

## 加速度と姿勢情報を用いた本態性振戦患者の患部特定手法の構築

### Development of a Diagnostic System to Detect Joints with Essential Tremor

#### Using Acceleration and Posture Information

○ 金石大佑 (早稲田大学) 松本侑也 (早稲田大学) 雨宮元之 (早稲田大学)

中島康貴 (早稲田大学) 關雅俊 (株式会社 菊池製作所, 早稲田大学)

安藤健 (パナソニック株式会社, 早稲田大学) 小林洋 (早稲田大学)

飯島浩 (横浜市リハビリテーション事業団) 長岡正範 (順天堂大学大学院) 藤江正克 (早稲田大学)

Daisuke KANEISHI, Waseda University

Yuya MATSUMOTO, Waseda University

Motoyuki AMEMIYA, Waseda University

Yasutaka NAKASHIMA, Waseda University

Masatoshi SEKI, KIKUCHI SEISAKUSHO CO., LTD., Waseda University

Takeshi ANDO, Panasonic Corporation, Waseda University

Yo KOBAYASHI, Waseda University

Hiroshi IJIMA, Yokohama Rehabilitation Foundation

Masanori NAGAOKA, Juntendo University Graduate School

Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

**Abstract:** Many elderly people suffer from essential tremor (ET), and new treatments using robots and prostheses to suppress tremor physically and less invasively have drawn attention. However, tremor symptoms vary in ET patients, and treatment will be less effective or even detrimental when patients use robots or prostheses that are not optimal for their own symptoms. Therefore, we proposed a method of diagnosis that can identify the upper arm joints affected by ET. The objective of this paper is to confirm whether joints with tremor can be identified using acceleration and posture information. As a result, we confirmed that it would be possible to identify the affected joints from the acceleration data applying the proposed method under specific conditions. We believe that this method will enable ET patients to be provided with robots and prostheses that function as the best possible apparatus for relieving their own symptoms more easily and effectively.

**Key Words:** Essential Tremor (ET), Accelerometer, Frequency Analysis

## 1. 緒言

### 1-1 研究背景

病的振戦のうち、主に姿勢保持時に生じる代表的な振戦として、本態性振戦(Essential Tremor, 以降「ET」と記す)がある。現在日本人の約5%にあたる600万人がETを患っているとされており、特に高齢者に多く診られる疾患である。約65%のET患者に、食事動作や筆記動作を含む日常動作で深刻な問題を生じているという報告がある。ETを抑制するために、薬物療法と脳深部刺激療法が用いられているが、これらの療法は、薬の効用の個人差や電極を脳内に埋め込む侵襲性の高さといった問題がある。そこで、装着型ロボットや装具によってETを物理的に抑制する即効性の高く低侵襲な手法が注目されている。

装着型ロボットや装具の一例として、著者らが開発を進めている肘装着型ロボットがある。このロボットや装具は、食事や筆記動作等の、特に振戦が問題となる動作に絞って、特定の関節の振戦抑制を目的としている。現時点において、著者らが開発した食事支援用の肘装着型ロボットは410[g]と軽量の仕様を達成している<sup>(1)</sup>。

著者らが開発を進めている1関節における振戦を抑制する装着型ロボットの抑制効果を最大限発揮させるためには、食事や筆記動作等の姿勢において、最も大きな振幅のふる

えを生じている関節にロボットや装具を装着する必要がある。そのため、ET患者の振戦が、上肢のどの関節で生じているかを予め特定する方法が求められている。

### 1-2 関連研究

振戦は、比較的規則性かつ律動性の振動運動であり、筋電計を用いて表面筋電図を計測すると、規則的な群化放電が確認される<sup>(2)</sup>。

規則的な群化放電を生じている筋肉を特定できれば、特定した筋肉が関与する関節で振戦が生じていると推定される。そのため、筋電計を用いる方法は、現時点において、ETを生じている筋肉及び部位を特定する最も有効な方法とされている<sup>(3)</sup>。しかし、表面筋電図から特定するには、計測する複数の筋肉に、正確に筋電計を貼付することが要求される。専門的な知見に基づく筋電計を用いた計測は、計測のために改めて知識を取得する必要性や計測の難しさから、ロボットや装具の普及を促進する上で障害になる。

