高齢者の歩行・階段昇降動作時における主動作筋 および拮抗筋筋活動についての筋電図学的分析

*Electromyographic Analysis of Agonist-antagonist Muscular Activation during Gait,
and Stair Ascent and Descent Elderly Adults*

井川 達也^{1,2)} 勝平 純司³⁾ 山本 澄子²⁾

TATSUYA IGAWA^{1,2)}, JUNJI KATSUHIRA³⁾, SUMIKO YAMAMOTO²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, International University of Health and Welfare Mita Hospital: 1-4-3, Minato-ku, Tokyo, 108-8329, Japan. TEL+81 3-3454-0067 E-mail: t.igawa@iuhw.ac.jp

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

³⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science, International University of Health and Welfare

Rigakuryoho Kagaku 28(1): 35-38, 2013. Submitted Jul. 13, 2012. Accepted Aug. 30, 2012.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to clarify differences in muscular activities between elderly and young people during level walking, stair ascent and descent. [Subjects] The subjects were 14 healthy elderly and 14 young adults. [Method] We employed force plates and surface EMG to capture kinetic and kinematic data of level walking, stair ascent and descent. Activities of the soleus and tibialis anterior muscles were recorded and compared in each phase between the elderly and young subjects. [Results] Elderly subjects showed significantly larger tibialis anterior muscular activities than the young adults in the terminal stance of gait and throughout the cycle during stair ascent and descent. [Conclusion] High stiffness of the ankle joint might be caused by increase of tibialis anterior muscular activity in elderly subjects.

Key words: muscular co-activation, gait, stair

要旨:〔目的〕高齢者と若年者の平地歩行・階段昇降動作時の筋の同時活動の筋電図学的相違を分析し、その要因を明確にすることとした。〔対象〕高齢者と若年者を各々14名とした。〔方法〕筋電計測の対象はヒラメ筋、前脛骨筋とした。床反力計および表面筋電計を用い、平地歩行・階段昇降動作中に計測された位相ごとの筋活動を分析し、高齢者と若年者との間で比較した。〔結果〕歩行立脚後期および階段昇降の全周期において、高齢者は若年者に比べ前脛骨筋活動量が有意に高値を示した。〔結語〕高齢者は前脛骨筋活動量を増大させ、足関節の剛性を高めていることが示唆される。

キーワード: 筋の同時活動、歩行、階段昇降

¹⁾ 国際医療福祉大学三田病院 リハビリテーション室: 東京都港区1-4-3 (〒108-8329) TEL 03-3454-0067

²⁾ 国際医療福祉大学大学院 保健医療学専攻

³⁾ 国際医療福祉大学 保健医療学部 理学療法学科

I. はじめに

筋の同時活動とは主動作筋と拮抗筋が同時に収縮することである。関節を動かす際、拮抗筋の収縮がなされず主動作筋のみを収縮させることが効率的であるにも関わらず、実際には拮抗筋が動員され筋の同時活動が生じる。この同時活動は、筋張力や関節角度を正確に制御するときや、高速度あるいは高負荷の下で減速するとき生じやすい¹⁾。このことを考慮すると日常生活動作の様々な場面で必要不可欠な作用であることも考えられる。しかし、高齢者においては実際に立位姿勢やリーチ動作時、歩行や階段といった様々な動作で筋の同時活動に関する報告がなされており¹⁻⁵⁾、同時活動の増大が姿勢制御へ悪影響を及ぼすことが報告されている。これらには若年者に比べ筋の同時活動の程度の増大、それによるパフォーマンスの低下²⁾やエネルギーコストの増大³⁾、あるいは関節の剛性を高めることによる転倒リスクの増大^{4,5)}などが含まれる。

これらの先行研究では、筋の同時活動を客観的に示す手法として主動作筋と拮抗筋の筋活動より算出する同時活動指数⁶⁾が用いられている。筋電図の特徴を考慮するとこの指数は同一対象者の動作比較には有効であるが、同一動作の対象者間比較には不適切であると考えられる。さらに、これらの先行研究では歩行を位相ごとに細分化せず周期全体を対象として筋活動の定量的分析を行っているため、位相による筋の同時活動増大の生じやすさの違いについては不明である。よって本研究では日常生活動作の中でも、もっとも頻繁に行われる歩行動作と転倒の危険性の高い階段昇降動作を対象に、筋電図を用い高齢者と若年者の主動作筋と拮抗筋活動の違いを同時活動の観点から分析をすることを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

