

歩行速度と加速度に基づく若年者、高齢者、転倒経験者の歩容の判別

Classification of young adults, elderly non-fallers and fallers using velocity and acceleration related gait parameters

○ 藤本雅大 (立命館大学) 長野明紀 (立命館大学) Chou Li-Shan (オレゴン大学)

Masahiro FUJIMOTO, Ritsumeikan University

Akinori NAGANO, Ritsumeikan University

Li-Shan Chou, University of Oregon

Abstract: The objective of this study was to classify individuals with different balance control abilities using velocity and acceleration related gait parameters. Center of mass (COM) control and dynamic stability during gait were examined for healthy young and elderly adults, and elderly fallers. Although no significant difference was detected in the COM velocity between healthy young and elderly subjects, the peak COM acceleration differed significantly, suggesting age-related differences in momentum control during gait. Elderly fallers demonstrated the largest stability margins, indicating their conservative balance strategy. A discriminant analysis correctly classified 82.2% of the subjects when both velocity- and acceleration-related COM and stability parameters were used as independent variables, which was better than the result of using velocity-related parameters only (68.9%). The use of COM acceleration in addition to its velocity would enhance fall risk assessment, which would allow us to grade individuals with different balance control abilities.

Key Words: Gait, Balance control, Center of mass, Inverted pendulum model

1. 緒言

高齢者における転倒とそれに伴う深刻な外傷は、要介護状態を招く主たる要因の一つであり、その多くは歩行中に生じる⁽¹⁾。転倒リスクの高い個人を早期に発見し、将来に起こりうる転倒を防ぐには、歩行の動的安定性を定量的に評価し、バランス能力の低下した個人の動的バランス制御の特徴を明らかにする必要がある。

動作の動的安定性は、支持基底面 (BOS: Base of support) に対する身体合成重心 (COM: Whole-body center of mass) の位置とその速度によって決まる動的安定限界に基づいて、これまで定量的に評価されてきた^(2,3)。しかし、COMの速度は、その瞬間における運動状態を示す指標である運動量と対応するものであり、その運動量が身体によりどのように制御されているかについての知見は与えない。運動量は加速度の積分値として決定され、それは筋活動に起因する。加齢により筋機能が低下すると、運動量を制御する能力が低下し、歩行の不安定性を招く可能性がある。しかし、高齢者が歩行中に加速度によってどのように運動量をコントロールしているか、そしてそれは若年者とは異なるのかについては、これまでに明らかにされていない。速度に加えて、加速度の観点から身体動作を分析する事で、歩行中の運動量制御を理解し、バランス能力の異なる個人の動的バランス制御の違いをより良く特徴づける事ができると考えられる。

そこで本研究では、健常な若年者と高齢者、そして転倒経験のある高齢者の歩行を速度と加速度の観点から分析し、COMの速度と加速度、そしてそれらに基づく動的安定性指標を用いることで、上記バランス能力の異なる個人の歩容を判別する事を目的とした。

2. 方法

2.1 被験者

健常な若年成人 15 名 (Young 群: 年齢 22.1 ± 1.9 [yrs], 身長 170.4 ± 11.0 [cm], 体重 68.2 ± 14.6 [kg]), 健常な高齢者 15 名 (Elderly 群: 年齢 70.0 ± 3.2 [yrs], 身長 $170.1 \pm$

8.7 [cm], 体重 79.1 ± 18.3 [kg]), そして転倒経験のある高齢者 15 名 (Fallers 群: 年齢 71.9 ± 4.3 [yrs], 身長 164.2 ± 8.6 [cm], 体重 83.1 ± 20.1 [kg]) を被験者とした。過去 1 年間に 2 回以上の転倒を経験している被験者を Fallers 群に分類した⁽⁴⁾。

