

歩行速度の違いが階段降段時の体幹前屈運動に与える影響†

大西明宏*1

高齢者の階段からの転落事故の増加しており、とりわけ降段時の事故が多いことから対策が急務となっている。本研究は従来の研究で階段利用時の体幹の前屈角度が階段寸法に依存することが明らかとなっていることを基に、階段利用時にバランスを崩しやすい動作初期を対象に高齢者が異なる速度で降段した時の体幹前屈角度の変化について検討した。体幹前屈角度は男女共に歩行速度が速くなると減少していた。この体幹前屈角度の減少は降段時に不安定姿勢にならないようにするための補償動作であると考えられた。体幹前屈角度の減少は女性で顕著に見受けられたが、女性は急いだ降段において筋力の低さによる影響で身体のコントロールのしにくかったことや危険に感じる度合いが高かったために補償動作として顕著に表れたものと考えられた。また体幹前屈角度は1歩目より2歩目で大きくなったが、動作の加速期であり、2歩目の方が移動距離は約2倍に相当することが影響したと考えられた。以上の結果より、2歩目以降の定常動作に至るまではバランスを崩しやすい局面であり、階段利用時には注意が必要な局面と示唆された。

キーワード: 階段、降段、歩行速度、体幹前屈、動作分析

1 はじめに

高齢社会の到来に伴い、高齢者の階段からの転落事故件数、割合共に増加している。中でも降段時の事故の多さや危険性が指摘されており¹⁻⁶⁾、とりわけ動作初期は危険性が高いと指摘されている^{1,2)}。このような危険な動作を明らかとするために筋電図やハイスピードカメラによる分析が有効な手段として用いられてきた。これまでは下肢運動に着目した研究が多くなされてきたが^{1,7,8)}、最近では下肢運動に連動する体幹運動に着目した研究も見られるようになった。勝平らは階段・スロープ昇降時の体幹運動に着目し、若年者と高齢者を対象として自由速度で階段昇降した時の体幹前屈後屈角度について検討している。前屈角度は階段寸法によらず昇段時に増加したが、降段時は身体をほぼ垂直に保ち、重心を後方に残して降段することを明らかとしている^{9,10)}。ただし、踏面が狭く蹴上げが高い階段では、踵から拇指球までを踏面内に接地することが困難なため、前屈を余儀なくされるが、踏面の狭さよりも蹴上げの高さが前屈角度に影響すると報告している^{9,10)}。

更に勝平らは体幹を前屈させると骨盤より上部の体幹の重心に大きな慣性力が生じ、腰部モーメントが大きくなることを明らかとしている^{9,10)}。体幹部の筋力は動作時の身体バランス保持に大きな役割を果たしており、体幹の前屈は腰部への筋負担を増加させるだけでなく、筋力低下がある高齢者にとっては身体の安定性の制御を困難にさせ、転落事故の危険要因になることが考えられる。

従って、高齢者に配慮した階段利用に向けた安全対策

を導くためには身体バランスを崩しやすい降段時の動作初期に焦点を当て、体幹の前屈運動を分析することが重要と考えられる。

そこで本研究は日常起こりうる階段利用状況を考慮し、勝平らが任意の歩行速度のみで検討していた^{9,10)}のに対し、階段利用時の歩行速度は状況に応じて変化させていることを前提にして、高齢者を対象に以下の3点について検討することとした。

1. 異なる速度で降段すると前屈角度に影響を与えるのか。
2. 体幹前屈角度に男女差による影響は見られるのか。
3. 動作初期の中でも1歩目と2歩目の前屈角度の違いが生じるのか。

そしてこれら結果に基づき、高齢者の階段利用時の転落事故予防に向けた知見を得ることを目的とした。

2 方法

1) 被験者

被験者は男性4名(63-68歳)と女性4名(63-69歳)の合計8名とした。身長や体重などの身体的特徴は表1に示した。計測前にインフォームドコンセントとして、被験者には文書および口頭にて計測中止の保障、計測上起こり得る危険等を十分に説明し、同意が得られた上で実施した。

