

原 著

画像誘導下脳神経外科手術のためのマーカーレス画像重畳システムの開発

東京女子医科大学先端生命医科学研究所先端工学外科学分野（指導：村垣善浩教授）

アサノ タケオ スズキ タカシ ムラガキ ヨシヒロ イセキ ヒロシ
浅野 武夫・鈴木 孝司・村垣 善浩・伊関 洋

（受理 平成23年12月1日）

Marker-free Augmented Reality System for Image-guided Neurosurgery

Takeo ASANO, Takashi SUZUKI, Yoshihiro MURAGAKI and Hiroshi ISEKI

Faculty of Advanced Techno Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science,
Tokyo Women's Medical University

In image-guided neurosurgery, augmented reality technology is adopted to overlay three-dimensionally reconstructed computer models of a target lesion onto a video image of the surgical field. Optical, electromagnetic, and mechanical tracking systems are usually used for registration between the reconstructed model and a view of the surgical field, but they are both expensive and not without technical problems. In this study, we propose a marker-free registration and tracking method. Initial registration is completed by manually selecting several pairs of anatomically-corresponding points on a reconstructed model and video image. Points are automatically detected (Harris corner detection algorithm) within a predefined region of interest, and a tracking algorithm for machine vision (KLT tracker) is applied for real-time target tracking. A feasibility study using a brain model showed that image overlay was achieved with refresh rate of 8 frames per second. Initial registration error was less than 0.5 mm when more than three pairs of anatomically-corresponding points were selected. This method is feasible and economically advantageous because it does not require an expensive tracking system. In a future study, we will evaluate feasibility and overlaying accuracy in the clinical setting.

Key Words: brain tumor, image-guided surgery, surgical navigation, registration, intraoperative MRI

緒 言

脳神経外科・耳鼻科・整形外科の分野では手術ナビゲーションシステムが普及しつつあり、さまざまな研究や臨床上の評価が行われている¹⁾。現状では治療部位の3断面画像上に術具の位置や方向を正確に表示する装置が使用されているが、拡張現実感(augmented reality: AR)技術を応用した情報表示システムも開発されている。例えば、術前・術中に取得したX線CTやMRI画像からコンピュータ上で仮想3次元モデルを再構成し術野映像上に重畳表示するものであり、顕微鏡下の開頭術に対して顕微鏡視野内に重畳表示するもの²⁾³⁾、神経内視鏡下手術でディスプレイ上に画像の表示を行うものがある⁴⁾⁵⁾。患者の実画像と再構成した仮想3次元モデルの連携により、術者はより多くの情報の利用が可能になる⁴⁾。

ARシステムでは、仮想3次元モデルの位置と術野画像の正確な位置合わせが重要である。コンピュータ上の医用画像の座標系と、実際の患者の座標系とを一致させるために、一般的に光学式⁶⁾、磁場式⁷⁾、機械アーム式⁸⁾等の3次元位置計測装置により、患者に取り付けたマーカー位置を計測する。しかし、反射型光学式位置計測装置（例えばPolaris Spectra[®], Northern Digital Inc.）は、実装や洗浄・滅菌が容易であることから市販のナビゲーション装置で広く普及しているものの、マーカーである反射球が術者や器械に隠れ、センサから見えなくなる問題⁹⁾がある。LED (Light Emitting Diode) 式の光学式計測装置（例えばOptotrak Certus[®], Northern Digital Inc.）では、高精度での計測が可能であるが、LEDに給電するラインの実装や洗浄滅菌の問題があり、また

