レジストレーションアプローチを使用している [2、6]。この追跡は、運動パラメータを推定するために、標準オプティカルフロー制約式及び仮想レンダリングからの奥行き情報を使用することによって実現されている。このレジストレーションは、シンプレックス方法を使用して実画像と仮想画像との間の相互情報を最大化することによって行われる。

【0 0 0 5】

Bricaultらが提唱した方法は追跡を含まず、分岐画像に限定される [1]。Moriらの方法は追跡のために必須マトリックスを [3]、そしてレジストレーションのためにPowell

10

20

30

40

50

の方法を計算する。このアプローチは3つの限界を有している。第1に、Powellの方法を使用することによって、レジストレーションステップが低速になる。第2に、もし点のサブセットが共面であれば、必須マトリックスを決定することができない[7]。第3に、並進は、推定された必須マトリックスからのスケールまでしか回復することができない[7]。追跡のためにHelfertyらが採用したオプティカルフローアプローチは、ワーピング及び画像のための勾配の繰り返し計算を含むので、追跡は低速である[2、6]。シンプレックス法の使用は、レジストレーションステップをも低速にする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

10

本発明は、広義では、診断処置に関連して案内を提供するシステム及び方法に関する。本方法は、以前に取得した身体管腔の画像データを準備するステップと、身体管腔の生の画像データを取得するステップと、以前に取得した画像データと生の画像データとをリアルタイムで、またはほぼリアルタイムでレジスタするステップとを含む。好ましい実施の形態においては、内視鏡、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡のような器具を案内するために、レジストレーションを使用する。

【0007】

以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック(CT)スライスを含む仮想画像データから導出することができる。代替として、以前に取得した画像データは予めレコードされているビデオ画像から導出することができる。生の画像データは、診断処置中に取得したビデオデータから導出することも、または到来仮想画像のストリームから導出することもできる。

20

【0008】

本発明は、生の気管支鏡検査中の案内に特定の適用性を有している。気管支鏡の3D運動は、高速粗追跡ステップと、それに続く補正の目的から必要な精レジストレーションステップを使用して推定される。追跡は、複数の連続気管支鏡ビデオフレーム全体にわたって1組の対応特色点を見出し、次いで気管支鏡の新しい姿勢を推定することに基づく。

【0009】

好ましい実施の形態においては、姿勢推定は、回転マトリックスを線形化することに基づく。入力として現在の気管支鏡ビデオ画像全域にわたる1組の対応点、及びCTをベースとする仮想画像を与えることによって、この方法を相互レジストレーションのためにも使用することができる。

30

【0010】

精レジストレーションステップは勾配をベースとするガウス・ニュートン法であり、これは気管支鏡ビデオ画像と、CTをベースとする仮想画像との間の相関をベースとする費用(コスト)を最大にする。気管支鏡の3D運動をループで推定することによって、連続案内が提供される。

【0011】

奥行きマップ情報が利用可能であるから、追跡は3D-2D姿勢推定問題を解くことによって行うことができる。3D-2D姿勢推定問題は2D-2D姿勢推定問題より拘束されており、必須マトリックスの計算に伴う制限を受けることがない。レジストレーション費用として相互情報の代わりに相関をベースとする費用を使用すると、レジストレーションのために勾配をベースとする方法を使用することが簡単になる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以上に説明したように、気管支鏡の3D運動を追跡するために、我々は高速粗追跡と、その後の精レジストレーションアプローチを使用する。我々は、追跡のために3D-2D姿勢推定アルゴリズムを、またレジストレーションのために勾配をベースとするガウス・ニュートン法(その費用関数として相関をベースとする費用を使用する)を提唱する。

【0013】

50

たとえ追跡アルゴリズムが100%正確であるとしても、精レジストレーションステップを回避することはできないことを理解されたい。それは、3D仮想表面データが実際の気管の樹枝分岐の正確な表現ではないからである。イメージングアーチファクトの存在、分割の誤差、及び肺容量に関連する諸問題がこれをもたらしている。従って、追跡中に常に若干のドリフト誤差が存在する。もしレジストレーションステップによってドリフト誤差を斟酌しなければ、それらは最早追跡できなくなる程の大きさまで累積するようになる。

【0014】

一般的に言えば、精レジストレーションステップにはより多くの時間がかかる。従って、運動の殆どは高速追跡方法によって推定すべきであり、精レジストレーションは補正を行うためだけに留めるべきである。追跡の場合、我々は3D-2D姿勢推定問題を解くために、実ビデオフレーム間の複数の点の対応を、仮想レンダリングからの奥行きマップ情報と共に使用する。少数の連続実フレームを通して累積される回転は小さいから、回転マトリックスの線形化を行うことができるのである。従って、3D-2D姿勢推定問題は、一次系の式を解くことに軽減される。もし実画像と仮想画像との間の手動対応が与えられれば、この方法を手動レジストレーションにも使用することができる。精レジストレーションステップのために、我々は、Helfertyらが追跡に使用したアプローチを使用する[6]。これは、オプティカルフロー制約式を相関に基づく類似制約によって置換し、ソース画像を仮想画像で置換することによって行うことができる。

【0015】

図1は、1組5枚の連続気管支鏡ビデオ(実)フレームを示しており、気管の樹枝分岐の内側の気管支鏡の運動を表している。最初のフレームを現在のビデオフレーム I_{Rc} と考え、最後のフレームを I_{R5} と考える。これらの間のフレームは I_{R2} 、 I_{R3} 、及び I_{R4} で表す。図2は、気管支鏡の現在の位置推定及び配向(姿勢)に基づく気管表面のCTをベースとする(仮想)管腔内レンダリングを示す。仮想画像 I_v は、現ビデオフレーム I_{Rc} に視覚的に類似している。この目的は、仮想画像 I_v が現ビデオフレーム I_{Rc} から5フレーム離間した実フレーム I_{R5} のように見えるように、仮想画像 I_v を再レンダリングすることである。これは、実フレーム内で観測された画像運動、仮想レンダリングからの奥行きマップ、及び仮想画像と実画像との間の視覚的類似性を使用することによって行うことができる。