被験者は腰部および下肢に既往のない健常若年者14名(平均年齢、身長、および体重の平均±標準偏差はそれぞれ 24 ± 2.7 歳, 163.9 ± 7.7 cm, および 58.6 ± 10.0 kg, 男性9名, 女性5名, 以下、若年群)と健常高齢者14名(同様にそれぞれ, 74 ± 5.6 歳, 156.3 ± 8.4 cm, および 59.3 ± 8.7 kg, 男性10名, 女性4名, 以下、高齢群)とした。

研究の実施に先立ち、国際医療福祉大学の倫理審査委員会にて承認を得た。なお、すべての被験者には予め本研究の目的と内容を説明し、文書による同意を得た後に計測を行った。

2. 方法

平地歩行および階段昇降動作の運動学・運動力学的

データ計測のために、サンプリング周波数120Hzの赤外線カメラ12台を用いた三次元動作解析装置(VICON612)と床反力計6枚(AMTI社)を用いた。標点座標計測のため直径14 mmの赤外線反射マーカを被験者の身体に計34個貼付した。実験条件は約10 mの直線歩行路を設け、歩行速度は自由速度(以下、自由歩行)および最大速度(以下、最速歩行)とし、定常速度となる4歩目以降を計測した。階段昇降の計測においては中央で左右に分離された5段の計測用階段(蹴上160 mm, 踏面300 mm)を床反力計上に左右別々に設置することにより、動作中の床反力を左右の下肢で分けて評価することを可能にした⁷⁾。昇降動作は自由速度とし、利き足の初期接地より一動作周期を計測した。

まず、各動作計測に先立ち、被験者に慣れるまで練習を行わせた。その後、動作条件ごとに3回計測できるまで計測を繰り返した。歩行および階段昇降は杖や手すり、および装具等の歩行補助具は使用しないこととした。平地歩行および階段昇降時の一動作周期の位相は床反力データを基に立脚初期(注目側の初期接地～対側のつま先離地)、中期(対側のつま先離地～対側の接地)、後期(対側の接地～注目側のつま先離地)、遊脚期に分類した。

筋電図測定にはサンプリング周波数1000Hzの表面筋電図測定装置(Biometrics社製, SX230)を用いた。測定筋は、利き足のヒラメ筋、前脛骨筋とし平地歩行・階段昇降動作時の筋活動を計測した。各筋の電極はDelagiら⁸⁾の推奨する部位に貼付した。筋電図導出の際には解析ソフトwad2.53を使用し、バンドパスフィルター(通過帯域: 20-420Hz)を適用することで得られる筋電図波形に平滑化(root mean square: 50 msec毎)の処理を行った。また等尺性収縮における前脛骨筋・ヒラメ筋の最大随意収縮(Maximal Voluntary Contraction: MVC)を課題動作計測に先立ち測定し、この値により波形の正規化を行った。MVCは椅子座位で、足関節底背屈0°の状態にある被験者に徒手的に抵抗を3秒間加えることで測定した。各動作の筋活動量は得られた積分値を時間について平均化したものとした。

被験者の若年者と高齢者を二群とし、これらの群間でヒラメ筋・前脛骨筋活動量を比較するためPASW Statistic Ver.18を用い解析を行った。その際、動作周期による筋活動量の変化を明らかにするため従属変数を筋活動量、独立変数を群と動作周期の位相とした反復測定二元配置分散分析を行った。また動作速度の増加により筋活動量が増加するとの報告^{9,10)}もあり、移動速度の変化を比較する必要がある。よって従属変数を移動速度、独立変数を群と課題動作とした反復測定二元配置分散分析を行った。またBonferroni法を用い総当たりの多重比較を行い、有意水準は5%未満とした。

III. 結 果

移動速度において、課題動作と群との間に交互作用はみられなかった。また課題動作と群要因で主効果が認められた。また多重比較の結果、最速歩行のみににおいて二群間に有意差が認められた(表1)。

