

# 歩行中のつまずき転倒現象の計測および危害推定

## An Analysis of Fall Motion and Estimation of Severity against the Tripping During Gait

正 ○秋山 靖博 (名古屋大) 光岡 賢人 (名古屋大)  
正 山田 陽滋 (名古屋大) 正 岡本 正吾 (名古屋大)

Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University, akiyama-yasuhiro@mech.nagoya-u.ac.jp  
Kento Mitsuoka, Nagoya University, mitsuoka.kento@a.mbox.nagoya-u.ac.jp  
Yoji YAMADA, Nagoya University, yamada-yoji@mech.nagoya-u.ac.jp  
Shogo OKAMOTO, Nagoya University, okamoto-shogo@mech.nagoya-u.ac.jp

Relationship between the limitation of the fall avoidance motion and severity of the fall should be explained because the fall is one of the most severe risks in the industrial site. However, the study which recorded whole of the fall motion is rarely performed because of the difficulty of reproducing fall in the laboratory due to the safety concerns. In this study, the fall motion, which was caused artificially, was recorded as long as possible within the bounds of safety. Then, the successive motion until the ground contact was simulated. As a result, the position and velocity of the ground contact could be connected to the fall avoidance motion, which means the step length after tripping, and the motion during the fall, forward tilt of the body and vertical velocity of CoM.

**Key Words:** Fall, human motion analysis, safety engineering

### 1. 緒言

#### 1.1 研究の背景

転倒による負傷は労働環境における主要なリスクの一つであり、下肢を負傷した場合には休業見込日数が長期化する傾向にあることから、従来より転倒防止の取り組みが進められている。しかしながら、日常、労働環境等の自然な条件下で発生する転倒現象を十分な精度で直接計測することは計測機器配置等の問題から困難である上、実験室環境における再現も被験者の危険を伴うことから、実際の転倒の発生から負傷までを計測した例は極めて少なく、また、限定的な内容に留まっている<sup>[1]</sup>。

そのため、転倒現象の研究にあたっては労災事例や高齢者への聞き取りに基づいた統計的な分析がこれまでよくおこなわれてきた<sup>[2]</sup>。しかし、こうした研究は転倒発生に影響する環境的、身体的な因子の特定には有効であるものの<sup>[3]</sup>、転倒の機序および負傷の部位・程度を力学的に解明するには適さない。

その点、転倒発生時の動作と転倒による危害の発生確率および程度を転倒挙動の力学的解析により明らかにすることは、転倒リスクの評価及びその低減方法を、受傷メカニズムの観点から提案・評価することで、転倒予防・危害軽減に貢献する事が期待される。

#### 1.2 転倒の様態と危害予測

転倒の代表的な要因であるつまずきと滑りのうち、つまずきは環境の構造化による解決がより困難であり、足底部の摩擦が支配的な要因である滑りに比べ、歩行者の身体的、認知的因子の影響も大きいことが知られている<sup>[4]</sup>。また、つまずきは発生時の姿勢による回避行動への影響も大きく、回避戦略の分類、解明が試みられてきた<sup>[5]</sup>。

つまずきに対する代表的な回避戦略は、つまずいた足で障害物を跨ぎ越す *elevating strategy* と、つまずいた足をその場に降ろし、逆足を踏み出して体を支持する *lowering strategy* である。これらはつまずき発生時の姿勢に対応して選択される傾向があることが知られており、前方への踏み出しの長さおよ

び速さがバランス回復の重要なパラメータとなっている<sup>[5]</sup>。また、転倒回避の難度はつまずき時の姿勢と回避戦略に依存し、遊脚中期のつまずきが、大きな重心移動速度、重心の支持平面からの逸脱によって高リスクとなる傾向が報告されている<sup>[6]</sup>。しかし、多くの研究は転倒回避が成功する軽度な条件を対象とし、実際に転倒に至る状況を対象とした事例は少ない。また、安全上の問題から転倒前にハーネス等による支持が必要であり、完全な転倒動作の計測は困難である。

転倒の直接計測の困難から、シミュレーションによる転倒挙動の解明が試みられている。その際、一般には実験により取得された歩行動作からの外挿による手法が用いられるが、関節をロックする<sup>[7]</sup>、反応戦略に基づいた姿勢制御を行う<sup>[8]</sup>など、転倒中の動作の仮定による影響は大きく、結果の妥当性評価は容易ではない。

