バランス歩行テストの運動学的解析 Kinematic analysis of the Balance Walking Test

村田 伸, 甲斐 義浩, 安彦 鉄平, 岩瀬 弘明

Shin Murata, Yoshihiro Kai, Teppei Abiko, Hiroaki Iwase

要旨：本研究の目的は、幅20cm・長さ5mの歩行路をはみ出すことなくゆっくり歩行する「バランス歩行テスト」の運動学的メカニズムを明らかにすることである。健康成人女性16名を対象に、歩行中の大腿直筋、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、腓腹筋内側頭の筋活動量について表面筋電計で測定し、歩行パラメータは歩行分析装置を用いて評価した。その結果、バランス歩行は通常歩行と比べて歩行速度、立脚時間、両脚支持時間、遊脚時間は有意に延長し、歩幅、ストライド長、ケイデンスは有意に減少した。また、バランス歩行中の大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋の活動が有意に増加した。今回の結果から、バランス歩行では下肢の筋活動がバランスよく高まることから、高齢者の歩行能力向上や下肢筋力の協調トレーニングとして活用できる可能性が示された。またバランス歩行は、特殊な機器やスペースを必要とせず簡便に行えることから、高齢者の介護予防対策としての活用が期待される。

キーワード：バランス歩行テスト, 歩行パラメータ, 筋活動

Abstract: The purpose of this study was to analyze the kinematics of the Balance Walking Test to measure the time needed to walk slowly along a 20-cm wide and 5-m long course without deviating from it. The activities of the rectus femoris, long head of the biceps femoris, tibialis anterior, and medial head of the gastrocnemius, in addition to gait parameters, were measured during gait using a surface electromyograph and gait analysis device, respectively, involving 16 healthy adult females. The balance walking, which subjects walk as slowly as possible, significantly increased the gait velocity and durations of the stance, double support, and swing phases, and significantly decreased the step and stride lengths and cadence against normal speed walking. Concerning muscle activity, the balance walking significantly increased the muscle activity of rectus femoris, long head of the biceps femoris, tibialis anterior, and medial head of the gastrocnemius muscle during the stance phase against normal speed walking. These results support the usefulness of this test in various settings, as it does not require specific devices or areas, and allows simple testing procedures.

Key words: balance walking test, gait parameters, muscle activity

受付日：2016年12月1日, 採択日：2016年12月26日

京都橘大学健康科学部：〒607-8175 京都市山科区大宅山田34 TEL：075-571-1111

E-mail：muratas3944@gmail.com

Faculty of Health Science, Kyoto Tachibana University, 34 Ohyaake yamada, Yamashina-ku, Kyoto-city, Kyoto 607-8175, Japan.

I. 緒言

歩行能力の評価は、ストップウォッチを用いて所要タイムを計測することが一般的である。その方法には、10m¹⁾や5m²⁾の短距離での歩行時間の計測、長距離となる6分間歩行距離³⁾、障害物がある歩行路を歩行する10m障害物歩行時間⁴⁾、椅子からの起立や方向転換の要素を含んだTimed up and go test⁵⁾などがある。これらは、高齢者が最速歩行速度または最適歩行速度で歩くことにより、彼らの体力レベル^{1,2)}、バランス能力⁵⁾、全身持久力³⁾などの生活機能の変化を予測する指標として用いられてきた。

このように、これまでの歩行に関する先行研究では、「できるだけ速く歩いてください」の指示による最速歩行、あるいは「普段通りに歩いてください」の指示による最適歩行での分析が行われてきたが、「できる限りゆっくり歩いてください」の指示による超低速歩行に注目されたことはなかった。八谷ら⁶⁾は、ゆっくり歩行できるパーキンソン病患者は足趾把持力が強くバランス能力が高いことを報告し、岩瀬ら⁷⁾は努力して低速で歩ける高齢患者ほど、下肢筋力が強いことを報告している。なお、ゆっくりした動きで構成される太極拳は、安全かつ効果的に高齢者の立位バランスを高め、転倒予防に効果を示すことがすでに検証⁸⁾されている。同様に、超低速歩行による評価が下肢の筋力や立位バランスを高めるトレーニングとしても応用できる可能性がある。また、高齢者は歩行が不安定になると歩隔を広げて安定性を保とうとする⁹⁾。これらの特性を踏まえて、歩隔を制限しながら超低速で歩行する「バランス歩行テスト (Balance and walking test)」を村田ら¹⁰⁾が考案した。

