

(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2004-173972
(P2004-173972A)

(43) 公開日 平成16年6月24日(2004.6.24)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2002-344394 (P2002-344394)	(71) 出願人 501203207 畦元 将吾 東京都千代田区鍛冶町2-4-5 キクモ トビルディング5階 株式会社医用画像研 究所内
(22) 出願日 平成14年11月27日 (2002.11.27)	(74) 代理人 100097984 弁理士 川野 宏
特許法第30条第1項適用申請有り 2002年8月2 9日 社団法人電子情報通信学会発行の「電子情報通信 学会技術研究報告 信学技報 V o l . 1 0 2 N o . 3 0 0」に発表	(72) 発明者 山口 鉄藏 大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学大学 院 医学系研究科内
	(72) 発明者 中本 将彦 大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学大学 院 医学系研究科内
	最終頁に続く

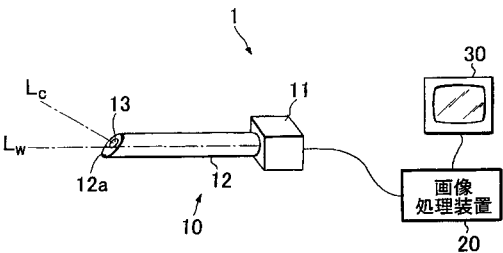
(54) 【発明の名称】 斜視内視鏡用画像処理システムおよびこれを備えた斜視内視鏡装置

(57) 【要約】

【目的】斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムを実現化できるようにする。

【解決手段】斜視内視鏡装置1は、斜視内視鏡10と画像処理装置20と画像表示装置30を備えてなる。斜視内視鏡10は、撮像面を備えたカメラ部11と、硬性の挿入部12とを備えている。挿入部12は軸線L_wを回転軸として、カメラ部11に対して回転可能に構成されており、その先端面12aには、その光軸L_cが軸線L_wに対して傾斜する観察窓13が設けられている。斜視内視鏡装置1は、斜視内視鏡用画像処理システムを備えており、この斜視内視鏡用画像処理システムは、世界座標系から画像座標系への変換を決定する投影モデルを有している。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される直線状に延びた挿入部と、該挿入部の先端面に設けられた観察窓と、観察対象の画像が撮像される撮像面とを備え、前記観察窓の光軸が前記挿入部の軸線に対して傾斜し、かつ前記挿入部が前記撮像面に対して、前記軸線を回転軸として相対的に回転可能に構成された斜視内視鏡において、該斜視内視鏡により得られた画像を処理する斜視内視鏡用画像処理システムであって、

前記斜視内視鏡の外部空間に設定された世界座標系から前記観察窓に設定されたカメラ座標系への変換を決定する外部パラメータ T を、下式 (1) によって規定したことを特徴とする斜視内視鏡用画像処理システム。

$$T = T_0 T_{R_{otC}}(-\theta, n_c, c_c) T_{R_{otW}}(\theta, n_w, c_w) \dots \dots (1)$$

ここで、 n_w は、前記世界座標系において前記軸線の方角を規定するベクトル、 c_w は、前記世界座標系において前記軸線の通過位置を規定するベクトル、 n_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の方角を規定するベクトル、 c_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の通過位置を規定するベクトル、 θ は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの回転角、 T_0 は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転していないときの、前記世界座標系から前記カメラ座標系への対応を表す変換、 $T_{R_{otW}}$ は、前記世界座標系において、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの該回転を表す変換、 $T_{R_{otC}}$ は、前記カメラ座標系内の回転補正を表す変換、をそれぞれ示している。

【請求項 2】

前記世界座標系から前記撮像面に設定された画像座標系への変換を決定する投影モデルを備え、該投影モデルは、前記斜視内視鏡に固有の内部パラメータ M と前記外部パラメータ T とを用いて、下式 (2) で規定されていることを特徴とする請求項 1 記載の斜視内視鏡用画像処理システム。

$$s i_c = M T p_w \dots \dots (2)$$

ここで、 p_w は、前記世界座標系上の点の位置を表すベクトル、 i_c は、前記画像座標系上の点の位置を表すベクトル、 s は所定のスカラー、をそれぞれ示している。

【請求項 3】

体腔内に挿入される直線状に延びた挿入部と、該挿入部の先端面に設けられた観察窓と、観察対象の画像が撮像される撮像面とを備え、前記観察窓の光軸が前記挿入部の軸線に対して傾斜し、かつ前記挿入部が前記撮像面に対して、前記軸線を回転軸として相対的に回転可能に構成された斜視内視鏡と、請求項 1 または 2 記載の斜視内視鏡用画像処理システムとを備えてなることを特徴とする斜視内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、斜視内視鏡によって得られた画像を処理するための斜視内視鏡用画像処理システムおよびこれを備えた斜視内視鏡装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

低侵襲性に優れた内視鏡手術に関しては、これまで種々の拡張現実感手術支援システムが開発され開示されている（下記非特許文献 1～6 参照）。

本願発明者らも、3次元超音波画像を用いた拡張現実感腹腔鏡手術支援システムを開発し、これを開示している（下記非特許文献 13 参照）。

【0003】

これらの手術支援システムは、直視内視鏡（観察窓の光軸が挿入部の軸線と一致している、正面を見る内視鏡）を対象としたシステムであるが、内視鏡手術では、広い視野を確保するために、斜視内視鏡（観察窓の光軸が挿入部の軸線に対して傾斜している、斜め方向を見る内視鏡）が用いられることが多い。

