

転倒予防のための高齢者の歩行動作評価

金 沢 大 学 出 村 慎 一
(共同研究者) 福 井 大 学 山 次 俊 介
金 沢 工 業 大 学 佐 藤 進
福 井 工 業 山 田 孝 禎
高 等 専 門 学 校

Gait Assessment to Prevent the Falls of the Elderly

by

Shinichi Demura

Kanazawa University

Shunsuke Yamaji

University of Fukui

Susumu Sato

Kanazawa Institute of Technology

Takayoshi Yamada

Fukui National College of Technology

ABSTRACT

Risk factors concerning the falls of the elderly have been reported in detail. Their falls occur more frequently during locomotion. Until now, a gait analysis during the fall-induced condition has not been sufficiently studied. This study aimed to analyze gait during the fall-induced condition using a foot plate sensor. In experiment 1, thirty young adults without vision-impairment walked on courses with three obstacles (height: 0.05, 0.1, and 0.2m, width; 0.1m), at an interval of 1.5m in conditions with/without visual limitation. In the visual limitation condition, the visual acuity of the subjects was decreased uniformly by 0.01 by the goggles worn. The visual limitation prolonged one-leg support

phase during gait. It may have been caused by the difficulty in accurate perception of an obstacle's height. A decrease of visual function increases the possibility of stumbling over even a slight bump. In experiment 2, thirteen elderly women who can walk independently participated. They conducted a 5m normal walk and a 5m one line walk (balance beam walk). No significant differences in any gait variable were found between both walk conditions. The relationships among gait parameters, functional balance scale, and fall risk scale were higher in the balance beam walk than in the normal walk. An individual difference of a step width in the balance beam walk may reflect the ambulatory ability of the elderly.

要 旨

高齢者の転倒の多くは移動時に発生し、その転倒要因も報告されているが、転倒誘発条件下の歩行動作分析は十分ではない。本研究はプレートセンサーを利用して転倒誘発条件下の歩行動作分析を行うことを目的とした。実験1において、視覚障害のない若年者30名が1.5m間隔に設置された3つの障害物（幅0.1m、高さ0.05m, 0.1m, 0.2m）を視覚情報制限のあり／なしで歩行した。視覚情報制限条件において、被験者の視力はゴーグル装着によって一律に0.01まで低下させた。視覚情報制限下では、片脚支持局面が延長した。これは障害物高の正確な認知が難しかったことによるものかもしれない。視覚機能の低下はわずかな段差でも躓く可能性を高める。実験2において、自立歩行が可能な高齢女性13名が参加した。彼女らは5mの通常歩行とライン上歩行（バランスビーム歩行）を行った。両歩行条件間の歩容変数に有意差は認められなかった。機能的バランススケール、転倒リスクスケールとバランスビーム歩行の歩容変数の関係は、通常歩行のそれらに比べ高い傾向にあった。バランスビーム歩行において、歩隔の個人差は歩行動作能力を反映するかもしれない。

緒 言

歩行動作は、日常生活における最も重要な基本動作の一つであり、自立生活を営む上で不可欠な動作といえる。歩行動作能力（歩行能力）の低下は、高齢者の転倒の主要な原因の一つとして挙げられる。転倒は大腿部頸部骨折をはじめとする様々な脆弱性骨折をもたらすと同時に、その後の転倒不安から生活空間の狭小化をもたらし、ADL成就度を低下させる転倒後症候群にもつながる重要な問題である²¹⁾。

歩行能力の低下は、疾病や服薬を除いて、加齢に伴う諸機能の減衰に基づくものと考えることができ、反応時間の遅延、筋力の低下、バランス機能の低下、姿勢反射の低下、および視聴覚機能低下や深部知覚低下などの感覚障害などに起因する^{5,7,20)}。こうした身体機能の多くは継続した運動習慣により低下を予防できるため、高齢者への転倒予防を目標とした適切な介入プログラムが求められている⁹⁾。同様に、高齢者の歩行能力の評価システムを構築することも重要といえる。

これまで、歩行能力を評価するために、10m歩行、Timed UP & GO、8字歩行、最大1歩幅、及び階段昇降などのテストが開発されてきた^{3,18,19,21)}。これらのテストは総合タイムや最大歩幅などにもとづいて評価するため、簡便に測定でき

