麻痺側立脚期に膝関節が伸展する片麻痺者の 歩行時の足関節筋活動の分析

Analysis of Ankle Muscle Activities During the Extension Thrust of Hemiparetic Patients Gait

田中 惣治^{1,2)} 山本 澄子²⁾

SOJI TANAKA^{1,2)}, SUMIKO YAMAMOTO²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Nakaizu Rehabilitation Center: 1523-108 Hiekawa, Izu-shi, Shizuoka 410-2527, Japan.
TEL+81 558-83-2203 E-mail: umbobo_souji@hotmail.com

²⁾ Department of Assistive Technological Science, International University of Health and Welfare, Graduate School

Rigakuryoho Kagaku 29(6): 873-876, 2014. Submitted Apr. 28, 2014. Accepted Jun. 27, 2014.

ABSTRACT: [Purpose] The ankle joint muscle activities during gait of hemiplegics exhibiting a nearly normal knee pattern (NKP) and the extension thrust pattern (ETP), in which the knee extends in the stance phase of the hemiplegic side, were analyzed. [Subjects and Methods] The subjects were 14 hemiplegic patients in the recovery stage, and the activities of their hemiplegic side tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (Gas) muscles were measured in the stance phase of the hemiplegic side during gait at a self-selected speed. [Results] In the NKP, activity of TA in the loading response phase was significantly greater than in the single-leg support phase, but in the ETP no significant differences in TA were found during the stance phase. No significant differences in Gas activities were found in the stance phase of either group of subjects. [Conclusion] The results suggest the possibility that in the stance phase of the hemiplegic side, TA activity is a factor contributing to knee extension during the loading response phase of the hemiplegic side.

Key words: hemiplegia, gait, muscle activity

要旨：〔目的〕麻痺側立脚期に膝が伸展する歩行（extension thrust pattern：以下，ETP）と膝の動きが健常者と近い歩行（normal knee pattern：以下，NKP）の片麻痺者に対し歩行時の麻痺側足関節の筋活動を分析した。〔対象〕対象は回復期片麻痺者14名とした。〔方法〕自由速度の歩行での麻痺側立脚期における麻痺側前脛骨筋と腓腹筋の筋活動を測定した。〔結果〕NPは単脚支持期と比較し荷重応答期で前脛骨筋の筋活動が有意に大きかったが，ETPは立脚期の間で前脛骨筋の活動に有意差を認めなかった。腓腹筋の筋活動は両者において立脚期の間で有意差を認めなかった。〔結語〕麻痺側立脚期に膝が伸展する要因として麻痺側荷重応答期の前脛骨筋の筋活動が関与している可能性が示された。

キーワード：片麻痺，歩行，筋活動

¹⁾ 中伊豆リハビリテーションセンター リハビリテーション部：静岡県伊豆市冷川1523-108（〒410-2507）TEL 0558-83-2203

²⁾ 国際医療福祉大学大学院 福祉支援工学分野

I. はじめに

片麻痺者の歩行分類に関する研究で、de Quervain¹⁾は麻痺側立脚期に膝関節が伸展する歩行 (extension thrust pattern: 以下、ETP) が主に低速度歩行の患者で認められることを報告している。臨床においても ETP は非常に多くみられることから、ETP は片麻痺者の歩行の特徴のひとつと言える。先行研究では立脚期の膝関節の動きで分類した歩行パターンと股・膝関節の筋活動に関係はなかったと報告されているが¹⁻³⁾、Mulroy ら⁴⁾は発症早期の片麻痺者の歩行において麻痺側下肢の筋活動の低下がみられ、特に立脚期で足関節底屈筋の活動が不十分となり下腿の制御が乏しくなることで膝伸展が生じるとしている。また、Lamontagne ら⁵⁾は片麻痺者の歩行時の前脛骨筋と腓腹筋の筋活動から同時収縮の程度を調査し、非麻痺側と比較し麻痺側単脚支持期で同時収縮が減少することを確認し、立脚期の不安定性を反映していると報告している。よって、片麻痺者の歩行には麻痺側足関節周囲筋の筋活動の変化が影響しており、これが立脚期の膝関節の動きを決める要因の一つと考えられるが、その詳細は明らかになっていない。そこで本研究では片麻痺者の歩行を立脚期の膝関節の動きで分類し、歩行時の麻痺側足関節の筋活動を比較した。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は脳損傷片麻痺者 14 名 (男性 12 名, 女性 2 名, 年齢 54.4 ± 12.4 歳, 身長 167.4 ± 6.9 cm, 体重 69.9 ± 12.8 kg, 発症からの日数 91.9 ± 41.7 日) である。本研究における片麻痺者の選定条件は、短下肢装具の装着なしで歩行が可能者 (杖などの歩行補助具の使用は問わない)、足関節背屈可動域が他動で 0° 以上、高次脳機能障害が重度でない者 (口頭指示に対する理解が可能)、失調症状がない者、表在・深部感覚が脱失していない者、