2.2 実験方法

Helen Hays マーカーセットを基に、計 29 個の反射マーカーを身体に貼付したのち、被験者は裸足で 10m の歩行路を快適な速度で歩行した。8 台のカメラで構成される 3 次元の光学式モーションキャプチャーシステム (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA) を用いて、6 試技の歩行データを記録した。取得したマーカーの 3 次元軌跡データは、4 次の Butterworth low-pass filter (カットオフ周波数 8Hz) を用いて平滑化した。得られた身体の位置座標データと、Dempster による身体部分慣性係数を基に、COM を算出した⁽⁵⁾。COM の速度と加速度は、Woltring's cross validated spline algorithm を用いて COM の位置データから算出した⁽⁶⁾。TO と踵接地 (HS: Heel-strike) の瞬間は、足部中央の鉛直方向の速度を基に検出した⁽⁷⁾。

2.3 動的安定性の評価方法

歩行の進行方向の動的安定性を評価するために、矢状面における倒立振り子モデル (Fig.1(a)) を用いて、右脚の片脚立脚期の開始時点である左脚の足部離地 (TO: Toe-off) の瞬間における動的安定領域 (ROS: Region of stability) を、COM の速度と加速度に基づいてそれぞれ定義した⁽⁸⁾。COM の位置は、右足踵の座標を原点とし、右足の長さ (右脚の片脚立脚期における BOS) で正規化した。

COM の速度に基づく動的安定領域 (ROSV) は、TO の瞬間での COM の位置と、身体が動的に安定な状態を維持するのに許容可能な COM 速度との関係を示し、Hof らの方法に基づいて以下の式より算出した⁽²⁾。

$$-\tilde{X}_{TO} \leq \tilde{X}_{TO} \leq 1 - \tilde{X}_{TO} \quad (1)$$

ここで， $\tilde{X}_{TO} = (X_{TO} - X_h) / L_f$ ， $\tilde{\dot{X}}_{TO} = \dot{X}_{TO} / (L_f \omega_0)$ ($\omega_0 = \sqrt{g/l}$)， $L_f = X_t - X_h$ (BOS)とし，TOの瞬間におけるBOSにより正規化されたCOMの位置と速度を示す。

COMの加速度に基づく動的安定領域(ROSa)は，TOの瞬間のCOMの位置と，身体が動的に安定な状態へ収束するために必要なCOMの最大加速度との関係に基づいて定義し，以下の式により算出した。

$$\frac{(\tilde{X}_{TO} + \tilde{X}_i)(\tilde{X}_{TO} - \tilde{X}_i)}{\tilde{X}_{TO} - \tilde{X}_i} < \tilde{\ddot{X}}_p < \frac{(1 - \tilde{X}_{TO} + \tilde{X}_i)(1 - \tilde{X}_{TO} - \tilde{X}_i)}{\tilde{X}_{TO} - \tilde{X}_i} \quad (2)$$

ここで，COMの加速度はFig.1(b)のようにモデル化し，TOに先行したCOMの加速度がゼロになる瞬間のCOMの位置と速度をCOMの初期位置と速度として，それぞれ $\tilde{X}_i = (X_i - X_h) / L_f$ ， $\tilde{\dot{X}}_i = \dot{X}_i / (L_f \omega_0)$ とした。また， $\tilde{\ddot{X}}_p = \ddot{X}_p / L_f \omega_0^2$ とし，これは正規化されたCOM最大加速度を示す。

実験データより得られたTOの瞬間での正規化されたCOMの位置と速度，そして最大加速度をそれぞれ対応する動的安定領域上(ROSVとROSa)にプロットし，進行方向の動的安定領域の限界までの最短距離を安定余裕(Stability margin)として算出した⁹⁾(Fig.2)。この値を用いて歩行の動的安定性を評価した。

に基づくStability margin)を用いた場合の各被験者群の判別率を比較した。

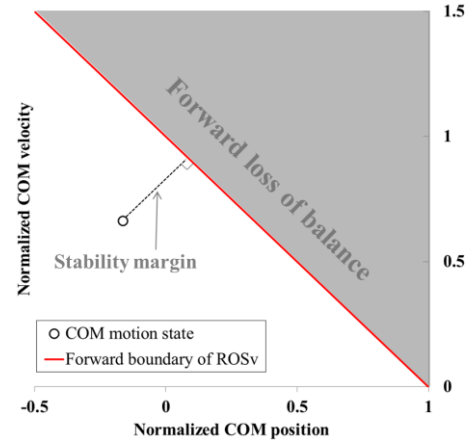


Fig.2 Representative plot of COM position and velocity in relation to the forward boundary of ROSv. Stability margins were calculated as the shortest distances from the experimental data to the forward stability boundaries of the ROSv and ROSa.