るという利点はあるが、高齢者の歩容のどの局面が転倒リスクを高めるか、またその局面にはどのような身体的機能が関与しているのかは明らかにできない¹⁰⁾。つまり、成績の優劣によって転倒リスクを評価することは可能かもしれないが、歩行時や移乗時など身体重心を移動させる時のいかなる局面に転倒リスクが潜在しているかまでは評価できない。この観点から転倒リスクを評価するためには、高齢者の歩行動作特性が加齢に伴う身体諸機能の低下によりどのように変化するのか、そして、身体諸機能の低下に伴い変化した歩行特性が、転倒誘発状況下ではどのような特徴を示すかを明らかにする必要がある。先行研究では、ビデオ撮影による動作分析から、歩行速度、ケーンズに加え、歩行を立脚期や片脚支持期、両脚期等の局面ごとに分類し、それらの時間および距離を歩容として捉えて評価している^{6, 8, 16)}。しかし、複数のビデオカメラを設置して撮影し、その後動作分析することはフィールド測定として利用するには時間やコスト、技術的問題などの点で難しい。そこで、我々は、高齢者の転倒を予防するための歩行動作評価方法として、床に設置したプレートセンサーにより足の接点情報を記録する方法を用いた。

歩行動作は、外部環境に対して適応的に制御されるが、視覚系や体性感覚系の情報をもとに予測的に実施される動作でもある^{10, 11)}。また、障害物をまたぐ場合や、不安定な場所を歩行する場合には、視覚系からの情報に基づき予測的に姿勢の補正を試みて最適姿勢をとろうとする¹⁷⁾。つまり、このような場所や歩行方法では、視覚系情報への依存度は高くなると考えられる。特に、高齢者は姿勢制御において視覚系情報への依存度が高くなる一方で、老化による視覚機能の低下が認められるため、転倒要因の一つに挙げられる^{2, 14)}。しかしながら、視覚機能の低下が歩容にいかなる影響を及ぼすかは十分に明らかにされていない。

また、高齢者の歩行テストは、普通に歩行するもしくは全力で歩行することを課すが、転倒誘発状況は身体重心移動を大きくするような、なんらかの外乱刺激が加わることであるから、歩行動作に外乱刺激が発生しやすい制限を加えた方が転倒リスクを評価するうえで有効かもしれない^{15, 17, 22)}。先行研究では、通常歩行にくらべ、歩行動作に制限を加えた方が、より個人差を反映することを報告している^{14, 15, 17, 22)}。歩行動作を制限する方法は種々考えられ、また難易度もそれぞれ異なる。これらの分析結果を踏まえて、転倒危険度を評価するフィールドテストの開発や、転倒リスク要因を考慮した家屋や街、都市の設計にも応用できるかもしれない。

本研究では、転倒予防のため高齢者の歩行動作評価システムを開発するための基礎資料として、通常歩行時および転倒誘発状況時における高齢者の歩行動作特性を把握することを目的とする。まず、視覚情報制限によって、歩容がどのような変化を示すかを検討する(実験1)。さらに、高齢者を対象として、直線ライン上をはみ出さないように歩行(バランスビーム歩行)した場合の歩容変化を明らかにする(実験2)。

1. 実験方法

1.1 実験装置

歩容は、歩行分析計(MG-1000, Anima)により測定された。この測定器は、床にプレートセンサーを設置し、センサー面が踏まれると、その接点情報(足の形状、時間および距離情報)が接地/非接地情報としてコンピュータ内に保存されるシステムである。この機器による測定データはサンプリング周波数100Hzにてコンピュータに保存された。

また、図1から図3は、先行研究^{6, 8, 11, 16)}を参考に、本研究において選択した歩容評価変数を示している。変数は、時間、距離および角度の3観

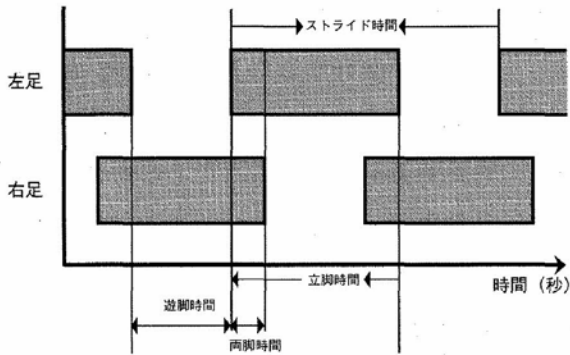


図1 接地時間情報

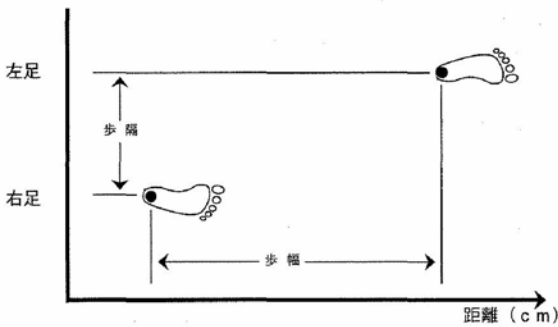


図2 歩隔と歩幅

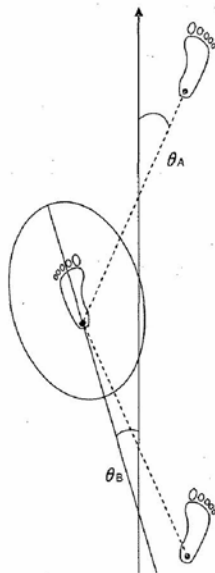


図3 歩行角度とつま先角度

注： θ_A :歩行角度， θ_B :つま先角度

点から選択した。すなわち，時間は立脚時間，遊脚時間，ストライド時間および両脚時間，距離は，歩幅，ストライドおよび歩隔，角度は，歩行角度およびつま先角度である。また，歩行全体を歩行速度（単位時間当たりの歩行距離）により評価した。両脚時間および遊脚時間は，歩行時に両足および片足がそれぞれ床に接している時間であり，