### 1-3 研究目的

そこで、著者らは、Fig. 1に示す通り、手部に1つの加速度センサを装着し、装着したセンサから得られる加速度情報と非装着型の姿勢計測装置から得られる姿勢情報を組み合わせることにより、簡便に、最も大きな振幅の振戦を生じている関節を特定する方法の構築を目指している。上

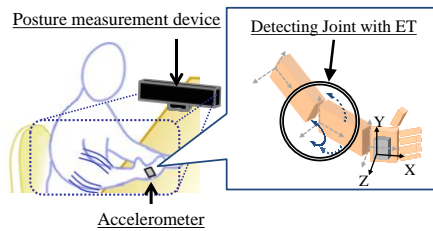


Fig. 1 Our goal of the whole system to detect joints with tremor using acceleration and posture information

記の方法を構築するには、(1)装着した1つの加速度センサから確認された振戦の情報が、手、肘、肩のいずれの関節から生じたものかを姿勢情報を加味することによって特定するアルゴリズムを構築し、(2)姿勢情報を非装着型の計測装置から取得する必要がある。

本稿では、(1)に相当する、加速度センサから得られる加速度情報と後述のリンクモデルによって定義した姿勢情報の組み合わせから、振戦を生じている関節を特定するアルゴリズムの精度を検証することを目的とする。

## 2. 実験方法

### 2-1 実験概要

本実験では、若年健常男性3名に対し、機能的電気刺激(Functional Electric Stimulation, 以降「FES」と記す)を与え、手、肘のいずれか1関節に疑似的な振戦を生じさせた。センサから取得した結果に、後述の振戦を生じている関節を特定するアルゴリズムを用いて、疑似的に振戦を生じさせた関節を特定できるか検証を行った。被験者には、加速度センサ、3次元位置計測装置 FASTRAK<sup>®</sup>及びFES用の電極を貼付し、実験を行った(Fig. 2, 3 参照)。

### 2-2 実験系

#### 2-2-1 被験者

上肢に疾患の無い若年健常男性3名(平均年齢24歳)を対象として実験を実施した。なお、本実験は早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理委員会」にて承認を受け、実施した(承認番号:2013-072)。また、被験者に対してインフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

#### 2-2-2 姿勢維持タスク

被験者に対し、机の上に置かれたペットボトルを机につかない程度に持ち上げ(Fig. 3 参照)、FESを与えて疑似振戦を生じたことを確認した後、合図とともに、その姿勢を10秒維持するよう指示した。上記を1試行として、刺激する筋肉毎に3試行、一人当たり合計9試行を行った。FESを行う上で、筋疲労から生じるふるえの変化の影響が出ないように注意した。実験では、各被験者間の条件を統一するため、ペットボトルのふたを、出来る限り鉛直上向きに向けるよう指示し、かつ力は入れないよう指示した。

#### 2-2-3 FESを用いた疑似振戦

本実験では、FESを用いて健常者の関節に疑似的な振戦を発生させるため、FES装置としてSTG-4002(Multi Channel Systems社)を利用した。ET患者の症状として多く確認される手関節及び肘関節のふるえを再現するため、Table 1(表内のDOF No.はFig. 6内の丸数字と対応)と筋肉にFig. 4のように電極を貼付し、主動筋と拮抗筋に交互に刺激を入力することにより、疑似振戦を発生させた。なお、ET特有の周波数帯に含まれる4[Hz]の振戦を発生させるよう設定した。また、被験者により痛みの感じやすさは異なる。そのため、被験者に与える刺激の大きさは一定ではなく、被験

