

上肢による視標追跡運動特性

——パーキンソン病患者と健常者の比較——

馬淵雅夫*・黒澤利紀*・飯尾 稔**・林 良一***・羽生憲直****

The characteristics of visual target tracking movement of superior limb

——Comparisons of Parkinsonians and normal persons——

Masao MABUCHI*, Toshiki KUROSAWA*, Minoru IIO**,
Ryouichi HAYASHI*** and Norinao HANYU****

Synopsis

This paper describes a study of the dynamic characteristics of Parkinsonians by means of non-loaded visual target tracking movement observation. Studies thus far have emphasized the measurements of reaction times and myogenic potentials. By building a visual target tracking movement system and analyzing the reaction times and frequency characteristics of visual target tracking movements, we have determined characteristics which can be considered as being particular to persons afflicted with the Parkinson disease.

1. ま え が き

パーキンソン病は厚生省指定の難病であり、その主症状は、素早い運動や円滑な運動を妨げる筋固縮、手などに震えが生じる振戦、動きが乏しくなったり動作が遅くなる無動、患者に特有の前屈姿勢やすくみ足などを生じる姿勢保持障害である¹⁾。

従来の研究では、患者の動作の緩慢さを測定するため動作開始までの反応時間の測定及び筋固縮・振戦の筋活動の測定に重点が置かれ、運動中の動特性を明らかにする研究はほとんどなされていない。

本研究では、パーキンソン病患者の運動中の動特性を明らかにするために、手関節に外部負荷をかけずに視標追跡運動を行わせ、その運動特性を健常者と比較した。その結果、パーキンソン病患者に固有とみられる特徴的な動特性を得たので報告する。

* 大学院修士課程

** 電気電子工学科 教授

*** 信州大学付属医療短期大学 助教授

**** 長野赤十字病院 医師

2. 実験方法

本実験では被験者に手関節を用いた屈曲運動を行わせ、手首を運動させた際の運動特性を測定することにより、パーキンソン病患者特有の運動時の動特性を調べる方法を採用した。なお被験者としては健康な男子学生（22才～23才）5名及びパーキンソン病患者（53才，60才）2名を選び、比較検討した。

図1は測定機器の構成図である。測定場所は電磁シールドルームで行い筋電位測定のさい外部からの誘導電位等の外乱の影響を少なくした。白黒モニターも電磁シールドされている物を使用した。コンピュータ及び筋電計は部屋の外に設置した。本研究では筋電位及び手首の角度を同時に測定した。追跡運動の目標としての視標（Target）は画像ボードからのビデオ信号によって図2のようにモニターの画面上に白で12cm×1cmの長方形を表示した。この視標は、コンピュータであらかじめ設定されたパターンにしたがって左右に動く。被験者はこの視標の動きに追跡標（Tracking）を追従させるように手首を左右に曲げる。この場合の手の角度を表す追跡標は視標の下に12cm×0.5cmの長方形で表