表1 被験者の年齢と身体的特徴

	年齢(years)	身長(cm)	体重(kg)	足長(cm)
男性 (n=4)	66.0±2.4	165.4±3.8	67.4±4.9	25.8±0.5
女性 (n=4)	65.3±2.9	155.8±1.0	55.0±2.9	23.6±0.5

平均値±標準偏差

† 原稿受付 2008年08月15日

† 原稿受理 2008年10月29日

*1 労働安全衛生総合研究所人間工学・リスク管理研究グループ。

連絡先: 〒204-0024 東京都清瀬市梅園1-4-6

労働安全衛生総合研究所人間工学・リスク管理研究グループ

大西明宏*1

E-mail: aohnish@s.jniosh.go.jp

2) 計測方法

被験者には身体の動きを計測するため、臨床歩行分析研究会が推奨する方法¹¹⁾にならない、左右の肩峰、股関節（大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線の大転子から1/3の距離にある点）、膝関節（外側裂隙中央から2cm上方の高さで、膝蓋骨を除いた膝の前後径の中心の位置）、足関節（外果）、第5中足骨骨頭、踵（踵上部の後方に突出している骨）の合計12カ所に赤外線反射マーカー（直径2.2cm）を貼付した。ただし踵のマーカーは動作の制約となるため2.5cm上方に貼付し、データ処理で補正し

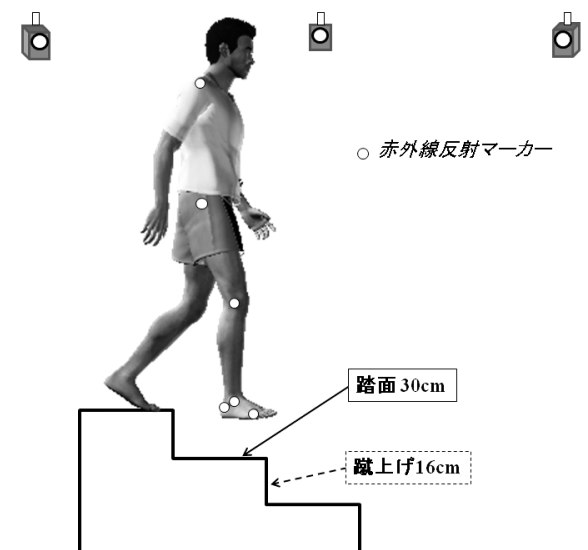


図1 降段歩行計測の模式図

た。マーカー位置は3次元動作計測装置（VICON 512, VICON Motion Systems）の6台のカメラによりをサンプリング周波数60Hzにて計測した。降段歩行の計測時の模式図を図1に示す。

計測用の階段はひとにやさしいまちづくりを考慮した「高齢者、身体障害者等が円滑に利用できる特定建築物の建築の促進に関する法律（通称ハートビル法）」¹²⁾の誘導的基準の階段寸法である踏面30cm、蹴上げ16cmで3段の階段を使用した。

3) 計測課題

被験者には最上段部に両足を揃えて立位し、任意の脚から降段し、動作の定常性を保つために降段後も2m以上直進歩行するように教示した。

降段時の歩行速度は速度の違いが動作に影響すると考えられるため、被験者が各々①至適 ②遅い ③少し速い ④とても速いと感じる4条件を設定した。計測に先立ち、試行毎に4条件に歩行速度の差異が生じないように口頭にて遵守するよう教示し、練習してもらった。計測は歩行速度4条件を各4試行の合計16試行を実施した。歩行速度は降段に要した1歩の時間の逆数を60倍し、ケイデンス（1分間あたりの歩数）として算出した。

4) 体幹前屈角度の算出

体幹の前屈角度はマーカーの座標データをDIFF（Date Interface File Format）形式¹¹⁾に変換した後、臨床歩行分析研究会が頒布するソフト¹¹⁾にて算出した。本ソフトでの体幹前屈角度はマーカー位置を基に推定した股関節中心と肩峰がなす軸と鉛直軸からなる角度である。

分析対象は降段の動作初期である1歩目と2歩目とした。1歩目は先導脚が計測用階段の最上段踏面から踏み出し、2段目踏面に接地するまでであり、2歩目は後続脚が最上段踏面から踏み出し、最下段の踏面に接地するまでとし、各々の局面の最大値（1歩目の最大値； θ_1 、2歩目の最大値； θ_2 ）を算出した。

