

## 研究報告



## 後方転倒回避ステップング中の下肢筋活動量と 着地時姿勢の特徴\*

判治真也<sup>1)2)</sup>・太田大貴<sup>3)</sup>・越智 亮<sup>1)4)</sup>

### 【要 旨】

【目的】後方の転倒回避ステップングにおける外乱刺激を増大させた際の下肢筋活動量と着地時姿勢の変化を調査し、バランス回復に寄与する下肢筋を明らかにすることを目的とした。【方法】健常男性若年者13名を対象とし、ケーブル牽引による後方傾斜姿勢から、突然の牽引解放による後方ステップングを行わせた (Tether-release 法)。牽引量は体重の5%・10%・15%とし、5回ずつ試技を行った。動作中の下肢筋活動の測定、ステップング着地時姿勢の評価を行った。【結果】ケーブル牽引量 (外乱) の増大に応じて、ステップング中の振出脚の半腱様筋と大腿直筋および前脛骨筋、支持脚の大殿筋と大腿直筋および前脛骨筋の筋活動量が有意に増加した。さらに外乱の増大に応じて、振出脚の速度の指標と着地時姿勢の支持基底面の大きさの指標、および体幹傾斜角度の増大が認められた。【結論】牽引量の増加に応じて活動量が増加した筋が、後方への転倒回避ステップングに関与する筋であると考えられた。

キーワード：転倒予防，後方ステップング，筋活動

### はじめに

高齢者の転倒は骨折などの重篤な障害を引き起こし、また骨折によって要介護に至る危険性が高くなるとされている<sup>1)2)</sup>。そのため、転倒予防は高齢者の健康増進のために重要な課題である。福田ら<sup>3)</sup>は、転倒する方向において、前方への転倒が約6割、後方への転倒が約2割と報告している。また、高齢者で増加する脊椎圧迫骨折や大腿骨頸部骨折は後方への転倒により発生しやすいとされている<sup>4)</sup>。通常、スリップやひっかかりなどにより後方へふらついた際には、バランスを立て直そうとする立ち直り反応が生じるとされている

が<sup>5)</sup>、高齢者では反応が遅れることで立ち直り反応や下肢の踏み出しが間に合わずに転倒へ発展するとされている<sup>6)</sup>。また、後方への身体重心移動範囲は前方と比較して少なく、後方へバランスを崩しやすいとされている<sup>7)</sup>。したがって、後方への転倒を回避する動作を分析することは、転倒によって引き起こされる重大な傷害を予防するために重要な課題である。

転倒を防ぐための身体反応の1つとして、身体が倒れた際にとっさに脚を一步踏み出すことで姿勢を保持するステップング反応がある。転倒回避のためのステップを実験的に誘発する方法として

\* Characteristics of lower limb muscle activity and landing posture during balance recovery stepping from a backward fall.

1) 星城大学大学院 健康支援学研究所  
Shinya Hanji, PT, Akira Ochi, PT, PhD: Graduate School of Health Care Studies, Seijoh University

2) 社会福祉法人博寿会 やすらぎの里  
(490-1438 愛知県海部郡飛島村大宝字八島 113-1)  
Shinya Hanji, PT: Social Welfare Corporation, Hakujikai Yasuraginosato

(受付日 2023年10月30日/受理日 2024年5月8日)

3) 医療法人東樹会 あずまりハビリテーション病院  
Daiki Oota, PT: Medical corporation, Tojukai, Azuma rehabilitation hospital

4) 星城大学 リハビリテーション学部 理学療法専攻  
Akira Ochi, PT, PhD: Division of Physical Therapy, Faculty of Care and Rehabilitation, Seijoh University

# E-mail: hr110198@gmail.com

「Tether-release 法」<sup>8)9)</sup>があり、この方法はケーブルで身体を牽引し、傾けた姿勢から突然の解放によってステップ反応を誘発する方法である。この研究方法は牽引力や身体の傾き等を調整することで、指定した方向へ一定量の外乱を与えることができる。Hsiao ら<sup>9)</sup>は、Tether-release 法を用いて健常高齢者の後方ステップを分析した先行研究において、バランス能力が高い者は、大きく素早く脚を踏み出すことができ、かつ着地したときに体幹が倒れずに垂直に保つことができると報告している。また、Grabiner ら<sup>10)</sup>は、転倒を回避するために下肢のステップスピードが重要であると報告している。従って、素早いステップのために、下肢筋の活動が重要であると考えられるが、前方への転倒回避ステップ<sup>11-14)</sup>と異なり、後方ステップに関する筋電図学的分析を行った研究は見当たらない。