歩行および階段昇降動作の群と位相との間に交互作用はすべてみられなかった。歩行および階段昇降動作において、動作中の位相による主効果はヒラメ筋・前脛骨筋活動量ともに認められたが、群については主効果が認められなかった。一方、階段降段動作ではヒラメ筋活動量は群と位相による主効果が認められなかった。また前脛骨筋活動量は位相による主効果は認められなかったが、群では主効果が認められた。多重比較の結果、自由歩行ではヒラメ筋活動量は全位相で二群間の差は認められず、前脛骨筋活動量は立脚後期のみ高齢群で有意に大きい値を示した。最速歩行ではヒラメ筋および前脛骨筋活動量は全位相において二群間に有意な差はみられなかった。階段昇降ではヒラメ筋活動量は全周期で二群間に差は認められず、前脛骨筋活動量は全周期で高齢群が有意に大きい値を示した(表2)。

IV. 考 察

本研究より高齢者は自由歩行立脚後期と階段昇降動作時に前脛骨筋が若年者より多く活動をしていることが分かった。一方、ヒラメ筋活動量には差がみられなかった。ヒラメ筋・前脛骨筋活動量のどちらにおいても交互作用がなく、筋活動量は動作を通じて群間で同様の変化を示すことが分かった。

先行研究より歩行立脚初期中には足関節背屈モーメン

トが生じ、前脛骨筋の遠心性収縮によって足先の落下に対しブレーキをかけているとされている¹¹⁻¹³⁾。すなわち、この時期の主動作筋は背屈筋であり、拮抗筋は底屈筋群となる。そのため背屈筋である前脛骨筋の活動は立脚初期中に多くの活動が必要とされる。本研究でも両群ともに全被験者において歩行立脚初期中の前脛骨筋活動量は中期・後期に比べ高値を示した。また歩行立脚期において初期以外では足関節背屈モーメントは出現せず¹¹⁻¹³⁾、底屈筋群が主動作筋で背屈筋群が拮抗筋となる。立脚中期や後期の拮抗筋である前脛骨筋の活動には注目されていない。本研究において、自由歩行条件では前脛骨筋活動量は立脚後期に高齢群が高値(若年群: $1.2 \pm 0.5\%MVC$, 高齢群: $4.8 \pm 4.0\%MVC$)を示し、最速歩行条件では立脚後期に二群間で差を認めなかった(若年群: $5.2 \pm 2.4\%MVC$, 高齢群: $6.5 \pm 3.6\%MVC$)。高齢群は自由歩行立脚後期に前脛骨筋活動量を増加させ、拮抗筋の同時活動を高めていたことが考えられる。

一方で若年群は自由歩行立脚後期には前脛骨筋活動量を低く保つが、速度上昇にともない筋活動量が上がり、それにより二群間の差がなくなったと考えられる。すなわち高齢群は自由歩行時においても拮抗筋の活動を高く

表1 若年群と高齢群における歩行速度の比較

	若年群	高齢群
自由歩行	1.42 ± 0.17	1.22 ± 0.16
最速歩行	2.32 ± 0.31	$1.58 \pm 0.22^*$
昇段	0.56 ± 0.05	0.53 ± 0.05
降段	0.56 ± 0.07	0.55 ± 0.05

単位はm/sec, 値は平均値±標準偏差。

*: 若年群と高齢群の比較 ($p<0.05$)

表2 若年群と高齢群における筋活動の比較

		ヒラメ筋活動量 (%MVC)		前脛骨筋活動量 (%MVC)	
		若年群	高齢群	若年群	高齢群
自由歩行	初期	4.6 ± 3.5	9.4 ± 7.0	5.1 ± 1.5	7.5 ± 4.2
	中期	15.2 ± 11.5	20.3 ± 6.8	1.7 ± 0.9	3.8 ± 2.7
	後期	5.2 ± 5.2	11.5 ± 11.9	1.2 ± 0.5	$4.8 \pm 4.0^*$
最速歩行	初期	8.3 ± 6.8	12.1 ± 7.0	11.8 ± 4.2	10.3 ± 4.4
	中期	26.9 ± 22.0	24.1 ± 7.4	4.3 ± 2.4	4.3 ± 2.2
	後期	6.4 ± 5.4	7.0 ± 4.5	5.2 ± 2.4	6.5 ± 3.6
昇段	初期	12.2 ± 9.3	15.7 ± 9.2	2.5 ± 1.4	$7.7 \pm 3.6^*$
	中期	14.3 ± 9.8	18.4 ± 9.1	1.8 ± 1.0	$5.2 \pm 2.2^*$
	後期	14.8 ± 12.9	21.2 ± 12.5	1.9 ± 0.9	$5.0 \pm 3.3^*$
降段	初期	6.8 ± 4.0	10.3 ± 4.9	4.2 ± 2.2	$8.8 \pm 3.0^*$
	中期	7.5 ± 4.6	9.4 ± 5.5	3.5 ± 1.9	$8.5 \pm 4.5^*$
	後期	7.9 ± 6.4	9.7 ± 7.1	3.0 ± 1.1	$6.9 \pm 3.2^*$

