

## 脊髄小脳変性症患者の弾性負荷による 視標追跡運動の特性解析

竹村俊治\*・飯尾 稔\*\*・田原徳夫\*\*\*

林 良一\*\*\*\*・羽生憲直\*\*\*\*\*

(平成6年10月31日 受理)

### The characteristics of a visual-guided tracking movement in response to variable elastic loads in patients with spinocerebellar degeneration

Toshiharu TAKEMURA\*, Minoru IIO\*\*, Norio TAHARA\*\*\*,  
Ryoichi HAYASHI\*\*\*\* and Norinao HANYU\*\*\*\*\*

This paper describes characteristics of a visual-guided tracking movement in response to variable elastic loads, produced by a visco-elastic torque generator, in patients with spinocerebellar degeneration (SCD). Subjects tracked a target, which moved  $30^\circ$  at  $10^\circ/\text{s}$ , by a flexing their wrists. The error angle between the target position and the hand position was larger in patients with SCD than in normal subjects. A frequency analysis of a locus of hand position showed a characteristic peak which appeared and shifted from 4 Hz to 6 Hz when the elastic load increased in normal subjects. These peaks were also observed in patients with SCD; however, the peaks were observed at a lower frequency, and the range of peak shift was smaller. From these results, we conclude that the disturbance of the elastic modulation of muscles in SCD patients may cause an instability in hand movement.

#### 1. ま え が き

脊髄小脳変性症 Spinocerebellar degeneration (SCD) は、運動失調を主症状とする進行性の神経変性疾患であり、主病変部位、病状、遺伝の有無によっていくつかの病型に分類されているが、その病因や病態については不明な点が多い<sup>1)</sup>。

本研究では、同疾患の運動失調の特徴を明確にするために、患者の前腕に変換粘弾性負荷装置により弾性負荷をかけた状態で視標追跡を行わせ、得られた追跡データの周波数特性を健常者と比較した。その結果、両者の間に顕著な相異が認められ、更に同疾患の臨床症状の程度に対応した特徴的な動特性を得たので報告する。

\* 大学院博士前期課程 電気電子工学専攻

\*\* 電気電子工学科 教授

\*\*\* 電気電子工学科 助教授

\*\*\*\* 信州大学医療技術短期大学部 助教授

\*\*\*\*\* 長野赤十字病院 神経内科部長

## 2. 実験方法

### 2.1 対象と方法

健常な男性7名(21歳~24歳)と脊髄小脳変性症患者6名(男性3名,女性3名,43歳~69歳)を対象とし,被験者に右手関節の屈曲による視標追跡を行わせ追跡特性を測定した。

視標追跡の目標となる視標(Target)と手首の屈曲角度を示す追跡標(Tracking)はFig. 1に示すようにビデオボードからの信号により白黒モニター上にそれぞれ白色で示した。視標は12cm×1cmの長方形で示し,コンピューターで設定したパターンに従って水平方向に移動させた。追跡標は12cm×0.5cmの長方形で,前腕筋の筋活動が認められない安静状態を初期位置(0°)とし,この初期位置から手首の屈曲方向を画面左にとり,手首の動きにあわせて左右に移動できるものとした。

被験者は椅子に座らせ,被験者の前方1.3mのところモニターを置いた。被験者の手関節の回転軸とトルクモーターの回転軸を一致させ,手首および前腕を固定した。視標は初期位置で保持期間を1秒間おいた後,10°/秒の等角速度で3秒間屈曲側(左方向)に移動させ,手首を30°屈曲させた状態で1秒間保持させた。視標追跡の際は,可変粘弾性負荷装置を用いて被験者の手首の屈曲角度に比例した弾性負荷をかけた。外部弾性負荷としての負荷の弾性係数は, $K_e=0\text{Nm}/30^\circ$ 即ち無負荷から $K_e=2.1\text{Nm}/30^\circ$ まで0.7Nm/30°おきに4段階とした。Fig. 2に視標の移動パターンおよび外部弾性負荷パターンを示す。各負荷条件に対し同じ試行を12回繰り返す,視標の動きに追跡標が一致するように追跡させた。