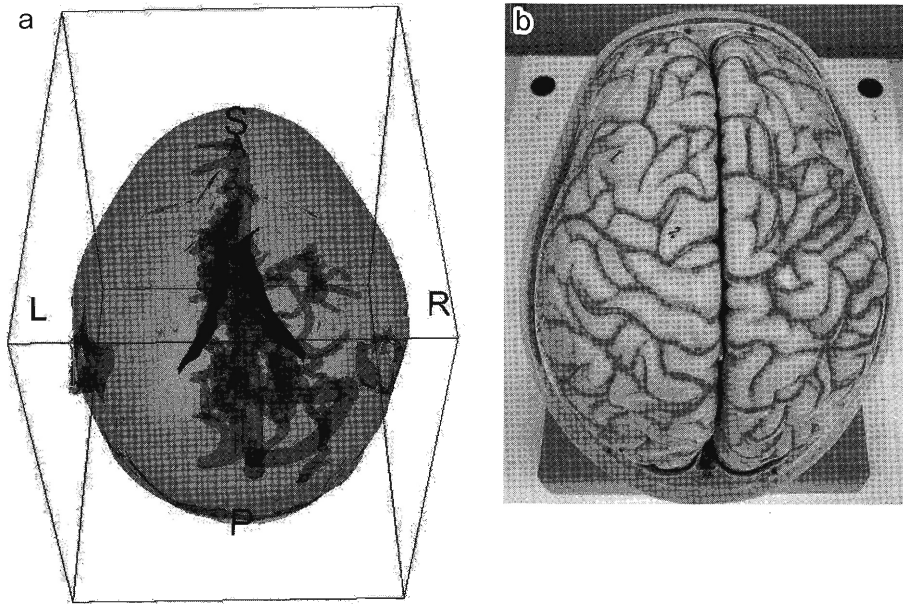


Fig. 1

(a) Example of three-dimensionally reconstructed computer model, (b) schema of video image of the surgical field through a surgical microscope or neuroendoscope (brain model). Computer models are overlaid on the brain to provide additional information to the operating surgeon.

マーカーである LED が術者や器械に隠れる問題は同様である。磁気式の装置 (例えば Aurora[®], Northern Digital Inc.) は、計測器が発生する磁場を頼りに手術器具の位置・姿勢を検出するものであり、体腔内など陰になる場所でも機能することから軟性鏡の先端位置検出などに用いられているが、手術室内に多く存在する金属製の器械・器具により磁場歪みが生じ計測精度の低下を招く問題がある¹⁰⁾。機械アーム式の場合、比較的高精度の計測が可能だが、術野周辺での空間の占有や、術者やほかの器械との干渉の問題が予想される。これらの 3 次元位置計測装置を用いたシステムは高精度な位置計測が可能という利点の一方で、高額な設備投資が必要になる。

そこで本研究では脳神経外科手術、とくに表在性ではない良性腫瘍や海綿状血管腫を主なターゲットに、安価かつ簡便な手法で AR 技術を実装し、手術を支援することを目指す。具体的には、X 線 CT あるいは MRI の DICOM データから再構成した仮想 3 次元モデルを術野画像上に重畳表示する。それを実現する手段として、仮想 3 次元モデルと術野画像との間で特徴点を用いた座標系の位置合わせを行い、術野画像上の特徴点を追跡することで、視野移動時にも 3 次元位置計測装置なしに重畳表示を可能とする。

対象および方法

1. コンピュータビジョン技術による重畳表示

コンピュータ上で再構成した仮想 3 次元モデル (Fig. 1a) を術野画像上 (Fig. 1b) に重畳表示するためには、仮想 3 次元モデル、術野、カメラの 3 者の座標系の位置合わせが必要となる。従来研究の多くでは、それらに位置検出のためのマーカーを取り付け、3 次元位置計測を行うことで座標系の位置合わせを行っていたが、本研究では、(1) 術野画像と仮想 3 次元モデルとの手動位置合わせ、(2) 術野画像上の特徴点の自動選定、(3) 術野画像上特徴点の自動追従、の 3 段階によりマーカーなしで仮想 3 次元モデルを術野画像に重畳表示する。

重畳表示の第 1 段階として、X 線 CT あるいは MRI のデータから再構成された仮想 3 次元モデルと術野画像の位置合わせを行う。仮想 3 次元モデルは座標値をもった点の集合体としてコンピュータ上で表現されており、その座標値と術野画像上の座標値の対応関係を求める。対応付けには対象物表面で視認可能な解剖学的特徴点 (例えば血管や脳溝) を使用し、仮想 3 次元モデルと術野画像の双方が同時に表示されているコンピュータ画面上で、解剖学的に対応する点をマウスでクリックすることで指定する。対象物が奥行き方向をもつ 3 次元の構造物で

あっても、コンピュータ画面上に表示される仮想3次元モデルおよび術野画像は2次元に投影されたデータであり2次元データを用いた位置合わせであることから3組以上の特徴点を指定することで数学的に仮想3次元モデルと術野画像の重ね合わせが可能であり¹¹⁾、この結果、初期位置での重畳表示が実現される。

