

三次元加速度解析を用いたパーキンソン病自動診断支援システムの研究

高井 俊輔*・松本 義伸**・田村 正人***・西 塘 修****・福本 一朗*

An automatic diagnostic support system of Parkinson's disease using tri-axial acceleration analysis

Syunsuke TAKAI*, Yoshinobu MATSUMOTO**, Masato TAMURA***, Osamu SAITO****, Ichiro FUKUMOTO**

We have measured tremor by using a single axial accelerometers to build a system while can support diagnosis of tremor disease (mainly Parkinson's Disease). But this time we measured the tremor of patients with tri-axial accelerometers to obtain more effective data, and the discrimination of Parkinson's disease was tried by some methods. We used some parameters thought to be useful for discrimination of tremor disease. As the result the percentage of correct discrimination 83.3% was obtained.

Key words : tremor, Parkinson's Disease, 3-axial accelerometer,

1. 緒 言

振戦は身体の一部又は全身に現れる不随意かつ律動的な振動と定義されており、生理的振戦と病理的振戦の2つに分類される。生理的振戦は健常者に現れる振戦を指し、病理的振戦は疾患の症状として現れてくるものを指す。この病理的振戦を有する疾患を振戦疾患と呼ぶ。振戦疾患にはパーキンソン病、本態性振戦、小脳振戦、中脳振戦など多くの疾患が存在するが、その中で代表的なものにパーキンソン病がある。パーキンソン病はアルツハイマー病について罹患率の高い神経変性疾患であり、本邦における現時点でのパーキンソン病患者の有病率は人口10万人あたり約100人程度であると考えられており、この値は今後人口高齢化に伴いさらに増加するものと予想される¹⁾。

パーキンソン病は緩徐進行性であるため、放置すれば日常生活が著しく制限される。その一方で、L-Dopaをはじめとする薬物が著効を呈することから、1～2年未満の早期診断が極めて重要な疾患である²⁾。

パーキンソン病の主な症状である振戦、固縮、寡動、姿勢障害は4大症状と言われており、このうち振戦を初発症状とするものが70%と圧倒的に多い^{3) 4)}。患者は手の震えを訴えて医師を訪ねることが多いが必ずしも神経内科の専門医を受診するとは限らない。また、パ

ーキンソン病は病期が進行し症状が固定すると診断は難しいものではないが、病初期には極めて軽微な症状を捉えるのが重要であり、類似疾患との鑑別は必ずしも簡単でなく⁴⁾、一般医がパーキンソン病を念頭において病歴聴取と診断に当たらなければ、長く経過を見られる場合もまれではない³⁾。

しかし、パーキンソン病の振戦は診断特異性が高く(後述)、それは加速度計などを用いて測定でき、電気生理学的検査を行うことによって検出可能である。特に振戦が初発症状の場合の診断では、振戦のみを単独症状とする本態性振戦との鑑別が必要となるため⁵⁾、我々は振戦疾患の中でパーキンソン病と本態性振戦に注目した。

各疾患における振戦の特徴を述べると、パーキンソン病では罹患筋が休息した状態にあるときに出現する安静時振戦を呈する。この安静時振戦は、診断の際に有用な所見であり、4～6 Hzであることが多い。しかし、ある特定の姿勢を維持する時に出現する姿勢時振戦もよく見られる^{3) 4)}。また本態性振戦も日常診察上頻度の高いものであり、四肢、頸部などに6～10Hzの細かい振動として出現する場合が多く⁶⁾、姿勢時振戦の形をとることが特徴である⁷⁾。

また、我々は以前までの報告で、1軸の加速度計を用いて、各振戦疾患の特徴を捉えることが可能な計測方法と、鑑別支援に有用なパラメータを提案し、その妥当性を確認してきた^{8) 9)}。しかし、1方向しか計測しなかったため、加速度実効値や周波数についての情報が正確ではないのではないかと批判を受けた。そこで、本研究は3軸の加速度計を用いることによって

原稿受付：平成15年5月16日

*長岡技術科学大学大学院工学研究科

**長岡技術科学大学R I センター

***日本大学付属板橋病院神経内科

****株式会社研精舎

得られる、より正確に計測されたデータを用いて以前までに報告されたパラメータを再検討し、鑑別を試みたのでその結果を報告する。

2. 方 法

2. 1 被験者

被験者はパーキンソン病患者16名、本態性振戦患者15名、健常高齢者11名である。内、各群10名を無作為に選定し、パラメータに用いる既知データとし、残りを未知データとした。被験者の内訳を表1に示す。