【0016】

図3は、総合方法を示している。最初のステップは、仮想画像 I_v と現在の実画像 I_{Rc} との初期レジストレーションを手動または自動の何れかで行う。手動レジストレーションは、実及び仮想画像全域にわたって対応点を与えることによって行われる。好ましい実施の形態では、6点が使用されている。仮想画像内の点もそれらに関連付けられた W_i または (X_i, Y_i, Z_i) で表される奥行きデータを有しているから、気管支鏡の現在の姿勢、または3D運動(R, T)を入手するために、仮想画像 I_v を現在の実画像 I_{Rc} と同じに見えるようにする3D-2D姿勢推定方法を適用する。 I_v は、姿勢推定を使用して再レンダリングされる。自動レジストレーションは、精レジストレーションステップによって行われる。

【0017】

第2のステップは、複数の連続フレームにわたって追跡される複数の点を、現在の実フレーム I_{Rc} から選択することである。好ましい実施の形態では、5フレームにわたって20点を追跡する。 I_v と I_{Rc} とはレジスタされるから、我々は現在の奥行きマップから各点に関連付けられた奥行き W_i を知る。第3のステップは、これらの点の新しい2D位置(u_i, v_i)を入手するために、次の5フレームにわたる対での対応を使用してこれら20点を追跡することである。第4のステップは、追跡した点の2D運動とそれらの初期奥行き W_i を使用して、新しい姿勢(R, T)を推定することである。第5のステップにおいては、新しい姿勢(R, T)を使用して仮想画像 I_v が再レンダリングされる。第6のステップは、追跡に起因するドリフト誤差を斟酌するために I_v と I_{R5} との間の精レジストレーションを行い、次いで I_v を再レンダリングすることである。最後に、新しい現在の実

フレーム I_{RC} として I_{R5} が割当てられ、アルゴリズムは第 2 のステップへ戻って、連続案内のために第 2 のステップから第 6 のステップまでをループする。

【 0 0 1 8 】

特色点の選択及び追跡

気管支鏡を高速粗追跡するために、画像 I_{RC} 上の 20 の特色点 p_i が選択される。 I_V は I_{RC} のためのマッチング仮想画像であり、従って p_i 毎に奥行きマップ情報を提供する。各 p_i は奥行きマップによって与えられる関連奥行きを有し、その 3 D 位置は W_i または (X_i, Y_i, Z_i) によって与えられる。各特色点 p_i は、 I_{R5} におけるそれらの新しい画像位置 (u_i, v_i) を入手するために、フレーム I_{R2} 、 I_{R3} 、 I_{R4} 、及び I_{R5} を通して追跡される。特色点の選択基準は、それを追跡するために使用されている方法に完全に依存する。以下に、選択方法に先立って追跡方法を説明するのは、この理由からである。

10

【 0 0 1 9 】

追跡

画像 I_{RC} 内で選択された 1 つの点は、フレーム I_{R2} 、 I_{R3} 、 I_{R4} 、及び I_{R5} を通して追跡しなければならない。先行フレーム I_{Ri} 内の特色点毎に次のフレーム I_{Ri+1} 内にマッチングする対応点を見出すことによって、特色点の追跡がフレーム毎に行われる。マッチングは、 I_{Ri} 内の点 (x, y) の先行位置に生じたローカルシフト (v_x^*, v_y^*) を見出すことによって行われる。これは、 I_{Ri} 内の点 (x, y) 及び I_{Ri+1} 内のシフトした点の周囲の画像強度パッチの自乗差の和 (SSD) を最小にする。

【 数 1 】

20

$$(u_x^*, v_y^*) = \arg \min_{(u_x, v_y)} \sum_{(p, q)} w(p, q) [I_{Ri+1}(x + u_x + p, y + v_y + q) - I_{Ri}(x + p, y + q)]^2$$

(1)

【 0 0 2 0 】

式 (1) において、 w はマッチした点のより良いセンタリングまたはローカライゼーションを得るために適用されるガウスの窓関数であり、 (u_x, v_y) は探索窓 S にわたって変化し、 (p, q) はパッチ P にわたって変化する。 I_{Ri} 内の点 (x, y) のマッチは、 I_{Ri+1} 内においては $(x + v_x^*, y + v_y^*)$ によって与えられる。

30

【 0 0 2 1 】

フレーム間ではカメラの運動は小さいと考えられるから、Shi 及び Tomasí が証明したように [8]、簡単な並進画像運動モデルが使用される。より大きい運動に適合させるためには、ガウスのピラミッドを構築する。

【 0 0 2 2 】

より大きい運動は、より粗なレベルで推定される。より小さい窓 P をテンプレート強度パッチのために使用することができ、また探索空間 S がピラミッドの全てのレベルにおいて小さく留まるので、計算が少なくなる。

【 0 0 2 3 】

選択

40

追跡の前に、フレーム I_{RC} から特色点 p_i が選択される。特色をベースとするアプローチは、計算を節約するために少量の画像データを使用することを試み、若干の場合には頑強性を改善する。特色をベースとする追跡の場合の第 1 のステップは、1 組の特色点を選択することである。ある点は、もしそれが次のフレームにおいて良好なマッチが得られる見込みがあれば、より良い選択であると考えられる。Triggs によれば、各画像マッチング法は対応する自己マッチングをベースとする特色点検出器を限定し、もしある点がそれ自体と正確にマッチすることができなければ、それは他の如何なる点ともしっかりとマッチすることはできない [9]。従って、小さい運動の下でシフトした画像パッチとそれ自体とのマッチングによって得られた相関または SSD ピークの鋭さが、多くの方法のためのキー基準にされてきた [8 - 10]。