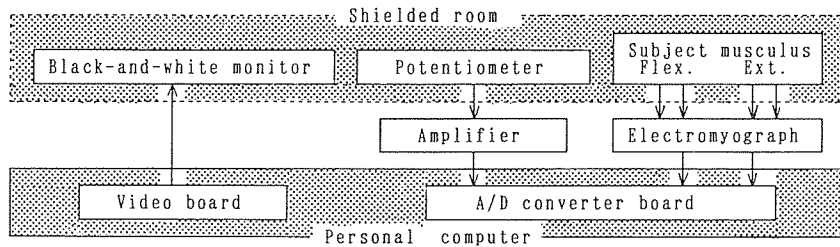


Fig. 1 Constitution of measuring system

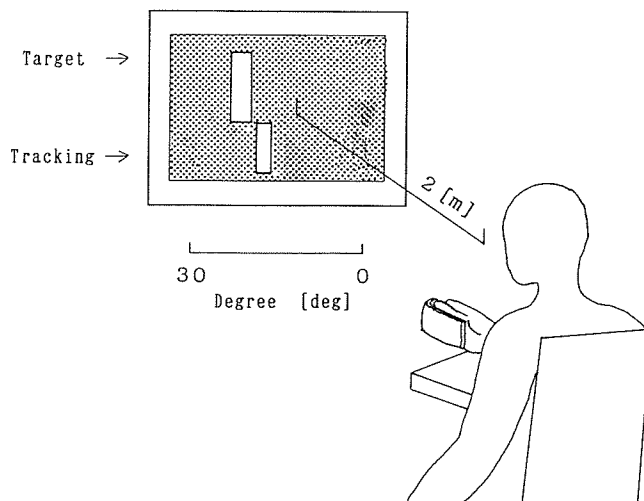


Fig. 2 Screen of black and white monitor

示した。視標と追跡標の横幅を変えることによって被験者は区別し易いようにした。

今回の測定では図2のような位置にある手首の角度が $0^{\circ}\sim 30^{\circ}$ になるように定め、視標及び追跡標を左右にのみ動くように設定した。手首の角度を測定するために図3のような装置を使用した。この装置は、患者の体格に合わせるための調整可能な三脚の上に固定してある。測定時には台の上に前腕を固定し手首をクランクに固定する。このクランクはポテンショメーターの軸につながっている。実験に際してはクランクの角度と手首の角度が等しくなるように、手首の関節とポテンショメーターの軸が一致する位置に調整する。この装置を用い、手首の角度を測定する。ポテンショメーターの抵抗値は手首の角度と比例関係にあるので抵抗値を電圧に変換するアンプを通してコンピュータに入力し手首の角度を測定した。追跡動作中の手首の角度に応じた位置が、図2のように視標の下に追跡標としてモニター上に表示される。

図3に示したように手首を前腕と同一平面上にある状態を角度 0° としこれに対し屈曲方向を+、伸展方向を-として角度を定めた。

視標追跡で手関節屈曲運動中、橈側手根屈筋・橈側手根伸筋から表面電極を用いて筋電活動を記録した。以下橈側手根屈筋を屈筋、橈側手根伸筋を伸筋と略称する。

筋電位は図4で示した筋肉に沿って約3cmの間隔を置いた位置に表面電極を取り付けた。2つの電極間の電位差を多用途脳波計を用いて増幅し、パソコンでA/D変換し筋電位としてコンピュータに記憶した。多用途脳波計は、図5に示すように測定電極を任意に選択できる高利得の差動増幅器と、遮断周波数を任意に選択できる高周波フィルター及び低周波フィルターから成る1対のアンプが多チャンネル内蔵された機器である。表1に筋電図の記録の設定状態を、表2にA/D変換器の設定状態を示す。