次に、カメラ移動時に仮想3次元モデルと術野画像の重畳表示が維持されるためには、視野移動に伴った追従が必要である。視野を移動させるたびに前述の解剖学的対応点をクリックするのは現実的ではないため、術野画像上の特徴点の自動選定と自動追跡を行う。ここでの特徴点は解剖学的な特徴点ではなく、画像の輝度値から算出される特徴量が大きい点(画像上特徴点)であり、その点を自動的に追従するものとした。

特徴量の算出にはコンピュータビジョンの分野で広く使用される「Harrisのコーナー検出アルゴリズム¹²⁾」を用いた。輝度値の変化量が大きい点を検出する手法であり、術野画像上の点 (x, y) における輝度値 I の x, y 方向の偏微分 I_x, I_y とするとその点の特徴量 R は

$$R = \det M - \kappa (\text{trace} M)^2$$

と表される。ただし

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

であり、 κ は試行錯誤的に決定される値である。この特徴量 R が大きい点ほどより画像として強い特徴をもち、術野画像上で特徴点としての利用が可能である。本研究では指定した領域内の全画素に対して特徴量 R を計算し、その上位200点を画像上特徴点として用いた。

画像上特徴点の追跡には同じくコンピュータビジョンで使用されているLucas-Kanade法(KLTトラッキング)¹³⁾を用いた。これはある特徴点の周囲の画素の値から特徴点の移動量を計算する手法である。術野画像上の点 (x, y) の移動ベクトルを (v_x, v_y) とすると、移動ベクトルは、前述の微分値 (I_x, I_y) および変化量 I_{ti} を用いて

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum (I_x^2) & \sum (I_x I_y) \\ \sum (I_x I_y) & \sum (I_y^2) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum (I_x I_{ti}) \\ -\sum (I_y I_{ti}) \end{bmatrix}$$

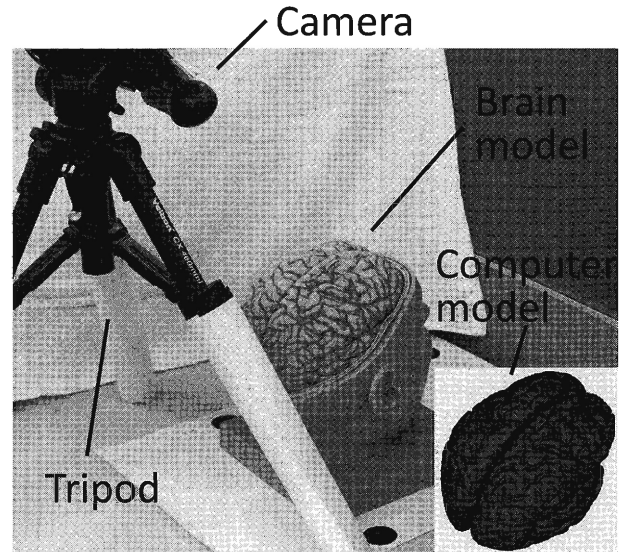


Fig. 2 Experimental setup for feasibility study using a brain model, camera, and three-dimensionally reconstructed computer model.

と表されることから、画像上特徴点の追跡が可能となる。

これらの手法を用いて、画像上特徴点の移動量を算出することでカメラの移動量とし、それに追従するように初期位置決めを行った仮想3次元モデルを移動させながら表示することで、重畳表示が維持される。

2. 仮想3次元モデル重畳

本研究では実現可能性検証を主目的とし、コンピュータ上であらかじめ作製した仮想3次元モデルを脳の模型に対して重畳表示した。術野観察用のカメラ(手術用顕微鏡あるいは神経内視鏡)の代替としてUSB接続ウェブカメラ(Webcam Pro 9000, Logitech)を用い、対象として脳の模型(SBS5S1, 株式会社アヴィス)(Fig. 2)およびそれをX線CTで撮像したデータ(解像度 512×512 ピクセル, FOV 240×240 mm, 0.47 mm/ピクセル, スライス厚 0.5 mm)を用いた。計算は市販のコンピュータ(DELL Precision 490, CPU: Intel® Xeon® E5420, 2.50GHz, 4 GB RAM, 画像処理ボード ELSA NVIDIA Quadro® FX 1800搭載)を使用した。

脳の模型を写したウェブカメラ画像を術野と想定し、手動による仮想3次元モデルとの位置合わせを行った後、画像上特徴点の抽出に用いる領域を設定した(Fig. 3a)。そしてその領域内で画像上特徴点を自動的に設定し(Fig. 3b)、その移動を追跡した(Fig. 3c)。図中の脳の模型表面に貼付されたドーナツ形状