3. 結果および考察

平均COM速度は，Young群に比べてElderly群で約7%，Fallers群では約26%小さかった。一方，最大COM加速度は，Young群に比べてElderly群で約18%，Fallers群では約33%小さく，より顕著な低下が見られた(Fig.3)。平均COM速度は，YoungおよびElderly群に比べてFallers群で有意に小さかったが，Young群とElderly群の間に有意差は認められなかった。一方で，最大COM加速度は3群間で有意に異なった。このような加速度の違いは，歩行速度の違いによりもたらされる可能性があるが，平均COM速度を共変量とした一元配置共分散分析を実行した結果でも，ElderlyとFallers群の加速度はYoung群に比べて有意に小さかった($p \leq 0.027$, one-way ANCOVA with LSD test)。したがって，健康な若年者と高齢者とは，歩行速度に大きな差がないにもかかわらず，加速度には有意差が見られる結果となった。これらの結果から，若年者と高齢者が同じ速度で歩行した場合であっても，その速度は異なる加速度によって制御されていると考えられる。

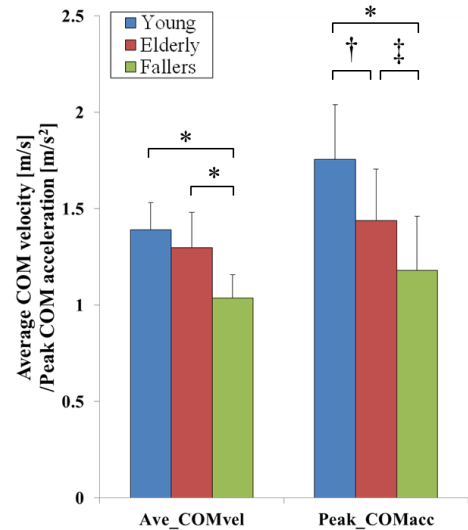


Fig.3 Average forward COM velocity (Ave_COMvel) and Peak COM acceleration (Peak_COMacc) for Young, Elderly, and Fallers. Values are mean \pm SD. (* $p < .001$, † $p = .011$, ‡ $p = .042$)

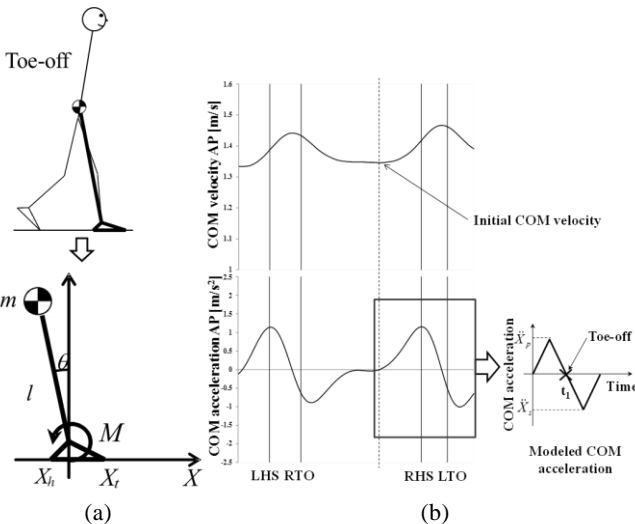


Fig. 1 (a) A single-link-plus-foot inverted pendulum model in the sagittal plane. X_h and X_t indicate the heel and toe positions. m , l and M are whole body mass, pendulum length, and ankle joint moment. (b) Representative time-history plot of COM velocity and acceleration and modeled COM acceleration profile. LHS/RHS and LTO/RTO indicate left/right heel-strike and toe-off instants.