【 0 0 0 4 】

斜視内視鏡では、広い視野を確保できるように、広角レンズやスイングプリズムを組み合わせて用いるなどの光学的な工夫が行なわれている。このような光学的工夫がなされた斜視鏡に対応して、拡張現実感手術支援システムを実現するためには、世界座標系（３次元空間に設定された基準となる座標系）から画像座標系（斜視内視鏡に備えられたＣＣＤ等の撮像面等に設定された座標系）への変換を決定する投影モデルや、その投影モデルにおいて必要となる、世界座標系からカメラ座標系への変換を決定する外部パラメータや、斜視内視鏡に固有の内部パラメータのモデル、およびそれらを推定する手法が必要となる。内部パラメータに関しては、直視内視鏡用のモデルを適用することが可能であり、またその推定に関しても、従来提案されている手法（例えば、下記非特許文献１１，１２参照）を用いることが可能である。しかし、外部パラメータに関しては、これまで斜視内視鏡に対応し得るモデルが提案されておらず、このためその推定方法も提案されていなかった。このような事情により、従来、斜視内視鏡に対応した投影モデルは知られていなかった。

【 0 0 0 5 】

なお、広角レンズの歪パラメータの推定に関しては、すでに多くの高精度な手法が提案されている（下記非特許文献８～１０参照）。また、斜視内視鏡の研究においても、斜視内視鏡の運動速度を一定にするという条件に、各々の運動位置の視野を合成して擬似広角化するという手法が提案されている（下記非特許文献７参照）。しかし、斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムに適用し得るものではなかった。

【 0 0 0 6 】

【非特許文献１】

D . D e y , D . G o b b i , P . S l o m k a , K . J . M . S u r r y , a n d T . M . P e t e r s , " A u t o m a t i c f u s i o n o f f r e e h a n d e n d o s c o p i c b r a i n i m a g e s t o t h r e e - d i m e n s i o n a l s u r f a c e s : c r e a t i n g s t e r e o s c o p i c p a n o r a m a s . " , I E E E T r a n s . M e d . I m a g . , V o l . 2 1 , p p . 2 3 - 3 0 , 2 0 0 2 .

【 0 0 0 7 】

【非特許文献２】

J . H e l f e r t y , C . Z h a n g , G . M c L e n n a n , a n d W . H i g g i n s , " V i d e o e n d o s c o p i c d i s t o r t i o n c o r r e c t i o n a n d i t s a p p l i c a t i o n t o v i r t u a l g u i d a n c e o f e n d o s c o p y " , I E E E T r a n s . M e d . I m a g . , V o l . 2 0 , p p . 6 0 5 - 6 1 6 , 2 0 0 2 .

【 0 0 0 8 】

【非特許文献３】

S . D . B u c k e t a l . , " A s y s t e m t o S u p p o r t l a p a r o s c o p i c S u r g e r y b y a u g m e n t e d r e a l i t y v i s u a l i z a t i o n . " S p r i n g e r - V e r l a g , 2 0 0 1 , P r o c e e d i n g s , M I C C A I , p p . 6 9 1 - 6 9 8

【 0 0 0 9 】

【非特許文献４】

R . K h a d e m e t a l . , " E n d o s c o p e c a l i b r a t i o n a n d a c c u r a c y t e s t i n g f o r 3 D / 2 D i m a g e r g i s t r a t i o n . " S p r i n g e r - V e r l a g , 2 0 0 1 , P r o c e e d i n g s , M I C C A I , p p . 1 3 6 1 - 1 3 6 5

【 0 0 1 0 】

【非特許文献５】

P . J . E d w a r d s , A . P . K i n g , C . R . M a u r e r , D . A . d e C u n h a , D . J . H a w k e r s , D . L . G . H i l l , R . P . G a s t i o n

, M. R. Fenlon, A. J. usczyzck, A. J. Strong, C. L. Chandler, and M. J. Gleeson, "Design and Evaluation of a system for microscope-assisted guided interventions (MAGI)"

【0011】

【非特許文献6】

J. D. Stefansic, A. J. Herline, Y. Shyr, W. C. Chaman, J. M. Fitzpatrick, B. M. Dawant, and R. L. Galloway, "Registration of physical space to laparoscopic image space for use in minimally invasive hepatic surgery", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 20, pp. 1012 - 1023, 2000.

【0012】

【非特許文献7】

H. Yamauchi et al., "「記憶する内視鏡」による内視鏡視野の擬似広角化", J. JSCAS, vol. 2, no. 2, pp. 62 - 68, 2000.

【0013】

【非特許文献8】

H. Haneishi, Y. Yagihashi, and Y. Miyake "A New method for distortion correction of electronic endoscopic images". IEEE Trans. Med. Imag., vol. 14, No. 3, pp. 548 - 555, 1995.

【0014】

【非特許文献9】

K. Vijayan et al., "A new approach for nonlinear distortion correction in endoscopic images based on least squares estimation", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 18, pp. 345 - 354, 1995.

【0015】

【非特許文献10】

W. E. Smith et al., "Correction of distortion in endoscopic images", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 11, pp. 117 - 122, 1992.

【0016】

【非特許文献11】

Wang and W. H. Tsai, "Camera calibration by vanishing lines for 3-D computer vision", IEEE Trans. PAMI, vol. 13, no. 4, pp. 370 - 376, 1991.

【0017】

【非特許文献12】

R. Y. Tsai, "A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3-D machine vision metrology using off-the-shelf tv cameras and lenses". IEEE J. Robot. Automat., vol. 3, pp. 323 - 344, 1987.