50

【 0 0 2 4 】

シフト (u_x, v_y) の関数 $E (u_x, v_y)$ としての、それ自体との画像パッチの SSD は次の式によって与えられる。

【 数 2 】

$$E(u_x, v_y) = \sum_{(x,y)} [I(x+u_x, y+v_y) - I(x, y)]^2 \quad (2)$$

ここに、(x, y) は、パッチ P にわたって変化する。小さいシフト (u_x, v_y) の場合には、

10

【 数 3 】

$$E(u_x, v_y) = \sum_{(x,y)} [u_x I_x(x, y) + v_y I_y(x, y)]^2 = \begin{bmatrix} u_x & v_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sum I_x^2 & \sum I_x I_y \\ \sum I_x I_y & \sum I_y^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x \\ v_y \end{bmatrix} \quad (3)$$

及び

【 数 4 】

$$A = \begin{bmatrix} \sum I_x^2 & \sum I_x I_y \\ \sum I_x I_y & \sum I_y^2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

20

が自己相関マトリックスとして知られている。この形状の自己相関マトリックスは、簡単な並進運動モデルに対してのみ有効である。例えばアフィン運動のような、他の運動モデルの場合にはパラメータの数及びディメンションの数が大きい。自己相関マトリックスの固有値は、ローカル画像構造を分析し、特色を隅または縁として分類するために使用されてきた [8、10]。

【 0 0 2 5 】

Zulianiらは、自己相関マトリックスの固有値に基づいて、異なる検出器間の関係を分析した [11]。彼等は、条件数と呼ぶ特色選択のための基準を与えている。条件数 K_{trans} は、動揺 (Du_x, Dv_y) に対する $E (u_x, v_y)$ の感度の尺度となる。それは次式によって与えられる。

30

【 数 5 】

$$K_{trans} = \|(A + \epsilon I)^{-1}\| \quad (5)$$

但し、Dは数値安定度のために使用される小さい数である。条件数が大きい値であることは、動揺に対する自己相関の感度が高いことを意味しており、それは、自己相関が関心点において鋭いピークを有していることを意味する。

【 0 0 2 6 】

40

実施の形態では60点程度を、その点の画像勾配の強さに基づいて特色点候補として候補名簿に載せる。もし奥行き Z_i が仮想画像 I_v 内の点 p_i の周囲で大きく変化すれば、その点は3D縁に近接していると考えられ、従って追跡のために、またはその後の姿勢推定のためには好ましくない。従って、もう少しの点を拒絶するために、選択された点の周囲の奥行きの標準偏差にしきい値を適用する。これらの点は、それらの条件数に従って格納される。最後に、追跡のためにトップの20点を選択される。

【 0 0 2 7 】

姿勢推定

特色点 P_i が選択されて追跡されると、フレーム I_{RC} 内のその3D位置 W_i 及びフレーム I_{R5} 内のその新しい2D位置 (u_x, v_y) が知られる。フレーム I_{RC} と I_{R5} との間では気

50

管支鏡は3D運動(R、T)させられる。

【0028】

1つの参照フレーム内のn個の点の3D位置 W_i 、及び別の参照フレーム内に透視されたそれらの2D画像(u_x, v_y)を与えて、これらの参照フレーム間の回転及び並進(R、T)を解くことは、3D-2D姿勢推定問題として知られている。従って、姿勢推定ステップの目的は、 W_i 及び(u_x, v_y)を与えて(R、T)を推定することである。

【0029】

この問題を解くために、多くの異なるクラスのアプローチが開発されてきた。3点または4点のための(それらが、臨界的な配置にない限り)閉じた形状の解が存在する[12-14]。これらの方法は多項系の式を解くために、点間の精密な幾何学的制約を使用している。4点より多い場合には、先ず奥行きを解くために複数のクラスの1つの方法がより高次式の1つの系を一次式の1つの系として表し(オーバーディメンショニング)、次いで、姿勢を解くために絶対配向問題の解を使用する[15、16]。Luらは姿勢を決定するための高速繰り返しアルゴリズムを発表した[17]。しかしながら、その方法は、その物体がカメラに極めて接近しているか、またはその物体の奥行きが物体とカメラとの間の距離に匹敵するような場合(我々の応用範囲内では、このようなことが生じ得る)には、並進の推定に大きいバイアス誤差が誘起される。

【0030】

特色の追跡は一度に数フレームだけについて行われるから、累積される回転は小さいと見做すことができる。我々の方法は、回転マトリックスを線形化するのにこの推測を使用する。我々の方法は、Loweの方法[18]、及びHaralickらによってなされた最小自乗調整ステップ[19]に極めて近い。

【0031】

3D回転マトリックスRは、次式によって与えられる。

【数6】

$$R = R_x R_y R_z \quad (6)$$

ここに、

【数7】

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 & \sin \psi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \psi & 0 & \cos \psi \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

であり、また θ 、 ψ 及び ϕ は各軸を中心とする回転角である。 θ 、 ψ 及び ϕ の値が小さい場合、回転マトリックスは次のように書くことができる。

【数 8】

$$R = I + [\omega]_{\times} = I + \begin{bmatrix} 0 & -\phi & \psi \\ \phi & 0 & -\theta \\ -\psi & \theta & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

【0 0 3 2】

(R、T)によって変換された3D世界の点Wは、次式によって与えられる。

【数 9】

$$W' = R * W + T = (I + [\omega]_{\times}) * W + T = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \theta \\ \psi \\ \phi \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X + \psi Z - \phi Y + t_x \\ Y + \phi X - \theta Z + t_y \\ Z + \theta Y - \psi X + t_z \end{bmatrix} \quad (11)$$

【0 0 3 3】

透視されたWQの画像は次のように表される。

【数 1 0】

$$u = f \frac{X'}{Z'} \quad v = f \frac{Y'}{Z'} \quad (12)$$

20

但し、fは焦点距離である。以下、一般性が失われない限り、fが1であると見做す。

【0 0 3 4】

n世界点 (X_i, Y_i, Z_i) 及び別の参照フレームにおけるそれらの画像点 (u_x, v_y) が与えられた時、我々は次式を見出さなければならない。

【数 1 1】

$$(R^*, T^*) = \arg \min_{(R, T)} \sum_{i=1}^n \left[\left(u_i - \frac{X'_i}{Z'_i} \right)^2 + \left(v_i - \frac{Y'_i}{Z'_i} \right)^2 \right] \quad (13)$$