5) 降段時の危険感

降段とその時の被験者の認識との関係を検討するために、危険に関する主観評定を実施した。危険感は1. 全く危険ではない 2. ほとんど危険ではない 3. やや危険である 4. 危険である 5. 非常に危険であるの5段階尺度を各試行の終了後に口頭で対応する番号を答えてもらった。計測に先立ち被験者には番号と尺度内容（危険感）を等間隔尺度として評定するように教示した。

主観評定値は男女共に合計16試行の平均と標準偏差を算出した。

3 結果

1) 被験者のケイデンス（歩行速度）

男女別に4条件の歩行速度をケイデンスとして算出したものが表2である。ケイデンスは男性56.4～117.1歩/分、女性67.9～113.2歩/分であった。また、女性の至適条件を除き、男女共に標準偏差が大きかった。遅い、至適条件は女性の方が10歩/分以上速い値となったが、少し速い、とても速い条件は1歩～4歩/分の違いであった。

表2 被験者のケイデンス（歩/分）

	遅い	至適	少し速い	とても速い
男性 (n=4)	56.4±22.1	79.8±28.2	100.3±33.7	117.1±25.8
女性 (n=4)	67.9±28.2	95.1±7.9	101.6±25.9	113.2±21.1

平均値±標準偏差

2) 1歩目体幹前屈角度の最大値（ θ_1 ）

男女被験者のケイデンス毎の θ_1 の平均値と標準偏差を図2-1に示す。すべてのケイデンスで2度以上男性の方が大きい値であった。二元配置分散分析の結果、性別要因に有意な主効果が認められたが、ケイデンス要因では有意な主効果が認められなかった（表3-1）。また、性

表3-1 分散分析の結果（ θ_1 ）

変動要因	平方和	自由度	F値	p値
性別	209.129	1	18.718**	$p<0.0001$
ケイデンス	52.043	3	1.553	$p=0.2046$
交互作用	3.415	3	0.102	$p=0.9588$
残差	1318.355	118		

*: $p<0.05$ **: $p<0.01$

別要因とケイデンス要因に交互作用は認められなかった (表 3-1)。

表 3-2 分散分析の結果 (θ_2)

変動要因	平方和	自由度	F値	p値
性別	295.261	1	26.670**	$p<0.0001$
ケイデンス	108.544	3	3.268*	$p=0.0238$
交互作用	14.683	3	0.442	$p=0.7233$
残差	1306.379	118		

*: $p<0.05$ **: $p<0.01$

3) 2 歩目体幹前屈角度の最大値 (θ_2)

図 2-2 はケイデンス毎の θ_2 の平均値と標準偏差である。 θ_2 はすべてのケイデンスで男性の方が約 3 度大きい値であり、全体的に θ_1 に比べて約 1 度小さい傾向が見られた (図 2-2)。男女被験者のケイデンスと θ_2 の二元配置分散分析の結果、性別要因、ケイデンス要因共に有意な主効果が認められ、ケイデンスが速くなると θ_2 は減少し、 θ_1 よりも減少率が高かった (表 3-2)。また、1 歩目と同様に性別要因とケイデンス要因に有意な交互作用は認められなかった。