【0018】

【非特許文献13】

M. Nakamoto et al., "3D Ultrasound System Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker for Augmented Reality Visualization in Laparoscopic Liver Surgery". In MICCAI 2002, LNCS 2489, pp. 148-155, September 2002.

【0019】

【発明が解決しようとする課題】

上述したように、これまで、斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムは実現されていなかった。しかし、近年、特に腹腔内、関節整形、耳鼻科手術では、斜視内視鏡が用いられることが多いため、斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムを実現することが強く望まれていた。 10

本発明はこのような事情に鑑みなされたもので、斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムを実現化し得る斜視内視鏡用画像処理システム、およびこれを備えた斜視内視鏡診断装置を提供することを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため本発明の斜視内視鏡用画像処理システムは、体腔内に挿入される直線状に延びた挿入部と、該挿入部の先端面に設けられた観察窓と、観察対象の画像が撮像される撮像面とを備え、前記観察窓の光軸が前記挿入部の軸線に対して傾斜し、かつ前記挿入部が前記撮像面に対して、前記軸線を回転軸として相対的に回転可能に構成された斜視内視鏡において、該斜視内視鏡により得られた画像を処理する斜視内視鏡用画像処理システムであって、 20

前記斜視内視鏡の外部空間に設定された世界座標系から前記観察窓に設定されたカメラ座標系への変換を決定する外部パラメータ T を、下式(3)によって規定したことを特徴とするものである。

【0021】

$$T = T_0 T_{R_{otC}}(-\theta, n_c, c_c) T_{R_{otW}}(\theta, n_w, c_w) \dots \dots (3)$$

【0022】

ここで、 n_w は、前記世界座標系において前記軸線の方角を規定するベクトル、 c_w は、前記世界座標系において前記軸線の通過位置を規定するベクトル、 n_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の方角を規定するベクトル、 c_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の通過位置を規定するベクトル、 θ は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの回転角、 T_0 は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転していないときの、前記世界座標系から前記カメラ座標系への対応を表す変換、 $T_{R_{otW}}$ は、前記世界座標系において、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの該回転を表す変換、 $T_{R_{otC}}$ は、前記カメラ座標系内の回転補正を表す変換、をそれぞれ示している。 30

【0023】

前記斜視内視鏡用画像処理システムにおいて、前記世界座標系から前記撮像面に設定された画像座標系への変換を決定する投影モデルを備え、該投影モデルは、前記斜視内視鏡に固有の内部パラメータ M と前記外部パラメータ T とを用いて、下式(4)で規定されているものとする。 40

【0024】

$$s i_c = M T p_w \dots \dots (4)$$

【0025】

ここで、 p_w は、前記世界座標系上の点の位置を表すベクトル、 i_c は、前記画像座標系上の点の位置を表すベクトル、 s は所定のスカラー、をそれぞれ示している。

【0026】

また、本発明の斜視内視鏡装置は、体腔内に挿入される直線状に延びた挿入部と、該挿入部の先端面に設けられた観察窓と、観察対象の画像が撮像される撮像面とを備え、前記観 50

察窓の光軸が前記挿入部の軸線に対して傾斜し、かつ前記挿入部が前記撮像面に対して、前記軸線を回転軸として相対的に回転可能に構成された斜視内視鏡と、前記特徴を備えた本発明の斜視内視鏡用画像処理システムとを備えてなることを特徴とするものである。

【 0 0 2 7 】

【 発 明 の 実 施 の 形 態 】

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて説明する。

【 0 0 2 8 】

斜視内視鏡装置概要

図 1 は本発明の一実施形態に係る斜視内視鏡装置の構成を模式的に示す図である。図示した斜視内視鏡装置 1 は、斜視内視鏡（斜視型硬性内視鏡）10、画像処理装置 20、および画像表示装置 30 を備えてなる。 10

【 0 0 2 9 】

斜視内視鏡 10 は、CCD 等の撮像素子などにより構成される撮像面（図示略）を備えたカメラ部 11 と、該カメラ部 11 から軸線 L_w 方向に延びた硬性の挿入部 12 とを備えている。この挿入部 12 は体腔内等に挿入される部分であり、その先端面 12a は前記軸線 L_w と斜交するように形成されている。また、挿入部 12 は前記軸線 L_w を回転軸として、前記カメラ部に対して回転可能に構成されており、その先端面 12a には観察窓 13 が設けられている。この観察窓 13 の光軸 L_c は前記軸線 L_w に対して傾斜するように構成されており、該軸線 L_w を回転軸として前記挿入部 12 を回転させると、該光軸 L_c は前記撮像面に対して相対的に回転移動するようになっている。なお、前記軸線 L_w は世界座標系（斜視内視鏡 10 の外部空間に設定された座標系） S_w において定義され、前記光軸 L_c は、カメラ座標系（観察窓 13 に設定された座標系） S_c において定義されている。 20

【 0 0 3 0 】

前記斜視内視鏡装置 1 においては、観察対象からの反射光が、観察窓 13 より挿入部 12 内に取り込まれ、カメラ部 11 内の撮像素子において撮像される。そして、撮像素子により得られた画像信号は、画像処理装置 20 において信号処理され、さらに信号処理された画像信号が、画像表示装置 30 において画像に変換されて表示されるようになっている。