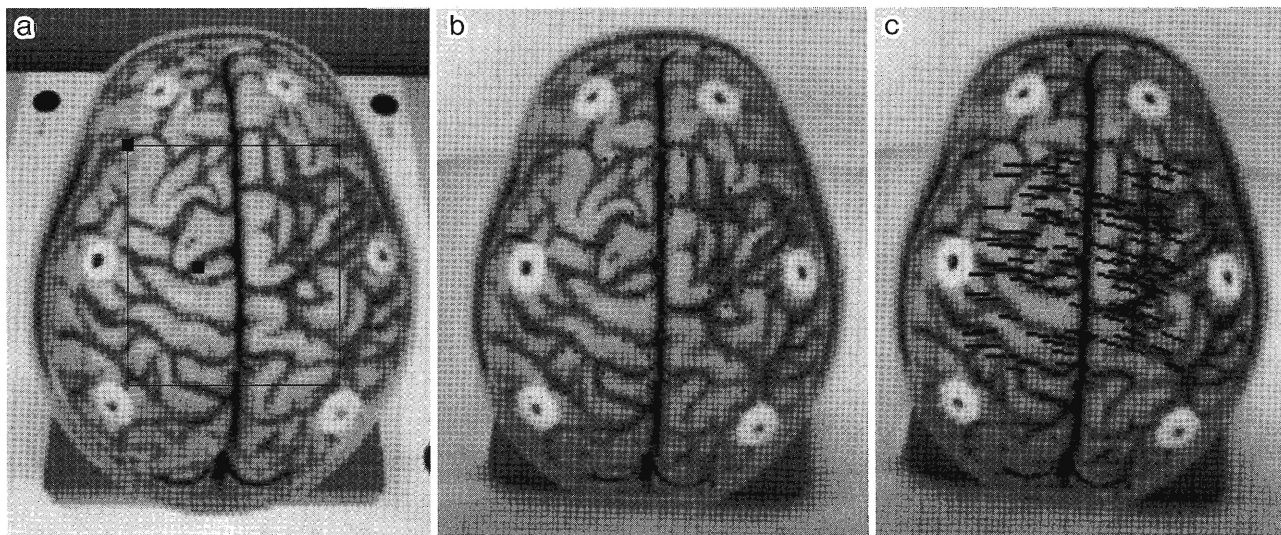


Fig. 3 Point detection and tracking

a: a region of interest is set to detect points using the Harris corner detection algorithm. b: detected points are shown as dots. c: detected motion of points using the KLT tracking algorithm is shown as lines. Lines and dots are displayed here for demonstration, and are not shown in the actual video image of the surgical field. Six circular markers around the square region of interest are not used in this study.

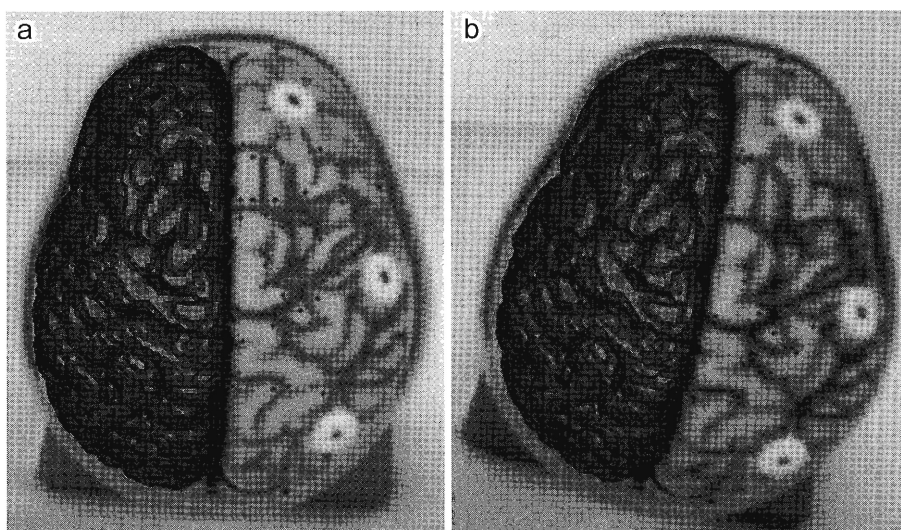


Fig. 4 Example of marker-free tracking and overlay

a: a three-dimensionally reconstructed computer model (dark color) is overlaid on the left hemisphere. b: the position of the overlaid model changes in accordance with the position of the camera. Dots on the right hemisphere show are detected points using the KLT tracking algorithm.

