

原 著

## 歩行時における脊柱起立筋活動 — 健常高齢者と片麻痺高齢者の比較 —

江口淳子\*<sup>1</sup> 森 明子\*<sup>2</sup> 渡邊 進\*<sup>3</sup>

### 要 約

本稿の目的は、健常高齢者(高齢者群)と脳卒中後の片麻痺高齢者(片麻痺群)の歩行時における脊柱起立筋の筋活動パターンと筋活動量を比較・検討することであった。対象は健常高齢者10名(平均年齢71.2±6.6歳)と片麻痺高齢者8名(平均年齢72.7±4.6歳)であった。表面筋電図(EMG)を用いて、自由歩行時における第3腰椎レベルの脊柱起立筋の筋活動を記録した。高齢者群は右側から、片麻痺群は麻痺側から筋活動を導出した。筋活動パターンは全波整流したEMGを基に検討した。筋活動量は各個人の1歩行周期を時間で正規化し、歩行各相(立脚期、遊脚期、全歩行周期)の積分値を算出した後に、最大随意収縮(MVC)を基準に積分値を正規化した(%MVC)。筋活動パターンは、高齢者群では立脚初期と立脚後期に筋活動のピークがみられた。一方片麻痺群では、筋活動のピークと低下が規則的に繰り返される規則パターンと、全歩行周期を通して持続的に筋活動がみられる持続パターンの2つに大別された。筋活動量は、高齢者群では立脚期で36.8±15.7%、遊脚期で34.9±17.1%、全歩行周期で36.1±15.8%であった。片麻痺群麻痺側では、立脚期で29.4±13.3%、遊脚期で32.0±17.1%、全歩行周期で31.8±15.3%であった。高齢者群と片麻痺群の比較では、立脚期、遊脚期、全歩行周期とも有意差はなかった。片麻痺群では麻痺した下肢の影響があり、健常者と比べて歩容が変化しており、体幹筋は代償的な活動をしていると思われる。

### はじめに

脳血管障害による片麻痺患者では、歩行能力が障害されることはよく知られている。麻痺側下肢が歩行に及ぼす影響に関する筋電図(EMG; electromyography)学的研究では、Knutssonら<sup>1)</sup>が平均年齢50歳の片麻痺患者25名を対象に、下肢筋の筋電図パターンから歩行パターンを分類した研究や、Kramers De Quervainら<sup>2)</sup>が平均年齢59歳の脳血管障害後の片麻痺患者18名を対象に、早期回復における歩行パターンについて行った研究などがある。

近年、片麻痺患者のリハビリテーションにおいては四肢だけでなく体幹の機能障害についても注目されてきている。富田ら<sup>3)</sup>は、体幹の特徴は末梢の動きに合わせた調整的な働きをするダイナミック・スタビライゼーションであり、動作中のごくわずかな可動性もしくはスタビリティの障害が動作能力に重大な影響を与えていると述べている。またDavis<sup>4)</sup>は選択的な体幹の活動が失われると、四肢の運動と体幹の運動を分離できないと述べている。これらの

ことから体幹に対する様々なアプローチが強調され、歩行能力の改善が試みられている。歩行中の体幹筋活動に関する筋電図学的研究では、健常人を対象にしたものは多く見られる。しかしながら、片麻痺者に関しては我々が報告したもの<sup>5)</sup>以外は見当たらない。以前、我々は、筋電図による歩行中の体幹筋活動に関して、片麻痺患者と若年健常成人を比較して報告したが<sup>5)</sup>、片麻痺患者と同世代である高齢健常成人との比較は未だなされていない。本研究の目的は、脳血管障害による片麻痺患者麻痺側において、体幹筋のひとつである脊柱起立筋の歩行中の筋活動パターンと筋活動量を表面筋電図にて計測し、同世代の高齢健常者と比較・検討することであった。