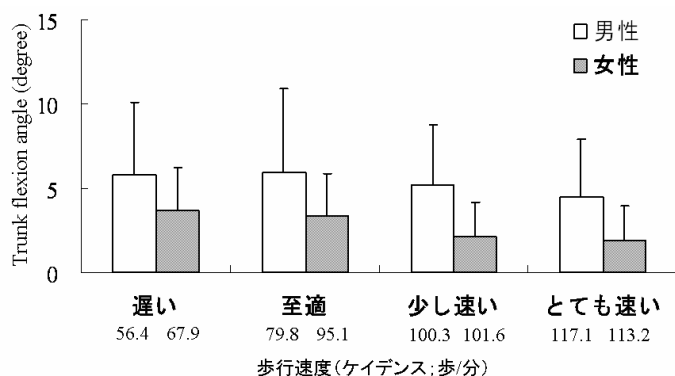


図 2-1 ケイデンス毎の 1 歩目体幹前屈角度 (θ_1) の平均値と標準偏差

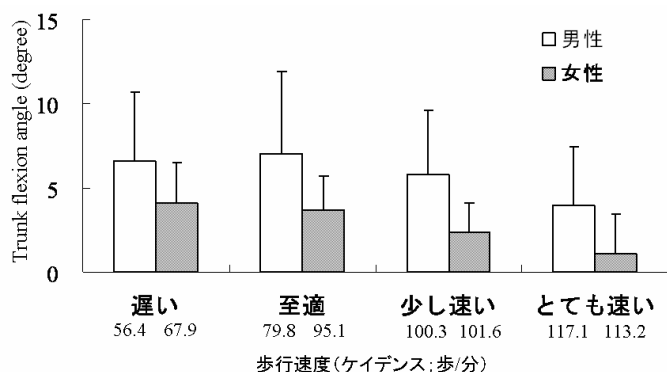


図 2-2 ケイデンス毎の 2 歩目体幹前屈角度 (θ_2) の平均値と標準偏差

4) 降段時の危険感

危険感をあらわす主観評定値は図 3 に示したように、基準とした至適条件において男性は平均 1.63、女性は平均 1.69 であった。至適条件以外では男性は平均 1.00～2.13、女性は平均 1.06～2.81 とケイデンスの変化に応じ

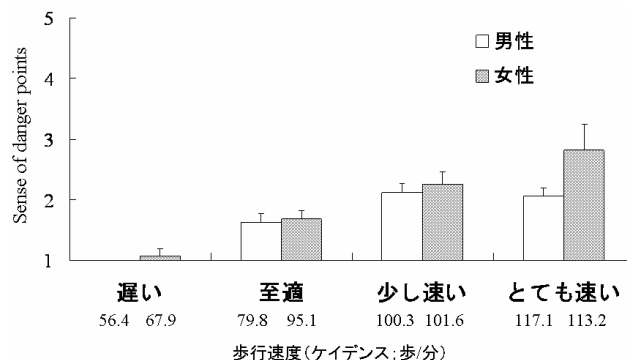


図 3 危険感をあらわす主観評定の平均値と標準偏差

て主観評定値も変化していた。とても速い条件では男性は平均 2.06、女性は平均 2.81 という高い値を示していた。

4 考察

1) 計測値の妥当性

本研究のケイデンスの値の妥当性を確認するため、大島らの報告¹³⁾にある階段の降段の所要時間と歩数からケイデンスを推算し、比較した。大島らの被験者 (平均年齢 72.5 歳) は約 60 歩/分と本研究より約 20～35 歩/分も低い値であった。理由として、本研究の被験者よりも平均年齢が 5 歳以上高く、70 歳代であったことが考えられる。そして、計測場所が窓のない非常階段 (踏面 29.5cm、蹴上げ 18.0cm) であり、照度の異なる条件でアイマクレコーダーを装着しており、動作に制約が生じていたと考えられ、本研究の計測値は妥当と思われる。

体幹の前屈角度は勝平らが算出した値^{9,10)}に比べて本研究で算出した値は男性のみ θ_1 、 θ_2 共に大きい値となった。この理由として勝平らは腰部モーメント算出をするため骨盤の前後傾を含まない方法で前屈角度を算出していたのに対し、本研究で使ったソフトの体幹前屈角度は股関節中心と肩峰がなす角度であるため、骨盤の前後傾を含んでいたことが影響したと考えられる。ただし本研究での降段動作は骨盤の前後傾運動を大きく引き出すものではないことから、算出方法に問題はないと考える。

2) ケイデンスと体幹前屈角度の差

ケイデンスの違いによる体幹前屈角度の変化は θ_2 のみに主効果が認められた。 θ_1 、 θ_2 共に見られた傾向として遅いケイデンスで降段した場合、男女共にほぼ同様の値であったが、少し速い、とても速い条件は至適条件と比べて男女共に減少していた。これはケイデンスが速くなるのに伴い、体幹に生じる慣性力が大きくなった分だけ体幹をコントロールする筋力が要求され、その時に重心が支持基底面から逸脱しないために姿勢反応¹⁴⁾として補償動作が働き、前屈角度が減少したと考えられる。