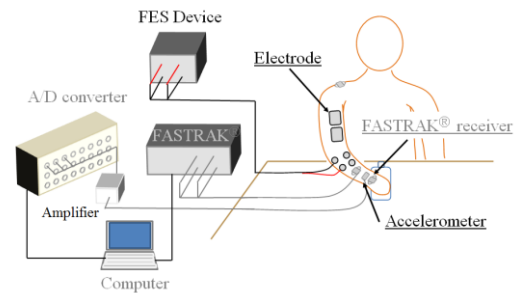


Fig. 2 Overview of the Setups for Experiments



Fig. 3 The suggested posture during experiments

Table 1 Muscles patched by the FES electrode<sup>(4)</sup>

DOF No.	Joint	Muscle	Action
④	Elbow	Biceps	Flexion
		Triceps	Extension
⑤	Wrist	Pronator teres muscle	Pronation
		Supinator	Supination
⑦	Wrist	Flexor carpi radialis muscle	Volar flexion
		Extensor carpi radialis longus & brevis	Dorsal flexion

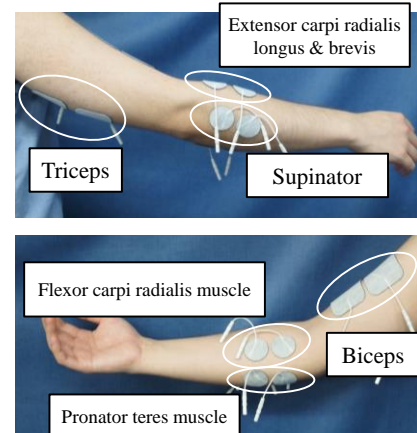


Fig. 4 Positions of muscles mentioned in Table 1

者毎に痛みがない程度で振戦を生じる大きさに決定した。

#### 2-2-4 3軸加速度センサ

FESにより生じさせた疑似振戦から生じた加速度を計測するために、3軸加速度センサ(Biometrics Ltd社, ACL300)をサンプリング周波数1000[Hz]で用いた。なお、加速度センサは、X軸が第4中手骨と平行となるよう、茎状突起と中指MP関節のおよそ中間点に貼付した(Fig. 5 参照)。

#### 2-2-5 3次元位置計測装置 FASTRAK<sup>®</sup>

本稿の目的は、加速度情報と姿勢情報の組み合わせから、振戦を生じている関節を特定するアルゴリズムの精度を検証することである。そのため、実験では、マーカ装着型の3次元位置計測装置 FASTRAK<sup>®</sup>を用いて各部位の姿勢を計測した。なお、非装着型の姿勢計測装置から各部位の姿勢を計測する方法については、構築したアルゴリズムによ

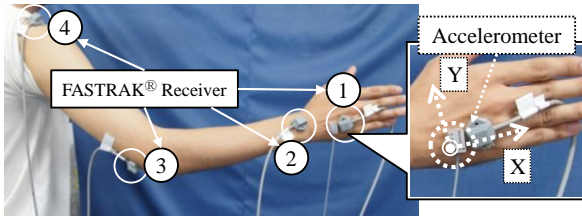


Fig. 5 Positions of sensors used in the experiments

て振戦を生じている関節を特定できることが確認された後、別途検討を進めていく。

FASTRAK®は、コンピュータを介して3軸加速度センサと同期されており、3軸加速度センサが取得した結果と同様のサンプリング周波数が1000[Hz]になるようリサンプリングを行った。また、FASTRAK®の4つのマーカーは、①加速度センサとほぼ同位置、②橈骨と尺骨の中間点、③上腕骨内側上顆と外側上顆の中間点、④肩峰、の筋肉の収縮による影響を受けにくい箇所に貼付した(Fig. 5 参照)。

### 2-3 解析手法

ETは律動的な不随意運動であり、特有の周波数を有する振戦であることが確認されている<sup>(2)</sup>。そこで、振戦加速度を周波数解析し、ET特有の周波数成分で最大のパワースペクトルを生じている関節を特定する方法を提案する。

#### 2-3-1 上肢のリンクモデル

振戦は関節において生じるため、確認される振戦は上肢7自由度の動作の組み合わせであると考えられる。そこで、本稿では、Fig. 6 に示す通り、上肢を手、前腕、上腕の3部位のリンクモデルとみなし、7自由度は各部位で設定した座標系の1軸を回転軸とした回転運動として近似した。一般に、上肢は、体幹から手部までの7自由度の関節を、肩関節3自由度、肘関節2自由度、手関節2自由度に分類される。しかし、食事や書字動作において、肩関節の外旋(Fig. 6の③)及び肘関節の回旋(Fig. 6の⑤)の動きは、それぞれ肘関節と手関節で確認される。したがって、肩関節の外旋及び肘関節の回旋は、それぞれ肘関節と手関節の運動であるとし、本稿では、肩関節2自由度、肘関節2自由度、手関節3自由度のリンクモデルとした。