整形外科疾患や歩行に障害を及ぼす合併症を有さない者とした。歩行分類は先行研究に準じ、目視により麻痺側立脚期の膝の動きで分類した¹⁾。本研究では ETP が 8 名 (以下、ETP 群)、対照として健常者の歩行時の膝関節の動き近い正常膝パターン (normal knee pattern: 以下、NKP 群) が 6 名であった (表 1)。なお、年齢、身長、体重、発症からの日数、下肢 BRS、足関節底屈筋 MAS に、両群間で有意差はみられなかった。

対象者には研究内容と方法について口頭および書面にて十分に説明を行い、書面にて同意を得た。なお、本研究の内容は国際医療福祉大学倫理委員会 (承認番号 11-47) にて承認を得た。

2. 方法

計測は直線 10 m の歩行路における対象者の自由速度歩行とした。筋活動の測定はマルチテレメータシステム WEB-5500 (日本光電社製) を用い、サンプリング周波数は 2 kHz とした。被験筋は麻痺側前脛骨筋と腓腹筋外側頭 (以下、腓腹筋) の 2 筋とした。電極貼付位置は SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) が推奨する位置を参考にした⁶⁾。筋電位の検出には直径 1 cm の双極表面電極を用い、電極間距離は 1.5~2 cm の範囲内に定めた。電極装着時は電極抵抗を少なくするためアルコールおよびスキンプュア (日本光電社製) で表面の角質層および脂肪分を除去し、十分な処理を行った。

歩行の相分けと歩幅の分析のためデジタルビデオカメラ (SONY 社製 CVX-560) を使用し、対象者の麻痺側矢状面から歩行を撮影した。デジタルビデオカメラは三脚上に取り付け、被写体からの距離は 4.5 m とし、カメラの高さは床面からレンズの中心までの距離を 0.95 m とした。撮影した映像データは動画解析ソフト DART FISH Software Pro5.5 (DART FISH 社製) を使用して、麻痺側の初期接地、非麻痺側のつま先離れ、非麻痺側の初期接地、麻痺側のつま先離れのタイミングをそ

表 1 対象者の情報

	NKP 群 *1		ETP 群 *2	
年齢 (歳)	53.5	(12.1)	55.1	(13.4)
身長 (cm)	171.2	(6.5)	164.5	(6.1)
体重 (kg)	73.3	(10.5)	67.1	(14.4)
発症からの日数 (日)	92.5	(41.4)	91.5	(44.8)
麻痺側 (人)	右: 3, 左: 3		右: 3, 左: 5	
診断名 (人)	脳出血: 2, 脳梗塞: 4		脳出血: 4, 脳梗塞: 4	
下肢 BRS (人) *3	Ⅲ: 2, V: 2, VI: 2		Ⅲ: 2, IV: 4, VI: 2	
足底屈筋 MAS (人) *4	1: 2, 1+: 3, 2: 1		1: 4, 1+: 3, 2: 1	

数値は平均値 (標準偏差) で表示。*1 NKP 群 = normal knee pattern 群, *2 ETP 群 = extension thrust pattern 群, *3 BRS = Brunnstrom recovery stage, *4 MAS = modified Ashworth scale.

表 2 NKP 群と ETP 群の筋活動

		前脛骨筋	腓腹筋
NKP 群	LR	146.3 (121.9-166.4)	96.3 (90.7-102.4)
	SS	55.9 (53.7-75.0)	121.4 (112.1-139.4)
	PSw	94.4 (61.4-122.9)	119.3 (111.6-130.2)
ETP 群	LR	100.4 (92.7-105.5)	114.7 (101.8-130.7)
	SS	94.0 (84.9-100.7)	106.8 (104.9-122.0)
	PSw	95.5 (91.4-99.9)	99.3 (93.7-100.8)

表記は中央値（四部位範囲）。*: $p < 0.05$.

れぞれ抽出した。これから、麻痺側立脚期を荷重応答期（loading response：以下，LR），単脚支持期（single stance：以下，SS），前遊脚期（pre swing：以下，PSw）の3つに相分けした。映像データのサンプリング周波数は 60 Hz に設定した。DART FISH から麻痺側・非麻痺側の歩幅を算出し、対象者の身長で正規化した（歩幅/身長×100）後、5 歩行周期の平均を算出した。筋電図データと映像データとの同期を取るため、計測開始直後に LED ランプによるトリガー信号を入力した。歩行時の筋電図信号は筋電用増幅器（日本光電社製）で 0.5 mV/diV に増幅し、A/D 変換して筋電解析用パーソナルコンピュータに取り込んだ。得られた筋電図信号の解析には、WEB-5500（日本光電社製）を使用し 10 から 300 Hz のバンドパスフィルターをかけた後、自乗平均平方根（root mean square：RMS）を求めた。次に、各筋毎に 1 歩行周期の筋活動の RMS の平均を求め、これを 100% として各相の RMS の平均値をそれぞれ正規化した。さらに、5 歩行周期分のデータを抽出した後、歩行パターン毎に LR, SS, PSw の筋活動量を比較した。

統計処理に関しては統計処理ソフト R を使用し、各相の筋活動の比較は Friedman 検定を行った後、多重比較検定を用いた。また、麻痺側と非麻痺側の歩幅の比較は Willcoxon の符号付順位和検定を用いた。各統計処理の有意水準は 5% 未満とした。