のマーカ―は手術ナビゲーションシステム等で使用されるマーカ―であるが、本研究では重畳表示の確認に用いたのみであり、重畳のためには使用していない。

結 果

1. 脳模型への仮想3次元モデルの重畳表示

仮想3次元モデルを重畳表示した様子を Fig. 4a に示す。比較のために左半球のみに仮想3次元モデルを表示させた。右半球は術野の画像であり、画像中の点は「Harris のコーナー検出アルゴリズム」で

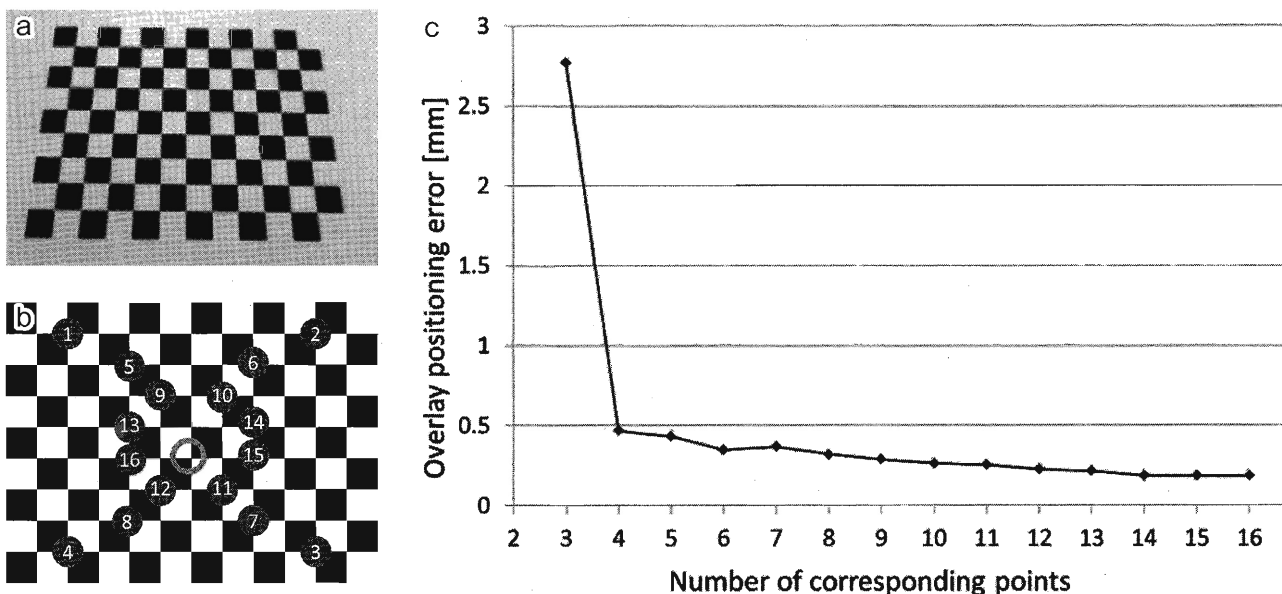


Fig. 5 Evaluation of initial registration error

a: a checkered pattern was the target object. b: each corner was numbered sequentially, and positioning accuracy of the overlay was evaluated at the circled corner. c: the relationship between the number of corresponding points and overlay positioning error.

自動的に抽出された特徴点である。カメラ位置を動かした場合も、連続的に画像上特徴点が抽出され適切に重畳表示が行われた (Fig. 4b)。重畳画像の更新速度は毎秒約 8 回であった。

2. 手動位置合わせが重畳精度に与える影響

本手法では初期位置合わせに対応する解剖学的特徴点をマウスのクリックで入力するため、その精度が最終的な重畳精度に影響する。より多くの対応点を入力することで重畳誤差を小さくできるが、多くの対応点の入力は手術中に手間のかかる作業となることが予想された。そこで Fig. 5a に示す市松模様を用いて、Fig. 5b に示す順にマウスでクリックし、中央の円に囲まれたコーナーの位置精度を計測した。結果を Fig. 5c に示す。重畳に最低限必要な 3 点では誤差が大きく、冗長性をもたせた 4 点以上の際に 0.5 mm 以下の重畳精度を実現できた。