2.4 統計解析

歩行中の速度と加速度として，1歩行周期中の進行方向の平均COM速度および最大COM加速度を，そして動的安定性の評価指標としてROSVとROSaに基づくStability marginを算出し，Young, Elderly, Fallers群におけるそれらの値を比較した。統計処理には，一元配置分散分析およびTukeyのHSD法を用いた多重比較を行い，有意水準は5%未満とした。

次に，歩行速度と加速度，そしてそれらに基づく動的安定性指標を独立変数，Young, Elderly, Fallers群を従属変数とした判別分析を行った。独立変数として，速度に関連したパラメータのみ(平均COM速度とROSVに基づくStability margin)を用いた場合と，速度と加速度に関連したパラメータの両方(上記+最大COM加速度およびROSa

Fallers 群の TO の瞬間の COM の位置は Young および Elderly 群に比べて有意に前方に位置しており, その速度も有意に小さかった (Fig.4). その結果, Fallers 群の平均での COM 位置と速度は, 速度に基づく動的安定領域である ROSv 内に位置していた. 一方で, Young 群と Elderly 群については, 進行方向の動的安定領域の限界より外に COM 位置と速度が位置していた. その結果, Stability margin は Fallers 群で最も大きく, 次いで Elderly, Young 群の順となった (Fig.6). これらの結果は, 健常な若年者と高齢者の歩行は足部離地の瞬間には動的に不安定で, 身体を前進させる運動量を利用した動的な歩行であることを示唆している. その一方で, 転倒経験のある高齢者は, より動的に安定で保守的な戦略を用いて歩行していると考えられる.

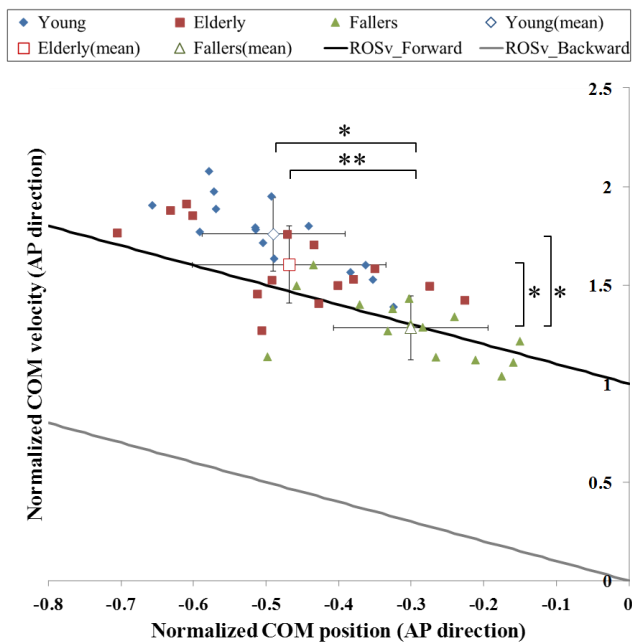


Fig.4 Normalized COM velocity at TO with respect to normalized COM position at TO in AP direction for Young, Elderly, and Fallers. Each plot indicates the mean data for each subject. Mean \pm SD for each group is also indicated. Black and gray solid lines indicate the forward and backward boundaries of the ROSv, respectively. (* p <.001, ** p =.001)

ROSv と同様に, 加速度に基づく動的安定領域である ROSa を用いた場合でも, 同様の結果が得られた. Fallers 群の平均での COM 位置と加速度は, ROSa の動的安定限界に最も近く (Fig.5), その結果, Stability margin も最も大きかった. また, Stability margin の 3 群間の違いは, ROSv に基づいた場合 ($p \leq .028$) と比べて ROSa に基づいた場合 ($p \leq .004$) により顕著であった (Fig.6). 以上の結果から, 転倒経験のある高齢者は, より安定性を重視した運動量制御により歩行している事が示唆された.