θ_2 のみに主効果が認められた要因として θ_1 は 1 段の移動 (降段) であるのに対し、 θ_2 は 2 段の移動となるため、脚部の移動距離は θ_2 の方が約 2 倍長くなった影響が考え

られる。つまり速いケイデンスで階段を利用すると、とりわけ2歩目以降の定常動作に至るまでは補償動作が働き、バランスを崩す危険性が高いと判断できる。従って2歩目以降の定常歩行に至るまでの局面は階段利用時には十分に注意する必要があると考えられた。

3) 体幹前屈角度の男女差

体幹前屈角度は θ_1 , θ_2 共に女性の方が小さい値であると認められた。今回の計測で女性の方が小さい値となった1つとして体格差の影響が考えられる。男性の体重は女性に比べては23%も高い値であり、体重が少ないと身体のコントロールはしやすいと考えると有利に働くはずだが、実際は反対の結果となった。これは男性の体重は筋量が多いために高くなったものであり、女性は男性に比べて筋力が低かったことが推察される。つまり男女で筋力差があったため身体のコントロールのしやすさが異なり、女性の補償動作が大きくなった一因と考えられる。ただし今回は体幹や下肢の筋力を測定していないため、今後は身体全体の筋力測定データと照らし合わせた分析が必須になると考えられた。

4) 危険感と体幹前屈角度の関係

危険感をあらわす主観評定はケイデンスが速くなるのに伴って評定値は高くなった。 θ_2 のとても速い条件では女性の方が1ポイント程度高い値であったが、その他の3条件ではほぼ同様の値であった。女性の方が補償動作である体幹前屈角度の減少が顕著だった理由として、筋力の低さだけでなく、急いで降段することに対して危険に感じる度合いが高かったことが影響したと考えられた。つまり危険感が高くなると補償動作が大きくなることが示唆された。

5) 今後の課題

本研究は階段を異なる速度条件で降段した場合、身体的不安定さが体幹運動に影響すると考え、体幹の前屈運動に着目した検討をおこなった。Perryによると歩行時の足関節底屈運動は前方への転倒を制御するためであると論じていることから、前足部で床を蹴る力は歩行の推進力のみならず身体バランスを保持する役割があることを示唆している¹⁵⁾。今回は体幹の前屈運動のみに焦点を当てたが、足関節の運動や筋力とも合わせた検討が必要と考えている。

その他、バランスを保持する戦略として、歩行時は体幹運動と頭部運動を協調することにより歩行中の重心の動揺を少なくする生理的な意義を持つとの報告¹⁶⁾もある。通常の歩行よりも重心の動揺が大きい階段利用時は体幹運動と頭部運動の協調は顕著になると推察されるため、頭部運動との協調についても検討が必要と考えている。

今回の計測では階段の段数が3段と少ないことから階段を降段するまでの歩行路を設けていなかった。従って、歩行中の速度増加が勘案されない停止状態からの降段動作であり、通常の降段パターンで計測した場合の体幹前屈角度は異なった値になった可能性がある。今後は実際の状況に近い環境でのデータを取得するために、階段の歩

行路の設置や段数の増加した条件で計測することが重要と考えている。

5 結論

高齢者の階段からの転落予防に向けてバランスを崩しやすい動作初期を対象に至適より遅い速度と速い速度で降段した時の体幹前屈角度について検討し、以下の結果を得た。

- 1) 降段速度が速くなると体幹前屈角度は減少し、危険感をあらわす主観評定値は増加した。また、体幹前屈角度の減少は不安定姿勢にならないようにするための補償動作であると考えられた。
- 2) 体幹前屈角度は男性よりも女性の減少が顕著であった。この理由として女性の方が体重は軽い、筋力は低いために、急いで降段すると身体をコントロールしにくくなったこと、更に危険に感じる度合いも高かったことが影響したと考えられた。
- 3) 身体バランスを維持するための補償動作を表す体幹前屈角度の減少は1歩目より2歩目で大きくなった。これは動作の加速による影響だけでなく、移動距離は θ_2 の方が約2倍長くなったことが影響したものと考えられた。

以上の結果から、高齢者は速いケイデンスで降段すると2歩目以降の定常歩行に至るまでにバランスを崩す危険性が高いため、階段利用時には十分な注意を要する局面であると示唆された。