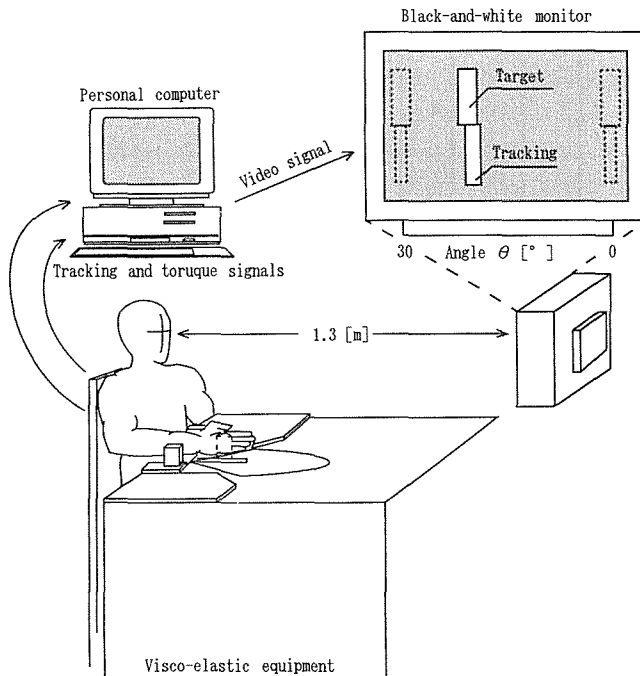


Fig. 1 Visual-guided tracking movement.

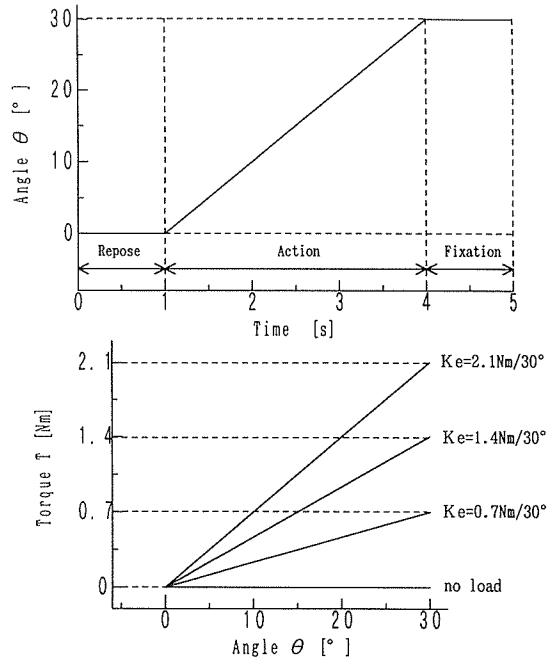


Fig. 2 Movement of visual target and elastic load.

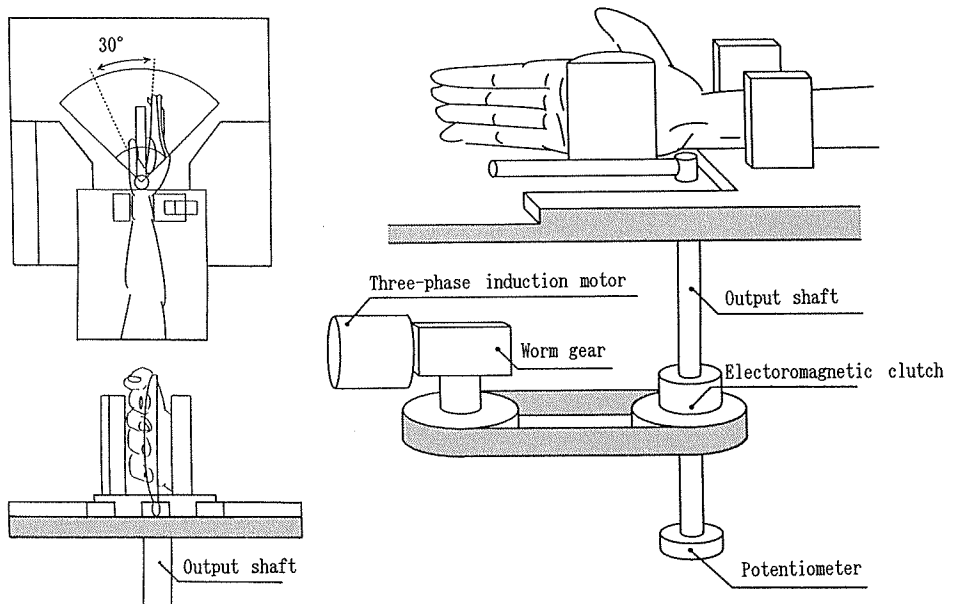


Fig. 3 Structure of visco-elastic torque generator.