これらの結果から, 高齢者, とりわけ転倒経験のある高齢者では, 加速, 減速する能力が特に低下している可能性が考えられる. 歩行中のスリップやつまずきなどにより, 身体に急激な運動量の変化が生じた際に, 転倒は頻繁に生じる⁽¹⁰⁻¹²⁾. 転倒せずに姿勢を安定に保つには, 加速度により適切に運動量を制御する必要がある. これら被験者群に見られた加速度の顕著な低下は, 身体のバランスが崩れたときに身体に生じる運動量の変化に対して, 加速度により

適切に姿勢を調整する能力が低下している事を示唆しているかもしれない. 以上の結果から, 歩行時の加速度は, 加齢に伴う運動量制御の違いを検出し, バランス能力の異なる個人の歩容を判別する事に役立つと考えられる.

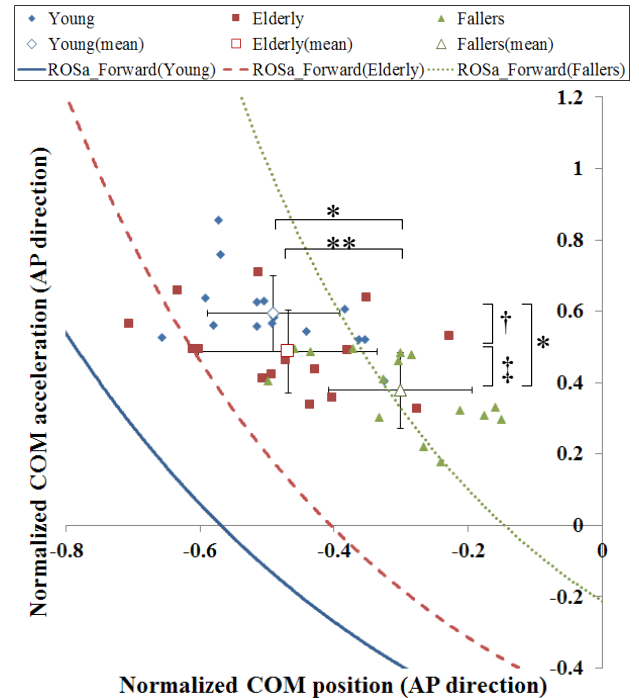


Fig.5 Normalized peak COM acceleration prior to TO with respect to normalized COM position at TO in AP direction for Young, Elderly, and Fallers. Each plot indicates the mean data for each subject. Mean \pm SD for each group is also indicated. Solid and dashed curves indicate the forward boundaries of the ROSa for each subject group. Since the boundaries are dependent on the initial COM position varied between subjects and trials, those boundaries were averaged for each group. (* p <.001, ** p =.001, † p =.030, ‡ p =.024)

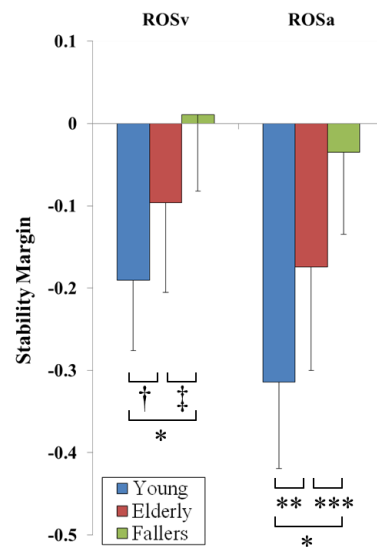


Fig.6 Stability margins based on the ROSv and ROSa for Young, Elderly, and Fallers. Stability margin was defined as the shortest distance from the experimental data to the forward boundary of the ROSv and ROSa. Values are mean \pm SD. (* p <.001, ** p =.003, *** p =.004, † p =.028, ‡ p =.011)

Table 1 Classification results of the discriminant analysis for Young, Elderly, and Fallers

Independent variables	Actual group	Predicted group membership			Total	Total % of correctly classified subjects
		Young	Elderly	Fallers		
(a) Vel ^a	Young	13 (86.7%)^c	1 (6.7%)	1 (6.7%)	15 (100%)	68.9%
	Elderly	7 (46.7%)	4 (26.7%)	4 (26.7%)	15 (100%)	
	Fallers	1 (6.7%)	0 (0.0%)	14 (93.3%)	15 (100%)	
(b) Vel+Acc ^b	Young	12 (80.0%)	3 (20.0%)	0 (0.0%)	15 (100%)	82.2%
	Elderly	1 (46.7%)	11 (73.3%)	3 (20.0%)	15 (100%)	
	Fallers	0 (0.0%)	1 (6.7%)	14 (93.3%)	15 (100%)	

^a (a)Vel: Velocity-related gait variables: Average COM velocity and Stability margin based on ROSv.