【 0 0 3 1 】

斜視内視鏡用画像処理システム

前記斜視内視鏡装置 1 は、本発明の一実施形態に係る斜視内視鏡用画像処理システムを備えている。この斜視内視鏡用画像処理システムは、斜視内視鏡 10 により得られた画像信号を処理して、拡張現実感手術支援に利用し得る画像を形成するものであり、例えば、画像表示装置 30 内に設けられた演算回路や演算プログラム等により構成される。 30

【 0 0 3 2 】

そして、この斜視内視鏡用画像処理システムは、前記世界座標系 S_w から前記撮像面に設定された画像座標系への変換を決定する投影モデルを備えている。この投影モデルは、前記斜視内視鏡 10 に固有の内部パラメータ M と、前記世界座標系 S_w から前記カメラ座標系 S_c への変換を決定する外部パラメータ T とを用いて、下式（5）で規定されている。

【 0 0 3 3 】

$$s \cdot i_c = M \cdot T \cdot p_w \dots \dots (5)$$

40

【 0 0 3 4 】

ここで、 p_w は、前記世界座標系上の点の位置を表すベクトル、 i_c は、前記画像座標系上の点の位置を表すベクトル、 s は所定のスカラー、をそれぞれ示している。

【 0 0 3 5 】

また、この斜視内視鏡用画像処理システムは、前記外部パラメータ T を、下式（6）によって規定している。

【 0 0 3 6 】

$$T = T_0 \cdot T_{RotC}(-\theta, n_c, c_c) \cdot T_{RotW}(\theta, n_w, c_w) \dots \dots (6)$$

【 0 0 3 7 】

ここで、 n_w は、前記世界座標系において前記軸線方向を規定するベクトル、 c_w は、 50

前記世界座標系において前記軸線の通過位置を規定するベクトル、 n_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の方向を規定するベクトル、 c_c は、前記カメラ座標系において前記光軸の通過位置を規定するベクトル、 θ は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの回転角、 T_0 は、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転していないときの、前記世界座標系から前記カメラ座標系への対応を表す変換、 $T_{R o t W}$ は、前記世界座標系において、前記挿入部が前記軸線を回転軸として、前記撮像面に対して相対的に回転するときの該回転を表す変換、 $T_{R o t C}$ は、前記カメラ座標系内の回転補正を表す変換、をそれぞれ示している。

【0038】

斜視内視鏡の投影モデル

10

以下、前記投影モデルについて、図2、図3を用いて詳細に説明する。図2および図3は、本発明の一実施形態に係る投影モデルの概念を模式的に示す図で、図2は前記世界座標系 S_W から前記カメラ座標系 S_C への変換を示し、図3は前記カメラ座標系 S_C 内の回転補正を示している。

【0039】

前記世界座標系 S_W の点の位置ベクトルを $P_W = {}^t(x_W, y_W, z_W, 1)$ 、前記カメラ座標系 S_C の点の位置ベクトルを P_C とし、世界座標系 S_W からカメラ座標系 S_C に変換する剛体アフィン変換（前記外部パラメータ T に相当する）を T とすると、 P_W から P_C への変換は、下式(7)で表される。

【0040】

20

$$P_C = T P_W \dots \dots (7)$$

【0041】

また、上式(7)における外部パラメータ T は、下式(8)で表される。

【0042】

【数1】

$$T = \begin{pmatrix} R & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix}, {}^t R R = I \dots (8)$$

30

【0043】

ここで、 R は、回転を意味する3行3列の直交行列を表し、 t は、平行移動を意味する3次元ベクトルを表し、 I は単位行列を表している。

【0044】

一方、前記 P_C の2次元投影点の位置ベクトルを、 $i_P = {}^t(u_P = x_C / z_C, v_P = y_C / z_C, 1)$ とすると、この投影点 i_P から、前記画像座標系上においてこの投影点 i_P と対応する画像点 i_C への対応関係は、前記内部パラメータ M を用いて、下式(9)で表される。

【0045】

40

$$s i_C = M i_P \dots \dots (9)$$

【0046】

ここで、 s は所定のスカラーを示している。

【0047】

また、上式(9)における内部パラメータ M は、下式(10)で表される。

【0048】

【数2】

$$M = \begin{pmatrix} f k_u & 0 & u_0 \\ 0 & -f k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdots (10)$$

【0049】

ここで、 f は、焦点距離を表し、 k_u 、 k_v は、それぞれ u 軸、 v 軸の単位長を表し、 $^t(u_0, v_0)$ は、画像中心の座標を表している。

【0050】

前記斜視内視鏡 10 において、前記外部パラメータ T は、以下のように記述できる。まず、図 2 (a) に示すように、前記斜視内視鏡 10 において、前記世界座標系 S_w に対して前記カメラ座標系 S_c が回転移動していないときの、該世界座標系から S_w 該カメラ座標系 S_c への変換を T_0 とする。なお、図 2 (a) では、この回転の伴わないカメラ座標系を S_{c0} と表記している。

【0051】

次いで、図 2 (b) に示すように、世界座標系 S_w において、前記軸線 L_w を回転軸として、前記撮像面に対して前記挿入部 12 を角度 θ だけ回転移動させる場合を想定する。このときの回転を表す変換を $T_{R \circ t W}(\theta, n_w, c_w)$ とする。なお、このとき前記軸線 L_w は、前記 2 つのベクトル n_w 、 c_w によって規定される。また、図 2 (b) では、この回転変換 $T_{R \circ t W}$ の後、前記 T_0 の変換を施したカメラ座標系を S'_{c0} と表記している。