## 2. 2 可変粘弾性負荷装置<sup>2)</sup>

本実験では視標追跡を行う際、被験者の前腕に弾性負荷をかけることを目的として可変粘弾性負荷装置を使用した。装置の機構部はFig. 3に示すように誘導モーターと電磁クラッチから構成される。電磁クラッチの出力ポートをシャフトで連結し出力軸とし、被験者の手首はこの出力軸に連結させる。被験者が手首を屈曲することにより出力軸が回転しその際の出力軸角度はポテンショメータによって検出される。出力軸角度の信号と視標角度の信号との差、および出力軸角度を微分して得た出力軸角速度をそれぞれ可変ゲインアンプで増幅し加算する。加算した信号を正極性と負極性の半波整流回路によって正負の信号に分離し、装置に粘弾性をもたせるためのフィードバック信号として電磁クラッチに再度供給する。供給する電流の極性と入力軸の回転方向が外部出力の方向と逆であれば弾性特性を示し、同一方向であれば粘性特性を示す。負荷の大きさは装置の増幅度を調節することにより自由に変化させることができる。本実験では装置の粘性負荷は使用せず弾性負荷のみ使用した。

## 3. 実験結果と解析

Fig. 4は外部弾性負荷  $K_e = 2.1 \text{ Nm}/30^\circ$  の時の一試行のトラッキング波形および手首にかかる弾性負荷の時間的推移を示す。横軸に時間を取り縦軸に屈曲角度および負荷の大きさをとった。視標追跡区間に着目すると、患者では健常者に対しトラッキング波形は視標と追跡標の差（エラー）が大きく、振幅も大きいことが観察される。