後者の時，他方の足は前方にスイングしている。立脚時間は両者の和で，両足およびいずれかの足が床に接触している時間を示す（図1）。歩幅はいわゆる1歩の長さで前後足の踵間の距離を，歩隔は左右足間の間隔で踵間の距離を示す（図2）。歩行角度は，進行方向の直線に対する左右踵直線の角度を，つま先角度は歩行直線と踵点から足先点までの足軸との角度を示す（図3）。

1. 2 実験1 視覚情報制限下での障害物歩行

1. 2. 1 被験者

被験者は，視覚機能に障害のない健常な青年30名（年齢：22.1 ± 1.3歳，身長：169.9 ± 3.2cm，体重：71.4 ± 2.3kg）であった。なお，被験者には測定に先立ち実験の主旨，目的および方法について詳細に説明し，同意を得た。

1. 2. 2 実験条件

被験者は，6mの歩行コース上に150cm間隔で，設置された3つの障害物を視覚情報制限なし（通常歩行）とあり（視覚制限歩行）の条件で歩行した。視覚制限歩行は，梱包用ビニールを貼付して視覚情報を制限するゴーグル（視覚情報制限ゴーグル）を着用し，一律に視力0.01まで低下させた。つまり，5m用の視力検査表において0.1のランドルト環が50cmの距離で認識できるように調整した。被験者の裸眼視力はいずれも0.8以上であった。障害物の高さはそれぞれ5cm，10cm，及び20cmであり，幅はいずれも10cmであった。

1. 2. 3 実験手順

被験者は各条件において椅子に着席し，その位置から起立して任意の速度で歩行した。被験者には，障害物に接触しないように歩行することを指示し，障害物に接触した場合は，再度歩行させた。

1. 2. 4 評価変数

評価変数は，上述した距離，時間，角度に関する変数について，全歩行区間の平均値に加え，各障害物をまたぐ前後の歩に着目し，障害物前の立

脚時間と両脚時間、障害物をまたぐ時間（クリア時間）、障害物をまたぐ際の歩幅と歩隔、および障害物前と後の脚の障害物との距離を算出した。

1. 2. 5 統計解析

歩容全体の各変数について、視覚情報制限条件間で対応のあるt検定を行った。また、障害物をまたぐ前と後の脚に関する変数は、視覚制限条件と障害物高の両要因に対応のある二要因分散分析を実施した。有意差が認められた場合は、ボンフェローニの方法により多重比較検定を行った。

1. 3 実験2 高齢者のライン上歩行（バランスビーム歩行）時の歩容変化

1. 3. 1 被験者

自立歩行が可能な高齢女性13名（年齢：75.6 ± 7.6歳，身長：149.0 ± 8.5cm，体重：53.3 ± 8.5kg）であった。

1. 3. 2 実験条件

歩行時の条件として、いつもの歩行速度で歩く通常歩行と一本のライン上の歩行（バランスビーム歩行）条件を設定した。バランスビーム歩行は、シート上にラインテープを貼付し（バランスビーム）、そのラインからはみ出さないように指示した。したがって、タンデム歩行に近いが、継ぎ足で歩行することは条件に加えなかった。

1. 3. 3 バランスビーム歩行

被験者は balanbeam 上（シート上に貼付したラインテープ）をはみ出さないように気をつけながら、歩行した。指示条件は、「テープの上をできるだけはみ出さないようにして歩いてください」と指示したため、実際にはみ出して歩行する被験者もいた。

1. 3. 4 転倒リスク調査票

被験者は、転倒リスク調査として、東京都老人総合研究所の転倒リスク調査²⁰⁾と機能的バランススケール¹⁾に回答した。いずれの調査票も総合得点を利用した。

1. 3. 5 統計解析

上述の歩容変数について、転倒リスク調査票の得点との関係をピアソンの積率相関係数から検証した。なお、本研究における統計的仮説検定の有意水準は5%とした。

2. 研究結果

2. 1 実験1 視覚情報制限下での障害物歩行

図4はある被験者の両視覚制限条件の歩容と接地時間情報を示している。また、表1は歩行全体の歩容変数の視覚制限条件間の差を示している。いずれの歩容変数においても視覚制限条件間に有意差が認められた。視覚制限によって、歩行速度は低下し、立脚時間や両脚時間など足が床に接地

