

## 覚醒下手術の皮質マッピング記録映像の解析

西村俊彦† 長尾智晴† 田村学‡ 村垣善浩‡ 伊関洋‡ 南伸二††  
 †横浜国立大学大学院環境情報学府 ‡東京女子医科大学先端生命医科学研究所 ††SOLIZE

## 1 はじめに

覚醒下手術とは、術中に患者を目覚めさせ検査を行う脳腫瘍摘出手術で、脳機能として重要な言語や運動に関する脳機能野領域とその近傍における病変を、機能を温存しつつ積極的に摘出するために行われる手術である。また、皮質マッピングとは言語や運動に関する検査を課して皮質を電気刺激したときの患者の応答をみて脳機能野を同定する覚醒下手術における重要工程の1つである。手術には時間的な制約があるため、術者は電気刺激の位置や順序、電流の強度、刺激時の言語タスクなどを経験に基づいて効率的に決定し、脳機能野を同定している。本研究では、過去の手術記録から、皮質マッピング作業における刺激順序や言語タスクなどを分析することを目的としている。

## 2 手術記録映像の解析

東京女子医科大学病院には、IEMAS(Intraoperative Examination Monitor for Awake Surgery)[1]によって記録された覚醒下手術の映像記録が蓄積されており、これらのデータを皮質マッピング作業の解析に用いる。しかし、手術映像は1症例で10時間以上に及ぶため、人手による手術中の作業や患者の反応などのタグ付けをすることは困難である。そこで、本研究では術中電気刺激の位置を映像情報中から画像処理によって自動的に検出する方法について検討を行っている。本稿では、検出された画像座標を脳表面を映している代表画像に写像することによって電気刺激の絶対的な位置関係を取得する方法について検討を行った。

## 3 電気刺激位置の対応付け

術中の脳表面を映した映像は照明の変化を受けやすく、またカメラの撮影角度の変化し、また術中は術者の作業によって脳表面に隠れを生じる場合もある。このため各時刻における画像と代表画像を対応付けるために照明変化にロバストで回転不変な局所特徴点を検出し、それらを対応付ける方法が必要となる。

An Analysis for Recorded Video of Cortical Mapping during Awake Surgery  
 †Toshihiko Nishimura †Tomoharu Nagao ‡Hiroshi Iseki ‡Yoshihiro Muragaki ††Shinji Minami  
 †Yokohama National University ‡Tokyo Medical Women's University ††SOLIZE

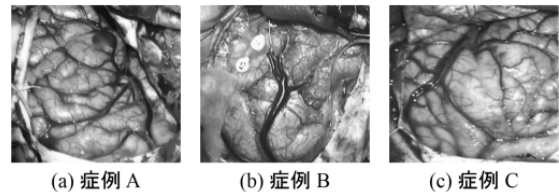


図 1: 各症例における代表画像

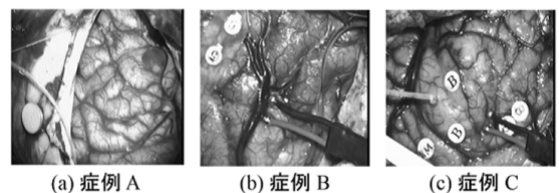


図 2: 照明変化・術野の隠れなどの例

照明変化にロバストで回転不変な特徴点検出手法に SIFT(Scale Invariant Features Transform) やその高速化手法である SURF(Speeded Up Robust Features) がある。本稿では、映像情報の処理であることから SURF[2] を局所特徴点および特徴量記述子として採用した。時刻  $t$  の画像における電気刺激位置を代表画像上に写像するための Homography 変換行列  $H_t$  を DLT(Direct Linear Transform) アルゴリズムによって求める。ここで、局所特徴点の画像間対応付けは通常、誤対応を含むため RANSAC(Random Sample Consensus)[3] によって外れ値を除去する。推定した Homography 変換行列を用いて時刻  $t$  における電気刺激位置  $q_t = [x, y, 1]^T$  を代表画像上の位置  $p_t = [x', y', 1]^T$  に変換する。ただし、 $p_t, q_t$  は同次座標である。

$$p_t = H_t q_t \quad (1)$$

この変換によって、各時刻における座標値を1つの画像座標上に写像できるため電気刺激位置の絶対位置を取得することが可能となる。

## 4 実験

各時刻における画像と代表画像の対応付けによる電気刺激位置の写像手法の評価を行うため、IEMAS に記録されている術野映像を用いて実験を行った。

本実験では、IEMAS の記録映像から皮質マッピングを撮影した画像系列 300[frame] を複数区間で抽出し、評価を行った。術野映像の解像度は  $720 \times 480$ [pixel] ま

