

## 超微細眼球運動及び頭部運動検出のための同期高精度撮影系の構築

藤江博幸<sup>†</sup> 田中靖人<sup>‡</sup> 七五三木聡<sup>§</sup><sup>†</sup>三城R&D <sup>‡</sup>神経数理学研究所 <sup>§</sup>大阪大学大学院医学系研究科

## 1. はじめに

私たちの眼は、どこか一点を注視している時もミクロレベルでは動いており、その微細な眼球運動は固視微動と呼ばれている[1]。これまで光学的手法[2-4]や電気的手法[5]など様々な計測方法により時空間特性が詳細に調べられ、これまでにマイクロサッケード(microsaccade)、ドリフト(drift)、マイクロトレモア(microtremor)の三種類の固視微動が区別されている[1, 2]。

しかし、それらの計測方法はいずれも一長一短があり、計測データの精度(時間・空間解像度)が不十分であり計測データに固視微動成分以外の様々なノイズが混入する余地を残しているなどの問題点がある[1-5]。そのため、固視微動の中でも動きの振幅が錐体の直径程度(2-3 $\mu$ m)で高周波(80Hz程度)に振動するとされるマイクロトレモアについては、現在も不明な点が多い。

そこで本研究は、①眼球運動計測の空間解像度をマイクロメートル未満まで向上させ、②計測データに混入する様々なノイズ成分の最小化を図ることで、固視微動の計測に特化した眼球運動計測システムを構築することで、トレモアの特徴を定量評価することを目的とする。

## 2. 実験方法

## 2.1 眼球運動・頭部運動計測方法

眼球運動及び頭部運動の計測としてVideo oculography (VOG)法を採用した。高倍率(20 $\times$ )マクロレンズを装着した高速度カメラ(カシオF1)を2セット用いて、フレームレート300Hz、感度設定ISO 1600、記録画素数512 $\times$ 384ピクセルの同一撮像条件で眼球と頭部運動を同時撮影した。被写体距離は30mmであった。

眼球運動計測には被験者の右眼の強膜血管像を、また、頭部運動計測には被験者に装着したメガネフレームのマーカ像を用いた。

## 2.2 固視実験条件

被験者は仰臥位姿勢になり、眼前3mに設置したスクリーン上に投影されたレーザービームによる注視点を30秒間固視した。

図1に眼球運動・頭部運動計測装置の外観を示す。

## 2.3 画像解析法とその最適化

動画画像解析には、Speeded Up Robust

Features (SURF)[6]を用いた。このアルゴリズムは、動画のエッジ、コーナー検出に優れ、画像のコントラストや大きさの変化に起因するノイズに対して頑強である。

## 2.4 測定精度の検証

ナリシゲのマニピュレータによるキャリブレーションと計測誤差の評価を行った。

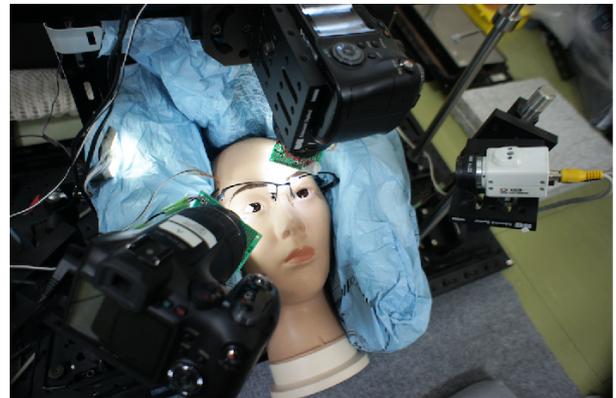


図1. 眼球運動・頭部運動計測装置の外観

## 3. 結果と考察

## 3.1 VOG計測法およびSURF画像解析法による眼球運動計測法の高精度化

先行研究において時間的・空間的に精度の高い測定方法として、①小さな鏡を取り付けたコンタクトレンズを角膜に装着し、その鏡に入射した光線の反射光の変化を画像解析または光電変化で分析するサーチコイル法、②コイルの付いているコンタクトレンズを装着した被験者を、一様な交流磁場の内に置くことで、眼球の回転に比例して発生する誘導電流を記録することで眼球運動を推定するサーチコイル法などが知られている。しかし、これらはいずれもコンタクトレンズを装着するため、眼球との間でスリップが起こる可能性があり、また、コンタクトレンズの眼球への物理的な接触による影響(例えば、痛みや違和感など)が問題となる。そこで、本研究では自然な状態の眼球運動を計測するために非接触型計測法の一つであるVideo Oculography (VOG)法を採用した。