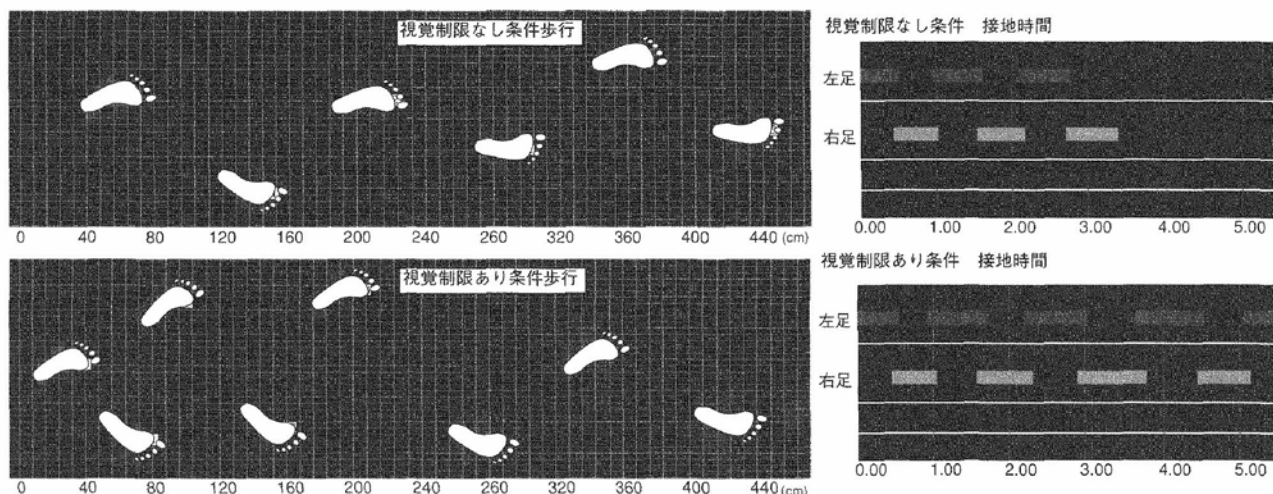


図4 ある被験者（D7）における各視覚条件の歩行と接地時間

表1 各視覚条件における全区間の歩容変数

変数	視覚制限なし		視覚制限あり		r	t (df=29)	p	ES
	M	SD	M	SD				
歩行速度 (m/s)	0.84	0.08	0.60	0.10	.41*	12.36	0.00	2.6
ストライド時間 (s)	1.12	0.09	1.47	0.20	.28	- 9.52	0.00	2.2
立脚時間 (s)	0.65	0.05	0.86	0.12	.26	- 9.39	0.00	2.2
遊脚時間 (s)	0.49	0.04	0.60	0.08	.33	- 7.67	0.00	1.7
両脚時間 (s)	0.10	0.02	0.16	0.04	.14	- 7.43	0.00	1.8
ストライド (cm)	146.40	7.14	123.29	21.56	.34	6.15	0.00	1.4
歩幅 (cm)	74.03	4.78	61.64	11.07	.38*	6.49	0.00	1.4
歩隔 (cm)	11.48	2.96	12.95	3.44	.48*	- 2.40	0.02	0.5
歩行角度 (度)	9.25	2.54	15.11	5.41	.46*	- 6.58	0.00	1.4
つま先角 (度)	2.31	6.67	3.61	8.99	.27	3.51	0.00	0.2

*:p<0.05,ES:効果量

している時間が延長し、足をスイングさせているストライド時間や遊脚時間も延長した。一方で、ストライド長や歩幅は短縮し、歩幅、歩行角度、つま先角度は拡大していた。各変数の条件間の相関は低かった。

表2は障害物をまたぐ時の歩容について視覚制限条件と障害物高の二要因分散分析の結果を示している。障害物をまたぐ前の立脚時間、両脚時間はいずれの障害物高においても視覚制限下で有意に長くなり、障害物をまたぐ時間（クリア時間）も延長した。また、視覚制限無しでは障害物高が

高くなると上記の変数は延長する傾向にあったが、視覚制限下では障害物高間で有意差は認められなかった。歩幅は、障害物高20cmのときに、歩隔は障害物高5cmと10cmのときに有意差が認められ、視覚制限下で拡大した。さらに、障害物をまたぐ前後の接地足と障害物との距離は、障害物高10cmと20cmにおいて障害物をまたぐ前の接地足との距離が視覚制限下で有意に大きくなったが、またいだ後の接地足と障害物との距離には条件間で有意差が認められなかった。