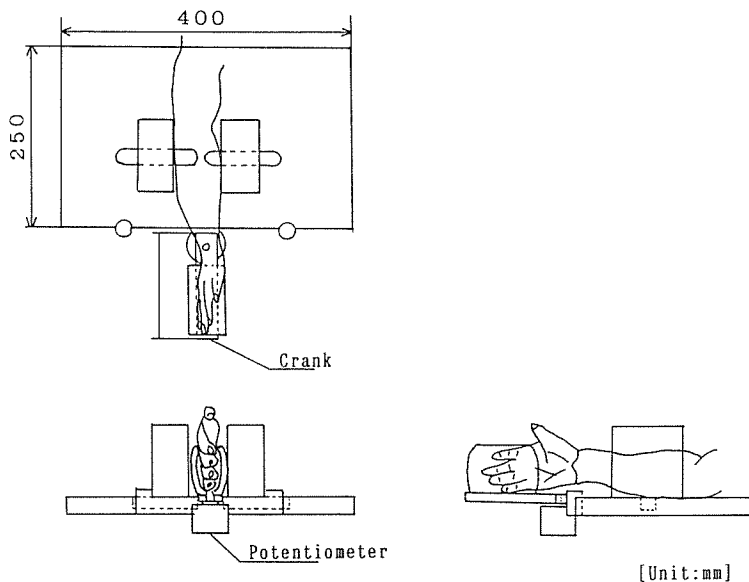


Fig. 3 Adjustable crank on no-load

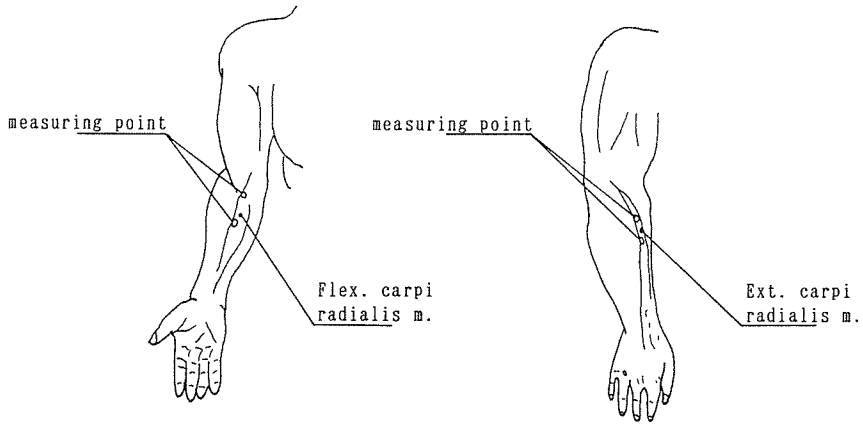


Fig. 4 Muscles picking up myogenic potentials

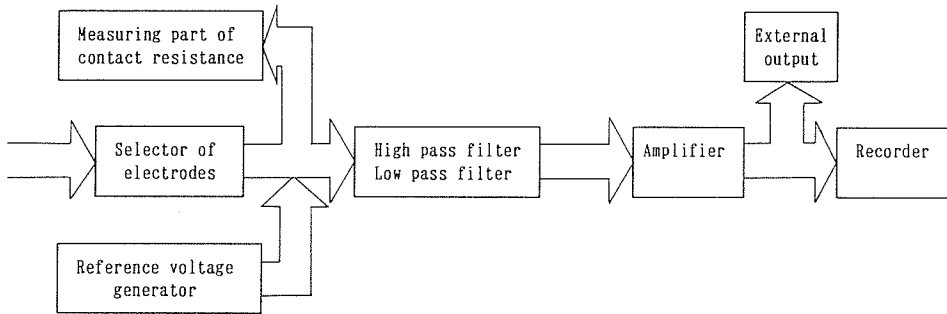


Fig. 5 Composition of electromyograph

Table. 1 Specifications of electromyograph

| | |
|----------------------|----------------|
| Number of channels | 2 ch |
| Number of electrodes | 4 |
| Kind of electrode | Dish Electrode |
| Input impedance | 50 MΩ |
| Output voltage | -6.5~6.5V |
| High-pass filter | 0.003s |
| Low-pass filter | OFF(500Hz) |

Table. 2 Specifications of A/D converter board

| | |
|-----------------------|----------------|
| Input impedance | more than 1MΩ |
| Input voltage | -10~10V |
| Number of channels | single end 3ch |
| Sampling period | 1ms |
| Resolution capability | 12bit |
| Quantization error | ±4.8mV |