30

但し、 (X'_i, Y'_i, Z'_i) は式(11)によって与えられる。我々は、以下の式を使用して(R、T)を解くことができる。

【数 1 2】

$$u_i = \frac{X_i + \psi Z_i - \phi Y_i + t_x}{Z_i + \theta Y_i - \psi X_i + t_z} \quad v_i = \frac{Y_i + \phi X_i - \theta Z_i + t_y}{Z_i + \theta Y_i - \psi X_i + t_z} \quad i = 1 \dots n \quad (14)$$

これは、複数の一次式の1つの過拘束された系を与える。

40

【数 1 3】

$$\begin{bmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ -u_i Y_i & u_i X_i + Z_i & -Y_i & 1 & 0 & -u_i \\ v_i Y_i - Z_i & v_i X_i & X_i & 0 & 1 & -v_i \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta \\ \psi \\ \phi \\ t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vdots \\ u_i Z_i - X_i \\ v_i Z_i - Y_i \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (15)$$

式(15)の線系は、特異値分解(SVD)を使用して解くことができる(但し、解く間、極めて小さい特異値を0に等しくすることに注意を払うべきである)。Rの線形化され

50

た形状（式（10））は近似値であるから、（R、T）のための正確な解に到達するためにはあと数回繰り返さなければならない。（R、T）のための現在の解を使用し、3D点 W_i を変換して W_i' のための新しい推定を求める。式（11）内の新しい W_i として W_i' を処理することによって、残留変換（R、T）を決定すべきである。次いで、（R、T）を次のように更新する。

【数14】

$$R = R' * R \quad T = R' * T + T \quad (16)$$

この方法は、典型的に3回または4回の繰り返しで収束する。

【0035】

10

3DCTレジストレーション

姿勢推定ステップの後に、（R、T）のための推定を使用して仮想画像 I_v が再レンダリングされる。これは、 I_v を視覚的に I_{R5} に近付ける。しかしながら、ドリフト誤差が存在するために、 I_v は未だに I_{R5} と良好にマッチしない。可視的なマッチのための基準として相関及び I_v に関連する奥行きマップを使用して、精レジストレーションステップは I_v と I_{R5} との間の残留運動（RD、TD）を推定する。案内アルゴリズムの1つのループを完了させるために、（RD、TD）を使用して I_v が再レンダリングされる。

【0036】

対応を使用するレジストレーション

2つのソースをレジスタする高速手法は、追跡に使用したものと同一の方法を使用することである。唯一の差は、仮想画像 I_v と実画像 I_{R5} との間に対応が見出されることであろう。しかしながら、自己相関基準を使用して I_{R5} 上に点が選択される。殆どの情報が暗い領域内に含まれているから、点は、それらが全て暗い領域をサンプルするように選択される。選択された点は、ガウスのピラミッドセットアップにおけるマッチング基準としての相関を使用して I_v とマッチされる。次のステップは、姿勢推定アルゴリズムを走らせ、推定された姿勢を使用して I_v を更新することである。この方法は高速ではあるが、全ての画像対 I_v 及び I_{R5} のマッチングは良好ではない。この方法の精度は、気管内の分岐点からの気管支鏡の距離、及び I_{R5} 内に見られる分岐数に依存する。手動レジストレーションはこれと同じ方法を使用するが、対応点は手動で準備される。

20

【0037】

30

相関の最大化を使用するレジストレーション

Helfertyらは追跡を行うために、オプティカルフロー制約式を、回転マトリックスの線形化及び仮想画像からの奥行きマップと共に使用している[6]。我々は、仮想画像 I_v と実画像 I_{R5} との精レジストレーションにこのアプローチを使用することを提唱する。

【0038】

Helfertyらが示した方法の目的は、実ソース画像を実目標画像に向けて繰り返しワープさせることによって、実ソース画像と実目標画像とをレジスタすることである[6]。ソース画像またはオプティカルフロー2D画像運動（ u_{xi} 、 v_{yi} ）内の点の2D画像運動は、3D回転及び並進によって支配される。

【数15】

40

$$u_{xi} = \frac{\phi Z_i - \phi Y_i + t_x}{\theta Y_i - \phi X_i + t_z} \quad v_{yi} = \frac{\phi X_i - \theta Z_i + t_y}{\theta Y_i - \phi X_i + t_z}$$

(17)

その導出は、セクション2.3に与えられているものと殆ど同一である。（ u_x 、 v_y ）を決定するために使用されるオプティカルフロー制約式は次の通りである。

【数 1 6】

(18)

$$u_x I_x + v_y I_y + I_t = 0$$

【0 0 3 9】

式 (17) 及び (18) を使用して (R、T) を繰り返して解くために、一次式の系をセットアップする。各ステップの後に、収束するまで次の繰り返しのためにソース画像の勾配のワーピング及び計算を行う。詳細は参考文献 [6] を参照されたい。

【0 0 4 0】

我々の場合ソース画像は I_V であり、目標画像は I_{R5} である。オブティカルフロー制約 (18) は、マッチングのための SSD 基準に基づいている。我々の場合、仮想画像 I_V 及び実画像 I_{R5} の両者は 2 つの異なるソースからであるから、オブティカルフロー制約を直接使用することはできない。しかしながら、レジストレーションの前に平均が減算されて I_V 及び I_{R5} が正規化されていれば式 (8) が有効制約になり、精レジストレーションのために両式 (17) 及び (18) を一緒に使用することができる。

【0 0 4 1】

例

図 4 は、1 対の仮想画像に適用した手動レジストレーションステップを示している。6 つの対応点が、2 つの画像全域にわたって手動で与えられている。対応と、左側の仮想画像に関連する奥行きマップとを使用し、姿勢推定法によって未知の姿勢が計算されている。左側の仮想画像は、姿勢のための推定を使用して再レンダリングされている。これは、左の画像と右の画像との間にマッチをもたらしている。この姿勢推定法は極めて高速であり、瞬時にマッチを発生する。レジストレーションの精度は、対応の質に依存する。

