

## ウェストファル現象が著明なパーキンソン病患者の転倒原因の検討 — 背理性筋収縮による筋疲労への着目 —

石倉 隆 清水 ミシェル・アイズマン 鶴見 隆正

広島県立保健福祉短期大学理学療法学科

### 抄 録

200m程度の歩行で頻回に転倒するウェストファル現象が著明なパーキンソン病患者の転倒原因を探った。方法は、症例に200m歩行させ、歩行開始直後と歩行終了直前の右側前脛骨筋 (TA)、腓腹筋の表面筋電図 (EMG) と足関節角度を測定、比較した。また、歩行前後に同側の TA の最大等尺性収縮の50% (50% MVC) 時の EMG を測定し、歩行前後の筋電図積分値 (iEMG)、平均パワー周波数 (MPF) を比較した。結果、TA は 1stride を通じて持続的に活動し腓腹筋の活動は乏しかった。足関節角度は歩行開始直後では常に背屈位であったが、歩行終了直前では遊脚期で底屈傾向となった。また、歩行前後の TA の 50% MVC 時の iEMG の比較では歩行後が有意に高値となり ( $P < 0.05$ )、MPF の比較では歩行後が有意に低値となった ( $P < 0.01$ )。これらより本症例では、背理性筋収縮に起因すると思われる TA の持続的な収縮が筋疲労を招き、200m歩行程度で遊脚期の足関節背屈保持が困難となり転倒するものと考えられた。

キーワード：背理性筋収縮，筋疲労，転倒，パーキンソン病

## はじめに

転倒の要因は、運動要因のほかに、感覚要因、高次要因に分けられる<sup>1)</sup>。感覚要因には、深部感覚障害、視覚障害、前庭覚障害などが含まれ、高次要因には注意障害、睡眠障害、意識障害、学習障害、認知障害などが含まれる。

また、パーキンソン病患者が歩行時に転倒を起こす原因としては、方向転換時の姿勢反射障害による転倒、また、すり足歩行によるつまずき、すくみ足が強い場合、加速歩行、突進現象による前方への転倒などが考えられる。

しかし今回、感覚要因、高次要因が認められず、先に述べたようなパーキンソン病による転倒要因も認められないにも関わらず、200m程度の歩行距離になると頻回につまずき転倒する症例を経験した。

そこで、つまずきを生じる原因として、何らかの要因によって200m程度の歩行で足関節が底屈位となりつまずくのではないかと仮説をたてた。足関節が底屈位となる原因としては、Wilson<sup>2)</sup>、Schwab<sup>3)</sup>、今井ら<sup>4)</sup>が指摘しているように、パーキンソン病における筋の易疲労性に基づく前脛骨筋の筋疲労による筋力発生の低下<sup>5)</sup>によって足関節の背屈位保持が困難となるのではないかと考えた。さらに筋疲労を生じる原因として、本症例がウェストファル現象が著明なことから、背理性筋収縮<sup>6,7)</sup>に着目した。背理性筋収縮<sup>6)</sup>は逆説収縮<sup>7)</sup> (paradoxical muscle contraction) とも呼ばれる筋固縮の一現象で、筋の受動的短縮によりその筋が収縮し、新しい肢位を保つこととされる。本症例では歩行中の何らかの動作で足関節が受動的に背屈し、前脛骨筋の持続的な収縮を生じ、このため筋疲労を生じたのではないかと考えたのである。

今回の研究では、これらの仮説を明らかにし、本症例の転倒原因を探る目的で、歩行中の前脛骨筋の筋活動パターン、足関節の角度変化及び歩行前後の筋疲労について検討した。

## 症 例

症例は、71歳の無職の男性で、診断名はパーキンソン病。

約10年前に右下肢の振戦より発症し、徐々にN字型に進行。

現在は、Yahr の重症度分類で stage II、四肢に軽度の筋固縮と振戦がみられる。また、他動的足関節背屈時にウェストファル現象が著明で、深部反射は、両上下肢とも減弱している。筋力は両上下肢とも Daniels らの徒手筋力検査法で 4、関節可動域は、自動的、他動的双方で問題なく、日常生活は起居動作も含

めて自立しており、趣味の畑仕事も可能なレベルである。歩行は、すり足歩行、小刻み歩行、加速歩行、すくみ足歩行、突進現象等はみられず、ごく短距離では安定している。しかし、歩行距離が200m程度になると頻回につまずくようになり、転倒することがある。