### 対 象

脳血管障害による片麻痺患者(以下、片麻痺群)8名は男性5名、女性3名で、麻痺側は右片麻痺5名、左片麻痺3名であった。平均年齢は72.7±4.6歳(66-78歳)、平均身長は157.0±8.9cm(145-169cm)、平均体重は47.3±10.6kg(32-60kg)であった。発

\*1 宿毛診療所 \*2 兵庫医科大学病院 リハビリテーション部 \*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科 (連絡先) 江口淳子 〒704-8133 岡山市宿毛741-5 宿毛診療所

症後経過年数は1年未満が1名, 1-2年未満が1名, 2年以上が6名(4ヶ月-40年)であった。下肢麻痺の程度はブルンストローム回復ステージ(B. r. s.: Brunnstrom Recovery Stage)のIIが2名, IIIが2名, IV 3名, VIが1名であった。歩行自立度は, 屋内平地歩行が自立が7名, 近位監視が1名で, 10m以上可能な者であった。また, 日常生活で杖と短下肢装具(AFO)の両方を使用している者は5名, 杖のみを使用しているものは1名, 短下肢装具(AFO)のみを装着している者はなく, どちらも使用していないものが2名であった。(表1)。

健康高齢者(以下, 高齢者群)10名は, 男性8名, 女性2名で, 全員65歳以上であった。平均年齢は71.2±6.6歳(65-84歳), 平均身長は159.8±7.3cm(150-169cm), 平均体重は58.4±12.4kg(49-88kg)であった。全員下肢・体幹に障害は認められず, 体幹の前傾, 円背あるいは過度の腰部前弯姿勢の者は除外した。なお, 片麻痺群と高齢者群の年齢, 身長, 体重にはt検定で有意差はなかった( $p>0.05$ )。

#### 方 法

筋活動パターンおよび筋活動量の測定と解析には表面筋電計MyoSystem1200(Noraxon社製)を用いた。十分な皮膚処理をした後, 電極間距離を3.5cm間隔として, 第3腰椎棘突起側方の脊柱起立筋筋腹に表面電極を貼った。片麻痺群では麻痺側に, 高齢者群では右側に貼付した。サンプリング周波数は1,000Hzとした。歩行周期の確認のためフットスイッチを踵部と母趾球部に固定した。はじめにダニエルスら<sup>7)</sup>の徒手筋力テスト(以下MMT; Manual Muscle Test)の方法で, 5秒間脊柱起立筋の最大随意収縮(MVC; Maximal Voluntary contraction)をさせた後, 次に自由速度で10mの歩行をさせ, その間の筋活動を記録した。片麻痺群では同時に歩行をビデオ撮影し, 後に主観的に歩容の評価を行っ

た。歩き始めと終わりを除いた3重複歩のデータを解析した。歩行周期の判別は, 片麻痺群では麻痺側のフットスイッチを基準にし, 高齢者群では右フットスイッチを基準にして行った。計測した値はバンドパスフィルター(10-500Hz)処理を行った後, 全波整流した。筋活動パターンは全波整流したEMG波形から検討した。筋活動量は各個人の1歩行周期を時間で正規化した後, 筋電図積分値を求め, MVCを基準に正規化した(%MVC)。対象者ごとに, 3重複歩の%MVCを平均し, 片麻痺群と高齢者群でそれぞれの平均%MVCを求め比較・検討した。両群間の統計学的比較には対応のないt検定を用いた。なお有意水準は5%未満とした。

本研究に際して, 片麻痺群対象者には主治医と担当理学療法士から, 高齢者群対象者には主治医から十分な説明が行なわれ同意が得られた。

#### 結 果

片麻痺群の麻痺側立脚期時間は全歩行周期に対して36.8±17.6%, 同様に遊脚期は63.2±17.6%であった。高齢者群の右立脚期時間は全歩行周期に対して62.0±6.9%, 同様に遊脚期は38.0±6.9%であった。t検定を用いて両群を比較したところ, 片麻痺群の麻痺側立脚期は高齢者群に比べ有意に短く, 遊脚期は有意に長かった( $p<0.05$ )。