【0 0 4 2】

図 5 は、案内方法を開始させるために、仮想画像と実画像の初期レジストレーションのための手動レジストレーションステップの使用を示す図である。図 6 は、Luらによる姿勢推定方法を使用した結果を示しており、我々のドメインにおける不適合性を示している。対応の誤差は小さい (1 ピクセル程度の) が、計算された並進の誤差が大きくなっている。以下は、正確な姿勢 (R、T) と計算された姿勢 (R1、T1) との間の比較である。

【数 1 7】

$$R = \begin{bmatrix} 1 & -0.0061 & 0.0061 \\ 0.0064 & 0.9991 & -0.0417 \\ -0.0058 & 0.0417 & 0.9991 \end{bmatrix} \quad T = \begin{bmatrix} 0.0412 \\ -0.1444 \\ -0.1171 \end{bmatrix}$$

$$R1 = \begin{bmatrix} 0.8154 & 0.5703 & 0.0542 \\ 0.5781 & -0.8155 & -0.0262 \\ -0.0291 & -0.0527 & 0.9982 \end{bmatrix} \quad T1 = \begin{bmatrix} 2.2667 \\ -0.1280 \\ 16.0598 \end{bmatrix}$$

Luらの姿勢推定法のための Matlab コードへのリンクについては、参考文献 [17] を参照されたい。

【0 0 4 3】

特色選択、追跡、及び姿勢推定の後に、ドリフト誤差を考慮するための精レジストレーションステップが必要である。精レジストレーションステップは、対応またはオブティカルフローの何れかに依存することができる。図 7 は、仮想画像 I_V 上に入力点を与えた時の、実画像 I_{R5} 上の計算された対応マッチング点を示している。実画像上の白点は、マッチのための初期推測を示している。黒点は、ガウスのピラミッドのセットアップにおける相関基準を使用して得た最終マッチを示している。ガウスのピラミッドの使用が大きい運動を考慮し、探索空間 S を減少させることによって計算時間が節約される。

【0 0 4 4】

図 8 は、仮想画像及び実画像に対してセクション 2 . 4 . 1 のレジストレーションステ

ップを適用することによって得た結果を示している。対応のために使用された点も示されている。これら2つの場合のレジストレーション結果は良好であるが、一般的にこのようなことはない。レジストレーションステップの精度は、対応の質に依存する。気管支鏡が分岐に近いか、または離れている場合には、良好な対応は見出されない。その場合、オプティカルフローをベースとする精レジストレーションステップが使用される。

【0045】

図9は、Helfertyらによるオプティカルフローをベースとするレジストレーションのための方法を示す[6]。残留運動を回復するために、ソース画像は目標画像に向かって繰り返しワープされる。これは、 I_V と I_{R5} の間の残留運動を迅速に回復することができる勾配をベースとするアプローチである。図10a-cは、運動推定の後にワープされた仮想画像の例を有する仮想及びビデオ画像対のための精レジストレーションステップを示している。

10

【0046】

高速追跡は、気管支鏡検査中の案内のために2つのソースと一緒に保持する上で必須のステップである。これは、追跡に起因するドリフト誤差から逃れることはできない。それはこれらのドリフト誤差が、部分的に3D画像データ内の小さい誤差から生じているからである。従って、ドリフト誤差を斟酌するために、精レジストレーションステップが必要になる。特色をベースとする3D-2D姿勢推定は、追跡を行う高速且つ安定な技術である。これは、必須マトリックスの計算に伴う不安定さの影響を受けない。もし実及び仮想の両画像にまたがる対応が計算されれば、この同一セットアップをレジストレーションのために同じように使用することができる。

20

【0047】

気管支鏡検査の場合、少なくとも2つの他の代替が利用可能である。これらの代替は、
1．以前に取得した画像データは奥行き情報に伴う予めレコードされた気管支鏡ビデオ画像シーケンスであり、生のソースは気管支鏡からの到来ビデオである。
2．以前に取得した画像データは奥行き情報に伴う予めレコードされた気管支鏡ビデオ画像シーケンスであり、生のソースは3DCT画像を通して対話的にナビゲートする時に取得できるような到来仮想画像である。

応用は、特に画像案内方式の内視鏡検査の分野における遠大な応用を有している。

【0048】

30

要約すれば、我々は回転マトリックスの線形化に基づく新しい3D-2D姿勢推定方法を提供する。本方法は反復的であり、小さい回転の場合には急速に収束する。オプティカルフロー制約式内に正規化された画像を使用することによって、Helfertyらによる勾配をベースとするレジストレーション方法を精レジストレーションに使用することができる[6]。このアプローチは、レジストレーションのためのシンプレックス法、またはPowellの方法を使用するよりも高速である。

【0049】

[引用文献]

1. I. Bricault, G. Ferretti, and P. Cinquin, "Registration of real and CT-derived virtual bronchoscopic images to assist transbronchial biopsy," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17, pp. 703–714, Oct 1998.
2. W. E. Higgins, J. P. Helferty, and D. R. Padfi, "Integrated bronchoscopic video tracking and 3D CT registration for virtual bronchoscopy," *SPIE Medical Imaging 2003: Physiology and Function: Methods, Systems, and Applications*, A. Clough and A. Amini (eds) 5031, pp. 80–89, May 2003. 10
3. K. Mori, D. Deguchi, J. Hasegawa, Y. Suenaga, J. Toriwaki, H. Takabatake, and H. Natori, "A method for tracking the camera motion of real endoscope by epipolar geometry analysis and virtual endoscopy system," *MICCAI '01: Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 1–8, 2001.
4. H. Shoji, K. Mori, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwaki, H. Takabatake, and H. Natori, "Camera motion tracking of real endoscope by using virtual endoscopy system and texture information," *SPIE Medical Imaging 2001: Physiology and Function from Multidimensional Images*, Chin-Tu Chen and Anne V. Clough (eds) 4321, pp. 122–133, May 2001. 20
5. K. Mori, T. Enjoji, D. Deguchi, T. Kitasaka, Y. Suenaga, J. Toriwaki, H. Takabatake, and H. Natori, "New image similarity measures for bronchoscope tracking based on image registration between virtual and real bronchoscopic images," *SPIE Medical Imaging 2004: Physiology and Function from Multidimensional Images*, Amir A. Amini and Armando Manduca (eds) 5369, pp. 165–176, April 2004.
6. J. P. Helferty and W. E. Higgins, "Combined endoscopic video tracking and virtual 3D CT registration for surgical guidance," *IEEE Int. Conference on Image Processing*, pp. II–961—II–964, Sept 2002. 30
7. R. I. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*, Cambridge University Press, ISBN: 0521623049, 2000.
8. J. Shi and C. Tomasi, "Good features to track," *IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 593–600, June 1994.
9. B. Triggs, "Detecting keypoints with stable position, orientation and scale under illumination changes," *European Conference on Computer Vision*, pp. IV 100–113, May 2004. 40
10. C. Harris and M. Stephens, "A combined corner and edge detector," *Alvey Vision*