【0052】

前記回転後のカメラ座標系 S'_{c0} は、回転前のカメラ座標系を S_{c0} に対して相対的に回転移動している。一方、前記斜視内視鏡 10 の撮像面（および前記画像座標系）の前記世界座標系 S_w に対する位置は変化していない。このため、カメラ座標系における回転補正が必要となる。本発明では、図 3 に示すように、前記カメラ座標系を S'_{c0} を、前記光軸 L_c を回転軸として、前記回転方向とは反対方向に角度 $-\theta$ だけ回転補正する変換 $T_{R \circ t C}(-\theta, n_c, c_c)$ を施すことにより、この回転補正を行う。

【0053】

このような一連の変換を行うことにより、すなわち、上式 (6) により規定された外部パラメータ T を含む、上式 (5) により規定された投影モデルを適用することによって、前記世界座標系 S_w から前記撮像面に設定された画像座標系への変換を決定することが可能となる。

【0054】

パラメータ推定方法

次に、前述した投影モデルで用いる各パラメータを推定する方法について説明する。まず、前述の、回転が伴わないときの変換 T_0 と、内部パラメータ M の推定を行う。これらの推定方法としては、従来提案されている様々な手法を適用することが可能である。本実施形態においても従来の手法、例えば、前記非特許文献 11 に記載された手法を用いて、前記変換 T_0 と前記内部パラメータ M の推定を行う。

【0055】

次いで、前述の、回転を伴うときの変換 $T_{R \circ t W}(\theta, n_w, c_w)$ における、前記軸線 L_w の方向と通過位置をそれぞれ規定する 2 つのベクトル n_w 、 c_w の推定を行う。このベクトル n_w 、 c_w は、前記軸線 L_w を決定するパラメータなので、自由度は 4 となる。そこで、これらの推定にあたっては、まず、前記斜視内視鏡 10 の挿入部 12 に、該挿入部 12 の回転に応じて前記軸線 L_w を中心とする円軌道上を移動する 3 次元位置マーカを設ける。この 3 次元位置マーカの円軌道の中心に対応するのが前記ベクトル c_w であり、この円軌道を含む平面の法線方向に一致し、この円軌道の中心を通るベクトルに対応するのが前記ベクトル n_w となる。また、前記斜視内視鏡 10 の前記カメラ部 11 にも、該

10

20

30

40

50

カメラ部 1 1 の前記世界座標系 S_w での位置を検出するための位置センサを設けカメラ部 1 1 の位置を計測する。

【 0 0 5 6 】

次に、前記挿入部 1 2 を回転させては、前記 3 次元位置マーカの位置を計測するという手順を複数回繰り返して行う。3 次元位置マーカの位置計測値を p^i_w ($i = 1, 2, \dots, n$) とすると、下式 (1 1) を満たすような n_w を線形推定により求める。

【 0 0 5 7 】

【 数 3 】

$$\min \sum_{i=0}^n \{ (n_w, p^i_w) + d \}^2, |n_w| = 1 \quad \dots (11)$$

10

【 0 0 5 8 】

ここで、 $(,)$ は内積を表し、 $||$ はユークリッドノルムを表す。

【 0 0 5 9 】

次いで、この求められた n_w から、下式 (1 2) を満たすような c_w を非線形推定、例えば、Levenberg - Marquadt 法を用いて求める。

【 0 0 6 0 】

【 数 4 】

$$\min \sum_{i=0}^n \left\{ r^2 - |p^i_w - c_w|^2 + (n_w, p^i_w - c_w)^2 \right\} \quad \dots (12)$$

20

【 0 0 6 1 】

ここで、 $(,)$ は内積を表し、 $||$ はユークリッドノルムを表す。

【 0 0 6 2 】

続いて、求められた $p^i_w - c_w$ がなす角度から、下式 (1 3) により前記回転角 θ を求める。

30

【 0 0 6 3 】

【 数 5 】

$$\theta = \arctan \left(\frac{|[p^i_w - c_w, p^i_w - c_w]|}{(p^i_w - c_w, p^i_w - c_w)} \right) \quad \dots (13)$$

【 0 0 6 4 】

ここで、 $(,)$ は内積を表し、 $[,]$ は外積を表し、 $||$ はユークリッドノルムを表す。

【 0 0 6 5 】

最後に、前述の、回転補正の変換 $T_{Rotc}(-\theta, n_c, c_c)$ における、カメラ座標系において前記光軸 L_c の方向を表すベクトル n_c と、カメラ座標系において前記光軸 L_c の通過点の位置を表すベクトル c_c を推定する。これらの推定にあたっては、まず、前記各ベクトル c_c, n_c 、回転角 θ に対応する、世界座標系上の点 p^i_{wobj} の計算上の画像投影点 $i'_c(p^i_{wobj}, \theta; n_c, c_c)$ を、上式 (5)、(6) を用いて求める。次に、 p^i_{wobj} の実際の画像座標系上での位置ベクトルを i_c^i として、下式 (1 4) を満たす前記各ベクトル c_c, n_c を求める。

【 0 0 6 6 】

【 数 6 】

40

$$\min \sum_i \left\{ i_c^i - i_c^i(p_{\text{wobj}}^i, \theta; n_c, c_c) \right\}^2 \quad \cdots (14)$$