#### 【筋活動パターン】

高齢者群では二重支持期となる立脚期初期と後期に活動のピークが見られる2峰性のパターンを示した(図1)。

片麻痺群では2つのパターンに大別された。1つは, 高齢者群にみられるような活動パターンとは異なるものの, 活動のピークと活動の低下が規則的に繰り返されるパターン(規則パターン)(図2)と, もう1つは全歩行周期を通して持続的に活動するパターン(持続パターン)(図3)であった。表2に各

表1 症例紹介

症例	性別	年齢	身長cm	体重kg	麻痺側	経過年数	下肢B. r. s.	使用装具	歩行自立度
A	男性	66	155	60	右	2年10ヶ月	IV	なし	屋外自立
B	男性	70	165	55	右	3年	IV	AFO・杖	屋内自立
C	女性	67	150	32	右	1年2ヶ月	III	AFO・杖	屋内自立
D	男性	77	169	45	左	4ヶ月	II	AFO・杖	屋内近位監視
E	男性	78	159	43	右	40年	III	杖	屋内自立
F	男性	73	165	60	右	3年6ヶ月	II	AFO・杖	屋内自立
G	女性	73	145	35	左	6年6ヶ月	IV	AFO・杖	屋外自立
H	女性	77	148	48	左	9年	VI	なし	屋外自立

B. r. s.: ブルンストローム・ステージ

AFO: 短下肢装具

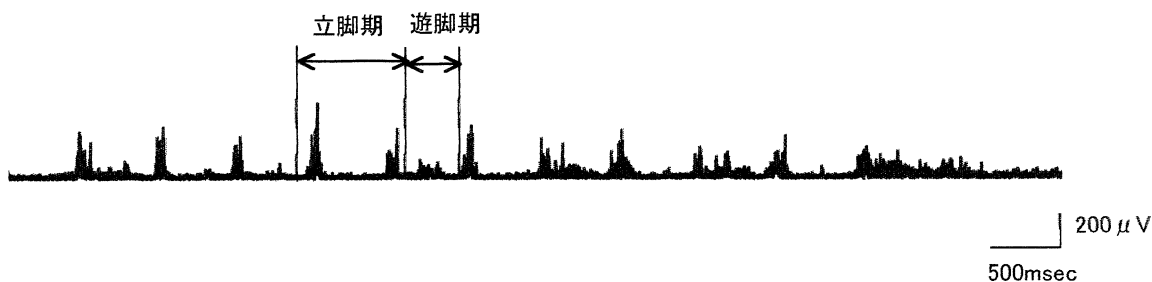


図1 高齢者群の歩行時における脊柱起立筋の EMG の代表例  
 図は右フットスイッチを基準にしている。  
 右立脚初期と後期に脊柱起立筋の活動が見られる。

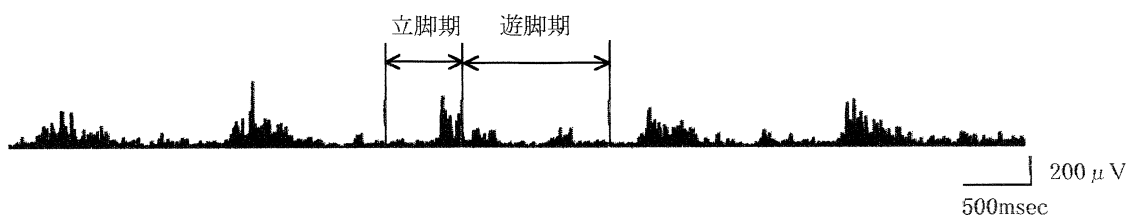


図2 片麻痺群規則パターンでの歩行時における脊柱起立筋の EMG の代表例  
 活動のピークと活動の低下が規則的に繰り返される。(症例 A)