3. 特徴点の自動認識の安定性

本手法では初期位置合わせを行った後はコンピュータビジョン技術を用いて自動的に特徴点の位置検出と追跡を繰り返していることから、その安定性を評価すべく、脳模型とカメラを固定した状態で連続 900 回 (毎秒 30 回 × 30 秒間) の計測を行った。術野画面内水平方向、垂直方向、奥行き方法の位置変化は各々 0.00 ± 0.03 , 0.00 ± 0.03 , 0.02 ± 0.13 mm であった。誤差は十分に小さかったが、奥行き方向で

わずかに安定性が劣る結果となった。これは奥行き方向の座標値が画面内水平・垂直方向の座標値から算出されるため、計算過程で誤差が拡大されたためと考えられた。

考 察

1. 重畳表示の精度

初期位置合わせで、4 点以上の対応点を選択することで 0.5mm 以下であった。重畳に用いた X 線 CT 画像の解像度が 0.47mm/ピクセルであることから、システムに起因する誤差は十分に小さく、主に仮想 3 次元モデル作製に使用する画像の解像度で精度が決定され则认为られる。より低い解像度の画像を用いた場合には、その画像の解像度程度の精度が得られると推測される。

一般的に使用される光学式位置計測装置 (例えば Polaris Spectra[®], Northern Digital Inc.) の精度が 0.35mmであることを考慮すると、同等の精度を実現するには 9 点以上の対応点の選択が必要であると示された。先行研究での精度評価では、皮膚マーカーを用いた場合に 2.49 ± 1.07 mm¹⁴⁾, 2.9 ± 1.0 mm¹⁵⁾, サーフェスマッチングで 5.03 ± 2.30 mm¹⁴⁾, 解剖学的特徴点による位置合わせで 4.97 ± 2.29 mm¹⁴⁾, 3.2 ± 1.0 mm¹⁵⁾との報告がある。本研究では模型による評価のみであるため、臨床応用の際にはある程度の精度低下が見込まれるものの、これらの先行研究と比較し

て比較的高い精度の実現が可能であると考えられる。

また臨床用途での使用の際は、計算により求められる重畳精度誤差を術者に呈示することで、誤差が許容範囲内であることを確認する、あるいは誤差が大きい場合は対応点の設定を再試行や対応点の増加を促すような実装上の工夫が必要であると考えられる。

2. 脳表の特徴点を用いた追従

解剖学的特徴点による初期位置決め以降は、術野画像を每秒30フレームずつ撮影し、画像上特徴点を随時自動的に選択し、追跡を行う。画像上特徴点は解剖学的特徴点とは必ずしも関連はなく、また多くの画素のうち特徴量の大きな点だけを選別して使用する。每秒30フレームの画像取得が可能であることから、連続する2フレーム(0.033秒)間で術野の状態や光の当たり方が極端に変わることはないと考えられるため外乱に強いと考えられ、このことが本手法の第1の利点である。

また理論的には最低3点の画像上特徴点のみで追跡が可能であるところに200点を使用していることから、画像上特徴点は十分に多く、手術作業により一部の画像上特徴点が隠れたり、切除されたりしても、特徴量が次に大きい点が新たに画像上特徴点として選択される。そのため継続して追跡が可能であることが第2の利点である。

開頭によるブレインシフトや手術手技に伴う脳の変形が生じ、最初に作製した仮想3次元モデルとの差異が生じるが、これは術前画像を用いた画像誘導下手術でも問題となっている点であり、脳の変形モデルを用いた対応¹⁶⁾などが考えられる。

3. 類似手法との比較

本研究と同様にマーカーを用いない手法も提案されている。例えば前額部をレーザースキャンすることで表面形状を計測し、surface matchingによる座標統合を行うシステム¹⁷⁾が販売されているが、一部をマーカーレスにしたのみであり、システムとしては光学式3次元位置計測装置がベースとなっている。また簡便性・経済性を強調した手法としてコンピュータのモニタ画面上で複数の透過画像を重畳表示する手法¹⁸⁾が提案されているが、位置精度が不十分であり、初期位置での画像重ね合わせのみで、顕微鏡の視野移動には追従できない。あるいは専用の機械装置とパターン画像を用いて位置合わせをする手段¹⁹⁾も提案されているが、術野に位置合わせ用の