単位は%MVC, 値は平均値±標準偏差。*: 若年群と高齢群の比較 ($p<0.05$)

することで足関節の剛性を高め、若年群は速度上昇に拮抗筋の活動が対応し足関節の剛性を高めたことが考えられる。また立脚中期から後期では足関節底屈モーメントが必要とされる時期であるが、後期ではヒラメ筋活動量は少なかった。これは立脚中期に伸張された下腿三頭筋および腱組織が弾性エネルギーの蓄積解放に担いトルクを発揮した^{14,15)}ためであると考えられる。

階段昇降動作において立脚期に足関節底屈モーメントが出現し、背屈モーメントは生じない^{16,17)}と報告されている。すなわち立脚期における主動作筋は常に底屈筋群であり、背屈筋群は拮抗筋となる。しかし拮抗筋である前脛骨筋活動量は高齢群が有意に高値を示した。この原因として階段昇降動作は足関節の筋張力および関節角度をより正確に制御する難易度の高い動作であることが考えられる。拮抗筋活動を常に高めることにより関節の剛性を高め機能的な水準を制限することができる。すなわち過剰な筋の同時活動はエネルギー消費量の点から効率的でないものの、高齢者にとっては関節の安定性と安全性を高めるために機能的であるのかもしれない。

本研究は筋電図データを用い高齢者と若年者の平地歩行および階段昇降動作時の主動作筋と拮抗筋の違いを分析した。関節モーメントは筋活動量にほぼ比例するといわれているが、関節運動に関与している拮抗筋も含めたすべての筋の活動の総和が反映されているため、今後は関節モーメントデータを含めた解析を検討していく必要がある。

引用文献

- 1) Smith AM: The coactivation of antagonist muscles. *Can J Physiol Pharmacol*, 1981, 59(7): 733-747.
- 2) Carolan B, Cafarelli E: Adaptation in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*, 1992, 73(3): 911-917.
- 3) Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, et al.: Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol(Oxf)*, 2006, 186(2): 127-139.
- 4) Hortobagyi T, Solnik S, Gruber A, et al.: Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*, 2009, 29(4): 558-564.
- 5) Lee LW, Kerrigan DC: Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in elderly. *Am J Phys Med Rehabil*, 1999, 78(3): 242-246.
- 6) Falconer K, Winter DA: Quantitative assessment of cocontraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1985, 25: 135-148.
- 7) Katsuhira J, Yamamoto S, Asahara S, et al.: Comparison of the accuracy of measurement of floor reaction force and lower extremity joint moments calculated using different force plate measurement methods. *J Phys Ther Sci*, 2007, 19(2): 171-175.
- 8) Delagi EF, Perotto A: 筋電図のための解剖ガイド第二版四肢. 西村書店, 東京, 1985, pp156-159.
- 9) 池添冬芽, 市橋則明, 大橋光司・他: 歩行時における速度と重錘負荷条件が下肢筋の筋活動に及ぼす影響. 京都大学医療技術短期大学部紀要, 2001, 21: 35-39.
- 10) 後藤幸弘, 本間聖康, 松下健二・他: 歩行の筋電図学的研究. 大阪市立大学保健体育学研究紀要, 1980, 15: 67-76.
- 11) Perry J: *Gait analysis normal and pathological function*. SLACK, New Jersey, 1992, pp386-391.
- 12) Eng JJ, Winter DA: Kinetic analysis of lower limbs during walking: what information can be gained from a tree-dimensional model? *J Biomech*, 1995, 28(6): 753-758.
- 13) Winter DA, Yack HJ: Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. *Arch Phys Med Rehabil*, 1984, 65(7): 393-398.
- 14) Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, et al.: In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc R Soc Lond B*, 2001, 268: 229-233.
- 15) Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, et al.: Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol*, 2005, 99(2): 603-608.
- 16) Novak AC, Brouwer B: Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait Posture*, 2011, 33(1): 54-60.
- 17) McFadyen BJ, Winter DA: An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech*, 1988, 21(9): 733-744.