【 0 0 6 7 】

シミュレーション実験

次に、前述したベクトル c_c , n_c の推定に行ったシミュレーション実験について説明する。シミュレーションのための生成データは、次の通りである。すなわち、観察対象として、縦横の間隔 4 mm、 3×3 に点が配列された点列の図柄をキャリブレーションに用いた。また、各点に対して標準偏差 0.1 mm のガウスノイズを加えた。そして、斜視内視鏡の挿入部を約 45 度ずつ回転させ、回転毎に 4 枚 (4 フレーム) ずつ、観察窓から約 30 ~ 40 cm 離れた位置に配置した前記図柄を撮像するという想定で、前述した投影モデルによる前記図柄の各点の投影点の図を作成した (図 4)。なお、画像面 (撮像面) の範囲は 200 ~ 400 画素 (pixel) の範囲と想定した。

【 0 0 6 8 】

画像面上で、標準偏差 0.5, 1.0, 1.5 画素のガウスノイズをそれぞれ加えたシミュレーション結果を表 1 に示す。投影点の残差およびベクトル c_c , n_c の誤差は、シミュレーションで与えた真値と推定値との差である。また、与えたガウスノイズの標準偏差と、投影点の残差およびベクトル c_c , n_c の誤差との関係を明らかにするため、これらの関係を図 5 に示した。図 5 に示すように、投影点の残差およびベクトル c_c , n_c の誤差は、与えたガウスノイズの標準偏差に対して略線形であることが確かめられた。

【 0 0 6 9 】

【表 1】

標準偏差 (pixel)	0.5	1.0	1.5
残差 (pixel)	0.02684	0.053688	0.0805
誤差 n_c (deg)	0.0278593	0.0574958	0.089177
誤差 c_c (pixel)	0.0220956	0.0456814	0.0711591

【 0 0 7 0 】

実画像における実験

次に、前述した投影モデルによる投影の精度を検証するために、実画像を用いて実施した複数の実験について説明する。

【 0 0 7 1 】

(実験 1)

この実験 1 では、斜視角度 30 度、撮像面の大きさ 340×340 画素の歪無し斜視内視鏡を用いた。また、観察対象は前記点列の図柄とした。斜視内視鏡の挿入部をその軸線を回転軸として約 45 度ずつ回転させ、回転毎に観察対象点の画像を 3 枚 (3 フレーム) 取り込み、その画像を用いてキャリブレーションを行った。そして、キャリブレーションを行った角度範囲で取得した画像の精度を調べた。観察対象点の世界座標系上での位置は、3 次元センサ (Polaris; Northern Digital Inc.) を用いて計測した。この 3 次元センサの精度は、0.35 mm である。

【 0 0 7 2 】

この実験 1 で得られた結果を図 6 に示す。この実験 1 により確認された誤差は、3.02 画素であった。また、パラメータを推定する際の残差は、2.86 画素であった。この誤

差は、画像面サイズの約 1 パーセント、1 mm 程度に相当する。これは、実用上の許容範囲ではあるが、前述のシミュレーション結果に比べると精度が劣る。これは、キャリブレーションに用いた画像のフレーム数が少なかったためであると考えられる。

【 0 0 7 3 】

(実験 2)

この実験 2 では、前記実験 1 において、画像のフレーム数と各フレームにおけるサンプル点の数との関係を検証するために行った。実験に用いた器具等は、前記実験 1 と同じである。この実験 2 で得られた結果を図 7 に示す。図 7 に示すように、キャリブレーションに用いる画像のフレーム数 (F) が多いほど、またフレーム毎のサンプル点数が多いほど、高い精度が得られることが確かめられた。

10

【 0 0 7 4 】

(実験 3)

この実験 3 では、撮像面の大きさ 340×240 画素 ($0.11 \text{ mm} / \text{pixel}$) の斜視内視鏡を用いた。また、観察対象は格子模様の図柄とした。斜視内視鏡の挿入部をその軸線を回転軸として $\Delta \theta$ ずつ回転させ、回転毎に観察対象の画像を取り込み、その画像を用いてキャリブレーションを行った。また、キャリブレーションに用いた画像とは異なる 5 枚に画像において、画像ごとに 16 点、計 80 点の計測点を用いて、投影誤差 (前述の投影モデルで得られた画像投影点の座標値と、観察対象の点の実際の座標を 3 次元センサを用いて得られた座標値との差) の平均を求めた。なお、3 次元センサは、前記実験 1 , 2 で用いたものを用いた。また、用いた斜視内視鏡には、樽型歪が存在するため、前記非特許文献 8 に記載された方法により、歪補正を行った。

20

【 0 0 7 5 】

また、前記回転角度 $\Delta \theta$ を変化させ、回転毎に得られた画像に基づき、前述した光軸 L_c のキャリブレーションを行い、得られたパラメータで投影誤差を計測した。この結果を図 8 に示す。図 8 に示すように、 $\Delta \theta$ の減少と共に残差と投影誤差は減少し、 $\Delta \theta = 18$ 度のとき誤差は 4.1 画素 (画像面内では 0.45 mm) となり、それより小さい $\Delta \theta$ では著しい誤差の減少は見られなかった。このとき、前記非特許文献 5 に記載された方法によるキャリブレーションにおける残差を求めたところ、4.2 画素 (画像面内では 0.46 mm) であったため、投影誤差中に光軸 L_c のキャリブレーション誤差が占める割合は、十分小さいといえる。また、このとき得られた画像の一例を図 9 に示す。画像中の + が、

30

【 0 0 7 6 】

(実験 5)