VOG法による眼球運動計測の空間解像度は、画像解析手法に大きく依存する。本研究では、強

膜の血管像の2次元変位を検出するため、動画の特徴点検出、マッチングに適したSURFを採用した。SURFによる特徴点追跡の精度はそれ自体が採用するパラメータ値に強く依存する。そこで、ナリシゲ製マニピュレータにより1秒毎に1 $\mu$ m移動させた物体を撮影した動画を用い、パラメータ値とSURF出力結果の関係性を検討した。その結果、画像中の特定の輝度パターンを特徴点として抽出するかどうかを決定する閾値設定が非常に重要であり、強膜血管像のうち不十分な輝度差やぼけなどがある不明瞭な部位を極力特徴点として抽出しない閾値設定が必要であることが分かった。

### 3.2 ノイズ除去 (最小化)

頭部運動はVOG法による眼球運動計測の大きなノイズとなる[3]。通常、顎台に頭部を置き、バイトバーを噛むことで頭部の動きを抑制する方法が取られる。しかし、咀嚼筋の長時間の収縮に伴う筋疲労は逆に頭部の動きをもたらす原因にもなり得る。そこで被験者の頭部を模った頭部固定具上に頭部を置き、仰臥位姿勢になることで頭部運動の最小化を図った。

頭部運動の計測には、皮膚の微動のアーチファクトを除去するためにメガネフレームのマーカー像の動画を用いた。

### 3.3 眼球運動の計測結果

本研究では、30秒間の固視実験の中で、頭部運動がほとんど観察されなかった時間帯のみを眼球運動の計測対象とした。

図2は実際の眼球運動の軌跡の2次元プロットを示す。本研究結果は先行研究とは異なる以下のような新しい知見を得ることができた。

1) VOG法においても、解析手法としてSURF画像解析およびそのパラメータの最適化により、マイクロメーターオーダーのトレモアを検出することができた。

2) トレモアはドリフトに重畳していることが報告されているが、本研究結果からドリフトとトレモアは時間的に分離していることがわかった。

## 4.おわりに

本研究は、Video OculoGraphy (VOG)法とSURF解析を組み合わせた独自の眼球運動計測・解析手法の確立により空間解像度が $\mu$ m (視角15秒)以下の高解像度計測を実現することができた。また、被験者の頭部を模った頭部固定具および仰臥位姿勢での計測の導入により頭部運動の最小化を図り、また頭部運動がほとんどない時間帯のみを眼球運動の計測対象とすることで、頭部運動の成分の眼球運動データへの混入を最小限にした。これらの方略により純粋なトレモア成分を検出できる高精度の固視微動計測システムを構築することができた。

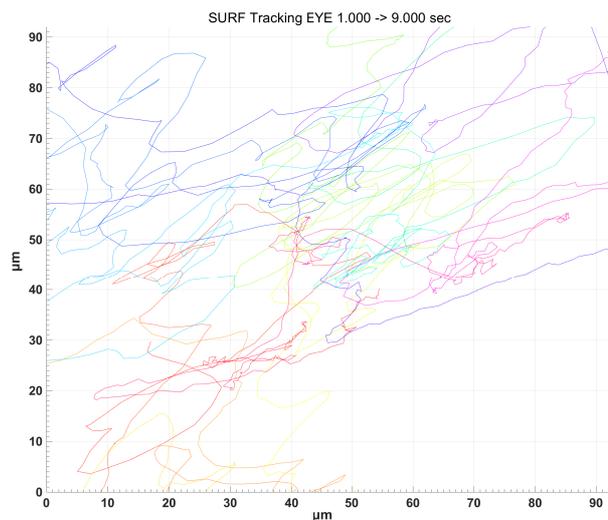


図2. 眼球運動軌跡

## 参考文献

- [1] Martinez-Condes, S., Macknik, S.L., Hubel, D.H. (2004) The role of fixational eye movements in visual perception. *Nat Rev Neurosci.* 5: 229-240.
- [2] Adler, F. H. M., Fliegelman, Maurice, A.B. (1934). "Influence of Fixation on the Visual Acuity." *Archives of Ophthalmology* 12: 475-483.
- [3] Hartridge, H., Thomson, L.C. (1948) Methods of investigating eye movements. *Br J Ophthalmol.* 32: 581-591.
- [4] Steinman, R.M., Haddad, G.M., Skavenski, A.A., Wyman, D. (1973), Miniature eye movement. *Science* 181: 810-819.
- [5] Bengi, H., Thomas, J.G. (1968) Three electronic methods for recording ocular tremor. *Med Biol Eng.* 6: 171-179.
- [6] Bay H., Ess A., Tuytelaars T., Van Gool, L. (2008) Speeded-Up Robust Features (SURF). *Computer Vision and Image Understanding*, 110(3):346-359.