そこで、後方の転倒回避ステップにおける筋活動を調査し、後方ステップに関わる下肢筋を明らかにする必要があると考えた。Tether-release 法による前方ステップの先行研究<sup>11-14)</sup>において、初期姿勢のケーブル牽引力による外乱量を増加させた際に、ステップスピードの増大とともに活動量が増加する股関節屈筋、足関節背屈筋がステップに関わる筋であると考えられている。後方ステップにおいても同様に、外乱量の増加に応じて筋活動量が増加する筋があると考えられる。後方ステップの下肢筋活動と着地時姿勢の特徴を調査するにあたり、後方ステップは前方ステップと比較してバランス回復の難易度が高く、比較的高い筋力が要求されるため、まず健常若年男性を対象とすることを考えた。

本研究の目的は、後方ステップの外乱量を増加させた際の下肢筋活動と下肢の振り出しスピードや着地時姿勢等の運動学的分析を行い、後方の転倒回避ステップに関与する下肢筋について明らかにすることである。

## 対象および方法

### 1. 対象

対象者は健常若年男性 13 名（年齢  $20.2 \pm 1.6$  歳、BMI  $20.9 \pm 1.0 \text{ kg/m}^2$ ）とした。既往や既存の疾患として、神経筋機能の障害（パーキンソン病、脳卒中など）を持つ者、運動器障害等により下肢関節に重度の可動域制限がある者、その他既往により本実験のステップ動作が実施できない者は除外した。本研究は星城大学研究倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号：2022C0012）。各

対象者には研究内容を説明し、書面にて参加の同意を得た。

### 2. 測定方法

対象者にスパッツ、スイムキャップ、ヒッププロテクターの着用を依頼し、ハーネス、牽引ベルト、落下抑制ベルトを取り付けた。ステップ動作中の筋電図測定および矢状面の二次元動作解析のため、対象者へ筋電図電極とマーカーを貼付した。各対象者の振出脚は利き足とし、対象者からボールを蹴る方の足を聴取することで決定した。電極貼付位置は類似動作である後進歩行の筋電図学的調査の先行研究<sup>15)</sup>を参照し、大殿筋、大腿直筋、半腱様筋、前脛骨筋、腓腹筋内側頭とした。これらの筋腹上を剃毛し、十分な皮膚処理の後、ペースト付きディスポーザブル電極（メッツ、SP-00-S）を用いて、筋線維と平行に電極間距離を 30 mm で貼付した。貼付位置については SENIAM が推奨する電極設置位置を参考に<sup>16)</sup>、表面筋電計（Noraxon, Ultium）を用い、アース付属の筋電計プローブを各筋の近傍に貼付した。姿勢変化を測定するための反射マーカーについては、肩峰、上後腸骨棘、上前腸骨棘、第 1 中足骨に貼付した。表面筋電計と同期した WEB カメラ（ELECOM, UCAM-DLL300TRD）を対象者の側面から 4 m の位置に設置した。ステップ時の踵離地および足底接地時のタイミング導出のため、ステップ下肢の足底第 1 中足骨、第 5 中足骨、踵部にフットスイッチ（酒井医療株式会社、EM-U802F）を装着した。導出した筋電図やビデオ映像のアナログ信号を A/D 変換し、筋電図とフットスイッチはサンプリング周波数 2 kHz、ビデオ映像はサンプリング周波数 30 Hz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

後方ステップ動作の誘発は先行研究<sup>9)</sup>を参考に Tether-release 法を用いて実施した。対象者の腹部に取り付けたベルトで牽引し、後方に身体を傾けた姿勢から牽引を解放してステップを誘発した。牽引ベルトは高さ調節が可能な金属フレームに取り付けることで水平に牽引するようにし、フレームとベルトの間にデジタルクレーンスケールを介在させて牽引力を計測した。安全面に配慮して、落下抑制ベルトを胸部に装着し、対象者の後ろに検査者を配置した。事前にステップ動作を行い、対象者全員が振出脚（利き足）でステップングすることを確認した。ベルト牽引量は体重の 5%、10%、15% とし（%Body Weight；以下、%BW）、ステップングが 1 歩で踏み止まれた試技を成功と