そのため、転倒危害の予測精度を向上させる方法として、実験で取得する動作の範囲を拡張することが有効と考えられる。シミュレーション開始時点における姿勢・運動に、より転倒状態に近いものを使用することで、シミュレーションにおける動作の不確実性の影響を抑制することが期待される。

#### 1.3 本研究の目的

労働環境及び日常生活環境における転倒リスク評価への適用を目的とした転倒危害の見積もりを行う。具体的には、実験室環境において歩行中の転倒を誘発し、被験者の安全を確保できる範囲で可能な限り計測を行った後、シミュレーションを併用することでつまずきから転倒に至る一連の動作の力学的解析を行う。これにより、転倒中の姿勢、動作パラメータと転倒危害の関係が明らかとなり、転倒防御および危害軽減方策の立案が可能となる。

### 2. 転倒実験

本実験は、名古屋大学工学部倫理部会の承認のもと行った。

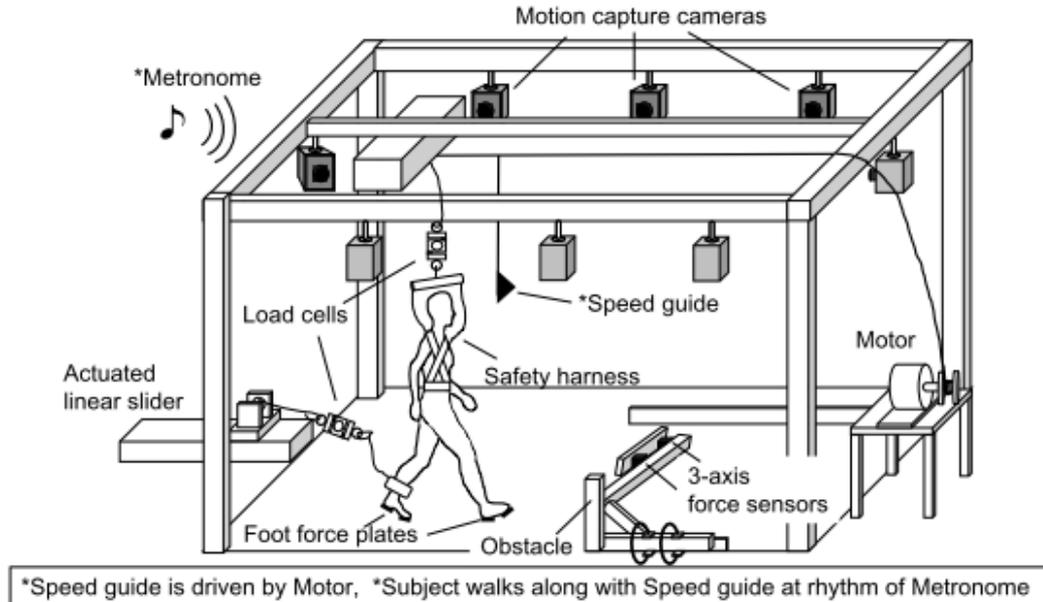


Fig. 1 Experimental setup

## 2.1 実験装置

実験室環境で歩行中の被験者を転倒させ、転倒時の動作を計測するため、動作計測用の装置群に加え、歩行中の転倒を誘発する転倒惹起装置および被験者の転倒時の安全装置を使用する。

図1に示すように、実験では7mの歩行レーンを使用し、3mの助走区間の後に2mの計測区間および2mの減速区間を設けた。計測区間にはモーションキャプチャ(Motion Analysis社製, MAC 3D System)を設置し、動作計測を行った。また、被験者の足底部には6軸フォースプレート(テック技販社製, M3D-FP-U)を装着し、床反力を計測した。歩行に際しては、メトロノームでケイデンスを、スピードガイドで速度を統制した。

つまずきは足元に25cmの高さで左右いずれかに設置した障害物により惹起した。その後、被験者はつまずいた足を接地したのちに逆側の足を踏み出すlowering strategyに基づく防御動作をとるが、その際の踏み出し長さを統制するため、足首と後方固定物をつなぐロープの長さを調整した。実験中、被験者はゴーグルによって足元の視界を遮られることで、各試行における条件の事前確認を妨げられた。

被験者は、ハーネスによって、天井に設置されたゴンドラに接続され、転倒時にはハーネスにより支持される。下肢および手部は、床面との接触に備えプロテクターおよびサポーターによって保護された。