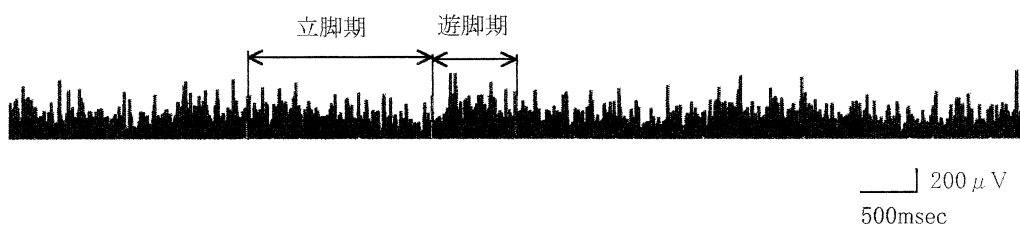


図3 片麻痺群持続パターンでの歩行時における脊柱起立筋の EMG の代表例  
 患者立脚期と遊脚期を通じて脊柱起立筋に持続的な活動が見られる。(症例 G)

表2 片麻痺群の筋活動パターンと歩容

症例	パターン	活動時期	歩容
A	規則パターン	立脚後期	麻痺側遊脚期の体幹の麻痺側への側屈
B	規則パターン	立脚後期	麻痺側立脚期の麻痺側膝関節過伸展, 遊脚期の分回し, 引きずり
C	規則パターン	遊脚期	麻痺側遊脚期の体幹伸展, 骨盤引き上げ, 立脚後期の麻痺側股関節伸展の消失
D	持続パターン		全歩行周期での体幹伸展, 麻痺側立脚期の膝動揺, 麻痺側への側屈, 遊脚期の過剰な股関節屈曲, 立脚後期の股関節伸展消失
E	持続パターン		全歩行周期を通しての麻痺側股関節外旋位, 骨盤後退, ひきずり歩行. 麻痺側遊脚期の膝屈曲消失
F	持続パターン		全歩行周期を通して体幹前傾, 歩隔が広い, 麻痺側立脚期の患側膝屈曲位, 麻痺側股関節伸展消失
G	持続パターン		全歩行周期を通して体幹前傾, 麻痺側立脚期の骨盤後退, 遊脚期の骨盤引き上げ.
H	持続パターン		全歩行周期を通して体幹前傾, 麻痺側立脚期の骨盤前傾, 遊脚期の骨盤引き上げ, 分回し

対象者の筋活動パターンと歩容の特徴を示した。規則パターンを示した症例は3名(症例A-C), 持続パターンを示した症例は5名(症例D-H)であった。規則パターンを示した症例は活動している時期が一定ではなかった。立脚後期に活動がみられたのが3名(症例A, B), 遊脚期に主に活動がみられたのが1名(症例C)であった(表2)。規則パターンでは全て1峰性の波形を示した。

#### 【筋活動量】

MVC時のMMTの結果は, 片麻痺群, 高齢者群ともに段階は“正常”であった。表3に対象者の歩行時における脊柱起立筋群の%MVCの平均値±標準偏差(SD)を示した。片麻痺群と高齢者群の比較では, 立脚期, 遊脚期, 全歩行周期とも有意差はなかった。

### 考 察

#### 【筋活動パターン】

高齢者における歩行時の脊柱起立筋の筋活動パターンは, 先行研究<sup>8,10)</sup>に示されているように, 立脚後期から遊脚初期および遊脚後期から立脚初期にかけて活動のピークがみられ, その他には活動の低下がみられた。中村ら<sup>8)</sup>は立脚前期と立脚後期に活動のピークがあることを図で示しており, これは慣性と重力によって体幹が前方に屈曲するのを防ぎ, 同時に左右への動揺も抑えるためであると述べている。Basmajianら<sup>9)</sup>は立脚期の初めと終わりの二重支持期に強い活動が見られ, 体幹が前方へ崩れるのと体幹の回旋・側屈を防ぐために活動していると述べている。Eberhartら<sup>10)</sup>は10人の成年男性を対象とした実験から, 脊柱起立筋群の働きは二峰性であり, 立脚期の初期と後期とでピークが生じ, 二重支持期が達成されると活動が停止すると述べている。そして立脚初期の脊柱起立筋群の筋活動は, この時期に生じる骨盤の側方移動と骨盤が反対側の下方へ傾斜する傾向を防ぐ働きと, 体幹の屈曲を制限する直立姿勢保持とに関係していると説明している。また立脚後期以降に生じる筋活動の二番目のピークは, 続けて下肢を振る準備のために骨盤を上げることに関