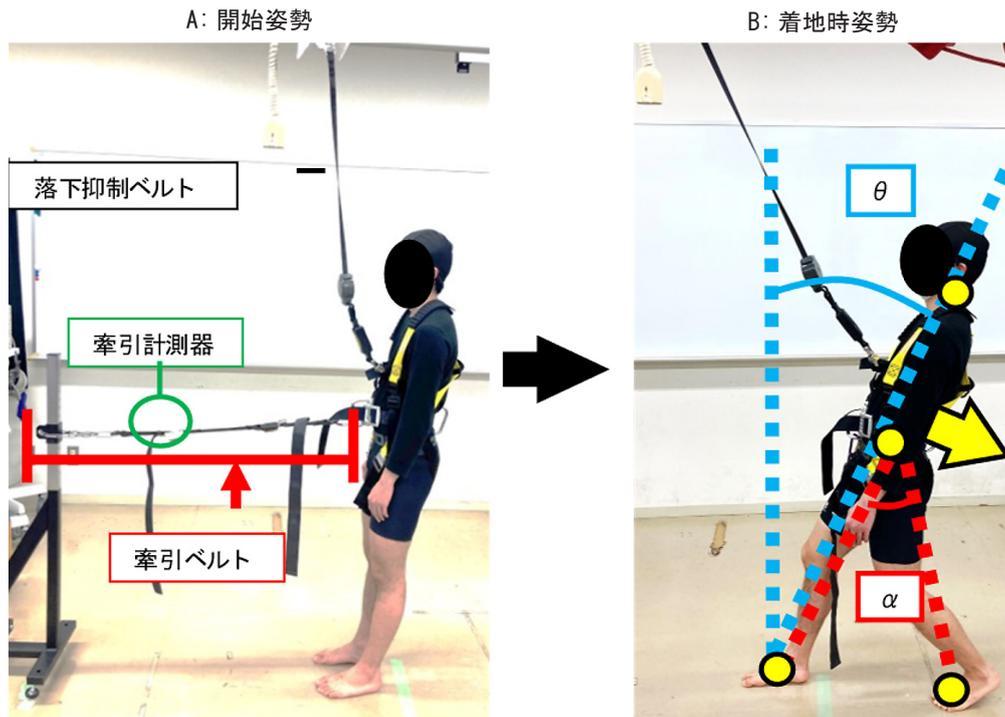


図1. Tether-release 法による測定方法と分析方法

Aはベルトで牽引された開始姿勢，Bは牽引から解放され，ステッピングした着地時姿勢をそれぞれ示す．Bより，ステッピング角度 $\alpha$ に対し，体幹傾斜角度 $\theta$ の関係性を表した $\alpha/\theta$ がバランス回復能力に関与すると報告されている．

した．試技はそれぞれの牽引量で5回ずつとした．

### 3. データ分析

撮影された映像の運動学的分析には，画像解析ソフト (ImageJ, Ver.1.53k, NIH) を使用した．フットセンサーのオン・オフ信号により，ステッピング時間と足部着地のタイミングを抽出した．

図1に示すように，着地時姿勢における支持基底面の大きさの指標として，上前腸骨棘と上後腸骨棘の中間点と支持脚の第1中足骨を結ぶ線と，上前腸骨棘と上後腸骨棘の中間点と振出脚の第1中足骨を結ぶ線のなす角をステッピング角度 $\alpha$  (deg) とした．また，肩峰と上前腸骨棘と上後腸骨棘の中間点を結ぶ線と，床からの垂線からなす角を体幹傾斜角度 $\theta$  (deg) とした．ステッピング角度と体幹傾斜角度の比で，着地時姿勢の身体安定性の指標となる $\alpha/\theta$ を算出した．なお， $\alpha/\theta$ は数値が大きいほど支持基底面が大きく体幹が垂直に保たれていることを示しており<sup>9)</sup>，着地時の姿勢が安定していることを意味する．さらに，ステッピング角度 $\alpha$ をステッピング時間で除すことで，振出脚のスピードの指標である $\alpha$ 角速度 (deg/s) を算出した．