表2 視覚条件と障害物高間による二要因分散分析の結果

	視覚制限なし						視覚制限あり					
	5cm		10cm		20cm		5cm		10cm		20cm	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
立脚時間 (s)	0.61	0.08	0.69	0.06	0.75	0.07	0.96	0.19	1.02	0.17	1.05	0.29
クリア時間 (s)	0.49	0.09	0.58	0.05	0.64	0.06	0.76	0.16	0.83	0.13	0.87	0.25
両脚時間 (s)	0.10	0.02	0.10	0.02	0.11	0.02	0.19	0.06	0.19	0.06	0.18	0.06
歩幅 (cm)	77.73	6.23	75.10	3.55	75.60	5.04	75.13	10.39	78.00	8.92	80.53	9.51
歩隔 (cm)	5.50	3.36	7.73	3.37	6.70	4.07	9.27	5.69	10.80	7.72	8.83	6.38
障害物前 (cm)	26.90	10.95	26.47	5.91	27.23	8.38	24.77	12.55	32.43	8.87	36.13	11.51
障害物後 (cm)	25.87	7.16	23.37	5.75	22.80	5.06	25.80	9.58	20.27	5.81	19.80	7.76

	二要因分散分析									多重比較検定	
	視覚条件			障害物高			交互作用			視覚条件	障害物高
	F (1,29)	P	偏 η^2	F (2,58)	P	偏 η^2	F (2,58)	P	偏 η^2		
立脚時間 (s)	90.30	.00	.76	16.86	.00	.37	0.89	.42	.03	無<有	無:5<10<20
クリア時間 (s)	84.21	.00	.74	21.13	.00	.42	0.48	.62	.16	無<有	無:5<10<20
両脚時間 (s)	57.82	.00	.67	1.03	.36	.03	7.88	.00	.21	無<有	無:10<20
歩幅 (cm)	1.74	.20	.06	1.36	.27	.05	4.92	.01	.15	20:無<有	
歩隔 (cm)	15.34	.00	.35	3.19	.05	.10	0.57	.57	.02	5, 10:無<有	無:5<10
障害物前 (cm)	6.37	.02	.18	7.93	.00	.00	8.33	.00	.00	10, 20:無<有	有:5<10, 20
障害物後 (cm)	2.50	.12	.08	12.52	.00	.30	0.16	.22	.05		無:10<5, 有:10, 20<5

偏 η^2 :効果量, 無:視覚制限なし, 有:視覚制限あり, 5, 10, 20:障害物高5cm, 10cm, 20cm

表3 各歩行条件における歩容変数の基礎統計値

	通常歩行		バランスビーム歩行		r	t (df=29)	p
	M	SD	M	SD			
ストライド長 (cm)	105.89	15.76	103.87	17.49	0.90 *	0.92	0.38
歩幅 (cm)	52.41	7.84	51.43	8.68	0.90 *	0.89	0.39
歩隔 (cm)	6.88	2.25	4.26	2.65	- 0.17	1.79	0.10
歩行角度 (度)	7.65	4.02	3.50	5.78	- 0.44	1.72	0.11
つま先角 (度)	2.81	8.84	1.96	8.91	0.85 *	0.61	0.55
ストライド時間 (sec)	0.94	0.29	1.04	0.15	0.33	- 1.33	0.21
立脚時間 (sec)	0.60	0.19	0.66	0.13	0.49	- 1.07	0.30
遊脚時間 (sec)	0.36	0.11	0.39	0.04	0.32	- 1.16	0.27
両脚時間 (sec)	0.12	0.04	0.13	0.05	0.68 *	- 1.48	0.17
歩行速度 (cm/sec)	104.92	21.72	101.36	24.96	0.88 *	1.05	0.32

*:p<0.05

表4 各歩行条件における歩容変数と各種バランステスト得点との相関係数

	機能的バランススケール		転倒リスク得点	
	通常歩行	バランスビーム歩行	通常歩行	バランスビーム歩行
ストライド長 (cm)	0.76 *	0.81 *	-0.56 *	-0.76 *
歩幅 (cm)	0.73 *	0.82 *	-0.58 *	-0.77 *
歩隔 (cm)	-0.01	-0.64 *	0.15	0.75 *
歩行角度 (度)	-0.28	0.29	0.28	0.21
つま先角 (度)	0.08	-0.08	0.29	0.40
ストライド時間 (sec)	-0.50	-0.78 *	0.58 *	0.63 *
立脚時間 (sec)	-0.58 *	-0.80 *	0.59 *	0.62 *
遊脚時間 (sec)	-0.39	-0.62 *	0.57 *	0.61 *
両脚時間 (sec)	-0.73 *	-0.79 *	0.52	0.54
歩行速度 (cm/sec)	0.83 *	0.88 *	-0.67 *	-0.76 *

*:p<0.05

2. 2 実験2 高齢者のバランスビーム歩行時の歩容変化

表3は各歩容変数の歩行条件間の平均値の差の検定結果を示している。いずれの歩容変数においても有意差は認められなかった。両条件の歩行速度、ストライド長、歩幅、及びつま先角度は有意な高い相関を示した。