係していると述べている。以上のようにいずれの研究者も, 歩行時の脊柱起立筋は体幹を安定させ下肢の体重支持や振り出しをしやすくするために, 二重支持期に強く活動するものと考えている。本研究の高齢者群は, 全員が若年健常者同様の筋活動パターン<sup>4-6)</sup>を示した。一方片麻痺群の患側脊柱起立筋の活動では, 活動のピークと活動の低下する時期が規則的に繰り返される規則パターンを示した症例が3名みられたが, それらの活動時期は先行研究で示されている健常人のパターンとは異なっていた。

症例A, Bでは立脚後期のみ脊柱起立筋の活動がみられ, 若年や高齢健常者のパターンでは活動が見られる立脚前期に, 活動がみられなかった。ビデオによる歩行分析で, どの症例も踵接地がなく, すぐに足底接地をするため立脚前期に活動が見られず, 立脚後期に活動が遅れて出現したものと考えられる。遊脚期に活動のピークが見られた症例Cは, 患側下肢振り出し時に体幹を伸展させ, 骨盤を引き上げていた。そのために遊脚期に脊柱起立筋の筋活動が必要であったと考える。

持続パターンを示した5名中, 症例Dは全歩行周期を通して体幹がほぼ直立位であったため, 持続的な筋活動が見られたと考える。症例Eは全歩行周期を通して骨盤が後退しており, また下肢の振り出しは体幹の回旋によって行い, 足先の引きずりがみられた。そのため脊柱起立筋の過剰な筋活動を要したと考える。症例F, G, Hは全歩行周期を通して前傾姿勢であった。そのため常に後方から体幹を支持する必要があり, 持続的な筋活動が見られたと考える。

以上のように歩行時に片麻痺患者の麻痺側脊柱起立筋は様々なパターンで麻痺側下肢の代償をしていることがわかった。これは片麻痺患者の麻痺側脊柱起立筋には麻痺側下肢を代償することができる機能があること, すなわち麻痺の影響が少ないことを示している。脊柱起立筋の神経支配に関しては, BrinkmanとKyupers<sup>11)</sup>はサルにおいて体幹筋は基本的には脳の両側から支配を受けているということを確認しており, Ferbertら<sup>12)</sup>は人間の片側大脳

表3 片麻痺群と高齢者群の歩行時における脊柱起立筋群の%MVC

	立脚期	遊脚期	全歩行周期
片麻痺群	29.4±13.3 (14.7-47.0)	32.0±17.1 (14.1-61.5)	31.8±15.3 (15.2-53.2)
高齢者群	36.8±15.7 (10.7-64.8)	34.9±17.1 (15.3-69.0)	36.1±15.8 (12.3-63.4)