ステッピング時間から振出脚と支持脚の筋活動を抽出した．得られた筋活動は整流化と二乗平均

平方根 (100 ms) で平滑化し，各対象者の最大随意収縮時 (Maximum voluntary contraction; MVC) の筋活動量で除して正規化を行った (%MVC)．なお，最大随意収縮時の筋活動量は，徒手筋力検査法を参考に3秒間の最大等尺性収縮を行わせた際の整流，平滑化波形のピーク値とした．

### 4. 統計処理

統計処理には，エクセル統計，Ver.4.05，BellCurve社を用いた．まずShapiro-Wilk検定を用いて全てのデータの正規性を確認した．下肢筋活動と運動学的データの3牽引量間 (5, 10, 15%BW) の比較には，反復測定一元配置分散分析，またはフリードマン検定を用い，有意であった場合は事後検定として多重比較 (Tukey法もしくはSteel-Dwass法) を行った．全ての統計学的有意水準は5%とした．

### 結果

分散分析およびフリードマン検定の結果，ケーブル牽引量の増大に応じて振出脚の半腱様筋のピーク ( $F = 11.48, p < 0.001$ ) と平均 ( $F = 11.82, p < 0.001$ )，大腿直筋のピーク ( $\chi^2 = 8.47, p < 0.05$ ) と平均 ( $F = 23.01, p < 0.001$ )，そして前脛骨筋の平均 ( $F = 4.16, p < 0.05$ ) の活動量が有意で

あった。また、支持脚では大殿筋のピーク ( $F = 9.89, p < 0.001$ ) と平均 ( $F = 8.80, p < 0.01$ )、大腿直筋のピーク ( $F = 19.47, p < 0.001$ ) と平均 ( $F = 12.29, p < 0.001$ )、そして前脛骨筋のピーク ( $F = 21.33, p < 0.001$ ) の活動量が有意であった。事後検定の結果を表1にまとめた。効果量 (Effect size; ES) のCohen's  $d$  値は0.2以上0.5未満を効果量小 (Small: 以下S), 0.5以上0.8未満を効果量中 (Medium: 以下M), 0.8以上を効果量大 (Large: 以下L) とした。筋活動のピーク値と平均値、また有意差を認めた全ての筋は、いずれもケーブル牽引量の増大に応じて筋活動が有意に増加した。

運動学的データについて、分散分析およびフリードマン検定の結果、ケーブル牽引量の増加に応じてステップング角度 ( $F = 26.24, p < 0.001$ )、体幹傾斜角度 ( $F = 23.72, p < 0.001$ )、 $\alpha$ 角速度 ( $F = 18.55, p < 0.001$ ) が有意であり、 $\alpha/\theta$ は差が見られなかった (表2)。事後検定の結果、ステップング角度 $\alpha$ は5%BWよりも15%BWが有意に大きく ( $p < 0.001, d = 1.50, ES; L$ )、また10%BWよりも15%BWで有意に大きかった ( $p < 0.05, d = 1.35, ES; L$ )。体幹傾斜角度 $\theta$ は5%BWと10%BW ( $p < 0.001, d = 0.69, ES; M$ )、5%BWと15%BW ( $p < 0.001, d = 1.39, ES; L$ )、10%BWと15%BW ( $p < 0.01, d = 0.78, ES; M$ ) の全てで有意差を認め、牽引量が大きいほど有意に値が大きくなった。 $\alpha$ 角速度も同様に、5%BWと15%BW ( $p < 0.001, d = 1.68, ES; L$ )、10%BWと15%BW ( $p < 0.001, d = 1.22, ES; L$ ) で有意差を認め、牽引量が大きいほど有意に値が大きくなった。

## 考察

本研究は、健常者を対象として実験的に後方への転倒回避ステップングを誘発し、その際の振出脚と支持脚の筋電図活動量と、着地時姿勢や $\alpha$ 角速度等の運動学的分析を行った。ケーブル牽引量の増大、すなわち外乱が大きくなるにつれて、振出脚の半腱様筋と大腿直筋、前脛骨筋、および支持脚の大殿筋と大腿直筋、前脛骨筋の筋活動量が増加したことから、これらの筋が後方への転倒回避ステップングに関与する主要な筋であることが示された。また、着地時安定性の指標である $\alpha/\theta$ 値は外乱量が増加してもほぼ一定であったことから、本研究の対象者である健常若年者は外乱に応じてステップングスピードを調整し、着地時安定性を保つ戦略をとっていたことが考えられた。