表4は、各歩行条件における歩容変数と各種バランステスト得点（機能的バランススケール (Mean ± SD: 51.4 ± 5.4, Range: 40-56) と都老総研転倒リスク得点 (Mean ± SD: 3.0 ± 1.7, Range: 1-6)）との関係を示している。両歩行条件とも、ストライド長、歩幅、両脚時間、歩行速度において有意な相関係数を示したが、バランスビーム歩行との相関が高い傾向にあった。さらに、バランスビーム歩行の歩容変数は、歩隔、ストライド時間、遊脚時間と相関が認められた。

3. 考 察

3. 1 実験1 視覚情報制限下での障害物歩行

転倒リスク要因として、視覚機能の低下が報告されている⁴⁾。視覚情報制限ゴーグルの着用によって一律に、0.01まで視力を低下させた場合、歩行速度やストライド長の減少など歩行動作の遅延、鈍化が認められた。Kleinら¹²⁾は、高齢者において、低視力者と標準視力者との歩行速度を比較したところ、本研究と同様、低視力者の歩行速度は低下した。本研究の視覚情報制限（視覚制限）は完全遮断ではなく、足元の障害物の認知は可能であったが、歩行時の視線は足元に近くならざるを得なかった。そのため、障害物の認知が遅れ、歩幅、ストライド長が減少し、立脚、遊脚、両脚のそれぞれの接地時間が延長したと考えられる。立脚および遊脚時間の延長は、片脚支持局面の延長

を意味し、歩行動作の不安定さの増大につながる。また、歩幅やストライド長が減少しているにもかかわらず、片脚支持局面が延長したということは、ゆっくりと脚をスイングさせているか、もしくは脚を上方へ挙げていると考えられる。また、歩隔や歩行角度、つま先角度の増大は、この局面の動作の不安定さから生じたものと推測される。つまり、片脚支持時間の延長により、片脚支持局面の身体の動揺度が大きくなったと考えられる。さらに、歩隔や歩行角度の増大は片脚支持局面の左右方向への身体動揺度を意味し、つま先角度の増大は、同局面の身体の左右方向への回旋の可能性を示唆する。これら歩容変数からも視覚制限下での歩行動作の不安定化が窺える。

また、視覚制限の有無間の歩容変数の関係は低かったことから、視覚制限によって通常歩行で行う歩行プログラムへの修正に個人差があると考えられる。歩行は、予測的に反復して行われる動作であるが視覚制限によって歩行中に多くの修正が混入し、円滑な歩行動作ができていないと推測される^{13,14)}。

障害物をまたぐ前後1歩に着目したところ、立脚時間、障害物クリア時間、両脚時間などは通常歩行の場合、障害物高が高くなるに伴い増加したが、視覚制限下では、障害物高間に差は認められず、いずれも通常歩行よりも延長した。Lord¹³⁾は、視覚機能は静止視力、前後/左右の動体視力、コントラスト感度、深視力などで構成され、とりわけコントラスト感度（明暗の違いの見分け）、深視力（距離感の見分け）が転倒リスクに関与すると推察している。本研究では、ゴーグルを装着して視力の低下は確認しているが、その他の視覚機能は確認していない。しかし、静止視力の低下により、その他の視覚機能も低下する²⁾ことから、コントラスト感度、深視力も同様に低下していると考えられる。実験設定としてこれらを分離して検証することが困難であったため、本研究で

は静止視力を低下させ、コントラスト感度、深視力も低下した状態で検証した。本研究の結果から、0.01程度まで視力が低下した場合、障害物高の違いまでは認識できない可能性がある。通常の歩行では、歩行中に障害物の高さを認識し、障害物をまたぐために必要な足挙げ位を予測し、通常の歩行からの修正を最小限にとどめることを視覚系フィードバックに基づき速やかに行う¹⁵⁾。しかし、視覚制限下では、立脚時間や両脚時間のみならず、障害物クリア時間も延長していることから、前方に障害物があることは認識できてもその高さを正しく認識することが困難であるために、おおよその高さを予測していると考えられる。ただし、視覚制限下において、障害物高5cmと10cm、20cmでは障害物をまたぐ前後の足と障害物との距離に差が認められたことから、10cm以上の障害物をまたぐ時に被験者が「高い」と認知している可能性がある。しかし、視覚制限なしの歩行における同じ高さの障害物に比べ、障害物をまたぐ前の障害物と足との距離が長く、またいだ後が短いことから正しく障害物の高さを認知してまたいでいないと考えられる。