## 2.2 被験者とプロトコル

本実験の被験者は、公募により募った成人男性8名(22.1±1.1歳, 172.4±3.2cm, 60.0±8.9kg)である。被験者は、マーカ、ハーネス、プロテクター等の前述の実験装置を装着し、走路を繰り返して歩行する。その際、障害物の配置方向(左/右)、踏み出し幅の長短(0/30cm)は、障害物を配置しないダミーケースを含めてランダムに選択される。一人の被験者に対し各条件の組み合わせを3試行、計12回の計測を行った。これにダミー23試行を加え、合計試行数は35であった。

## 2.3 解析方法

被験者の動作は、モーションキャプチャおよびフォースプレートにより100Hzで計測し、6HzのButterworthフィルタを用いて平滑化した。筋骨格ソフトウェア(Mulsculographics社製, SIMM)を用いて被験者の姿勢および関節動作を推定し、Zatsiorskyの方法<sup>9)</sup>を用いて重心を求めた。

つまずきのタイミングは障害物に設置した力覚センサによって判定し、足部の設置は足底部のフォースプレートによって判定した。また、ハーネスの張力が体重の50%を越えた時点で転倒とみなし、計測を終了した。

転倒動作の解析はつまずき発生時点HT(Hit Timing)を基準とした実時間スケールで行い、転倒動作を決定付ける重要事象である、つまずいた足部を接地するLS(Lowering Step)、踏み出した逆足を接地するRS(Recovery Step)、その後転倒により体重が支持されるST(Supported Timing)の各タイミングにおける関節角度、重心座標等を用いて転倒挙動の比較、解析を行った。

解析において、各被験者の最初の転倒を伴う試行は、特異な動作となる場合が多いため除外した。また、被験者の試行は、踏み出しの長短の条件ごとに整理して解析を行った。

## 2.4 転倒シミュレーション

実験で取得された転倒挙動をもとに、足部以外の部位が接地するまでのシミュレーションを行った。初期姿勢・運動に実験により得られた値を用いる事で、転倒中の運動の不確かさによって発生する誤差を低減した。転倒において人体は前傾姿勢で倒れ込み、足首以外の身体部位を接地する。倒れ込み動作においては各関節にトルクを設定せず、開始時の運動からの自由落下とした。また、転倒による危害推定のため、接地時の部位およびその時の降下速度を比較した。

## 3. 実験結果

### 3.1 通常歩行時の歩容

本研究においては、転倒に対する無意識の防御行動によって歩容が変化する可能性があるため、つまずきを伴わないダミーケースにおける歩容の確認を行った。歩行速度は被験者

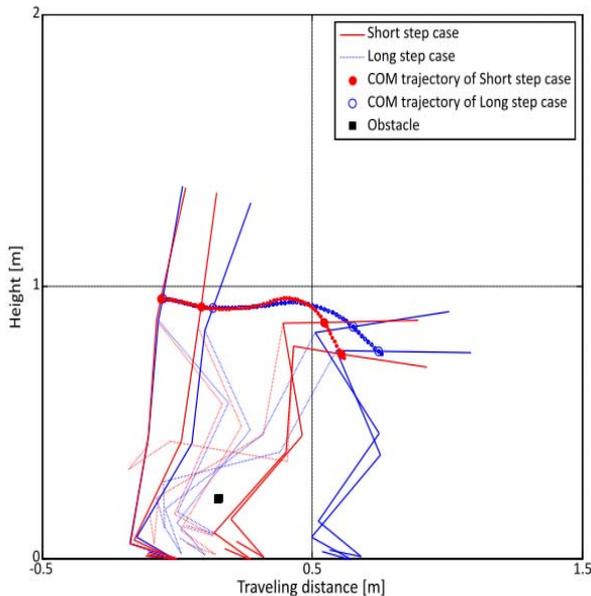


Fig. 2 Fall trajectory

ごとに平均 1.27 - 1.52 m/s であり、標準偏差はたかだか 0.04 m/s であった。また、歩幅は平均 0.70 - 0.81 m、標準偏差はたかだか 0.08 m となった。これらは成人の歩行として妥当な範囲に収まっており、関節角度パターンにも異常は見られなかった。すなわち、実験室環境における歩容の変化は観測されなかった。

### 3.2 転倒挙動

障害物を設置したすべての試行でハーネスによる体重の支持が最終的に 50%を超え、転倒した。計測エリア外へのはみ出し、早期の支持を除いたサンプル数は、踏み出し距離ごとに 32 試行(短距離)、34 試行(長距離)となった。踏み出し長さごとの代表的な転倒動作を矢状面に投影したものを図 2 に示す。つまずき時の支持脚つま先位置を原点とし、つまずき時の支持脚を実線で、遊脚を点線で表している。各プロットは、前述のイベントをつまずき後の HT, LS, RS, ST の時系列順に表したものである。この図より、踏み出し長さの長短により上体の姿勢が変化している様子が分かる。