#### 2-3-2 特定アルゴリズムの構築

最も大きな振幅の振戦を生じている関節を特定するには、前述の各自由度における円運動の接線加速度ベクトルを取得し、振戦の振幅の大きさを比較すればよい。そこで、センサから得られた加速度ベクトルに沿うように、各自由度で振戦を生じていた場合の接線加速度ベクトルを算出する。続いて、算出した各接線加速度ベクトルから振戦の振幅の大きさを比較するため、周波数解析を行い、ETの周波数帯におけるパワースペクトルを算出する。得られたパワースペクトルを比較し、最大のパワースペクトルを示す自由度の運動を特定することで、特定した自由度の運動を含む関節で振戦は生じていると考えられる(Fig. 7 参照)。

なお、手関節の回旋(Fig. 6の⑤)の回転軸は、手部に貼付した加速度センサのX軸とほぼ一致する。そのため、回旋動作の接線加速度ベクトルの計測は困難である。そこで、手関節の回旋を特定するために、法線加速度ベクトルのパワースペクトルを用いた。

ETは律動的で特有の周波数を有する運動であることから、時刻  $t$  [sec]におけるETの運動を、関節角度  $\theta$  [rad]、回転運動の振幅  $A$  [rad]、周波数  $f$  [Hz]として下式(1)のような正弦波で近似できると考えられる。

$$\theta = A \sin(2\pi ft) \quad (1)$$

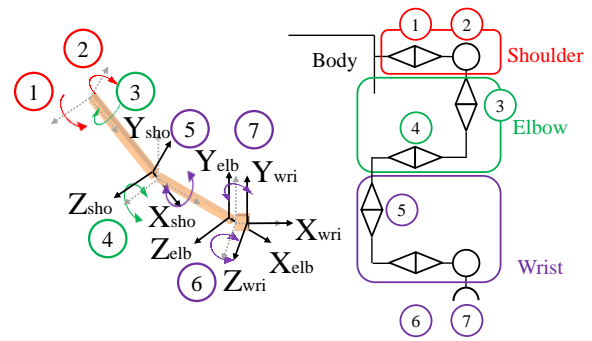


Fig. 6 Link model of an upper arm and reference for DOF No.

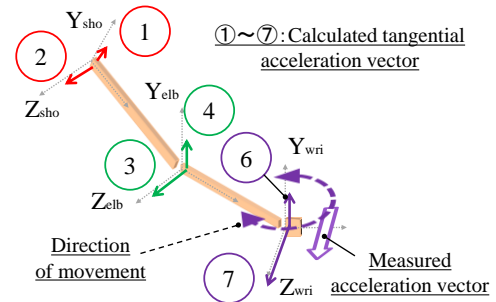


Fig. 7 Analysis procedure in the experiment

ETを式(1)で近似したとき、回転運動の法線加速度及び接線加速度は、それぞれ下式(2)、(3)より、周波数領域におけるETの法線加速度ベクトル成分は  $2f$  [Hz]であり、ETの接線加速度ベクトル成分は  $f$  [Hz]であると考えられる。

$$\dot{\theta}^2 \propto \cos^2(2\pi ft) = \cos(2\pi \cdot 2ft) \quad (2)$$

$$\dot{\theta} \propto \sin(2\pi ft) \quad (3)$$

そこで、手関節の回旋動作の法線加速度ベクトルに対応する  $Y_{elb}$ ,  $Z_{elb}$ と  $Y_{wri}$ (それぞれ、肘関節の回旋動作、肘関節の屈曲・伸展動作、手関節の橈尺屈動作の接線加速度ベクトルにも対応；各軸はFig. 6参照)方向加速度の  $2f$  [Hz]におけるパワースペクトルが、他自由度の動作の  $2f$  [Hz]におけるパワースペクトルよりも大きく、かつ自身の  $f$  [Hz]におけるパワースペクトルよりも大きい場合、振戦を生じているのは、手関節の回旋動作であるとみなした。