本研究の場合、被験者は前方に一定間隔で障害物があることを認識しているので、注意深く障害物をまたぐことができた。しかし、日常生活において障害物高の高さを正しく認知できないことは、躓きにつながるおそれがある。鈴木²⁰⁾は高齢者の転倒要因の一つとして、電化製品のコード、敷居、カーペットや絨毯のたわみなどを挙げている。つまり、高齢者はほんのわずかな段差で躓き、転倒している。視覚機能が低下している状態では、これらのわずかな段差がうまく認知できず、躓いてしまう可能性が高い。また、本研究の結果から、視覚機能の低下は障害物をまたぐまでに時間を要し、片脚支持局面を増大させなければならない。それは歩行動作中に不安定さを増大させることにつながり、高齢者においては転倒リスクを高める

ことになる。本研究の対象者である若年者であっても、歩隔や歩行角度の増大から、歩行動作の不安定さが窺え、下肢筋力の低下している高齢者ではその不安定さはより高いものと考えられる。さらには、注意深く歩行していない場合、視覚機能の低下はわずかな段差でも躓くおそれがあるといえる。

3. 2 実験2 高齢者のバランスビーム歩行時の歩容変化

高齢者の歩隔は若年者に比べ大きくなる傾向にあり¹⁶⁾、下肢筋力、バランス能力の低下による左右動揺の増大、下肢の整形外科的疾患などが原因と報告されている。実験2では幅5cmのラインテープ上をできるだけはみ出さないように歩行させるバランスビーム歩行と通常歩行の歩容を比較した。転倒リスクを評価するための歩行動作テストとして、10m歩行やTimed UP & GO、8字歩行テストなどの歩行速度や歩行タイムが提案されているが^{3, 18, 19, 21)}、いずれも歩行全体で評価するため、歩行動作のどの局面に転倒リスクがあるかは明らかにすることができない¹⁰⁾。また、通常歩行よりも、歩行に規定条件を負荷した歩行の方が、難易度が高くなり歩行能力の個人差を反映するかもしれない。そこで、機能的バランススケール¹⁾および転倒リスク得点²⁰⁾と各歩行条件の歩容変数との関係を検証した。

いずれの歩容変数も歩行条件間に有意差は認められなかった。また、ストライド長や歩幅、歩行速度における条件間の関係は高く、通常歩行における個人差はバランスビーム歩行でも反映されると推測される。歩隔や歩行角度は指示条件によって矯正されるため関係が低くなるが、つま先角度の関係は高かった。ライン上を歩行する場合でもつま先角度は通常歩行の角度を維持すると考えられる。一方、距離変数に比べ、接地時間変数の関係は低かったことから、通常歩行とは異なるバラ

ンスビーム歩行の特性は接地時間情報に現れると推測される。

各歩容変数とバランステスト得点や転倒リスク得点との関係は、バランスビーム歩行の方が高い傾向にあり、特に歩隔と接地時間情報において高くなることが窺えた。本来、バランスビーム歩行はライン上を歩行するように指示されるため歩隔には個人差が現れないと考えられる。しかし、本実験では「被験者の可能な限りライン上をはみ出さないように歩行する」という条件で行ったため、実際にはラインを一時的、または全歩行区間はみ出して歩行した者も存在した。歩行能力の高い者はラインをはみ出さずに歩行できるために歩隔が小さく、低い者はライン上を歩行できないために歩隔が大きくなった。つまり、バランスビーム歩行では歩隔によって歩行能力を評価できるかもしれない。機能的バランススケールは56点満点で、45点以下は転倒の危険度が高く、歩行補助具が必要となる臨界点であると報告されている¹⁾。本研究では13名のうち4名が45点以下であり、これらの被験者はバランスビーム歩行で歩隔が大きい傾向にあった。ライン上をはみ出さないことを指示している以上、ラインを逸脱した歩行はtask failureとなるが、本研究の被験者の場合、何度行っても指示条件に従い実施できないと判断された。しかしながら、早く歩くことを意識したためにライン上を逸脱して歩行してしまった被験者もいるかもしれない。したがって、今後、ライン上を歩行させるだけでなく、ステップする場所をシート上に足型として記して、その足型にそって歩かせるなどの工夫が必要かもしれないが、足形を記して歩行させると下肢長の個人差や歩容を規定しすぎるといった問題点も残る。また、バランスビーム歩行の方が、ストライド時間や立脚時間などの接地時間変数や歩行速度のバランステスト得点や転倒リスク得点の関係が高い傾向にあり、これらの局面の個人差から転倒防止につながる機能評価や