- Conference, pp. 147–151, 1988.
11. M. Zuliani, C. Kenney, and B. S. Manjunath, “A mathematical comparison of point detectors,” IEEE Image and Video Registration Workshop, June 2004.
 12. M. Fischler and R. C. Bolles, “Random sample consensus: A paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography,” Comm. ACM 24(6), pp. 381–395, 1981.
 13. R. Horaud, B. Canio, and O. Leboullenx, “An analytic solution for the perspective 4-point problem,” Computer Vision, Graphics, and Image Processing (1), pp. 33–44, 1989. 10
 14. R. M. Haralick, C. Lee, K. Ottenberg, and M. Nolle, “Analysis and solutions of the three point perspective pose estimation problem,” Computer Vision and Pattern Recognition, pp. 592–598, 1991.
 15. A. Ansar and K. Daniilidis, “Linear pose estimation from points or lines,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 25, pp. 578–589, May 2003. 20
 16. L. Quan and Z. Lan, “Linear n-point camera pose determination,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 21(8), pp. 774–780, 1999.
 17. C. Lu, G. D. Hager, and E. Mjolsness, “Fast and globally convergent pose estimation from video images,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 22(6), pp. 610–622, 2000.
 18. D. G. Lowe, “Fitting parametrized three-dimensional models to images,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 13(5), pp. 441–450, 1991. 30
 19. R. M. Haralick, H. Joo, C. Lee, X. Zhuang, V. G. Vaidya, and M. B. Kim, “Analysis and solutions of the three point perspective pose estimation problem,” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics 19(6), pp. 1426–1446, 1989.

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 0 】

- 【図 1】 気管樹枝分岐の内側の気管支鏡の運動を表す 1 組 5 枚の連続気管支鏡ビデオ（実）フレームを示している。 40
- 【図 2】 気管支鏡の位置及び配向（姿勢）の現在の推定に基づく気管表面の CT をベースとする（仮想）管腔内レンダリングを示す図である。
- 【図 3】 本発明の総合的方法を示す図である。
- 【図 4】 1 対の仮想画像に適用した手動レジストレーションステップを示す図である。
- 【図 5】 案内方法を開始させるために、仮想画像と実画像の初期レジストレーションのための手動レジストレーションステップの使用を示す図である。
- 【図 6】 Luらによる姿勢推定方法を使用した結果を示す図であって、我々のドメインにおけるその不適合性を示している。
- 【図 7】 仮想画像 I_v 上に入力点を与えた時の、実画像 I_{R5} 上の計算された対応マッチング点を示す図である。 50

【図 8】仮想画像及び実画像にレジストレーションステップを適用することによって得た結果を示す図である。

【図 9】Helfertyらによるレジストレーションのためのオプティカルフローをベースとする方法を示す図である。

【図 10】精レジストレーションステップを示す図であって、図 10 a は、ビデオ画像 I_{RC} (図 10 b)、及び運動推定の後のワープされた仮想画像 (図 10 c) とレジスタされる仮想画像 I_V を示している。

【図 1】



Figure 1. 気管樹枝分岐の内側の気管支鏡の運動を示す1組5枚の連続気管支鏡ビデオフレーム

【図 2】



Figure 2. 気管支鏡の位置及び配向の現在の推定に基づく気管表面のCTをベースとする管腔内レンダリング

【図 3】

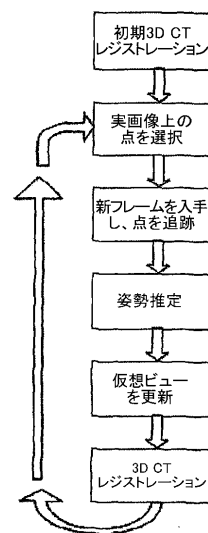


Figure 3. 方法

【 図 4 】

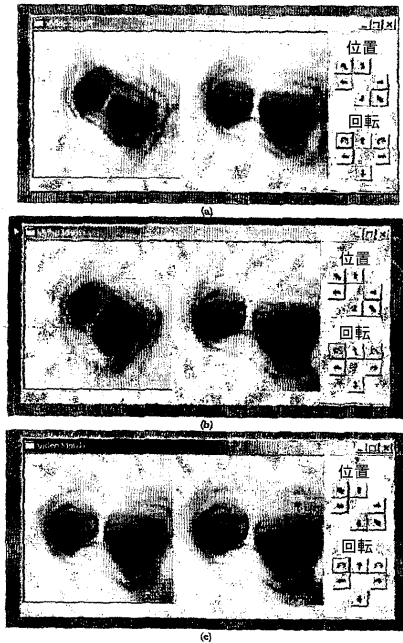


Figure 4. 仮想画像対に適用された手動レジストレーションステップの説明図。(a)初期のレジスタされていない仮想画像の対。(b)手動で与えられた6点対応。(c)姿勢推定ステップの後のレジスタされた対。