視標追跡中のパワースペクトラムの様子を観察するために、トラッキング波形を負荷条件別に視標移動3秒間についてフーリエ変換を行い、同一負荷条件下の試行について加算

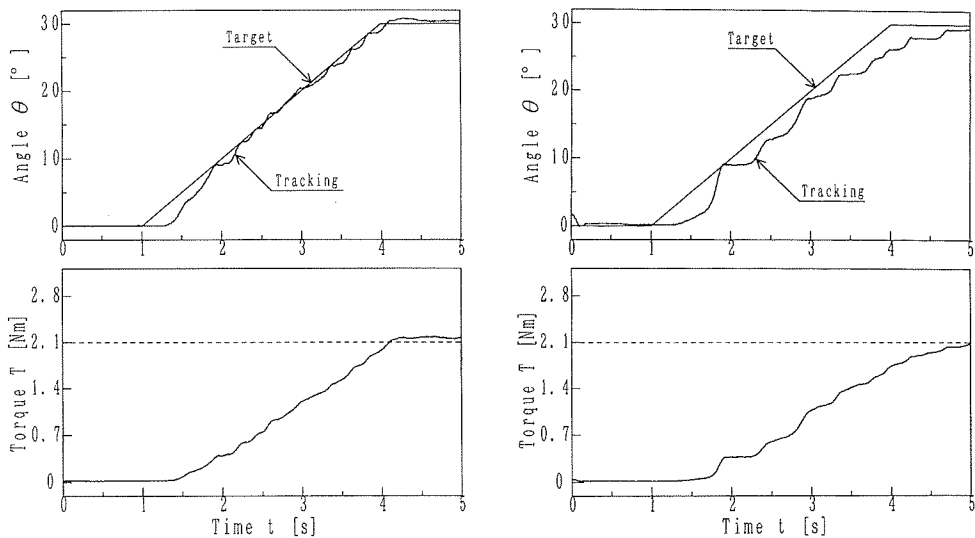


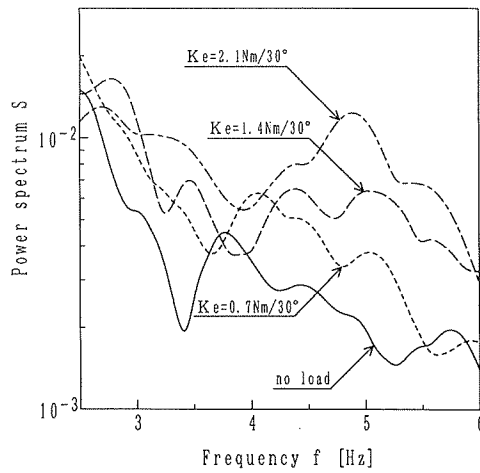
Fig. 4 Tracking and torque characteristics.

- (a) Normal person
- (b) Patient with Spinocerebellar degeneration

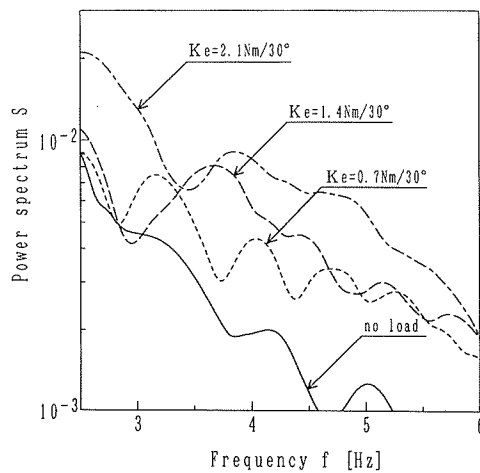
平均した。最小二乗法によりトラッキング波形の線形成分を求め、元のデータから取り除いた後ハニング窓を掛けフーリエ変換を行った<sup>3)</sup>。

Fig. 5は $K_e$ の増加に伴うパワースペクトラムの推移を表す。同一条件下の12試行のうち、視標に対する追跡標の遅れの非常に大きいデータが患者の試行に多くみられた。遅れが余りに大きい場合は弾性負荷が十分にかかっていない状況での試行となってしまう、同一負荷条件と見なすことはできないため、これらのデータは除いて同一負荷条件での加算回数は6回とした。

Fig. 5(a)の健常者では、無負荷時に3.8Hz付近に周波数のピークが現れ、 $K_e$ の増大とともに対応する周波数は5 Hz付近に推移し、ピークのパワーは増加した。健常者の場合、対応するピークの周波数は3.5Hzから6 Hzの範囲で同様に推移した。



(a) Normal person



(b) Patient with Spinocerebellar degeneration

Fig. 5 Dependence of power spectrums with elastic coefficient  $K_e$ .

Fig. 5 (b)の患者では、無負荷時に健常者群より低い2.7Hz付近にピークが現れ、 $K_e$ の増加とともに3.8Hz付近に推移した。患者の場合は、周波数推移及びパワーの大きさの変化に健常者との間に相異が認められ、臨床症状の程度によりパワースペクトラムの推移に特徴がみられた。臨床症状の程度の異なる患者3例を選び、ピークの頂点の周波数を横軸に、パワーの大きさを縦軸にとり弾性係数 $K_e$ の増加に伴うピークの推移をFig. 6に表した。

ここで健常者全員についてピークを求め、信頼区間95%で等確率楕円をとり図中に健常者の範囲を示した。

Fig. 6のAはFig. 5 (b)と同一の患者であり、医師の診断では症状は軽度と判定されている。Bは症状の重さは中程度の患者であり、弾性係数 $K_e$ の増加に伴い、Aと同様に周波数は増加したが、パワーの大きさは減少した。Cは歩行障害のため車椅子を使用する重度の患者である。手の震えが非常に大きいためパワーは非常に大きく、周波数の推移は他の患者とは異なるが、弾性係数 $K_e$ の増加に伴いピークのパワーは減少した。