mean±SD (range) 単位: %

n. s. : 有意差なし

皮質を経皮的磁気刺激により刺激し、脊柱起立筋の反応を見たところ、両側脊柱起立筋に反応が見られたことから両側神経支配であると述べている。片麻痺者の脊柱起立筋に関しては、永井ら<sup>13)</sup>がCTを用いて脳卒中片麻痺患者の傍脊柱筋断面積を測定し、筋萎縮の程度について調べた報告の中で、傍脊柱起立筋は両側神経支配であるため麻痺の影響が少なく、両側とも健側の筋であると述べている。一方小竹ら<sup>14)</sup>は、患側・健側の筋断面積、CT値および絶対値CT indexの差を定量的に検討した結果、片麻痺患者では脊柱起立筋に廃用性の筋萎縮がみられるものの、患側と健側に筋萎縮の差はなかったと報告している。またTanakaら<sup>15)</sup>は、等尺性収縮による体幹屈伸時の筋力を測定し、健常人に比べ片麻痺群では有意に筋力が弱かったことを示している。この理由として、体幹筋は両側神経支配のため両側の筋にわずかであるが筋力の低下が見られること、廃用性筋萎縮が起こること、運動単位の閾値が高いことをあげている。以上のように片麻痺患者の脊柱起立筋において、筋萎縮や筋力低下の有無に関しては様々な意見があるものの、神経の両側支配を受けているということは裏付けがされている。そのため、片麻痺患者は歩行時に麻痺側脊柱起立筋が、麻痺側下肢の動きを代償することができたと思われる。

#### 【筋活動量】

歩行中の脊柱起立筋の筋活動量に関しては、片麻痺群と高齢者群では有意な差はなかった。以前、我々が若年健常者において歩行中の脊柱起立筋の筋活動量を計測したところ、立脚期には $6.6 \pm 2.4\%$ 、遊脚期には $6.5 \pm 2.2\%$ 、全歩行周期を通しては $6.6 \pm 2.0\%$ であった<sup>6)</sup>。この値と比較し、高齢者群の立脚期は

$36.8 \pm 15.7\%$ 、遊脚期では $34.9 \pm 17.1\%$ 、全歩行周期では $36.1 \pm 15.8\%$ であった。片麻痺群では立脚期で $29.4 \pm 13.3\%$ 、遊脚期で $32.0 \pm 17.1\%$ 、全歩行周期を通して $31.8 \pm 15.3\%$ であった。両群とも健常若年者の約4-6倍の筋活動量であった。このことから片麻痺群・高齢者群ともに、歩行時において若年健常者(20.8±2.5歳)と比較すると、脊柱起立筋は過剰努力が必要であると言える。しかしながら、片麻痺群のどちらの筋活動パターンも、健常若年者と同様のパターンを示した健常高齢者群のパターンとは異なり、代償的な筋活動パターンがみられた。それにもかかわらず、片麻痺群と健常高齢者群の筋活動量に有意な差がみられなかったのは、片麻痺群では症例A、Bのように立脚後期のみ活動のピークがみられた場合と症例Cのように遊脚期のみ活動のピークがみられた場合、そして症例D-Hのように全歩行周期を通して活動のピークがみられた場合があり、その全てのパターンの積分値を片麻痺群として平均したためと考えられる。

片麻痺群では麻痺した下肢の影響があり、健常者と比べて歩容が変化している。その歩容の変化により、外観からはわかりにくい体幹筋は代償的な活動をしていると思われる。片麻痺による下肢の麻痺は歩容へ影響するだけでなく、体幹へも影響していることが示唆された。

本稿を終えるに当たり、川崎医科大学附属病院、北川病院、倉敷シルバーナーシングホーム、小島病院、宿毛診療所のスタッフの皆様およびご協力頂いた患者の皆様へ感謝申し上げます。