【 図 5 】



Figure 5. 左側: 仮想画像に初期手動レジストレーションを適用した後に得られた結果。右側: 実画像

【 図 6 】

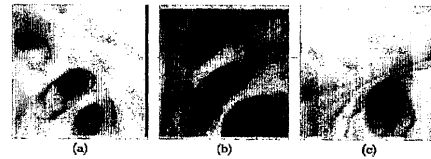


Figure 6. 姿勢推定にLuらの方法を使用した手動レジストレーションの失敗。(a)仮想画像 I_v がマッチング点を用いて右側の実像 I_r に接近。(b)実像 I_r がマッチング点を用いて左側の仮想画像 I_v に接近。(c)姿勢推定ステップ後の再レンダリングされた仮想画像 I_v 。この場合、 I_v は I_r から速く離れている。

【 図 7 】

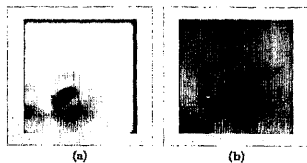


Figure 7. セクション2.4.1のレジストレーションステップのために仮想及び実画像の間の対応を計算するために使用したマッチング法を示す図。(a)右側の実像においてマッチされる黒点を有する仮想画像。(b)マッチの初期推測を示す白点及び最終マッチを示す黒点を有する実像。

【 図 9 】

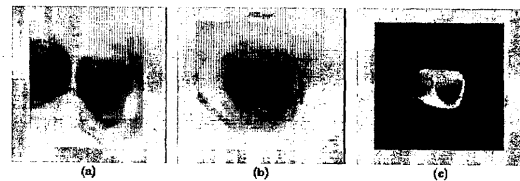


Figure 9. 仮想画像対に適用されたセクション2.4.2からのレジストレーションステップを示す図。(a)中心において目標画像とレジスタされるソース画像。(b)目標画像。(c)精レジストレーションステップの適用後のワープされたソース画像。

【 図 8 】

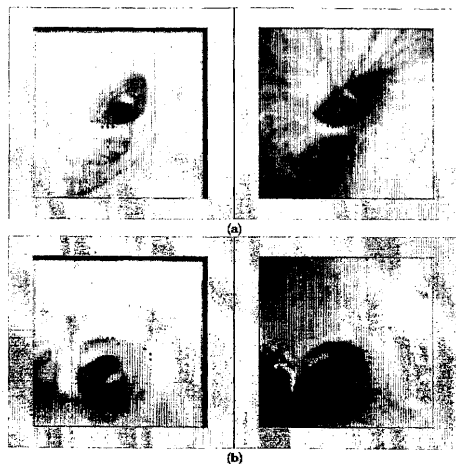


Figure 8. 左側の仮想画像、右側の実画像にセクション2.4.1のレジストレーションステップを適用して得た結果。(a)マッチング点を有する左側の仮想画像及び右側の実像のレジスタされた対。(b)マッチング点を有する左側の仮想画像及び右側の実像のレジスタされた対の別の例。

【手続補正書】

【提出日】平成20年2月5日(2008.2.5)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

診断処置に関連して案内を提供する方法であって、
身体管腔(lumen)の以前に取得した3次元(3D)画像データを準備するステップと、
診断手順(procedure)の間に上記身体管腔の連続的な生の一連の内視鏡的な映像画像データ
を取得するステップと、
上記以前に取得した3D画像データと上記生の内視鏡的な映像画像データとをリアルタイムで、またはほぼリアルタイムでレジスタし、トラッキングするステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

上記以前に取得した画像データと上記生の画像データとをレジスタするステップは、診断処置中に器具を案内するために使用されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

内視鏡が、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡であることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

上記以前に取得した画像データは、仮想画像データから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック(CT)画像データから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

上記以前に取得した画像データは、予めレコードされたビデオソースから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

上記以前に取得した画像データは、磁気共鳴画像(MRI)データから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

上記生の画像データは、到来する仮想画像のストリームから導出されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

a) 奥行き情報を含む以前に取得した画像データを準備するステップと、
b) 生の画像データを供給するために器具を使用するステップと、
c) 上記奥行き情報を使用し、また上記生のビデオ画像に関連する複数の点を追跡して上記器具の3D運動を推定するステップと、
d) 3D-2D姿勢推定問題を解くことによって新しい姿勢を決定するステップと、
e) 上記新しい姿勢に基づいて上記以前に取得した画像データを更新するステップと、
f) 上記処置を完了させるために、上記ステップc)乃至e)をシステム内において繰り返すステップと、
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

上記姿勢推定は、回転マトリックスの線形化に基づくことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

上記器具の 3D 運動の推定に伴う誤差を最小にするために、精レジストレーションステップを遂行するステップを更に含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

上記精レジストレーションステップは、勾配をベースとするガウス・ニュートン法に基づくことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

上記精レジストレーションステップは、
身体管腔の仮想画像を計算するステップと、
上記身体管腔の仮想画像と、生のビデオ画像との間の費用を最小化するステップと、
を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック (CT) スライスから導出されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 15】

上記器具は、内視鏡、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔鏡であることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 16】

上記以前に取得した画像データを上記生の画像データとレジスタし、現在の奥行きマップを求めるステップと、

上記生の画像データに関連する複数の点を選択するステップと、

連続する複数のフレームにわたって上記複数の点を追跡し、上記追跡された点の二次元 (2D) 運動を推定するステップと、

上記追跡された点の 2D 運動及び上記現在の奥行きマップを使用して、上記器具の三次元 (3D) 運動を導出するステップと、
を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 17】

上記連続フレームの 1 つにおける n 点の 3D 位置 (W_i) 及びそれらの 2D 画像 (u_i, v_i) は、別の参照フレームにおける透視を通して知られ、

上記姿勢推定は、上記 (W_i) 及び (u_i, v_i) を使用して回転及び並進 (R, T) について解く、

ことを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

上記 R は、姿勢推定中に線形化される三次元マトリックスであることを特徴とする請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】