前方ステップングでは、ステップング動作時の

身体重心コントロールが着地時安定性に関連すると報告されており<sup>7)</sup>、ステップング着地時の前後足部で囲まれた支持基底面内に身体重心が留まっていれば安定するが、身体重心が支持基底面を逸脱した場合にはその方向へ身体が倒れていくことになる。本研究における後方ステップング着地時姿勢も、外乱が大きくなると後方への身体傾斜である $\theta$ が増加し、支持脚と振出脚の足部で囲まれた支持基底面から身体重心が後方へ逸脱することで不安定となることが予想された<sup>7)</sup>。しかし、本研究の対象者は外乱量が増えて着地時の体幹傾斜角度 $\theta$ が増大した際に、ステップングスピードを速くすることで対応し、ステップング角度 $\alpha$ を大きくして支持基底面を増大させることで着地時安定性を一定に保ったと考えられる。前方ステップングの先行研究でも同様に、ステップング着地の際の1歩長の増加<sup>7) 15-18)</sup>、さらに素早く支持基底面を増加させるためのステップングスピードが重要であるとされている。

後方ステップングに関与する筋で、振出脚の半腱様筋と大腿直筋は後進歩行における遊脚相の筋活動<sup>15)</sup>と類似しており、求心性収縮により下肢を振り出し、床に素早く接地する為に機能していると推測される。股関節伸展筋である大殿筋に関しては有意差がなかったが、半腱様筋には有意差がみられた。半腱様筋は大殿筋と比較し筋長が長く、収縮スピードが速い為<sup>19)</sup>、素早く支持基底面を増加させるために股関節伸展筋である大殿筋よりも、膝関節屈曲筋である半腱様筋が働いたと考える。支持脚の大殿筋、前脛骨筋に関しては、後進歩行における立脚相の筋活動<sup>15)</sup>と類似しており、大腿直筋で後方への推進力を生み出し、前脛骨筋によって、踵部で床を押すことで支持基底面を確保していると推察される。しかし、大殿筋に関しては、後進歩行とは筋活動が異なり、後方転倒回避ステップングにおいて有意に増加した。福井ら<sup>20)</sup>は、支持面が移動するような外乱が与えられた時、上半身の傾きに対して下半身は支持基底面内に留まろうとすると報告している。Tether-release法では、初期姿勢で体幹が大きく後方に傾斜しているため、ステップング時に下半身から重心を支持基底面内に戻す動きが生じ、支持脚の大殿筋による股関節伸展と協働して、大腿直筋が股関節屈曲方向に働いたことで、骨盤が前後から固定され、前方へ上半身を引き戻すような動きが生じたと考える。