表1 被験者

	年齢(歳)	男／女(人)
PD	68.3±7.60	10/6
ET	61.6±15.0	8/7
Control	77.3±5.40	4/7

2. 2 計測システム

図1に計測システムの概略を示す。被験者は両手拇指基部に圧電式3軸加速度計(TEAC 612ZS)を装着した。加速度計から送られた振戦情報はチャージアンプ(TEAC SA-610H)によって増幅され、AD変換ボードでデジタル信号に変換された後、パーソナルコンピュータに記録され、解析された。

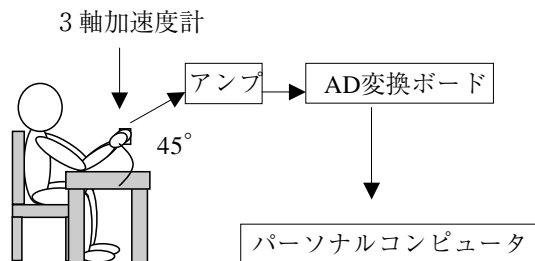


図1 振戦計測システムの概略図

2. 3 計測姿勢

2. 3. 1 通常姿勢

通常姿勢図を図2に示す。机に対して約45度の角度で肘を付いた状態を通常姿勢とした。

2. 3. 2 姿勢変動

パーキンソン病は安静時振戦を、本態性振戦は姿勢時振戦を特徴とすることから、そのどちらも測定するべく、図3のような流れで計測を実施した。パーキン



図2 通常姿勢

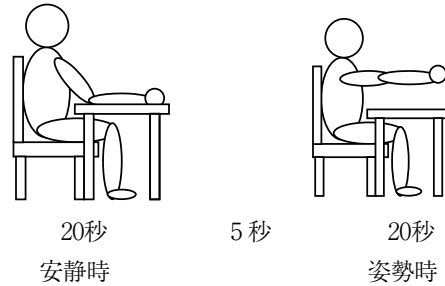


図3 姿勢変動を伴う計測の流れ

ソン病振戦は、通常臥位よりも座位で顕著であるとされているため⁴⁾、椅子に腰掛け、台上に拇指が上を向くように前腕を置いた状態を安静時とした。また、姿勢時は、上肢を伸展した状態で水平に挙上した姿勢をとるように被験者に指示した。この姿勢は本態性振戦を誘発する際にとられる姿勢である。

3. 鑑 別

3. 1 鑑別パラメータ

離散ウェーブレット変換を用いて姿勢変動データを周波数帯域別に分割し、振戦周波数の帯域のみのデータを加算することによって姿勢変動による体動に關係したデータを除去した後、各種パラメータの算出を行った。

また、以前の報告では軸ごとの振幅、及び周波数を用いていたが、今回は3軸をベクトル合成し、振戦の強度をより正確に解析できるように処理した。

それに伴い、以前までに報告されていたパラメータを再検証してみた結果、尖度や歪度などの振戦波形を見るパラメータは使えなくなったが、新たにRMS/推定周波数というようなパラメータを見つけることが出来、以下のA～Dの6個のパラメータを鑑別パラメータとして採用した。また、各被験者の両手から得られたデータのうち、安静時の加速度実効値と姿勢時の加速度実効値の和が大きいほうの手のデータをその被験者のデータとして採用した。

A: RMS (通常) /M推定周波数 (姿勢時)

通常姿勢における加速度実効値(RMS)を横軸に、姿勢時におけるM推定周波数を縦軸にとった分布を図4に示す。健常高齢者の群は加速度実効値で0.22~0.04 [G]、推定周波数で6.5[Hz]以下に集中している。

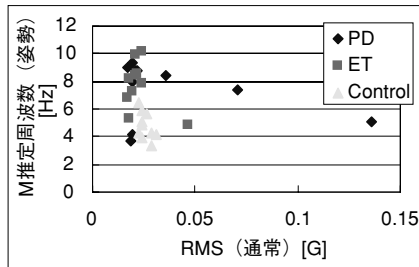


図4 RMS (通常) /M推定周波数 (姿勢時)

B: RMS比 {4~6 HzのRMS / 6~8 HzのRMS} (通常)

パーキンソン病は4~6 Hz、本態性振戦は6~8 Hzの振戦が特徴的であるといわれていることから、通常時のデータに4~6 Hzのバンドパスフィルターをかけた加速度実効値 (RMS) と6~8 Hzのバンドパスフィルターをかけた加速度実効値 (RMS) を比較した。その結果を図5に示す。値が高いほど4~6 Hzの振戦が6~8 Hzの振戦より大きい。健常高齢者群と他の2群間に有意差が認められた。

パーキンソン病群と本態性振戦群との間には有意差は認められなかったが、パーキンソン病振戦群は4~6 Hz帯の振戦が6~8 Hz帯に比べて大きいという傾向は見られた。