このバランス歩行テストは、幅20cm・長さ5mの歩行路をはみ出すことなくゆっくり歩行できる時間を計測するものである。村田ら¹⁰⁾は、地域在住高齢者256名を対象に、バランス歩行テストの再現性と妥当性を検討している。その結果、バランス歩行テストの再現性は高く、20cm幅の歩行路をはみ出すことなくゆっくり歩ける人は、歩行能力が高いことのみならず、下肢筋力やバランス能力に優れ、認知機能も高いことが報告されている。このことから、このバランス歩行テストは、トレーニングとして活用することで高齢者の介護予防対策として期待されるが、バランス歩行の運動学的メカニズムについては明らかにされていない。

本研究の目的は、バランス歩行の歩行パラメータや筋活動を歩行分析装置、ならびに筋電図装置により詳

細に評価し、その運動学的メカニズムを明らかにすることである。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は、K大学理学療法学科に所属する健常な女性16名とした。対象者の年齢は平均 20.7 ± 1.1 歳、身長は平均 159.9 ± 4.3 cm、体重は平均 53.5 ± 4.4 kgであった。対象者には研究の趣旨と内容、得られたデータは研究の目的以外には使用しないこと、および個人情報の漏洩に注意することについて説明し、理解を得た上で協力を求めた。また、研究への参加は自由意志であることを口頭で説明し、同意を得た上で研究を開始した。

2. バランス歩行テストの方法

バランス歩行テストは、幅20cm、長さ5m、厚さ2mmのラバーシートの歩行路を「はみ出さずに、できる限りゆっくり歩いてください。ただし立ち止まってははいけません」と口頭指示を行い、その所要時間をデジタルストップウォッチで測定する。テストに使用するラバーシートは、ホームセンター等の量販店で販売されており、安価で購入可能である。測定前に、ラバーシート上の歩行路を2m程度歩行させ、スローモーションのようにゆっくりした動きで、動作を止めることなく歩行し、歩行周期の立脚相や遊脚相での動きがスムーズに行えるよう十分に練習した後にテストを開始した。テスト施行中に、歩行路を少しでもはみ出したり、立ち止まった場合は一旦中止し、再度やり直した。このバランス歩行テストはバランス歩行時間で評価するが、所要時間が遅いほどバランスが良好で、歩行能力が高いと判定する。

3. 測定方法

測定は、バランス歩行に最適歩行と最速歩行の2条件を加えて、3条件における一歩行周期の歩行パラメータと下肢の筋活動量を測定した。

まず、筋活動を測定する筋は、表在筋の中で歩行に直接関与する右足の大腿直筋、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、腓腹筋内側頭の計4筋とし、Perottoの記述¹¹⁾に準じて表面電極を貼付した(図1)。なお、表面電極の貼付前にアルコール綿を用いて、十分に皮膚処理を行った。また、不感電極は腸脛靭帯に貼付し、電極間距離は2cmとした。測定は、各筋の最大随意等尺

図1 表面電極の貼付位置

性収縮 (maximum voluntary contraction: MVC) を徒手筋力検査法の記述¹²⁾に従い測定し、次いで歩行時の筋活動を測定した。なお、筋活動量の測定には、表面筋電計テレマイオ G2 (Noraxon 社製、米国) を使用し、サンプリング周波数は1500Hz とした。また、筋電信号の導出には、解析ソフト (Noraxon 社製、MyoResearch XP) を用い、20-500Hz の帯域通過フィルターを適応して、あらかじめ筋電信号からノイズを除去した。導出された筋電信号は、全波整流処理を行った後、立脚期および遊脚期における積分筋電 (Integrated Electromyogram: IEMG) を求めた。得られた立脚期および遊脚期の IEMG は、各筋の MVC 時の値を基準に正規化した。