本研究にはいくつかの限界がある。本研究で用いたTether-release法は、牽引量や姿勢を定量化

表1. 各牽引量におけるステップング中の下肢筋活動量

		5%BW	10%BW	15%BW	ES (5%BW vs 15%BW)	ES (10%BW vs 15%BW)
振出脚						
大殿筋	平均	17.4 ± 13.5	15.9 ± 12.2	64.9 ± 100.8	—	—
	ピーク	29.6 ± 23.5	29.1 ± 25.4	89.6 ± 157.8	—	—
半腱様筋	平均*†	30.1 ± 20.9	33.3 ± 22.3	44.6 ± 26.1	0.52 (M)	0.41 (S)
	ピーク*†	70.4 ± 51.4	79.2 ± 51.2	94.4 ± 57.8	0.44 (S)	0.28 (S)
腓腹筋	平均	19.4 ± 17.7	27.5 ± 29.2	36.2 ± 33.3	—	—
	ピーク	39.4 ± 24.7	51.8 ± 57.1	67.7 ± 53.5	—	—
大腿直筋	平均*†	12.0 ± 6.0	14.8 ± 6.8	20.7 ± 8.6	1.19 (L)	0.75 (M)
	ピーク*	27.2 ± 10.7	33.4 ± 11.1	41.9 ± 12.2	0.39 (S)	—
前脛骨筋	平均*	38.4 ± 19.8	44.1 ± 22.4	52.4 ± 23.4	0.65 (M)	—
	ピーク	95.6 ± 50.9	112.1 ± 59.8	110.4 ± 45.4	—	—
支持脚						
大殿筋	平均*†	9.0 ± 5.2	9.9 ± 5.6	15.7 ± 10.9	0.86 (L)	0.64 (M)
	ピーク*†	16.3 ± 9.3	19.0 ± 8.5	27.4 ± 12.8	0.99 (L)	0.77 (M)
半腱様筋	平均	7.6 ± 5.1	6.7 ± 4.5	9.7 ± 5.3	—	—
	ピーク	13.7 ± 9.3	11.8 ± 6.7	16.3 ± 7.5	—	—
腓腹筋	平均	9.1 ± 4.1	10.9 ± 4.9	18.2 ± 9.0	—	—
	ピーク	27.1 ± 13.6	24.4 ± 12.9	34.2 ± 13.6	—	—
大腿直筋	平均*†	13.7 ± 5.7	16.8 ± 7.8	26.0 ± 11.0	1.30 (L)	0.90 (L)
	ピーク*†	40.4 ± 16.2	51.1 ± 26.1	76.9 ± 31.6	1.46 (L)	0.89 (L)
前脛骨筋	平均	10.5 ± 5.7	12.4 ± 7.1	16.6 ± 8.40	—	—
	ピーク*†	21.0 ± 9.6	24.6 ± 12.0	33.7 ± 11.5	1.20 (L)	0.77 (M)

単位は%MVC。データは全て平均 ± 標準偏差で示す。

表内の表記は、下記のように記した。ES : Effect Size %BW : %Body Weight

\* : 5%BW vs 15%BW で  $p < 0.05$  で有意差あり。† : 10%BW と 15%BW で有意差あり。

ES (5%BW vs 15%BW) : 5%BW vs 15%BW の効果量 (判定) を示す。

ES (10%BW vs 15%BW) : 10%BW vs 15%BW の効果量 (判定) を示す。

(S) : 効果量小, (M) : 効果量中, (L) : 効果量大。

表2. 各牽引量における運動学的データの結果

	5%BW	10%BW	15%BW	ES (5%BW vs 15%BW)	ES (10%BW vs 15%BW)
ステップング角度 $\alpha$ *†	35.2 ± 7.6	37.9 ± 5.1	45.4 ± 5.8	1.50 (L)	1.35 (L)
体幹傾斜角度 $\theta$ *†	2.8 ± 5.8	6.3 ± 4.4	9.4 ± 3.3	1.39 (L)	0.78 (M)
$\alpha/\theta$	4.1 ± 7.3	6.9 ± 4.2	6.9 ± 3.6	—	—
$\alpha$ 角速度*†	139.9 ± 45.9	166.0 ± 44.1	231.5 ± 61.8	1.68 (L)	1.22 (L)

ステップング角度と体幹傾斜角度、 $\alpha/\theta$  は単位を (deg),  $\alpha$  角速度は (deg/s) とした。データは全て平均 ± 標準偏差で示す。

表内の表記は、下記のように記した。ES : Effect Size %BW : %Body Weight

\* : 5%BW vs 15%BW で  $p < 0.05$  で有意差あり。† : 10%BW と 15%BW で有意差あり。

ES (5%BW vs 15%BW) : 5%BW vs 15%BW の効果量 (判定) を示す。

ES (10%BW vs 15%BW) : 10%BW vs 15%BW の効果量 (判定) を示す。

(S) : 効果量小, (M) : 効果量中, (L) : 効果量大。

しやすく、筋活動の変化を捉える方法として有用であるが、重心を逸脱させた状態から実施する方法であるため実際の転倒を反映していない。外乱量を15%BWまでとしたため、対象者個人ごとの最大のバランス回復能力を発揮できていない。ただし、前方ステップングの先行研究<sup>17)</sup>では若年男性はほとんどが40%BW以上でもバランス回復に成功することを見ると、後方転倒に対するステップングによる転倒回避は前方よりも困難で、これ以上の大きな外乱の適用は対象者の転倒リスクがあり難しいと思われる。本研究は、後方ステップングに關与する筋の調査を主目的としたため、筋活動の抽出区間を遊脚中のみに限定したことから、着地後の体重支持に關与する筋を明らかにできていない。今後は、後方ステップングに寄与する下肢筋の筋力や筋力発揮率等の筋機能の向上が後方転倒回避動作にどのように影響するか、高齢者も対象に含めて引き続き調査する必要がある。