本実験で用いたプログラムは、FASTRAK®から得られた結果を用いて、まず加速度データの重力加速度成分を除去した。続いて、ハイパスフィルタをカットオフ周波数1[Hz]で加速度データに、ローパスフィルタをカットオフ周波数1[Hz]でFASTRAK®データに適用した。その後、取得した加速度データX軸成分の正負を反転させた後、FASTRAK®のデータを用いて、各自由度の接線加速度ベクトルに射影した。射影後、FFTを用いて各自由度の接線加速度ベクトルの周波数解析を行った。FFTには、姿勢維持タスクの10秒間の内、8.192秒分に相当する8192点(=2<sup>13</sup>)のデータを用いた。算出結果に、前項で示した特定アルゴリズムを適用させ、最も大きな振幅の振戦を生じている関節を特定した。

### 3. 実験結果

各被験者にFESで生じさせた疑似振戦の動作方向に対し、前述の特定アルゴリズムから振戦が生じている動作方向を特定した結果の正答数及び正答率をTable 2に示す。また、各被験者の振戦を生じている動作方向ではなく、振戦を生じている関節という観点で特定した結果の正答数及び正答率をTable 3に示す。Table 2から、特定の条件下において、



被験者に依らず、約 81.5% (試行回数 27 に対し、正答数 22) の精度で振戦を生じている動作方向を特定可能であることが確認できた。また、Table 3 からは、振戦を生じている関節という観点では、被験者#3 の正答数が 1 つ増え、約 85.2% (試行回数 27 に対し、正答数 23) の精度で振戦を生じている関節を特定可能であることが確認できた。

#### 4. 考察

##### 4-1 構築した特定アルゴリズムの評価

前章の実験結果から、特定の条件下において、被験者に依らず、約 80% の精度で振戦を生じている関節、及び振戦を生じている関節の動作まで特定可能であることが示唆された。また、本実験のように、1 関節で振戦を生じている患者の場合、加速度と姿勢情報を取得できれば、本稿の特定アルゴリズムを用いて、様々な計測姿勢においても振戦を生じている関節を特定できる可能性が示唆された。

##### 4-2 振戦の振幅の大きさに対する考察

実験結果から、FES で手関節の掌背屈(⑦)に疑似振戦を生じさせた際に、誤答が最も多いことが確認できる。そこで、特定に最も失敗した手関節の掌背屈(⑦)において疑似振戦を生じさせた内の 2 試行分のデータ (Table 2,3 の⑦)において特定に失敗した被験者#1 の試行と成功した#3 の試行)を周波数解析し、ET の接線及び法線加速度ベクトル成分である  $4.15(=f)$ [Hz],  $8.30(=2f)$ [Hz]におけるパワースペクトルを Fig. 8 に示す。Fig. 8 において、特定に失敗した被験者#1 の試行と成功した#3 の試行を比較すると、失敗した場合の最大のパワースペクトルの大きさは  $2.10[mV^2]$ に対し、成功した場合は、 $4.98[mV^2]$ とおおよそ 2 倍以上の差が確認される。特定の周波数におけるパワースペクトルは、その周波数成分の信号の振幅の 2 乗である。そのため、特定に失敗した被験者#1 の試行は、成功した#3 の試行と比較して、FES によって生じた手関節の掌背屈(⑦)方向の疑似振戦の振幅は小さかった可能性がある。

本稿では、Fig. 6 に示す通り、上肢 7 自由度を各部位で設定した座標系の 1 軸を回転軸とした回転運動として近似した。しかし、実験で用いた加速度センサや FASTRAK<sup>®</sup> のマーカは、皮膚上に貼付するため、厳密には各関節の回転軸に対して不一致を生じている。つまり、FASTRAK<sup>®</sup> のマーカで実測した各自由度の接線加速度ベクトルは、Fig. 6 で定義した各自由度の接線加速度ベクトルと不一致を生じている。FES で生じた疑似振戦の方向の振幅が大きい場合、疑似振戦の方向の射影成分は大きくなるため、上述の接線加速度ベクトルの不一致による影響は少ない。しかし、FES で生じた疑似振戦の振幅が小さい場合、疑似振戦の方向の射影成分が小さくなるため、他の接線加速度ベクトルの射影成分の方が大きくなり、特定に失敗したと考えられる。