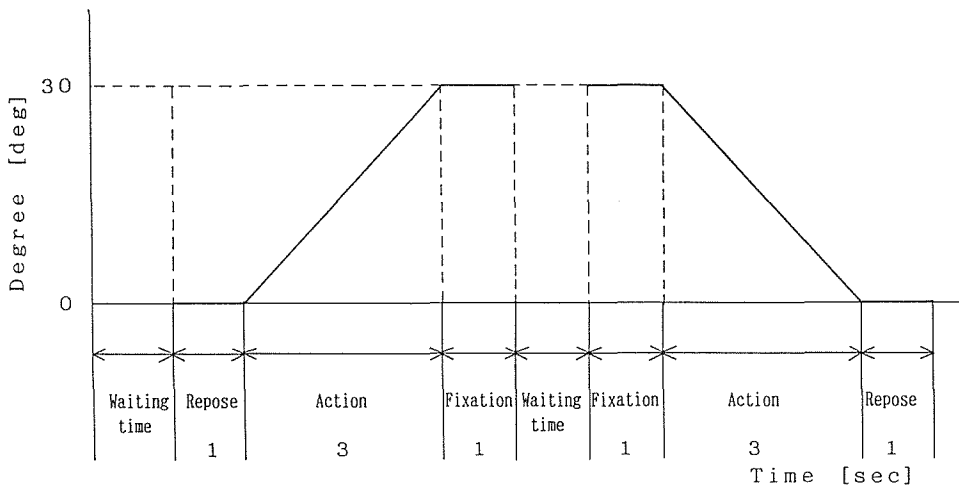


Fig. 6 Target wave form

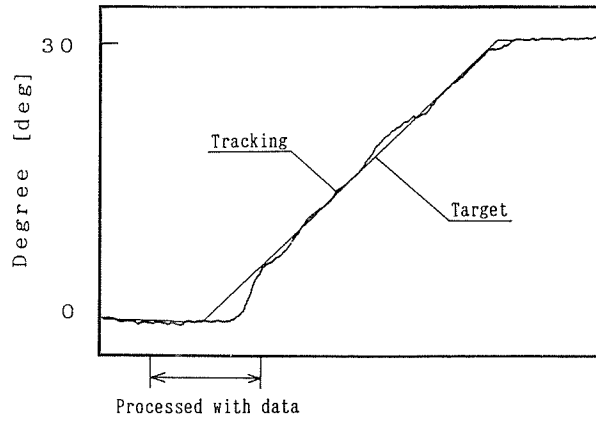
また本実験で採用した追跡パターンを図6に示す。白黒モニター上の視標はこのパターンに従い移動する。手首が角度0°から大きく離れているときに運動を開始しないように手首が0°±5°の範囲内に入るまでの待ち時間を最初に設けた。その後、角度0°での保持期間を1秒間おいたのち10°/秒の等角速度で3秒間屈曲側に移動する。手首を30°で屈曲させた状態で1秒間保持する。手首が角度30°±5°に入るまでの待ち時間を置き、30°での保持期間をおいて、-10°/秒で元に戻し1秒間手首を角度0°で保持するように視標を表示した。

この往復運動を8回繰り返すように視標を表示し、視標に追跡標が一致するように手首を動かすよう被験者には指示した。

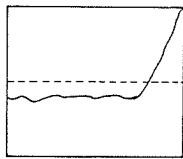
3. 実験結果と解析

パーキンソン病患者では追跡運動が正常者比べて不得意であるため視標に比べて追跡標が、明らかに追従できなかったデータは除いた。

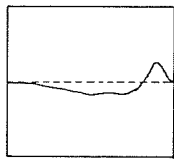
以上の方法で測定したデータを次のような方法で解析した。視標が移動を開始してから



(a) The original data

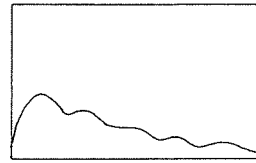


A part of original data

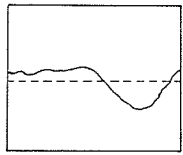


Processed with hanning window

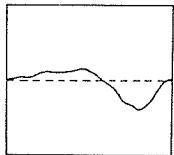
(b)