エクササイズのプロトタイプが可能と考えられる。

4. まとめ

高齢者の転倒予防を目的とした歩行評価において、設置した足の位置情報、時間情報を計測できるプレートセンサーを用いて転倒誘発状況下の歩行を評価することは、通常歩行と比べて歩容が変化する局面、不安定性の増す局面を明らかにできると考えられた。視覚機能の低下は、障害物高の正確な認知を困難にし、片脚支持局面の延長につながる。これは高齢者においてわずかな段差であっても躓く可能性があることと、障害物をまたぐときに不安定性が増大することを示唆している。本研究では若年者を対象としたが、今後、種々の要因を統制した上で、高齢者における視覚機能の違いによる歩容や障害物に対する認知能力について検証するべきであろう。また、高齢者のバランスビーム歩行時の歩容変数は通常歩行に比べ機能的バランススケールや転倒リスク得点と関係が高い傾向にあった。本研究では、バランスビーム歩行について、ライン上からできるだけ逸脱しないように歩行することを指示しただけでtask failure基準は設けなかった。そのため、歩行能力の低い人はライン上から逸脱してしまう、もしくは身体的不安定性から歩隔を狭められない傾向にあった。つまり、バランスビーム歩行において統制されるべき歩隔に歩行能力の個人差が関与したと考えられ、そのため、歩隔と機能的バランススケール得点や転倒リスク得点と関係が認められたと推測される。今後、歩行課題の設定としてステップする場所を予め決めて歩行させるなどの改善を図る必要があるかもしれない。ただし、歩行難易度を上げることは転倒誘発条件を高めることにもつながるため、高齢者の歩行能力レベルに適した難易度を検証することも必要であろう。

文 献

- 1) Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I., Maki, B. ; Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J. Public Health*, 83, 7-11 (1992)
- 2) Black, A., Wood, J. ; Vision and falls. *Clin. Exp. Optom.*, 88, 212-222 (2005)
- 3) Cho, B.L., Scarpace, D., Alexander, N.B. ; Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *J. Am. Geriatr Soc.*, 52, 1168-1173 (2004)
- 4) Close, J.C. ; Interdisciplinary practice in the prevention of falls - a review of working models of care. *Age Aging*, 3 Suppl 4: 8-12 (2001)
- 5) Eke-Okoro, S.T. ; A critical point for the onset of falls in the elderly. A pilot study. *Gerontology*, 46, 88-92 (2000)
- 6) Ferrandez, A. M., Pailhous, J., Durup, M. ; Slowness in elderly gait. *Exp. Aging Res.*, 16, 79-89 (1990)
- 7) 平野五十男, 増山和司 ; 高齢者の転倒に関する文献的考察, 理療, 33, 29-32 (2004)
- 8) Imms, F. J., Edholm, O. G. ; Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing*, 10, 147-156 (1981)
- 9) Jensen, J., Nyberg, L., Rosendahl, E., Gustafson, Y., Lundin-Olsson, L. ; Effects of a fall prevention program including exercise on mobility and falls in frail older people living in residential care facilities. *Aging Clin. Exp. Res.*, 16, 283-292 (2004)
- 10) Kerrigan, D.C., Lee, L.W., Nieto, T.J., Markman, J.D., Collins, J.J., Riley, P.O. ; Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 81, 730-735 (2000)
- 11) Kirsten, G.N. ; 観察による歩行動作分析, 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 益子原秀三訳, 医学書院 (2006)
- 12) Klein, B.E., Klein, R., Lee, K.E., Cruickshanks, K.J. ; Performance-based and self-assessed measures of visual function as related to history of falls, hip fractures, and measured gait time. The Beaver Dam Eye Study. *Ophthalmology*, 105, 160-164 (1998)
- 13) Lord, S.R. ; Visual risk factor for falls in older people. *Age Aging*, 35 suppl 2: 42-45 (2006)
- 14) Lord, S.R., Menz, H.B. ; Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46,

- 306-310 (2000)
- 15) Means, K.M., O'Sullivan, P.S. ; Modifying a functional obstacle course to test balance and mobility in the community. *J. Rehabil Res. Dev.*, **37**, 621-632 (2000)
 - 16) Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H. ; Walking patterns in healthy old men. *J. Gerontol.*, **24**, 169-178 (1969)
 - 17) Rubenstein, L.Z., Josephson, K.R., Trueblood, P.R., Yeung, K., Harker, J.O. ; The reliability and validity of an obstacle course as a measure of gait and balance in older adults. *Aging (Milano)* , **9**, 127-135 (1997)
 - 18) 重松良祐, 中村容一, 中垣内真樹, 金憲経, 田中喜代次; 高齢男性の日常生活に必要な身体機能を評価するテストバッテリーの作成, *体育学研究*, **45**, 225-238 (2000)
 - 19) Steffen, T.M., Hacker, T.A., Mollinger, L. ; Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Phys. Ther.*, **82**, 128-137 (2002)
 - 20) 鈴木隆雄; 転倒の疫学, *日老医誌*, **40**, 85-94 (2003)
 - 21) 鈴木隆雄; 転倒・骨折予防からみた転倒の危険因子, *関節外科—基礎と臨床—*, **25**, 21-26 (2006)
 - 22) 吴婷琦, 渡部和彦; 高齢女性における各種強調歩行が歩行動作に及ぼす影響: 歩行速度, 足底圧力, 足部動作の変化に着目して, *体育学研究*, **50**, 651-661 (2005)