踏み出し長さが短い場合、支持時点 ST における重心降下速度が大きくなる傾向が見られ、同時に重心位置の支持平面からの距離が大きかった。この結果は、十分な踏み出しが行えない場合、より前のめりの姿勢で転倒することを示している。踏み込みが短い試行では踏み込み時点 RS における床反力垂直成分の最大値が長い踏み込みを行った場合の約 60%であったことから、体勢の崩れから踏み込み時点で十分な回復動作を行えず、重心の降下を抑制できなかったと考えられる。

また、転倒時に被験者は初めに手を横に広げ、その後図 3 のように前傾しながら手を前に伸ばし、上体を防御する動作をとった。これは代表的なつまずき時の反応である、手によるバランス回復の試み、および転倒時の防御と一致する結果である。

### 3.3 接地状態の推定

実験において取得された体重支持時点 ST での姿勢および運動を初期条件として、重力のみを考慮した自由落下による足部以外の身体部位の接地を、マルチボディモデルを用いて

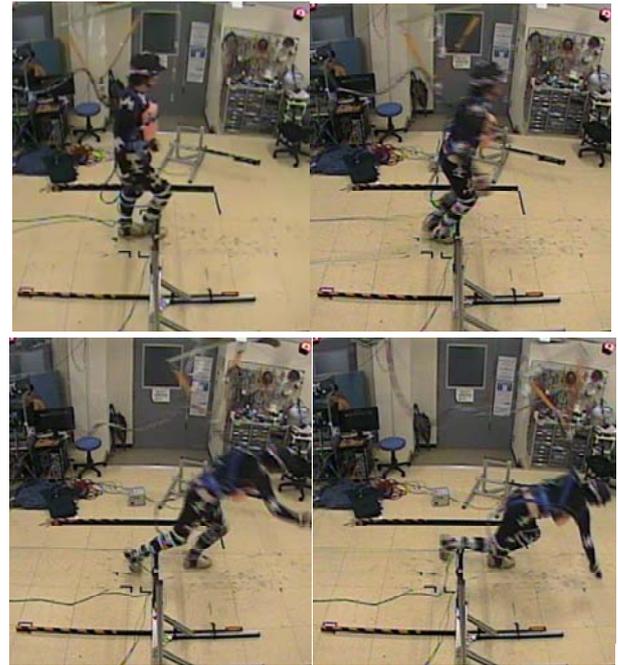


Fig. 3 Fall motion with long step

(左上:HT, 右上:LT, 左下:ST, 右下:ST)

シミュレートした。転倒時の危害に影響するパラメータである接触部位および垂直方向接触速度を用いて、転倒危害の評価を行った。推定される接触部位は、手および膝であった。表 1, 2 に、各部位の接触試行数とその時の降下速度を示す。

踏み出し距離に関わらず膝を打つ割合が高かったものの、手の接触も 30%程度発生している。また、初めに接触する部位はつまずいた足と同じ側となる傾向にあり、特に踏み出しが短いケースで手をつく際にはそれが顕著である。これは、つまずいた足が後方に取り残されることにより転倒時に体を支持することができず、つまずき側の降下速度が増加するためであると考えられる。この場合、体が軸方向に回転している可能性があり、防御に失敗した際には体側面を打つリスクが高い状態となっている。

踏み出し距離の影響は、接触部位と降下速度に現れている。転倒時、体が前傾し四つん這いのような姿勢で倒れ込む動作は踏み出し距離によらず見られ、その場合接触は手、膝の両方で起こりうるが、足元支持部からの距離の差から、手部接地時の方が大きな接触速度となる傾向にある。一方、踏み出しが長いケースでは前傾せずに膝から崩れるように転倒する場合があります。その際には膝から接地する。その場合、体幹の荷重が接触部位に加わるため、より重度の危害が生じる恐れがある。しかし、実際には転倒中に下肢関節による起き上がり方向トルクが生じると考えられ、踏み出しが長いケースではより降下速度を低減できる可能性があることから、今回の結果は有効な防御動作が行えないケースを再現したものと考えられる。

また、立ち上がり状態からの転倒時には降下速度が 2 - 4 m/s となることが報告されており<sup>[10]</sup>、今回の結果もそれに準ずる結果となった。

## 4. 転倒危害の検討

本研究の結果からは、歩行中の転倒においては膝または手を地面と接触する可能性が高いという結果となった。これら

Table 1 Contact position

Contact part	Number of the case	
	Short step case	Long step case
Same side hand	11	5
Another side hand	1	4
Same side knee	10	13
Another side knee	9	11

Notes: Same side means same side of tripped leg;  
Another side means another side of tripped leg.