III. 結果

筋活動に関して、NKP 群では SS と比較し LR で前脛骨筋の筋活動が有意に大きかったが、腓腹筋は各相の間で有意差を認めなかった（表 2）。ETP 群においては前脛骨筋、腓腹筋ともに各相の間で有意差を認めなかった（表 2）。

歩幅に関して、NKP 群では麻痺側と非麻痺側の歩幅に有意な差は認めなかったが、ETP 群では非麻痺側の歩幅が有意に小さかった（表 3）。

表 3 NKP 群と ETP 群の歩幅

	NKP 群	ETP 群
麻痺側	28.6 (25.7-32.2)	24.6 (23.5-26.7)
非麻痺側	29.3 (25.8-32.0)	18.0 (10.2-23.6)

表記は中央値（四部位範囲）。*: $p < 0.05$.

IV. 考察

健常者歩行では接地後の LR に前脛骨筋の活動が大きくなり、単脚支持期に腓腹筋の筋活動が最大となる⁷⁾。大畑は⁸⁾歩行についての力学的なパラダイムである「倒立振子」を振るための機能として踵ロッカー時に前脛骨筋が働き、底屈運動と同時に下腿を前傾させることで推進力を形成するとしている。

本研究においては、NKP 群では前脛骨筋の筋活動が LR で大きくなり、麻痺側と非麻痺側の歩幅が同程度に大きかった。これより、NKP 群は健常者と同様に、踵ロッカー時の前脛骨筋の活動により倒立振子の初速を得ることができ、重心の前方移動が行えていると考える。一方、ETP 群は立脚期の前脛骨筋の活動に相の間で差を認めず、LR で前脛骨筋の活動を大きくすることができなかった。つまり、踵ロッカー時の下腿を前方に移動させる前脛骨筋の活動が十分には得られず、下腿が後傾、すなわち膝が伸展したと考える。また、ETP 群は麻痺側と比較して非麻痺側の歩幅が小さかったことから、倒立振子の推進力を得られず、重心の前方移動が行えないと考えられる。

腓腹筋の筋活動は NKP 群と ETP 群において立脚期の間で差を認めず、健常者のように SS で筋活動を高めることができなかった。多くの研究で片麻痺者の歩行の特徴として、立脚後期の足関節モーメントの低下と底屈筋筋活動の低下が報告されている^{9,10)}。本研究の NKP 群は健常者の膝の動きが正常に近いパターンであるが、SS に腓腹筋の活動を大きくすることは難しく、底屈筋の筋活動低下は片麻痺者に共通した現象といえる。また、Perry¹¹⁾は膝の伸展が過剰にみられる現象の理由の一つ

として底屈筋の痙性麻痺や拘縮に対する代償と説明しているが、本研究の対象者では足関節背屈可動域制限は認められず、NKP群とETP群間においても足関節底屈筋の筋緊張に差は認められなかった。よって、麻痺側立脚期に膝が伸展する要因としては、足関節底屈筋の筋緊張や拘縮、歩行時の腓腹筋の筋活動だけでなく、麻痺側LRの前脛骨筋の筋活動も関与している可能性が示された。

本研究の限界として対象者数が少ないことが挙げられる。今後は麻痺側立脚期の膝関節の動きで分類した歩行パターン別に被験者数を増やし検証する必要がある。今回は歩行時の麻痺側足関節の筋活動のみに着目し、前脛骨筋の筋活動に一定の傾向を認めたが、麻痺側膝・股関節の筋活動や関節モーメントなど歩行パターンに影響する因子が多くあることは疑いのないことである。今後、膝・股関節の筋活動の測定を加え、三次元動作分析装置を併用し、歩行パターンの分析を詳細に進めていきたい。

引用文献

- 1) de Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, et al.: Gait pattern in the recovery period after stroke. *J Bone Joint Surg Am*, 1996, 78(10): 1506-1514.
- 2) Knutsson E, Richards C: Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*, 1979, 102(2): 405-430.
- 3) Sandra JO, Richards C: Hemiparetic gait following stroke. Part1: Characteristics. *Gait Posture*, 1996, 4(2): 136-148.
- 4) Mulroy S, Gronley J, Weiss W, et al.: Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait Posture*, 2003, 18(1): 114-125.
- 5) Lamontagne A, Richards C, Malouin F, et al.: Coactivation during gait as adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10(6): 407-415.
- 6) The SENIAM project: SEMG sensors. http://www.seniam.org/lowerleg_location.htm (閲覧日2014年3月29日)
- 7) 中村隆一, 斎藤 宏, 長崎 宏: 基礎運動学第6版: 医歯薬出版, 東京, 2003, p382.
- 8) 大畑光司: Gait Solution付短下肢装具による脳卒中片麻痺の運動療法とその効果. *PTジャーナル*, 2011, 45(3): 217-224.
- 9) Lamontagne A, Malouin F, Richards CL: Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture*. 2002, 15(3): 244-255.
- 10) Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, et al.: Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech*. 1999, 14(2): 125-135.
- 11) Perry J, Burnfield JM: Gait analysis. Slack, California, 2010, pp167-278.