The frequency characteristic

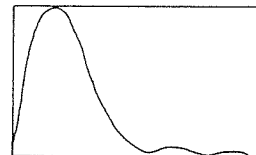


The tracking error

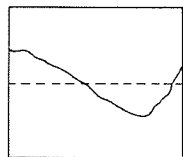


Processed with hanning window

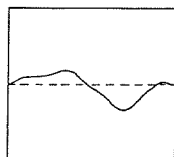
(c)



The frequency characteristic

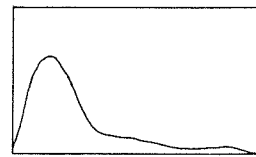


Processed with least squares



Processed with hanning window

(d)



The frequency characteristic

Fig. 7 The frequency characteristics processed with FFT

追跡標が動き出すまでの反応時間を測定する。次に追跡標を0.2秒おきに1秒間分づつ平均値を取り除いてハニング窓を掛けてフーリエ変換をし、スペクトルの時間的変化を調べた。

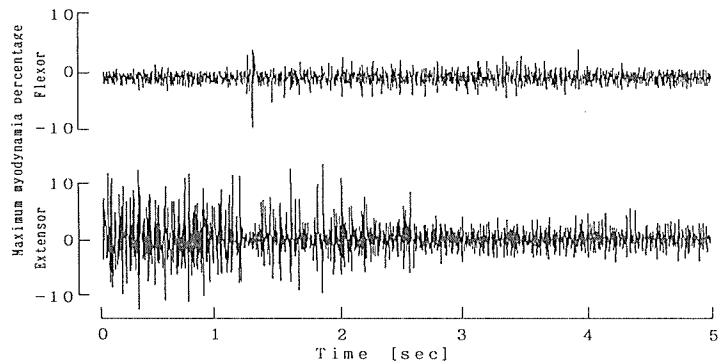
図7に示すように、測定開始約1秒後から約4秒までの等角速度で運動している部分から1秒分のデータを取り出すと、明らかに傾きが生じる。このようなデータはフーリエ変換を行う際には問題が生じる。フーリエ変換を行うデータは無限に長いデータの必要があるが、離散フーリエ変換では切り出した1秒分のデータが繰り返される周期関数と見なすので切り出した区間の両端でデータが不連続に変化すると真のスペクトルから歪んだ成分が推定されるGibbs現象が現れる²⁾。これを避けるため窓関数を掛ける。元のデータが

$$X(n) = a(n - N/2); \quad n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (1)$$