歩行パラメータの測定には、光学式歩行分析装置 OPTOGAIT (MICROGATE 社) を使用した。PTO-GAIT は、高感度光学センサーを搭載した2本1対のセンサーユニットから構成され、歩幅、ストライド長などの距離因子や、立脚時間、遊脚時間などの時間因子、歩行速度などの速度因子を収集することが可能である。また、筋電計と同期させることによって、歩行時の立脚期および遊脚期を区別するためのフットスイッチとしても利用できる (図2)。本研究では、歩行速度 (m/sec)、歩幅 (cm)、ストライド長 (cm)、歩行率 (steps/min)、立脚時間 (sec)、遊脚時間 (sec)、両脚支持時間(sec)について、測定機器から自動計算された値を分析に用いた。

バランス歩行テストは上述したように、幅20cm、長さ5m、厚さ2mmのラバーシートの歩行路を「はみ出さずに、できる限りゆっくり歩いてください。た

図2 歩行分析装置と測定風景

だし立ち止まってはけません」と口頭指示を行い、その所要時間をデジタルストップウォッチで測定した。同様に、最適歩行では「普段通りに歩いてください」、最速歩行では「できるだけ速く歩いてください」と口頭で指示した。なお、3条件における歩行順序は、サイコロを用いてランダムに設定した。

統計処理では、バランス歩行、最適歩行、最速歩行における各歩行パラメータおよび筋活動の比較について反復測定分散分析を用いて検討し、その後、Bonferroni の多重比較検定を行った。解析には SPSS Statistics Version 22.0を用い、有意水準を5%とした。

III. 結 果

実施したバランス歩行、最適歩行、最速歩行の3条件における一歩行周期の歩行パラメータと下肢筋活動の結果を表1と表2に示す。3群間の歩行速度、歩幅、ストライド長、歩行率は、最速歩行、最適歩行、バランス歩行の順で有意に高値を示した。立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間については、最速歩行、最適歩行、バランス歩行の順で有意に低値を示した (表1)。

筋活動を比較すると、立脚期の大腿直筋と前脛骨筋の活動がバランス歩行時に有意に増加し、大腿二頭筋と腓腹筋の活動はバランス歩行時と最速歩行時に最適歩行時よりも有意に増加していた。遊脚期では、前脛骨筋の活動がバランス歩行時に有意に高まり、大腿直筋と大腿二頭筋は最速歩行時に有意に活動が高まった。腓腹筋の活動には3群間に有意差が認められなかった (表2)。

IV. 考 察

バランス歩行の歩行パラメータを最適歩行および最速歩行と比較すると、歩行速度、歩幅、ストライド長、

表1 歩行速度変化による3群間の各歩行パラメータの比較

	最速歩行 (a)	最適歩行 (b)	バランス歩行 (c)	F 値	有意確率
歩行速度[m/s]	2.2±0.3	1.2±0.2	0.2±0.1	182.3	a>b>c**
歩幅[cm]	78.3±8.0	62.2±6.3	51.7±13.8	102.4	a>b>c**
ストライド[cm]	157.5±16.3	124.8±12.5	102.1±24.4	109.0	a>b>c**
歩行率[steps/min]	85.5±12.2	56.7±3.3	12.1±5.5	154.5	a>b>c**
立脚時間[s]	0.4±0.1	0.7±0.0	4.4±2.4	86.4	a<b<c**
遊脚時間[s]	0.3±0.0	0.4±0.0	1.9±0.8	73.3	a<b<c**
両脚支持時間[s]	0.1±0.0	0.3±0.0	2.8±1.4	63.6	a<b<c**

**p<0.01

表2 歩行速度変化による立脚期と遊脚期の各下肢筋活動(%IEMG)の比較

		最速歩行 (a)	最適歩行 (b)	バランス歩行 (c)	F 値	有意確率
立脚期	大腿直筋	46.0±8.9	35.9±9.9	81.7±15.5	16.0	c>a・b**
	大腿二頭筋	55.8±9.7	30.4±6	68.1±13.6	7.2	a・c>b*
	前脛骨筋	20.4±1.8	9.9±1.0	56.9±10.7	34.5	c>a・b**
	腓腹筋	62.5±14.2	35.6±17.8	72.4±16.3	7.7	a・c>b*
遊脚期	大腿直筋	56.8±13.6	24.2±6.4	22.4±5.6	8.7	a>b・c*
	大腿二頭筋	35.0±6.5	20.1±2.8	16.6±1.9	10.8	a>b・c**
	前脛骨筋	11.2±1.4	7.7±1.0	20.7±2.8	15.4	c>a>b**
	腓腹筋	16.7±5.1	14.3±4.9	18.4±2.2	4.8	ns