身体管腔を通して内視鏡を案内するシステムであって、

身体管腔の以前に取得した 3D デジタル画像データを格納するデータベースと、

上記身体管腔の連続的な生の一連の内視鏡的な映像の画像データを受信する内視鏡と、

上記データベース及び上記入力と通信し、上記以前に取得した 3D 画像データと上記生の内視鏡映像の画像データとをリアルタイムで、またはほぼリアルタイムでレジスタし、
トラックするように動作するプロセッサと、

を含むことを特徴とするシステム。

【請求項 20】

上記管腔の以前に取得した画像データを格納するデータベースは、奥行き情報を含むことを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

上記プロセッサは更に、

a) 上記奥行き情報を使用し、また上記生のビデオ画像に関連する複数の点を追跡して三次元運動を推定し、

b) 3D - 2D 姿勢推定を実行することによって新しい姿勢を決定する、
ように動作することを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 22】

上記プロセッサは更に、回転マトリックスを線形化して 3D - 2D 姿勢推定問題を解く
ように動作することを特徴とする請求項 21 に記載のシステム。

【請求項 23】

上記プロセッサは更に、三次元運動の推定に伴う誤差を最小化するために、精レジス
トレーションステップを遂行するように動作することを特徴とする請求項 19 に記載のシス
テム。

【請求項 24】

上記精レジストレーションは、勾配をベースとするガウス・ニュートン法を使用するこ
とを特徴とする請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 25】

上記精レジストレーションは、
身体管腔の仮想画像を計算し、
上記仮想画像と上記生の画像データとの間の費用を最小化する
ことを含むことを特徴とする請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 26】

上記以前に取得した画像データは、コンピュータ化トモグラフィック (CT) スライス
から導出されることを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 27】

上記生の画像データを入手するために、内視鏡が、気管支鏡、結腸内視鏡、または腹腔
鏡であることを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 28】

以前に取得した画像データが、磁気共鳴画像 (MRI) 画像データから導出される、請求
項 19 に記載のシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US06/19926
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: A61B 5/05(2006.01) A61B 1/04(2006.01), 1/00(2006.01), 19/00(2006.01); G09G 5/00(2006.01); H04N 13/00(2006.01), 15/00(2006.01) USPC: 600/109, 117, 118, 407, 424; 606/130; 345/629, 649; 348/35 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) U.S. : 600/109, 117, 118, 407, 424; 606/130; 345/629, 649; 348/35		
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) Google		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DELIGIANNI, FANI et al. Patient-specific bronchoscope simulation with pq-space-based 2D/3D registration. Computer Aided Surgery, 2004; 9(5): p. 215-226.	1-8, 19, 20, 22, 26, 27
Y		9-15, 21, 23-25
Y	LEE, Pei Yean et al. Pose estimation via Gauss-Newton-on-manifold. 16th International Symposium on Mathematical Theory of Network and System (MTNS), Leuven, 2004.	9-15, 21, 23-25
A	Hamadeh, Ali et al. Automated 3-Dimensional Computed Tomographic and Fluoroscopic Image Registration. Computer Aided Surgery, 1998. Vol. 3: p. 11-19.	
A	Roberson, R.E. et al. A Linearization Tool for Use with Matrix Formalisms of Rotational Dynamics. Archive of Applied Mathematics. 37(6): p. 388-392. November 1969.	1-27
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 "E" earlier application or patent published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 05 February 2007 (05.02.2007)		Date of mailing of the international search report 05 APR 2007
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Parikha Solanki Telephone No. N/A

フロントページの続き

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

(72)発明者 ヒギンズ ウィリアム イー

アメリカ合衆国 ペンシルバニア州 1 6 8 0 1 ステイト カレッジ リージャン レーン 1
4 1

(72)発明者 メリット スコット エイ

アメリカ合衆国 ペンシルバニア州 1 6 8 0 3 ステイト カレッジ ウィラード サークル
8 4 3

(72)発明者 ライ ラヴ

アメリカ合衆国 ペンシルバニア州 1 6 8 0 1 ステイト カレッジ ウォーベラニ ドライヴ
4 1 1 アpartment 1 0 1

Fターム(参考) 4C061 AA04 AA07 AA24 BB02 CC06 DD03 HH51 JJ17 NN05 SS21
WW04 WW06 WW10

【要約の続き】

本マトリックスの計算に伴う制限の影響を受けない。レジストレーション費用として手動情報の代わりに相関をベースとする費用を使用することによって、レジストレーションのために勾配をベースとする方法の使用がより簡単になる。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008541859A5	公开(公告)日	2012-06-14
申请号	JP2008513624	申请日	2006-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	宾州研究基金会		
申请(专利权)人(译)	笔国家研究基金会		
[标]发明人	ヒギンズウィリアムイー メリットスコットエイ ライラヴ		
发明人	ヒギンズ ウィリアム イー メリット スコット エイ ライ ラヴ		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/415		
FI分类号	A61B1/00.320.Z		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/AA07 4C061/AA24 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW06 4C061/WW10		
代理人(译)	西岛隆义 须田博之		
优先权	60/683588 2005-05-23 US 11/437229 2006-05-19 US		
其他公开文献	JP2008541859A JP5525727B2		

摘要(译)

一种在活体支气管镜或其他内窥镜手术中引导医生的方法。使用快速粗略跟踪步骤然后进行精细配准步骤来估计支气管镜的3D运动。通过找到跨越多个连续支气管镜视频帧的一组对应特征点然后估计支气管镜的新姿势来完成跟踪。在优选实施例中，姿势估计基于旋转矩阵的线性化。通过在当前支气管镜视频图像上给出一组对应点并给出基于CT的图像作为输入，相同的方法也可用于手动配准。细化配准步骤优选地是基于梯度的高斯 - 牛顿方法，其最大化支气管镜视频图像和基于CT的虚拟图像之间的相关性。通过在循环中估计支气管镜的3D运动来提供连续引导。由于深度图信息可用，因此可以通过解决3D-2D姿势估计问题来完成跟踪。3D-2D姿势估计问题比2D-2D姿势估计问题更具限制性，并且不受与基本矩阵的计算相关联的的限制的影响。使用基于相关性的成本而不是手动信息作为注册成本，可以更轻松地使用基于梯度的方法进行注册。