## 方 法

症例に200mの歩行を裸足にて自由に行わせ、歩行開始直後の 5stride からの 10stride (以下、歩行開始直後と略)、歩行終了直前の 15stride からの 10stride (以下、歩行終了直前と略) について右側の前脛骨筋、腓腹筋の表面筋電図を測定した。これと同時に P & G 社製電気角度計 M-180 にて同側の足関節角度変化を、踵および母指球に取り付けたフットスイッチにて 1stride の各位相期を測定した。これらの測定には NEC メディカルシステムズ社製多用途テレメータシステム SYNA ACT MT11 を用い、サンプリング周波数 1kHz にて TEAC 社製デジタルレコーダ DR-M3 でデータを収集した。

得られた歩行開始直後および歩行終了直前の表面筋電図は 20Hz のバターース型ハイパスフィルターを通し、ムーブメントアーチファクトを除去した。その後、1stride 時間および等尺性最大筋収縮 (以下、100% MVC と略) 時の表面筋電図における平均整流平滑化筋電位で正規化した。この表面筋電図のデータ収集は、本実験の15分前に Daniels らの徒手筋力検査法の「normal」測定姿勢での100% MVC を OG 技研製マスキュレータ GT-10 にて 5 秒間測定し、この時同時に記録することで行った。この正規化した波形を基に選択した 10stride を加算平均して各々の前脛骨筋、腓腹筋の包絡線波形を導出し、歩行開始直後と歩行終了直前の筋活動パターンを比較した。

足関節角度は選択した 10stride を加算平均し、歩行開始直後、歩行終了直前の角度変化を比較した。

また、200m歩行を行う前後の前脛骨筋の筋疲労の指標として、永田<sup>8)</sup>が示した筋疲労の定義、つまり、一定張力保持時の筋電図積分値の増加、平均パワー周波数 (以下、MPF と略) の低周波数帯域への移行を検証した。なおこの検証は、歩行前後の筋疲労を確認するために行ったこと、また、永田の方法を参考に行ったことから、歩行中の筋活動電位を解析に用いることはせず、歩行前後の一定張力保持時の筋活動電位を解析に用いた。

一定張力保持時の筋電図積分値の増加の検証は、先に測定した前脛骨筋の等尺性最大筋収縮時の筋張力の 50% (以下、50% MVC と略) 時の表面筋電図を歩行前後にそれぞれ 3 回ずつ 10 秒間測定し、各々中 5 秒間のデータから筋電図積分値 (iEMG) を求め、歩行前

後の iEMG を比較して行った。

また、MPF の低周波数帯域への移行の検証は、50% MVC 時で収集した前脛骨筋の表面筋電図の中 5 秒間のデータを基に、各々高速フーリエ変換によるパワースペクトルから MPF を求め、歩行の前後で比較して行った。

なお、これらのデータの解析には、キッセイコムテック社製多用途生体情報解析プログラム BIMUTAS を用いた。

## 結果

本症例の筋活動パターンは、前脛骨筋では、歩行開始直後、歩行終了直前とも踵離地期にピークを持つ波形となった。また、正常歩行時にみられる踵離地から足指離地の筋活動の低下<sup>8)</sup>は歩行開始直後、歩行終了直前ともみられず、1stride を通じ持続的に活動していることが確認できた。さらに歩行開始直後、歩行終了直前の筋活動パターンを比較すると、歩行終了直前の筋活動が歩行開始直後に比して遊脚期に低くなることが確認できた (図 1)。腓腹筋の筋活動パターンについては、歩行開始直後、歩行終了直前とも活動は乏しく、はっきりとしたピークはみられなかった (図 1)。

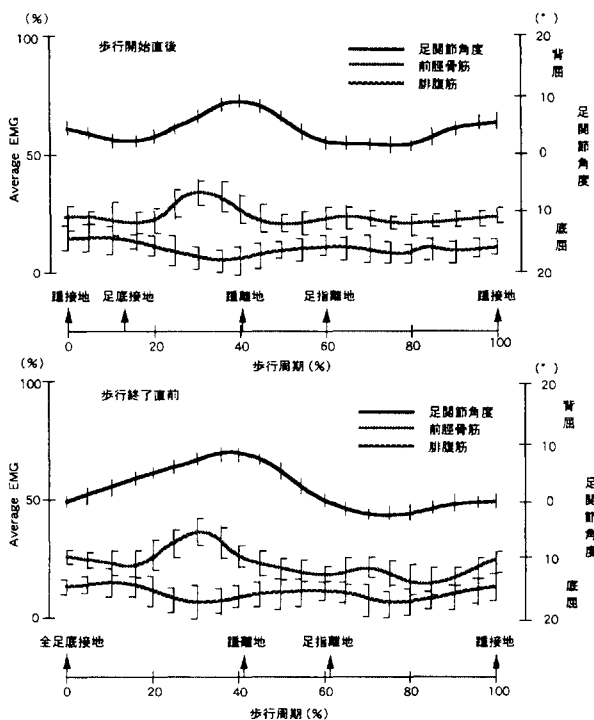


図 1 歩行開始直後と歩行終了直前の筋活動パターンと足関節角度変化波形は選択した 10stride を加算平均したもので、縦線は、標準偏差を示す。筋電図波形は 100% MVC 時の平均整流平滑化筋電位を 100% として正規化し、横軸は、1stride の時間を 100% として正規化した。