この実験 5 では、前述の投影モデルにおける軸線 $L_w = (n_w, c_w)$ と、光軸 $L_c = (n_c, c_c)$ の必要性を検証した。光軸 L_c を簡略化した投影モデル (比較例 1) と、軸線 L_w を簡略化した投影モデル (比較例 2) と、本発明の投影モデル (実施例) との比較を行った。比較にあたっては、前記実験 4 の手法より、 $\Delta \theta = 18$ 度のときの投影誤差を各投影モデルにおいて求めた。その結果を表 2 に示す。表 2 に示すように、投影誤差は本発明の実施例に係る投影モデルが最も小さい。この結果から、光軸 L_c および軸線 L_w は、斜視内視鏡の投影モデルにおいて必要なパラメータであることがいえる。

40

【 0 0 7 7 】

【 表 2 】

	実施例	比較例 1	比較例 2
誤差 (pixel)	4.2	9.2	13.2

【 0 0 7 8 】

50

以上、本発明の実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、種々の態様の変更が可能である。

例えば、上記実施形態では、斜視内視鏡の挿入部の回転角を検出するために3次元センサを用いているが、ロータリーエンコーダなど他の回転角検出手段を用いて回転角を検出するように構成してもよい。

【0079】

また、上記実施形態においては、外部パラメータ T_0 、内部パラメータ M を推定する際、前記非特許文献11に記載された手法を用いているが、この手法に代えて種々の手法、例えば、前記非特許文献12や非特許文献「I. W. Faig : " Calibration of close-range photogrammetric system s : Mathematical formulation , " Photogrammetric Eng. and Remote Sensing , vol. 41 , pp. 1479 - 1486 , 1975 . 」等に記載された手法を用いることができる。

【0080】

【発明の効果】

以上、詳細に説明したように、本発明の斜視内視鏡用画像処理システムによれば、斜視内視鏡の外部空間に設定された世界座標系から斜視内視鏡の観察窓に設定されたカメラ座標系への変換を決定する外部パラメータ T を、下式によって規定したことにより、以下のような効果を奏する。

【0081】

$$T = T_0 T_{RotC}(-\theta, n_C, c_C) T_{RotW}(\theta, n_W, c_W)$$

【0082】

すなわち、この外部パラメータ T を用いることにより、挿入部の回転を伴う斜視内視鏡に対応して、世界座標系からカメラ座標系への変換を精度良く決定することが可能となる。また、この外部パラメータ T を用いることにより、斜視内視鏡に対応した投影モデルを高精度に構築することができるので、この投影モデルを用いることによって、斜視内視鏡に対応した拡張現実感手術支援システムを実現化することが可能となる。

【0083】

また、本発明の斜視内視鏡装置によれば、本発明の斜視内視鏡用画像処理システムを備えたことにより、斜視内視鏡により得られた画像を拡張現実感手術に用いることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に係る斜視内視鏡装置の構成を模式的に示す図