機械を追加する必要がある、好ましい手段とは言えない。

結 論

拡張現実感を用いた手術支援手段として仮想3次元モデルの術野画像への重畳システムを開発し、実現可能性検証のための評価実験を行った。解剖学的特徴点による位置合わせ、画像上特徴点による追跡を用いることで、マーカーレス化が実現された。今後は臨床を模擬した環境下での実験を行い、臨床応用可能性評価および精度計測を行う。

謝 辞

本研究の一部は、文部科学省グローバルCOEプログラム「再生医療本格化のための集学的教育研究拠点」の一環として実施したものである。

開示すべき利益相反状態はない。

文 献

- 1) Grunert P, Darabi K, Espinosa J et al: Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurg Rev* 26: 73-99, 2003
- 2) Caversaccio M, Garcia-Giraldez J, Gonzalez-Ballester M et al: Image-guided surgical microscope with mounted minitracker. *J Laryngol Otol* 121: 160-162, 2007
- 3) King AP, Edwards PJ, Maurer CR Jr et al: A system for microscope-assisted guided interventions. *Stereotact Funct Neurosurg* 72: 107-111, 1999
- 4) Kawamata T, Iseki H, Shibasaki T et al: Endoscopic augmented reality navigation system for endonasal transsphenoidal surgery to treat pituitary tumors: Technical note. *Neurosurgery* 50: 1393-1397, 2002
- 5) Auer DP, Sendtner P, Schneider G et al: Evaluation of virtual endoscopy for application in clinical neurosciences. *International Congress Series* 1247: 141-151, 2002
- 6) Edwards PJ, King AP, Hawks DJ et al: Stereo augmented reality in the surgical microscope. *In Medicine Meets Virtual Reality* (Westwood JD ed), pp102-108, IOS Press, Nether lands (1999)
- 7) Hayhurst C, Byrne P, Eldridge PR et al: Application of electromagnetic technology to neuronavigation: a revolution in image-guided neurosurgery. *J Neurosurg* 111: 1179-1184, 2009
- 8) Watanabe E, Watanabe T, Manaka S et al: Three-dimensional digitizer (neuronavigator): New equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol* 27: 543-547, 1987
- 9) Hong J, Hata N, Konishi K et al: Real-time magnetic resonance imaging driven by electromagnetic locator for interventional procedure and endoscopic therapy. *Surg Endosc* 22: 552-556, 2008
- 10) Schicho K, Figl M, Donat M et al: Stability of miniature electromagnetic tracking systems. *Phys Med*

- Biol **50**: 2089–2098, 2005
- 11) **Fischler MA, Bolles RC**: Random sample consensus: A paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Comm. of the ACM* **24**: 381–395, 1981
 - 12) **Harris C, Stephens M**: A combined corner and edge detector. *Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*: 147–151, 1988
 - 13) **Lucas BD, Kanade T**: An iterative image registration technique with an application to stereo vision. *Proceedings of the International Joint Conference on Artificial Intelligence*: 674–679, 1981
 - 14) **Woerdeman PA, Willems PW, Noordmans HJ et al**: Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: a comparison study of three patient-to-image registration methods. *J Neurosurg* **106**: 1012–1016, 2007
 - 15) **Wolfsberger S, Rössler K, Regatschnig R et al**: Anatomical landmarks for image registration in frameless stereotactic neuronavigation. *Neurosurg Rev* **25**: 68–72, 2002
 - 16) **Shoji K, Adachi K, Fujita A et al**: Development of regional detailed model considering vessels and cranial nerves for neurosurgical training system. *Int J CARS* **6**: S266–S268, 2011
 - 17) 惠藤信一郎：ブレインラボ社耳鼻咽喉科ナビゲーションシステムの基礎技術と展望. *耳鼻展望* **52**: 411–414, 2009
 - 18) **Lovo EE, Quintana JC, Puebla MC et al**: A novel, inexpensive method of image coregistration for applications in image-guided surgery using augmented reality. *Neurosurgery* **60**: 366–371, 2007
 - 19) **Figl M, Ede C, Hummel J et al**: A fully automated calibration method for an optical see-through head-mounted operating microscope with variable zoom and focus. *IEEE Trans Med Imaging* **24**: 1492–1499, 2005
-