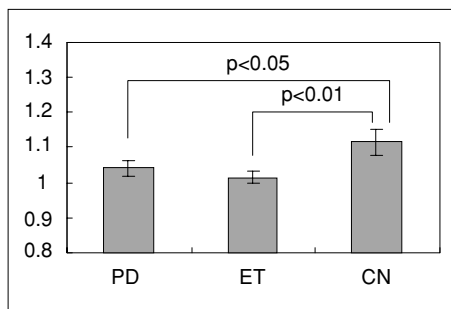


図5 RMS比

C: M推定周波数 (通常)

M推定は、最小2乗法のような均等な重み付けの評価基準ではなく、例外値の重み付けを小さくするように評価基準を与える手法である (式①)。

$$PF = \min \sum_i \sum_j \rho(\epsilon_i) P y_j \quad (1)$$

ここで、 $\rho(f)$ は $f=0$ で唯一の最小値を持つ正定値偶関数であり、今回は式②に示すGemenとMcClureの ρ 関数 (図6) を採用した。 ρ 関数算出に用いる係数 ρ は経験的に2.5とした。

$$\rho(f) = f^2 / (\rho + f^2) \quad (2)$$

また、 $P y_j$ はスペクトルグラムのパワー値であり、 ϵ_i は推定した周波数と i 番目の周波数の差である。

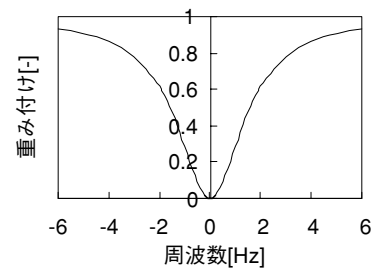


図6 GemenとMcClureの ρ 関数

加速度波形にFFTを施し、得られた周波数スペクトルから代表する値を算出するため、M-推定を用いて推定周波数を算出した。その結果を図7に示す。

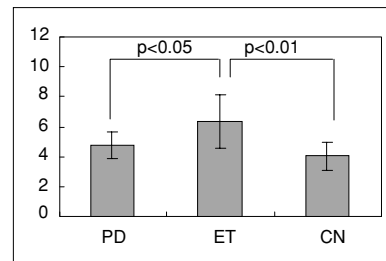


図7 M推定周波数

D: RMS (安静時) /M推定周波数 (姿勢時)

安静時における加速度実効値 (RMS) を横軸に、姿勢時におけるM推定周波数を縦軸にとった分布を図8に示す。

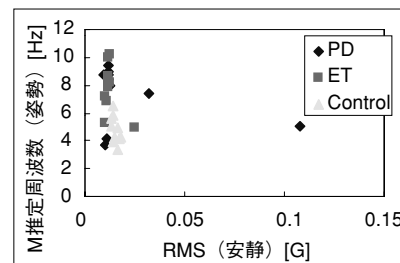


図8 RMS (安静時) /M推定周波数 (姿勢時)

健常高齢者の群が加速度実効値で0.013～0.018 [G]、推定周波数で3～6.5 [Hz] 以下に集中していることが見られた。

E :level (－3) 方向余弦成分 (安静時)

病的振戦には特異的な周波数帯が存在することに着目し、周波数帯域別の加速度実効値をその指標とした。その振幅の比率を観察し物理的意味を持たせるために、各レベルの加速度実効値を方向余弦成分で表記することとした。方向余弦成分 $\cos(\alpha_j)$ 算出式は、level_jの加速度実効値を R_j とすると式③で表される。

$$\cos(\alpha_j) = R_j / \sqrt{(R_0^2 + R_1^2 + R_2^2 + R_3^2)} \quad (3)$$

その結果を図9に示す。

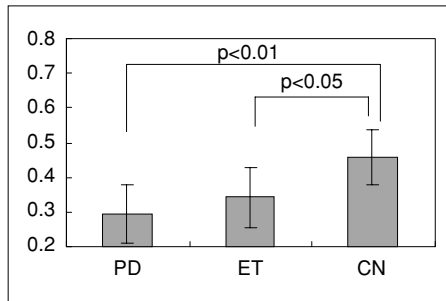


図9 level (－3)方向余弦成分 (安静時)

F : M推定周波数 (姿勢)