#### 文 献

- 1) Kramers De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS and McAllister D: Gait pattern in early recovery period after stroke. *Journal Bone and Joint Surgery*, **78-A**(10), 1506-1514, 1996.
- 2) Knutsson E and Richards C: Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*, **102**, 405-430, 1979.
- 3) 富田昌夫, 北村啓, 星昌博, 佐藤房郎, 相馬光一, 宇野潤: 体幹と骨盤の関節可動障害とそのアプローチ. 理学療法, **10**(2), 143-151, 1993.
- 4) Davis PM: ライトインザミドル. 富田昌夫訳, シュプリング・フェアラーク, 東京, ONE1-65, 1996.
- 5) 江口淳子, 森明子, 渡邊進: 脳卒中片麻痺患者の歩行時の脊柱起立筋活動. 川崎医療福祉学会誌, **11**(2), 349-354, 2001.
- 6) 江口淳子, 森明子, 渡邊進: 歩行時における脊柱起立筋活動—健常若年者と健常高齢者の比較—. 川崎医療福祉学会誌, **12**(2), 385-388, 2002.
- 7) Hislop HJ and Montgomery J: 新・徒手筋力検査法. 津山直一訳, 協同医書出版社, 東京, 1997.
- 8) 中村隆一, 斎藤宏: 基礎運動学. 第4版, 医歯薬出版, 東京, 310-336, 1996.
- 9) Basmajian JV and De Luca CJ: *Muscle alive*. 5<sup>th</sup>, Williams Wilkins, Baltimore, 308-331, 1972.

- 10) Eberhart HD, Inman VT and Bresler B: 人間の手足. 荻島秀男監訳, 医歯薬出版, 東京, 246-253, 1975.
- 11) Brinkman J and Kuypers H: Split brain monkey: Cerebral control of ipsilateral and contralateral arm, hand, and finger movements. *Science*, **176**(5), 536-538, 1972.
- 12) Ferbert A, Caramia D, Priori A, Bertolasi L and Rothwell JC: Cortical projection to erector spinae muscles in man as assessed by focal transcranial magnetic stimulation. *Electromyography and clinical Neurophysiology*, **85**, 382-385, 1992.
- 13) 永井将太, 桜井宏明, 梶原敏夫, 小竹伴照: 片麻痺患者における下肢および体幹筋の筋萎縮. 理学療法学, **26**(7), 277-282, 1999.
- 14) 小竹伴照, 土肥信之: CT 像による脳血管障害片麻痺患者の体幹および下肢筋の検討. リハ医学28, 607-612, 1991.
- 15) Tanaka S, Hachisuka K and Ogata H: Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, **77**, 288-290, 1998.

(平成15年11月29日受理)

**Activity of the Erector Spinae Muscles during Gait  
— Comparison between Healthy Elderly People and Stroke Induced  
Hemiplegic Elderly Patients —**

Atsuko EGUCHI, Akiko MORI and Susumu WATANABE

(Accepted Nov. 29, 2003)

Key words: ERECTOR SPINAE MUSCLES, ELECTROMYOGRAPHY, GAIT  
HEALTHY ELDERLY PEOPLE, HEMIPLEGIC ELDERLY PEOPLE

**Abstract**

The purpose of this study was to examine erector spinae muscle activity during gait in healthy elderly people and stroke induced hemiplegic elderly patients. Ten healthy subjects and ten hemiplegic subjects participated in this study. Bipolar surface electrodes were placed on the right side in healthy subjects and the affected side in hemiplegic subjects of the erector spinae muscle. The electromyographic(EMG) and foot switch signals during gait were recorded and analyzed. The EMG raw data were rectified and averaged, and the integrated EMG was normalized relative to values obtained during maximum voluntary contractions (%MVC). The erector spinae muscle in healthy subjects showed two periods of activity, one at the beginning and one at the end of the support phase. However, the erector spinae muscle in hemiplegic subjects showed two patterns during gait. One pattern showed resting intervals of activity pattern while the other pattern showed a continuous activity pattern. The %MVC in healthy elderly subjects was  $36.1 \pm 15.8\%$  while it was  $31.8 \pm 15.3\%$  in hemiplegic elderly subjects during the total gait phase. There were no significant differences between healthy subjects and hemiplegic subjects. The authors concluded that, in hemiplegic subjects, the erector spinae muscle contracted excessively to compensate for the lower extremity of the affected side.

Correspondence to: Atsuko EGUCHI

Shukumo Clinic

Okayama, 704-8133, Japan

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.13, No.2, 2003 357-362)