Table 2 Contact speed (m/s)

Contact part	Number of the case	
	Short step case	Long step case
Same side hand	3.50± 0.53	2.87± 0.30
Another side hand	2.51	3.00± 0.52
Same side knee	1.71± 0.33	2.05± 0.38
Another side knee	1.95± 0.28	2.33± 0.44

Notes: Same side means same side of tripped leg;  
Another side means another side of tripped leg.

は労災発生時の負傷箇所として頻出する部位であり、実際の転倒状況のある程度再現できた。特に、短時間で転倒に至る条件では防御動作が限られることから、シミュレーションによる予測が有効と考えられる。危害の程度は、降下速度に加え負荷時の姿勢の影響を受けた荷重が影響するため、今後さらに接地後の荷重過程のシミュレーションが必要である。

今回、踏み出し長さが短くなることによる転倒動作の変化が定量的に明らかになったことで、踏み出し不足のリスクが示唆された。また、体軸回りの回転が見られたことで体側面から接地する、より重篤な危害の存在が示唆された。さらに防御動作の遅れ等の不利な条件をシミュレートすることで、リスクアセスメントで求められる危険側の転倒危害の推定および防護方策の有効性確認が可能となる。

## 5. 結言

本研究では、従来の転倒回避動作計測では取得できなかった、実際に転倒に至る過程の動作を実験室環境において直接計測し、動作解析を行った。その結果から、踏み出し長さの不足により支持脚に十分なトルクを与えて体勢を支持することができず、姿勢の前傾と重心降下速度の増大が発生する過程が明らかになった。

また、実験結果に基づいたシミュレーションを行うことで、転倒時の接地部位および降下速度を推定した。これにより、膝または手の接地が明らかになるとともに体軸の回転が明らかとなり、体側面からの落下のリスクの存在が示唆された。

## 謝 辞

本研究は JSPS 科研費 26750121 の助成を受けたものです。

## 文 献

[1] Robinovitch Stephen N, Feldman Fabio, Yang Yijian, Schonnop Rebecca, Leung Pet Ming, Sarraf Thiago, Sims-Gould Joanie, and

Loughin Marie, "Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study." *The Lancet*, vol.381, pp.47-54, 2013

[2] Cynthia L. Arfken, Helen W. Lach, Stanley J. Bridge, and J. Philip Miller, "The prevalence and correlates of falling in elderly persons living in the community" *Am J Public Health*, vol.84, pp.87-101, 1994

[3] Nevitt MC, Cummings SR, and Hudes ES, "Risk factors for injurious falls" *Journal of Gerontology: Biological Science and Medical science*, vol.46, pp.164-170, 1991

[4] Minoru Yamada, Takahiro Higuchi, Buichi Tanaka, Koutatsu Nagai, Kazuki Uemura, Tomoki Aoyama, and Noriaki Ichihashi "Measurements of stepping accuracy in a multitarget stepping task as a potential indicator of fall risk in elderly individuals" *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol.66, no.9, pp.994-1000, 2011

[5] Michael J. Pavol, Tammy M. Owings, Kevin T. Foley, and Mark D. Grabner, "Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults" *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, vol.56, pp.428-437, 2001

[6] Wang Ting-Yun, Bhatt Tanvi, Yang Feng, and Pai Yi-Chung, "Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults." *Journal of biomechanics*, vol.45, no.7, pp.1169-1175, 2012

[7] Zhou Xiaodong, Louis F. Draganich, and Farid Amirouche. "A dynamic model for simulating a trip and fall during gait." *Medical engineering & physics*, vol.24, no.2, pp.121-127, 2002

[8] Xu Jian-Xin, Yuanguang Sun, and Chee Khiang Pang. "Modelling human falling process based on a five-link bipedal robot." *Control and Automation (ICCA), 2010 8th IEEE International Conference on. IEEE, 2010*

[9] De Leva P. "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol.29, no.9, pp.1223-1230, 1996

[10] Hsiao Elizabeth T. and Stephen N. Robinovitch. "Common protective movements govern unexpected falls from standing height," *Journal of biomechanics*, vol.31, no.1, pp.1-9, 1997