加速度波形にFFTを施し、得られた周波数スペクトルから代表する値を算出するため、M-推定を用いて推定周波数を算出した。その結果を図10に示す。

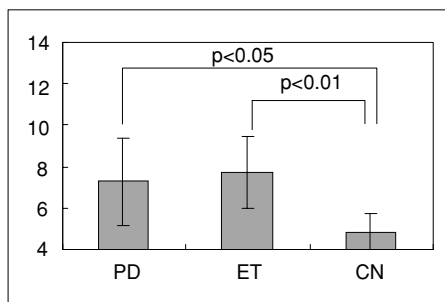


図10 M推定周波数

3. 2 鑑別方法

図11に示す手順で鑑別を行った。

まず、振戦疾患群と振戦疾患を有さない高齢者群の2つに分け、次に振戦疾患群をパーキンソン病振戦群と

本態性振戦群に分けるようにした。

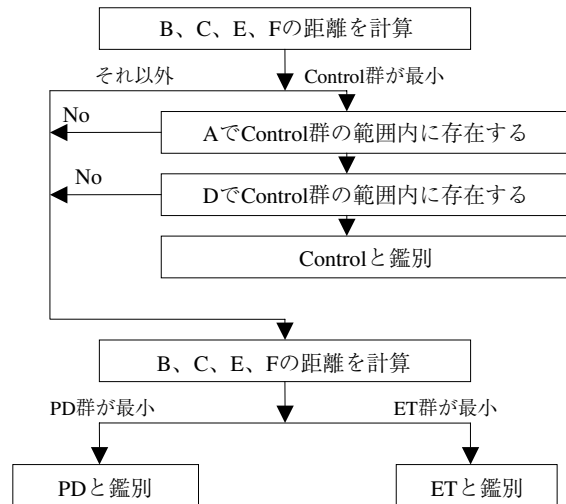


図11 鑑別手順

4. 結果

以上の方法で鑑別した結果を表2、表3に示す。

表1はパラメータに用いた既知データの結果である。

表2はそれ以外の未知データの結果である。

表2 鑑別結果 (既知データ)

		鑑別結果			合計
		P D	E T	Control	
実際の群	P D	8	2	0	10
	E T	2	8	0	10
	Control	0	0	10	10
合計		10	10	10	30
正鑑別率		86.7%			

表3 鑑別結果 (未知データ)

		鑑別結果			合計
		P D	E T	Control	
実際の群	P D	5	1	0	6
	E T	1	4	0	5
	Control	0	0	1	1
合計		6	5	1	12
正鑑別率		83.3%			

鑑別の結果、既知データにおいて86.6%、未知データにおいて83.3%と良い結果が得られた。

5. 考 察

未知データにおいて、80%を超える鑑別率が得られたことは、パラメータが各群の特徴を正確に捉えることが出来ていると思われる。しかし、パーキンソン病を本態性振戦と間違えたり、その逆の結果を出すこともあるので、まだまだ改善の余地はある。今後は被験者を増やしてこのシステムの精度を確認し、鑑別率の更なる向上を目指す。

謝 辞

本研究の遂行に際し、臨床実験にご協力いただいた患者さんに感謝いたします。また、計測にごく協力いただきました長岡市才津老人クラブの皆様に感謝いたします。

文 献

- 1) 中島健二、楠見公義、田畑昌子、鞆嶋美佳、森望美、足立芳樹：診断と治療、Vol.76、No.4、pp563-568、1999
- 2) 柳澤信夫：治療、Vol.76、No.4、pp1158-1166、1994
- 3) 楠進：内科、Vol.83、No.3、pp402-403、1999
- 4) 齊藤之伸、水沢英洋：診断と治療、Vol.76、No.4、pp579-583、1999
- 5) 富安斎、吉井文均、篠原幸人：Geriatric Medicine、Vol.31、No.10、pp1325-1330、1993
- 6) 間野忠明：Geriatric Medicine、Vol.33、No.8、pp985-988、1995
- 7) 若山吉弘：パーキンソン病とその類縁疾患の臨床、pp117-121、永井書店、1995
- 8) 寺西美代子、小山亮一、松本義伸、福本一郎：信学技報、Vol.100、No.330、pp51-58、2000
- 9) 後藤孝史、野本正弘：神経内科、Vol.30、No.4、pp438-440、1989
- 10) 小山亮一、寺西美代子、松本義伸、田村正人、福本一郎：信学技報Vol.100、No.489、pp91-96、2000
- 11) 寺西美代子・小山亮一・松本義伸・川瀬康裕・塩田宏嗣・福本一郎：「振戦誘発法を用いた振戦疾患鑑別支援システムの研究」、医用電子と生体工学第39巻特別号、pp394、(名古屋2001.5)
- 12) 岡田清・半戸志麻・福本一郎：「ARモデルを応用した病理的振戦鑑別診断支援システムの基礎研究」、バイオメカニズム学会誌、Vol.26、No.2、pp97-106、2002.5
- 13) 松本義伸・高井俊輔・塩田宏嗣・田村正人・福本一郎：「振戦加速度計を用いた振戦抑制BFシステムの構築と振戦評価パラメータについて」、第30回日本バイオフィードバック学会総会抄録集、pp25、2002.6.14福岡