なお、FES で生じさせた振戦の振幅が小さくなった要因の一つとして、FES 装置により人体へ流した電流量の影響が考えられる。本実験では、FES を与えたことによる被験者の痛みを考慮して、付与する電流量を決定していたため、刺激した部位によっては FES で生じさせた振戦の振幅が小さかった可能性がある。今後は、振戦の振幅の大きさも考

Table 2 Accuracy of detecting the directions of tremors

Subject No.	FES location			Accuracy %
	④	⑤	⑦	
#1	3/3	3/3	1/3	77.8
#2	2/3	3/3	2/3	77.8
#3	3/3	2/3	3/3	88.9

Table 3 Accuracy of detecting joints with tremor

Subject No.	FES location			Accuracy %
	④	⑤	⑦	
	Elbow	Wrist		
#1	3/3	3/3	1/3	77.8
#2	2/3	3/3	2/3	77.8
#3	3/3	3/3	3/3	100

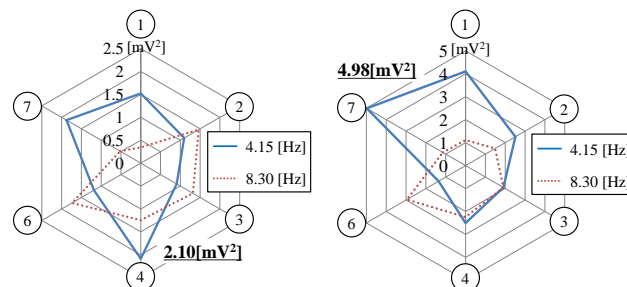


Fig. 8 Power spectrums at the peak frequencies (Left: Sub. No. #1, case ⑦, Right: Sub. No. #3, case ⑦)

考慮して、特定アルゴリズムの改善に励んでいく。

#### 5. 結言

1 関節における振戦を抑制する装着型ロボットや装具を利用する上で、ET 患者がどの部位でふるえが生じているのかを確認することが困難な状況にある。そこで、著者らは、加速度情報と姿勢情報を組み合わせることにより、簡便に、最も大きな振幅の振戦を生じている関節を特定する方法の構築を目指している。本稿では、若年健常男性の手、肘のいずれかの関節に疑似振戦を発生させ、構築した特定アルゴリズムによって、振戦を生じさせた関節を特定できる精度を検証した。実験結果から、約 80% の精度で振戦を生じている関節を特定可能であることが示唆された。一方で、FES で生じた疑似振戦の振幅が小さい場合、関節を特定する精度が低下する可能性も示唆された。今後は、振戦の振幅に対する検討を行い、アルゴリズムの特定精度向上を目指すとともに、計測姿勢や刺激する筋肉の位置を変化させた場合における精度の検証も行った上で、非装着型の姿勢計測装置を用いた方法の構築を目指す。

#### 謝辞

本研究を行うにあたり、ご協力いただいた被験者の皆様に厚く御礼申し上げます。本研究の一部は、ふくしま医療福祉機器開発事業補助金「自立支援を促す自立支援スパイラル装具にかかる研究」、文部科学省グローバル COE プログラム「グローバルロボットアカデミア」、文部科学省科学研究補助金(23240088)の支援を受けて行われた。

#### 参考文献

- (1) 松本侑也, 關雅俊, 本態性振戦患者のふるえのトルク解析に基づく食事動作を支援する肘装着型ロボット装具の設計, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012, GS3-2-9, 2012.
- (2) 大澤美貴雄, 表面筋電図の臨床応用, 東京女子医科大学雑誌, 59(6), pp. 499-513, 1989.
- (3) G. Deuschl, P. Bain et al., "Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor," Movement Disorders, Vol.13, Supplement 3, pp. 2-23, 1998.
- (4) 中村隆一, 齊藤宏, 基礎運動学, 医歯薬出版, 第6版, pp. 204-235, 2008.