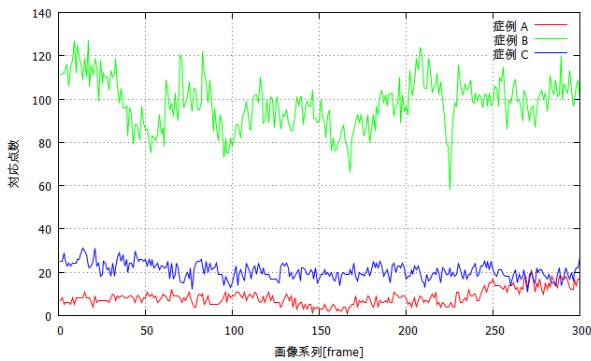


図 3: 各症例における画像間の対応点数

た、各症例において電気刺激位置を写像するための代表画像はあらかじめ用意した。図 1 に各症例の代表画像を示す。画像系列は代表画像に対して撮影位置の変化がある場合、術具などによる隠れが生じる場合について記録映像から抽出した。それぞれ図 2 に示す。

#### 4.1 特徴点の画像間対応付け

各時刻の画像と代表画像からそれぞれ特徴点を検出し対応付けを行った。各画像において検出した特徴点と代表画像において検出した特徴点の対応付けは SURF 特徴量の Euclid 距離を用いた。症例 A,B,C における術野映像を用いて Homography 変換行列の推定精度の評価を行った。画像系列の全数に対して正しく Homography 変換行列が推定された数によって評価したところ、症例 A は 71.6[%] と精度が低かったが、症例 B, 症例 C では抽出した画像系列に対してはすべて正しく推定されていた。

症例 A は症例 B, 症例 C に比べ代表画像と各時刻における画像の輝度変化が激しく対応点数が確保できなかったため Homography 変換の推定を行うことができなかった。図 3 に画像系列 300[frame] の対応点数の推移を示す。図 3 に示す対応点数は、対応点探索の段階であらかじめ誤対応となる可能性のある対応を除去したものを示している。図 3 より、症例 A の対応点数が症例 B, 症例 C に比べて少なく、Homography 変換行列推定に必要な対応点数を確保できていなかった。症例 B と症例 C については Homography 変換行列を推定するための対応点数は十分確保されており、また誤対応数も少ないため RANSAC 法によって正しく Homography 変換行列を推定することが可能であった。

#### 4.2 電気刺激位置の画像間写像

特徴点对応付けによって得られた対応点群から Homography 変換行列の推定を行い、推定された Homography 変換行列を用いて電気刺激が行われた各時刻の画像における座標値を代表画像における座標値に変換

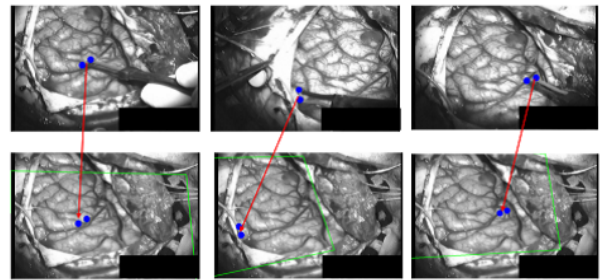


図 4: 症例 A における電気刺激位置の画像間写像例

した。図 4 に症例 A において Homography 行列が推定された画像について電気刺激位置を写像した例を示す。各時刻における画像を上段、代表画像を下段に示しており、代表画像上の枠線は各時刻における画像を代表画像上に Homography 変換したときの境界を示している。図 4 より、推定した Homography 変換行列によって各時刻における電気刺激位置を良好に写像できていることが分かる。したがって、各症例の映像内における電気刺激位置を Homography 変換によって代表画像上に写像することで脳表面上での電気刺激がされた位置を絶対的な位置として取得することが可能であることが分かる。

### 5 まとめ

本稿では、覚醒下手術の皮質マッピング記録映像において画像系列中で検出を行った電気刺激位置を画像座標値から絶対的な座標値に変換するために各時刻における画像とあらかじめ用意した代表画像とを対応付けし Homography 変換によって座標値を変換する方法について検討を行った。Homography 変換行列を推定することによって刺激位置を良好に代表画像上に写像できることが分かった。今回の検証では対応点が十分に取れず Homography 変換行列の推定に失敗する例が見られたため Homography 変換行列の推定に関する精度向上が今後の課題として挙げられる。

#### 参考文献

- [1] 伊関洋, 南部恭二郎: “覚醒下手術記録システム IEMAS”, 脳神経外科, 33(10), pp.1028-1031(2005)
- [2] Herbert Bay, Andreas Ess, Tinne Tuytelaars, and Luc Van Gool: “SURF: Speeded-Up Robust Features”, Computer Vision and Image Understanding, 110(3), pp.346-359(2008)
- [3] Martin A. Fischeler and Robert C. Bolles: “Random Sample Consensus: A Paradigm for Model Fitting with Applications to Image Analysis and Automated Cartography”:Commun. ACM, No.24, Vol.6, pp.381-395(1981)