**p<0.01, *p<0.05, ns: not significant

歩行率は最適歩行と最速歩行のそれより有意に低い値を示し、立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間は有意に高い値を示した。これは、20cm 幅のラバーシートをはみ出さずにゆっくりと歩行するために歩幅やストライドを狭く、立脚時間や遊脚時間などの時間を延長させることにより、歩行率を低下させた結果、歩行速度が低下することが確認された。

なお、高齢者が最速で歩行する際には、歩幅よりも歩行率を上げて速度を速めるとの報告¹³⁾があるが、健康成人を対象に行った本研究でも、歩幅やストライドなどの距離因子よりも立脚時間や遊脚時間などの時間因子、および歩行率の変化量が大きく、速度変化に対する貢献度が大きいものと推察した。さらに、時間因子に注目して結果を見ると、バランス歩行時の遊脚時間よりも立脚時間の延長が大きいことが分かる。歩行の立脚期は、体幹と下肢の安定・前進の維持、下肢の前への動き・下肢振り出しの調整として機能し、遊脚期には下肢の前方への動きに作用する¹⁴⁾。遊脚期よりも多くの下肢機能を必要とする立脚期を延長させることが、バランス歩行時の速度遅延により影響を与えるものと考えられた。

バランス歩行時の下肢筋活動分析の結果、立脚期の大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋の活動がバランス歩行時に有意に増加し、今回測定したすべての下肢筋活動の高まりが確認された。単下肢支持期である立脚期では、体幹が安定した一側下肢上で前進し、この時反対側下肢は遊脚期にあるため、前進するための安定性も要求される¹⁵⁾。20cm 幅の歩行路をはみ出すことなく、立脚時間が延長されるバランス歩行時には、より安定性が要求されるため、すべての筋活動量がバランスよく増加することで、安定した前方移動が可能となると推察した。このことは、バランス歩行時には立脚時間の延長が歩行パラメータの変化に、より影響を与えたとした歩行パラメータの分析結果とも矛盾しない。

また、遊脚期ではバランス歩行時の前脛骨筋の活動が有意に高かった。前脛骨筋は、足関節を背屈させる筋であり、歩行周期全体を通して活動する筋¹⁶⁾であるが、とくに遊脚期に足関節を背屈方向に動かし、床クリアランス（地面と足部の空間）を確保するために重要とされる¹⁷⁾。よって、遊脚期が有意に延長するバランス歩行時に活動が高まったと考えられる。

ただし遊脚期では、大腿直筋と大腿二頭筋の筋活動は最速歩行時に最も高かった。大腿直筋は、遊脚初期において膝関節の運動を制御しながら、股関節屈筋として下肢の振り出しの加速に作用し¹⁸⁾、大腿二頭筋は遊脚終期に股関節屈曲を制限して足部の位置を調整するためにその活動が最大となる¹⁷⁾。岩瀬ら¹⁹⁾は、最速歩行と大腿四頭筋筋力に有意な相関を認め、大腿四頭筋筋力は身体を前方へ進める推進力として、とくに最速歩行時にその役割が大きいと述べている。本研究においても、大腿四頭筋の中心的な筋である大腿直筋の活動が最速歩行時に最も高まり、その大腿直筋の活動により生じた下肢の急速な推進力を制動するために、大腿二頭筋の活動も高まったものと推察した。

なお、遊脚期における腓腹筋の筋活動には3群間に有意差が認められなかったが、腓腹筋は遊脚期にはほとんど筋活動が生じないことが明らかにされており²⁰⁾、歩行速度を変えても影響が少なかったと考えられる。