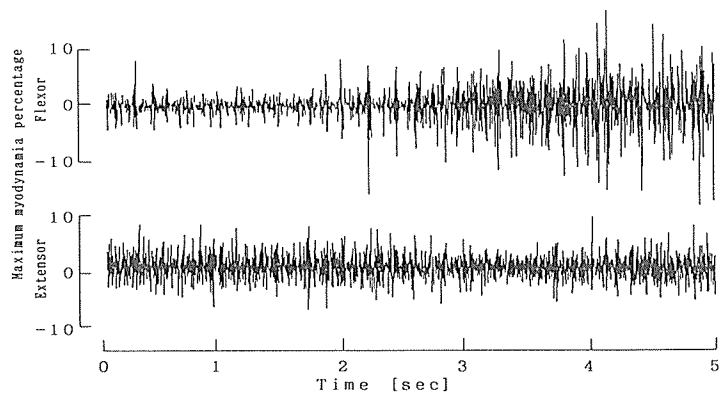
N : データの個数

a : 任意の定数

の様な一次関数の場合、ハニング窓を掛けるとデータの両端が0に収束するから、周期

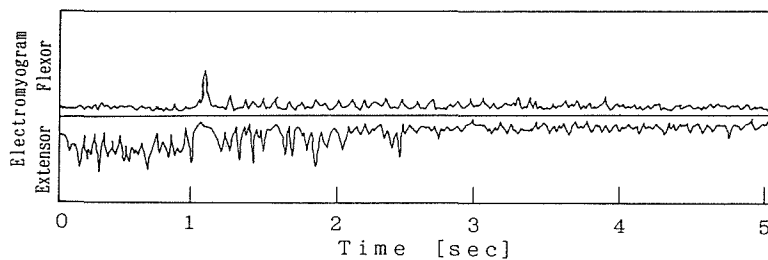


(a) Normal persons

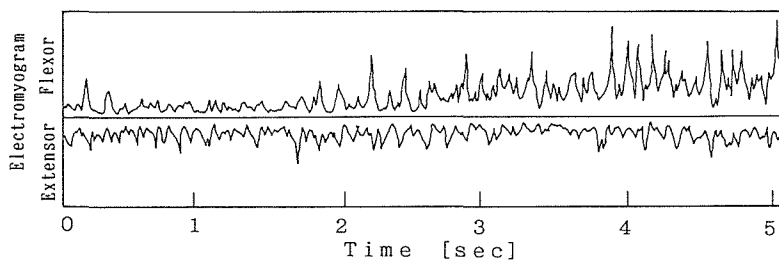


(b) Parkinsonians

Fig. 8 Electromyogram



(a) Normal persons



(b) Parkinsonians

Fig. 9 Rectified electromyogram

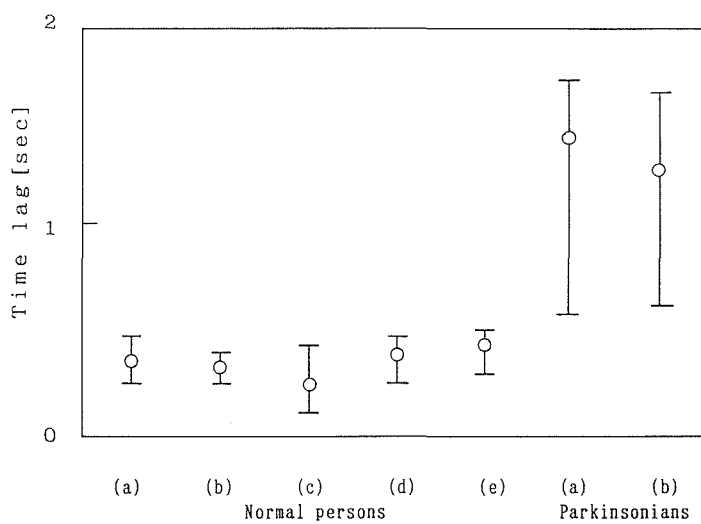


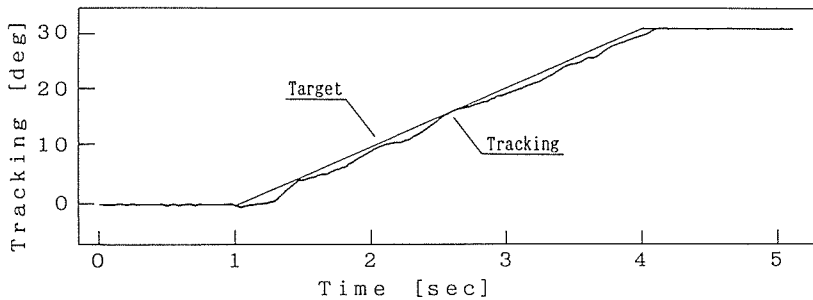
Fig. 10 Time lag on reaction

N の正弦波に類似した波形になる。窓関数の長さが1秒であることから1周期が1秒である1Hzの成分が周波数解析の結果から得られる。実際にはこのデータは直線であり交流成分を含まない。また、このようなことを避けるため視標と追跡標との差分をフーリエ変換する方法があるが、図7(c)のように約1秒後と約4秒後の視標の傾きが不連続な部分及び追跡標の視標からの遅れのために高調波が生ずる。以上のことを避けるため、取り出したデータから平均値を引き直流成分を取り除く代わりに、最小二乗法を用いて求めた直線を直流成分としデータから取り除きフーリエ変換を行った。その例を図7(d)に示す。