文 献

- 1) 古瀬敏. 建築研究報告 階段使用時の安全確保に関する研究—特に住宅階段を対象として—. 建築研究振興協会; 1986.
- 2) 古瀬敏. 人にやさしい住まいづくり 長寿社会対応住宅の手引き. 財団法人高齢者住宅財団; 1995:61.
- 3) Simoneau G G, Cavanagh P R. The Influence of Visual Factors on Fall-Related Kinematic Variables During Stair Descent by Older Women. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*. 1991; 46(6):188-195.
- 4) 永田久雄, 木下鈞一. 階段・通路の安全性に関する研究(第2報)—階段昇降動作の基礎的性状—. 産業安全研究所技術資料. 1976; RIIS-TN-75-9: 1-13.
- 5) 大嶋辰夫, 宇野英隆. 使用者から見た安全な階段に関する研. 日本建築学会計画系論文報告集. 1999; 521:159-165.
- 6) 大西明宏, 江原義弘. 住居内階段の降段時のヒールクリアランスの分析にもとづいた安全な階段寸法を算出する数式モデルの開発. *バイオメカニズム学会誌*. 2005; 29(3):152-159.
- 7) Livingston L A., Stevenson J M, Sandora J O. Stair climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1991; 72:398-402.
- 8) Andriacchi T P, Andersson G B, Fermier B S, Stern D P, Galante J O. A study of lower-limb mechanics during

- stair-climbing. Journal of Bone and Joint Surgery. 1980; 62:49-57.
- 9) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 丸山仁司, 長澤夏子, 渡辺仁史. 階段の形状と手すりの使用が階段昇降時の腰部モーメントに及ぼす影響. パイオメカニズム学会誌. 2005; 29(2):95-104.
 - 10) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 丸山仁司. 階段およびスロープ昇降時の腰部モーメントの分析. 人間工学. 2003; 232-240.
 - 11) 臨床歩行分析研究会編. 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版株式会社; 1997.
 - 12) 建設省住宅局建築指導課監修. ハートビルガイドブック 実務に役立つ人にやさしい建築支援情報資料集. 人にやさしい建築・住宅推進協議会; 1999.
 - 13) 大島元, 古賀靖子. 老健者の階段昇降時における注視特性に関する研究. 日本建築学会大会学術講演梗概集. 2001;437-438.
 - 14) Elble R J, Moody C, Leffler K, Sinha R. The initiation of normal walking. Movement Disorders.1994; 9(2):139-146.
 - 15) Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare: Slack Incorporated; 1992
 - 16) 上村隆一郎, 武井泰彦. 歩行時頭部体幹運動における加齢の影響. Equilibrium Research. 2001; 60(4):241-249.

The Influence of Body Trunk Flexion When Descending Stairs at Different Speeds[†]

by

Akihiro OHNISHI^{*1}

This study examined the flexion angle of the trunk of the human body when descending stairs hastily. In recent years, the number of accidental falls among the elderly when descending stairs has increased, so urgent measures need to be taken prevent such accidents. This study focused on the flexion motion of the trunk which indicates the state of balance of the body, and examined the mechanism by which such trunk flexion is controlled when descending stairs at different speeds. The subjects in this study were four elderly males and four elderly females. The subjects descended a three-step stair at four speeds (slow, suitable, fast and very fast) while a motion capture system measured their trunk flexion angle.

The results showed that as the speed of descent increased, the trunk flexion angle decreased, especially at the second step, when compared with the first step. This occurred because the degree of trunk flexion corresponded to the compensation motion needed to descend the stairs hastily. Due to these factors, trunk flexion was reduced in order to keep the body in balance.

The trunk flexion angle of the female subjects decreased significantly more than that of the male subjects. This was due to the lower muscular strength of the female subjects, combined with their higher awareness of danger, so that they were less able to control their body motion.

In this study, it was concluded that elderly people need to take greater care when descending stairs, especially on and after the second step.

Key Words: stair, descent, gait cadence, body trunk flexion, motion analysis

^{*1} Human-Factor and Risk-Management Research Group, National Institute of Occupational Safety and Health, Japan