これらの結果から、幅20cm、長さ5mの歩行路をできる限りゆっくり歩くバランス歩行は、下肢の筋活動がバランスよく高まることから、高齢者の歩行能力向上や下肢筋力の協調トレーニングとして活用できる可能性が示された。またバランス歩行は、特殊な機器やスペースを必要とせず簡便に行えることから、高齢者の介護予防対策としての活用が期待される。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、ご協力頂いた対象者の皆様、および研究補助としてお手伝いいただいた京都橘大学健康科学部理学療法学科の学生諸君に感謝いたします。また、本研究に助成頂きました公益財団法人大阪ガスグループ福祉財団の皆様に、心から感謝申し上げます。

引用文献

- 1) 恒吉玲代, 永山 寛, 涌井佐和子・他: 地域在宅高齢者における閉じこもりと身体活動状況および体力. 体力科学, 2008, 57(4): 433-442.
- 2) 新開省二, 渡辺修一郎, 熊谷 修・他: 高齢者の活動的余命の予測因子としての5m歩行速度. 運動疫学研究, 2002, 2: 32-38.
- 3) ATS Statement: Guidelines for the six-minutes walk test. Am J Respir Crit Care Med, 2002, 166(1): 111-117.
- 4) 文部科学省: 新体力テスト実施要項 (65-79歳対象). http://www.mext.go.jp/component/a_menu/sports/detail/_icsFiles/fieldfile/2010/07/30/1295079_04.pdf (2016年12月20日現在)
- 5) Podsiadlo D, Richardson S: The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc, 1991, 39(2): 142-148.
- 6) 八谷瑞紀, 村田伸, 熊野亘・他: パーキンソン病患者における低速歩行と足趾把持力との関連. ヘルスプロモーション理学療法研究, 2013, 3 (2): 53-57.
- 7) 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦・他: 高齢患者の歩行パラメーターと下肢筋力およびADL能力との関連—最速歩行と最大低速歩行時の比較. 理学療法科学, 2013, 28(3): 347-350.
- 8) Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, et al: Interventions for preventing falls in elderly people. Cochrane Database Syst Rev, 2009, 2: CD007146.
- 9) 宮辻和貴, 澤山純也, 川端浩一・他: 高齢者の自由歩行における着地足の足向角および歩隔について. 日本生理人類学会誌, 2007, 12(4): 165-170.
- 10) 村田 伸, 甲斐義浩, 安彦鉄平・他: 高齢者用歩行評価法「バランス歩行テスト」の開発. 健康支援, 2017, 17(2): 印刷中.
- 11) Perotto AO (著), 相森 良 (訳): 筋電図のための解剖ガイド第三版. 西村書店, 新潟, 2003, 132-191.
- 12) Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery (著), 津山直一, 中村耕三 (訳): 新・徒手筋力検査法原著第8版. 協同医学出版社, 東京, 2008, 218-236.
- 13) 市橋則明: 高齢者の機能障害に対する運動療法. 文光堂, 東京, 2010, 49-58.
- 14) 木村和樹, 久保 晃, 石坂正大: 健康成人における歩行時間から分析した左右差の検討. 理学療法科学, 2015, 30 (3): 359-362.
- 15) Jacquelin Perry (著), 武田 功 (監訳): ペリー歩行分析 正常歩行と正常歩行原著第2版. 医歯薬出版, 東京, 2013, 96.
- 16) 中村隆一, 齋藤 宏: 基礎運動学第5版. 医歯薬出版, 東京, 2000, 334-350.
- 17) Jacquelin Perry (著), 武田 功 (監訳): ペリー歩行分析 正常歩行と正常歩行原著第2版. 医歯薬出版, 東京, 2013, 52-82.
- 18) 池添冬芽, 市橋則明, 大畑光司・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.
- 19) 岩瀬弘明, 村田 伸, 阿波邦彦・他: 高齢患者の最速歩行と最大低速歩行に及ぼす下肢筋力の貢献度. ヘルスプロモーション理学療法研究, 2013, 2 (4): 163-167.
- 20) Stanaway FF, Gnjdic D, Blyth FM, et al: How fast does the Grim Reaper walk? Receiver operating characteristics curve analysis in healthy men aged 70 and over. BMJ, 2011, 343: 76-79.