表 1 歩行前後の iEMGMPF

	50%MVC時%iEMG	50%MVC時%MPF
歩行前	100	100
歩行後	108.8±0.6	95.2±1.2
t-test	P<0.05	P<0.01

% iEMG, % MPF とも歩行前の値を 100% としたときの歩行後の割合。  
表内の数値は、3 回測定の平均値と標準偏差。

また、足関節角度の変化は、歩行開始直後では 1stride を通じ常に背屈位で推移していた。歩行終了直前では、立脚期では踵接地が消失し、全足底接地となり、底背屈中間位から立脚中期に背屈となり足指離地に底背屈中間位となった。その後遊脚期では底屈位となりそのまま推移し、減速期に底背屈中間位となった (図 1)。

また、50% MVC 時の歩行前後の iEMG の比較では、歩行後が t 検定にて危険率 5% 未満で有意に高い値を示した (表 1)。

MPF の比較では、歩行後が t 検定にて危険率 1% 未満で有意に低くなった (表 1)。

## 考察

本症例における前脛骨筋の筋活動パターンより、歩行中常に前脛骨筋が活動していることが確認できた。また、正常歩行の筋活動パターン<sup>8)</sup>とは異なり、ピークは踵離地期にみられた。これらのことは、背理性筋収縮による前脛骨筋の持続収縮によるものではないかと考えた。背理性筋収縮が筋固縮の一現象であることから、根本的にはこれは筋固縮が原因であるといえる。しかし、安静時には筋固縮はごく軽度で、自動的、他動的関節可動域にも問題がなかったことから、これを歩行中の特異的な現象ととらえ、その原因として背理性筋収縮を想定したのである。つまり、踵離地期に立脚側足部の荷重中心位置が前方に移動することにより、前足部の荷重が増加し、他動的な背屈が強制され、それによって前脛骨筋に背理性筋収縮が起こり、持続的な筋緊張状態を作り出したのではないかと考えた。そのため相反抑制により腓腹筋の活動が乏しくなり、結果として踏み返しも起こらず、遊脚期でも背屈位を維持するような状態が生じたのではないかと考えられた。

また、遊脚期に歩行終了直前の筋活動が歩行開始直後に比して低くなることや、足関節角度が底屈位で推移することについては、持続的な前脛骨筋の収縮により筋疲労を生じ、足関節を背屈位に保持できない状態となっているのではないかと考えた。この筋活動の低下や足関節角度の底屈位傾向が歩行開始当初から常時出現しているものであれば、運動の発現や遂行に重要

な役割を果たしていると思われる基底核<sup>9)</sup>などの中枢性のメカニズムを考えるべきであろう。しかし、今回の結果では、歩行開始直後と歩行終了直前とで明らかに差のある結果を示し、歩行開始当初から常時出現しているものではないことは明らかである。また、永田<sup>5)</sup>は、疲労を生じた筋が張力を保持したとき、張力の低下はほとんどないが筋電図積分値は著明に増加し、EMG パワースペクトルと MPF は低い周波数帯域へ移行すると述べている。今回の結果では、前脛骨筋の 50% MVC 時の iEMG の比較では歩行前より歩行後が有意に高くなり、MPF は有意に低くなっていることから、永田の定義を満たしており、前脛骨筋に筋疲労が生じていることが示されている。さらには、その機構については明らかにしていないが、Wilson<sup>2)</sup>、Schwab<sup>3)</sup>、今井ら<sup>4)</sup>がパーキンソン病患者における筋の易疲労性について言及していることなどから、今回のこの現象を背理性筋収縮による筋疲労に起因したものであろうと推察した。またパーキンソン病の固縮筋について、Burke ら<sup>10)</sup>が固縮時の錘外筋と筋紡錘の共同活動性は正常人が持続性随意収縮を行った状態のそれに類似すると述べていることから、正常人の持続性随意収縮時に筋疲労が生じることが確認されている<sup>5)</sup>以上、筋固縮の一現象である背理性筋収縮で筋疲労が生じても然りと考えられた。このことがひいては、遊脚期での足関節の背屈位保持を困難にし、底屈傾向を生じ、頻回につまずくようになり転倒を繰り返していたものと考えられた。