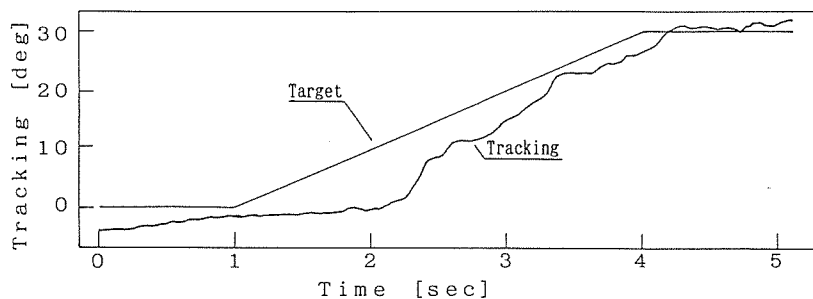
筋電位に対しては、整流したデータに20個の移動平均を行い整流積分を求めた。図8が筋電図で図9がその整流波形である。図9のデータは筋肉の活動を表している。

図10が視標と追跡標の時間特性である。追跡運動での追跡標の移動開始が視標の移動開始からの遅れは図11に示すように、健常者では平均0.3秒の遅れで運動が開始し、0.5秒後には視標に追跡標がほぼ追従した。パーキンソン病患者では反応開始までの時間が平均1.4秒である。

図12は前述の方法で1秒分ずつ、0.2秒おきにフーリエ変換した波形である。この図の波形のピークの周波数をはっきりさせるため図13に周波数成分のピークを示した。図中の円の面積はピークの強さに比例している。

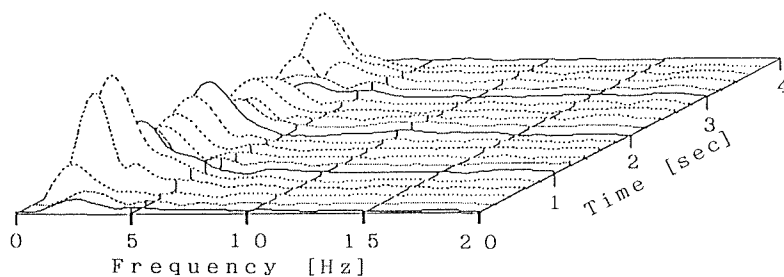


(a) Normal persons

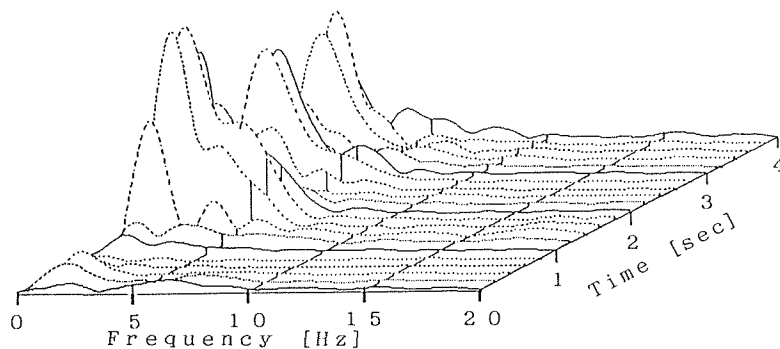


(b) Parkinsonians

Fig. 11 Examples of tracking



(a) Normal persons



(b) Parkinsonians

Fig. 12 Dependence of spectra on time

4. 考 察

パーキンソン病の責任病巣は、基底核の黒質一線状体系であることが知られている³⁾。運動時の重要な器官である基底核に障害が発生することから、健常者と患者の運動特性を比較すれば違いが見られることが予想される。