## 結論

健康若年男性を対象として後方への転倒回避ステップングにおける外乱量の増加が下肢筋活動量と着地時姿勢に与える影響を調査した。本研究の対象者は、外乱量の増加に伴ってステップング角速度を増加させ、ステップング着地時の姿勢安定性を一定に保つ戦略をとった。後方ステップングにおいて、振出脚の半腱様筋と大腿直筋および前脛骨筋、支持脚の大殿筋と大腿直筋および前脛骨筋が關与する筋であることが示唆された。

## 謝辞

本研究を実施するにあたり、ご指導賜りました星城大学大学院健康支援学研究所の先生方、測定にご協力いただいた星城大学リハビリテーション学部の皆様、あずまりハビリテーション病院のスタッフの皆様にお礼申し上げます。本論文に関して開示すべき利益相反はない。

## 【文 献】

- 1) 古名丈人, 島田裕之・他: 高齢者の歩行と転倒—疫学的調査から—。バイオメカニズム学会誌。2006; 30(3): 132-137.
- 2) 萩野浩: 転倒の疫学と予防のエビデンス。The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2018; 55(11): 898-904.
- 3) 福田圭志, 井尻朋人・他: 静止立位と転倒方向および転倒頻度の関連を調査した横断研究。関西理学療法。2017; 17: 105-110.

- 4) Sun PE, Zhang XX, et al.: Stress analysis of the thoracolumbar junction in the process of backward fall. *Exp Ther Med*. 2021; 22(1117): 1-7.
- 5) Maki BE, Sibley KM, et al.: Reducing fall risk by improving balance control: Development, evaluation and knowledge-translation of new approaches. *J Safety Res*. 2011; 42: 473-485.
- 6) Horak FB: Postural orientation and equilibrium what do we need to know about neural control of balance to prevent falls. *Age ageing*. 2006; 35(S2): ii7-ii11.
- 7) Arampatzis A, Karamanidis K, et al.: Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. *J Biomech*. 2008; 41: 1754-1761.
- 8) Ochi A, Ohko H, et al.: Relationship between balance recovery from a forward fall and lower-limb rate of torque development. *J Mot Behav*. 2019; 27: 1-8.
- 9) Hsiao ET, Robinovitch SN: Elderly subjects ability to recover balance with a single backward step associates with body configuration at step contact. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001; 56A(1): M42-M47.
- 10) Grabiner MD, Owings TM, et al.: Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005; 60A(11): 1447-1450.
- 11) Graham GF, Carty CP, et al.: Biomechanical predictors of maximal balance recovery performance amongst community-dwelling older adults. *Exp. Gerontol*. 2015; 66: 39-46.
- 12) Thelen DG, Muriuki M, et al.: Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10: 93-101.
- 13) Cronin NJ, Barrett RS, et al.: Differences in muscle activation patterns during step recovery in elderly women with and without a history of falls. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013; 23(5): 1139-1144.
- 14) Ochi A, Yokoyama S, et al.: Decreased lower limb muscle recruitment contributes to the inability of older adults to recover with a single step following a forward loss of balance. *Aging Clin Exp Res*. 2014; 26: 213-220.
- 15) 本間秀文, 鈴木博人: 後方歩行の筋活動に関する研究。理学療法科学。2013; 28(3): 323-328.

- 
- 16) SENIAM. [http://seniam.org/sensor\\_location.htm](http://seniam.org/sensor_location.htm)  
(2023年10月30日引用)
- 17) Wojcik LA, Thelen DG, et al.: Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1999; 54A(1): M44-M50.
- 18) Thelen DG, Wojcik LA, et al.: Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1997; 52A(1): M8-M13.
- 19) 市橋則明：運動療法学(第2版). 文光堂, 東京, 2016, pp. 69-89.
- 20) 福井勉：大腰筋機能の臨床的考察. *バイオメカニズム学会誌.* 2000; 24(3): 153-158.