【図2】世界座標系からカメラ座標系への変換を模式的に示す図

【図3】カメラ座標系における回転補正を模式的に示す図

【図4】投影モデルによって得られた投影点の図

【図5】シミュレーション実験で得られた関係を示す図

【図6】実験1で得られた結果を示す図

【図7】実験2で得られた結果を示す図

【図8】実験3で得られた結果を示す図

【図9】実験4で得られた画像の一例を示す図

【符号の説明】

1	斜視内視鏡装置
10	斜視内視鏡
11	カメラ部
12	挿入部
12a	先端面
13	観察窓
20	画像処理装置
30	画像表示装置

10

20

30

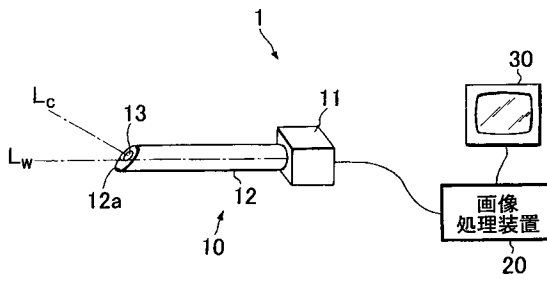
40

50

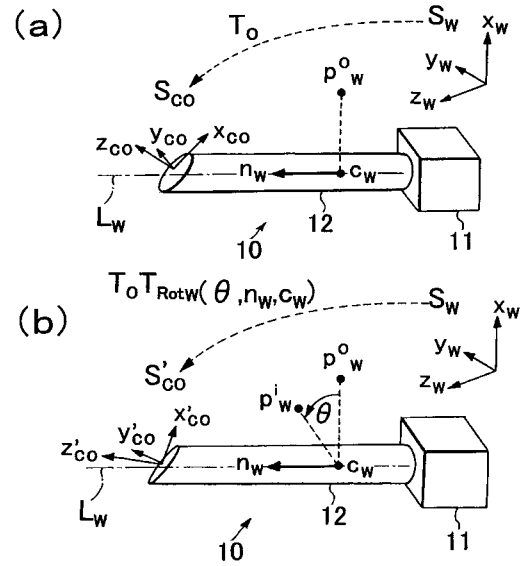
L_w
 L_c

挿入部の軸線
 観察窓の光軸

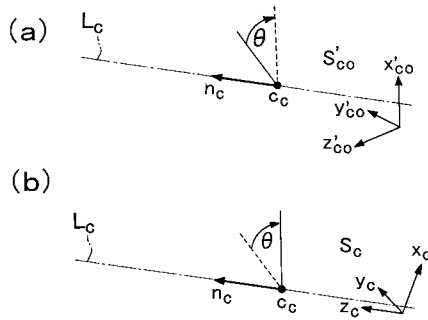
【図 1】



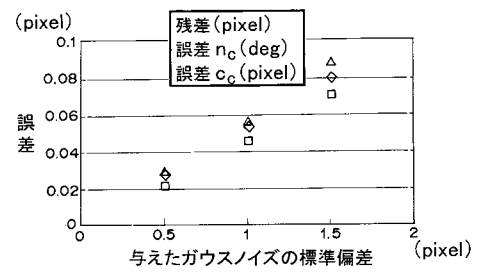
【図 2】



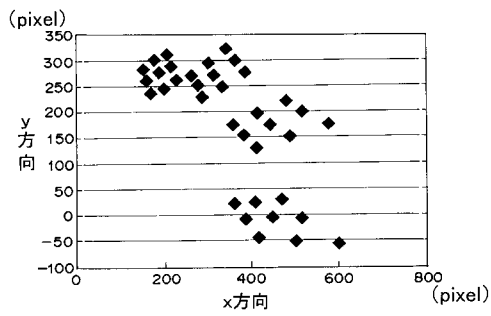
【図 3】



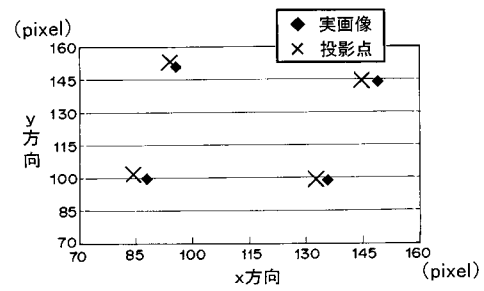
【図 5】



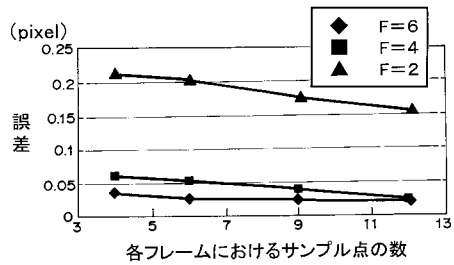
【図 4】



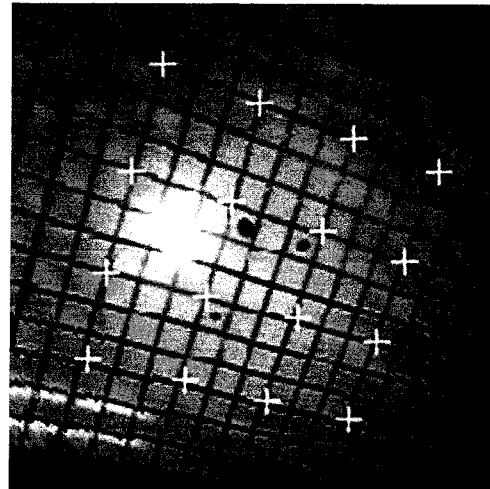
【図 6】



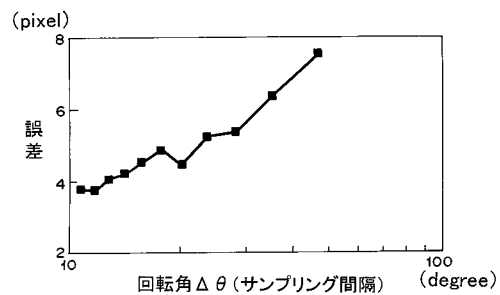
【図 7】



【図 9】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 中島 義和
大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院 医学系研究科内
- (72)発明者 佐藤 嘉伸
大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院 医学系研究科内
- (72)発明者 橋爪 誠
福岡県福岡市東区馬出 3 - 1 - 1 九州大学大学院 医学研究院 災害救急医学内
- (72)発明者 田村 進一
大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院 医学系研究科内
- (72)発明者 菅野 信彦
大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院 医学系研究科内

F ターム(参考) 2H040 BA04 DA12 GA01 GA10 GA11
4C061 BB03 CC06 DD01 LL03 NN01 TT20
5C054 AA02 CC02 CD03 CF05 CH02 EA01 EA05 FC11 FD03 FF02
HA12

专利名称(译)	用于倾斜内窥镜的图像处理系统和具有该图像处理系统的倾斜内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2004173972A	公开(公告)日	2004-06-24
申请号	JP2002344394	申请日	2002-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	Azemoto省吾		
申请(专利权)人(译)	Azemoto省吾		
[标]发明人	山口鉄藏 中本将彦 中島義和 佐藤嘉伸 橋爪誠 田村進一 菅野信彦		
发明人	山口 鉄藏 中本 将彦 中島 義和 佐藤 嘉伸 橋爪 誠 田村 進一 菅野 信彦		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/DA12 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB03 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/TT20 5C054/AA02 5C054/CC02 5C054/CD03 5C054/CF05 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FC11 5C054/FD03 5C054/FF02 5C054/HA12 4C161/BB03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/TT20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[目的] 实现与斜视内窥镜兼容的增强现实手术支持系统。透视内窥镜装置1包括透视内窥镜10，图像处理装置20和图像显示装置30。斜视内窥镜10包括具有成像表面的照相机单元11和硬插入单元12。插入部12被配置为能够相对于照相机部11绕着作为旋转轴的轴Lw ^旋转。提供倾斜的观察窗13。斜视内窥镜设备1包括用于斜视内窥镜的图像处理系统，并且该斜视内窥镜的图像处理系统具有确定从世界坐标系到图像坐标系的转换的投影模型。是 [选型图]图1