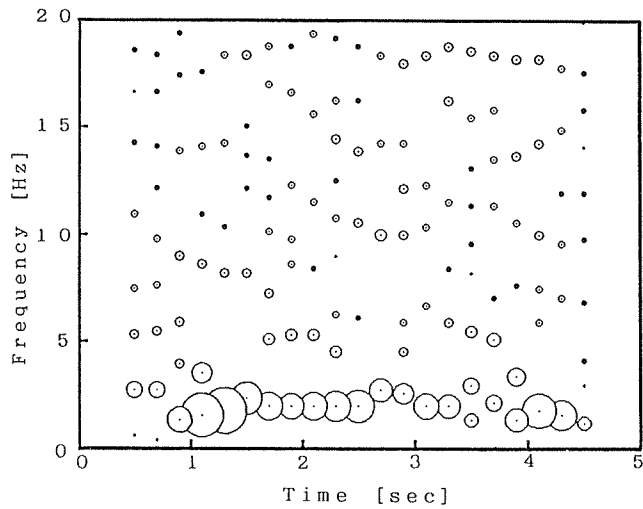
パーキンソン病患者において静止時の手首に、約4Hzの震えが見られる、これは筋電図上では屈筋と伸筋が交互に活動していることから観測される。

反応時間の遅れは年齢による遅れも一部あると思われるが、患者と同年齢付近の人でも反応時間の遅れは0.4秒程度と言う結果が得られているので、年齢の影響以上に患者の反応時間は遅れている。

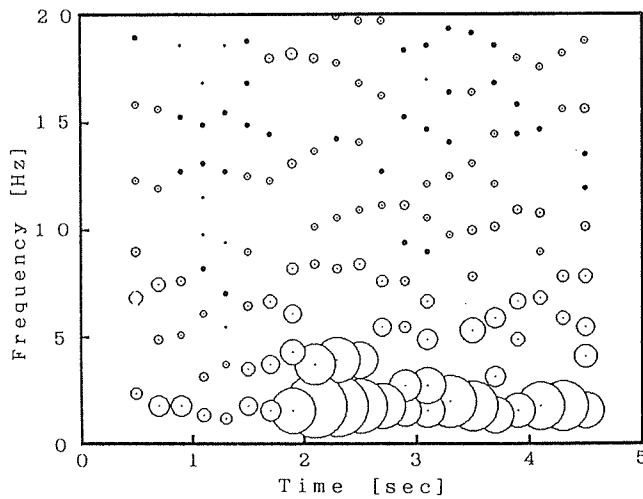
また運動時に屈筋及び伸筋とも活動し動作が開始出来ないことが頻繁に生じた。これは患者の筋固縮という症状の表れである。

動作の開始時に健常者と比べて屈筋と伸筋の切り替えが滑らかでないことが観察された。

等速度で視標を移動させ、これを追跡中は図13から健常者で約2Hzの周波数成分が主であるが、パーキンソン病患者にはその他に約4Hz付近にもかなり卓越した周波数成分が含まれており、パーキンソン病患者特有の性質と考えられる。



(a) Normal persons



(b) Parkinsonians

Fig. 13 Dependence of spectra on time

5. まとめ

パーキンソン病患者を被験者としての実験であり、得られるデータ数にも限度があるが、健常者との差と見なし得る特性も得ることが出来た。今後は更に測定数を増し、病気の程度などによる相違なども検討することによって、症状の解明、治療等の臨床面への応用も検討したい。

6. 謝 辞

本研究の遂行に当たり、いろいろと便宜を計ってくださった長野赤十字病院生理検査室の方々、またパーソナルコンピュータに関しご援助下さったセイコーエプソン株式会社に謝意を表します。

文 献

- 1) 柳沢信夫：PARKINSON 病の病態生理，CLINICAL NEUROSCIENCE, vol. 3, no. 12, pp.26 (1985-12)
- 2) 伊藤正美：生体信号処理の基礎，pp. 120，オーム社，(1985)
- 3) 星宮 望：生体工学，pp. 123，昭晃堂，(1990)