弾性負荷条件下における視標追跡動作中の手の軌跡のFFTによる解析では、健常者では、4 Hz付近に認められたパワースペクトラムのピークは外部負荷の弾性係数の増加に伴い高域に推移し、パワースペクトラムは増大した。患者の場合、対応するパワースペクトラムのピークは健常者より低い周波数に現れ、外部負荷の弾性係数の増加に伴うピーク

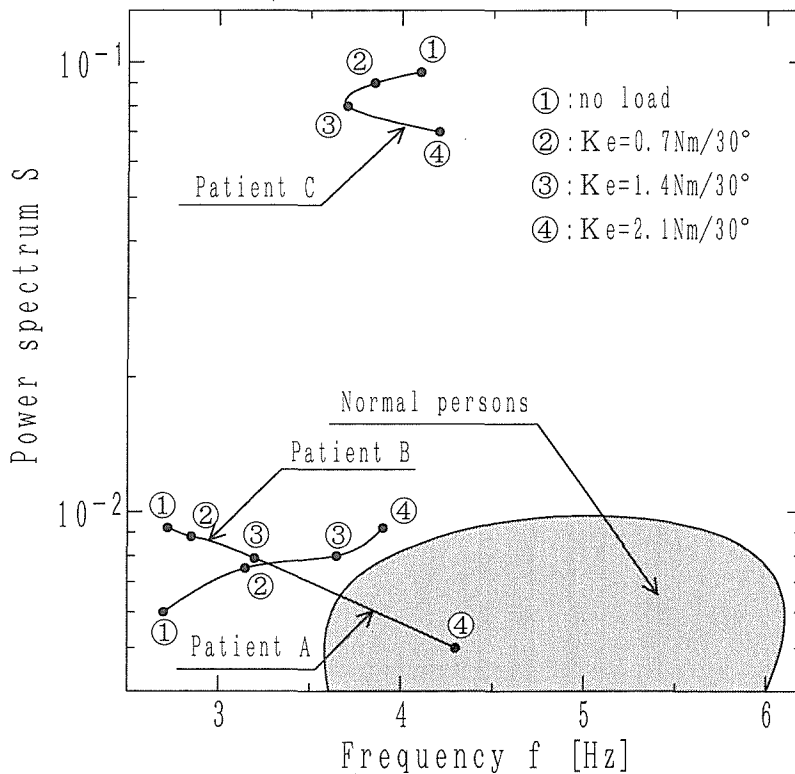


Fig. 6 Dependence of peak of power spectrum with elastic coefficient  $K_e$ .

の推移は臨床症状の程度により異なった。

視標追跡運動による手の軌跡は、筋収縮の仕方により違いが生じると考えられる。筋収縮は一般に、筋が長くなるに従って張力が増加するという弾性特性と、筋の短縮速度に反比例して筋力が減少するという粘性特性の2つの基本特性で表される<sup>4)</sup>。健常者は筋の粘弾性係数の調節によって正確な視標追跡ができるのに対し、患者は小脳や脊髄の障害のために外部負荷に対して係数の調節が適切にできないことによって円滑な視標追跡ができなくなることが示唆された。

## 5. ま と め

弾性負荷を加えた視標追跡運動により脊髄小脳変性症患者特有の動特性を調べた。しかし、今後は健常者と患者の間に年齢の偏りが少ないデータを得る必要がある。

一方、筋収縮は筋の粘弾性係数の調節によって円滑に行われる。筋の粘弾性係数をパラメーターとした筋の力学的モデルを作成し、健常者と患者の動特性を再現することが課題である。

最後に、本研究の遂行にあたり便宜をはかってくださった長野赤十字病院生理検査室の方々に謝意を表します。

## 文 献

- 1) 祖父江逸朗：原著にみる脊髄小脳変性症，CLINICAL NEUROSCIENCE, VoL. 11, 6. (中外医学社 1993) pp. 14~17.
- 2) 加藤厚生，伊藤正美，電子情報通信学会論文誌 A J 72-A 10 (1989) pp. 1687~1694.
- 3) 馬淵雅夫，黒沢利紀他，信州大学紀要，70, pp. 9~20 (1992).
- 4) 伊藤宏司，伊藤正美：生体とロボットにおける運動制御，(計測自動制御学会 1991) pp. 133~134.