しかし今回の研究はあくまで一症例での検討で、本症例についての転倒原因を追及したにすぎない。今後は同様の症状を呈する複数の症例について検討すると共に、いかなる治療法でこの症状の改善が望めるか検討を加えていかねばならない。また、安東<sup>11)</sup>は、下肢をなるべく大きく前方に振りだして歩行するように指導するのみでスムーズに歩行でき、上体は起き、上肢の振りも出現し、10m 歩行時間も短縮したと述べている。これが短距離で有効なのか、長距離でも効果が持続するものなのかは不明であるが、本症例にこのような指導を行って、今回の結果がどのように変化するかも興味深いところで、今後の研究課題にしたいと考えている。

## 結 語

今回、特に転倒要因がみあたらないにも関わらず、歩行距離が200m程度になると頻回につまずき転倒する症例を経験した。

その原因として、背理性筋収縮と考えられる前脛骨筋の持続的な収縮が筋疲労を招き、ひいては遊脚期の足関節の底屈傾向を生じ、つまずきを頻回に起こして

いたものと推察した。

今後は、歩行中に生じるこの前脛骨筋の持続的な収縮がいかなる治療法で改善されるかを研究していきたいと考えている。

## 謝 辞

稿を終えるに当たり、ご指導、ご校閲いただきました広島県立保健福祉短期大学副学長、土肥信之先生に深謝いたします。

なお、本稿の一部は、第35回日本リハビリテーション医学会学術集会(1998年5月、青森市)にて発表した。

## 文 献

- 1) 眞野行生, 中根理江. 高齢者の歩行障害と転倒の要因. 臨床リハ, 7: 243-247, 1998
- 2) Wilson, S. A. K. Disorders of motility and of muscle tone with special reference to the corpus striatum. Lancet, 2: 1, 1925
- 3) Schwab, R. S. Akinesia in Parkinson's disease. Neurology, 9: 65, 1959
- 4) 今井壽正, 中村利生. アキネジア. 内科, 63: 837-842, 1989
- 5) 永田晟. 筋と筋力の科学. 東京, 不昧堂, 122-151, 1984
- 6) 田崎義昭, 斎藤佳雄. ベッドサイドの神経の診かた. 東京, 南山堂, 37-38, 1988
- 7) 日本神経学会用語委員会編. 神経学用語集. 東京, 文光堂, 97, 1993
- 8) Knutsson, E. and Richards, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain, 102: 405-430, 1979
- 9) 蔵田潔. パーキンソニズムの神経機構. 臨床リハ, 6: 123-126, 1997
- 10) Burke, D., Hagbarth, K. et al. Reflex mechanism in Parkinsonian rigidity. Scand. J. Rehabil. Med., 9: 15-23, 1977
- 11) 安東範明. 疾患別にみた転倒の原因と防止策 II - 運動失調とパーキンソニズム. 臨床リハ, 7: 259-264, 1998

**A case study of falling in a patient with Parkinson's disease  
Westphal phenomenon  
–Muscle fatigue resulting from paradoxical contractions–**

Takashi ISHIKURA, Michele EISEMANN SHIMIZU and Takamasa TSURUMI

Department of Physical Therapy, Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare

**Abstract**

A study of the cause of frequent falling when walking about 200 meters in a patient who has a Westphal phenomenon resulting from Parkinson's disease is presented. Method: Surface electromyographical recordings (EMG) of the right tibialis anterior muscle (TA) and gastrocnemius muscle and ankle range of motion measurements were done just after beginning to walk and just before finishing walking 200 meters. In addition, 50% of the maximal isometric contraction (50%MVC) was determined through EMG recordings for the TA before and after walking; integrated EMGs (iEMG) and mean power frequency (MPF) were compared. Results: The activity of the TA during one stride was continuous at a high level, and the gastrocnemius muscle contracted at a very low level. The position of the ankle joint was in dorsiflexion just after starting to walk, but, just before the end of gait, the foot was in plantar flexion during the swing phase. Also, for comparisons of 50%MVC of the TA, the iEMG showed a high advantage after the end of gait ( $p < 0.05$ ), and the MPF showed a low advantage ( $p < 0.01$ ). Therefore, we concluded that paradoxical contractions of the TA cause muscle fatigue, and, thus, cause this patient to be unable to dorsiflex the foot during the swing phase, resulting in his frequent falling.

**Key words :** paradoxical muscle contraction, muscle fatigue, falling, Parkinson's disease