^b (b)Vel+Acc: Velocity- and Acceleration-related gait variables: Average COM velocity, Peak COM acceleration, and Stability margins based on ROSv and ROSa.

^c Number of subjects correctly classified are highlighted in bold.

各被験者群の判別率は、速度に関連したパラメータのみ(平均 COM 速度と ROSv に基づく Stability margin)を独立変数として用いた場合に 68.9%だったのに対し、速度と加速度に関連したパラメータの両方(上記+最大 COM 加速度および ROSa に基づく Stability margin)を用いる事で 82.2%まで向上した (Table 1)。とりわけ、速度に関連したパラメータのみを用いた場合には、Elderly 群の判別率が極めて低く (26.7%)、それは加速度に関連したパラメータを追加する事で劇的に改善した (73.3%)。これは、健常な若年者と高齢者とでは歩行速度に有意な差がないのに対し、加速度は有意に異なった事に起因している。従来の歩行速度を用いた手法では識別できない歩容の違いも、歩行時の加速度を用いた手法により、より正確に識別できる可能性を示した。

4. 結論

本研究では、健常な若年者と高齢者および転倒経験のある高齢者の歩行を速度と加速度の観点から分析した。健常な若年者と高齢者とでは、歩行速度に差が見られない一方で、加速度には有意な差が見られた。歩行の動的安定性は、転倒経験のある高齢者、健常な高齢者、若年者の順に有意に高かった。歩行速度と加速度、そしてそれらに基づく安定性指標を独立変数とした判別分析の結果、80%以上の判別率で上記 3 群を分ける事が出来た。歩行速度に加えて、歩行時の加速度を用いる事でバランス機能の異なる個人をより良く判別できる可能性が示された。

参考文献

- (1) W. Li, et al., Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglected public health problem, *Am J Public Health*, Vol. 96, No. 7, pp. 1192-200, 2006.
- (2) A. L. Hof, M. G. Gazendam, and W. E. Sinke, The condition for dynamic stability, *J Biomech*, Vol. 38, No. 1, pp. 1-8, 2005.
- (3) Y. C. Pai and J. Patton, Center of mass velocity-position predictions for balance control, *J Biomech*, Vol. 30, No. 4, pp. 347-54, 1997.
- (4) A. Shumway-Cook, et al., Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults, *Phys Ther*, Vol. 77, No. 8, pp. 812-9, 1997.
- (5) D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd ed. 1990, New York: Wiley.

- (6) H. J. Woltring, A FORTRAN package for generalized, cross-validated spline smoothing and differentiation, *Advances in Engineering Software*, Vol. 8, No. 2, pp. 104-113, 1986.
- (7) C. M. O'Connor, et al., Automatic detection of gait events using kinematic data, *Gait Posture*, Vol. 25, No. 3, pp. 469-74, 2007.
- (8) M. Fujimoto and L. S. Chou, Sagittal plane momentum control during walking in elderly fallers, *Gait Posture*, Vol. 45, No., pp. 121-6, 2016.
- (9) F. Yang, F. Passariello, and Y. C. Pai, Determination of instantaneous stability against backward balance loss: two computational approaches, *J Biomech*, Vol. 41, No. 8, pp. 1818-22, 2008.
- (10) A. J. Campbell, et al., Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study, *Age Ageing*, Vol. 19, No. 2, pp. 136-41, 1990.
- (11) T. K. Courtney, et al., Occupational slip, trip, and fall-related injuries--can the contribution of slipperiness be isolated?, *Ergonomics*, Vol. 44, No. 13, pp. 1118-37, 2001.
- (12) M. E. Tinetti and M. Speechley, Prevention of falls among the elderly, *N Engl J Med*, Vol. 320, No. 16, pp. 1055-9, 1989.