

## 歩行中のつまずき転倒時における受傷程度推定手法の開発

## - 動作計測およびシミュレーションによる転倒動作解析 -

## Development of the Estimation Method for the Severity of Fall Injuries Caused by Tripping

## -Fall Motion Analysis Based on the Fall Experiment and Motion Simulation-

○ 秋山 靖博（名古屋大学） Esam Hafez（名古屋大学） 山田 陽滋（名古屋大学）

岡本 正吾（名古屋大学） 光岡 賢人（名古屋大学）

Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University

Esam HAFEZ, Nagoya University

Yoji YAMADA, Nagoya University

Shogo OKAMOTO, Nagoya University

Kento MITSUOKA, Nagoya University

**Abstract:** Although it is important to analyze the fall motion, which includes the impact phase, for fall prevent and mitigation, the study which recorded whole of the fall motion is rarely performed because of the safety concerns. Thus, In this study, the fall motion caused by tripping was recorded as long as possible within the bounds of safety. Then, the successive motion until the ground contact was simulated using multibody model. In addition, impact phase was also simulated using FEM simulation. As a result, the fall avoidance motion, which meant the step length after tripping, was connected to the risk of injuries such as the position and velocity of the ground contact. Then, the stress concentration around the distal radius, where the bone fracture frequently happened, was estimated.

**Key Words:** Fall, Safety Engineering, Multibody Dynamics, FEM

## 1. 諸言

## 1.1 背景

日常生活環境及び労働環境における転倒は、発生時の危害の重篤さからその削減が望まれており、対策が進められている。しかし、転倒対策の基となる転倒様態の把握は事後的な報告に基づいて行われる場合が多く、具体的な転倒時の状況および挙動が判明することはまれである[1-3]。一方、転倒防止方策および転倒時負傷軽減方策を実施するうえで、そうした具体的な転倒時の状況および対応した転倒時の挙動・負傷程度の解明が求められている。

そのため、安全性の問題から実際の状況を実際の被験者で再現することができない高リスクの転倒事象について、シミュレーションを併用することで、転倒挙動および危害の推定を行う手法を開発し、転倒リスクを定量化することが期待されている。

## 1.2 対象とする転倒様態

転倒の代表的な要因はつまずきと滑りであり、これらについては長く研究が重ねられてきた。中でも、足底部の摩擦が支配的なパラメータとなる滑りと比較して関連する因子が多く、より一般的な転倒であるつまずき時の挙動は、実験的研究による知見の蓄積が進んでいる。しかし、既存の研究の多くは転倒回避動作の成功を前提とした軽度なつまずきを対象としたものであり、実験室環境で歩行中の転倒動作を再現・計測した研究は行われていない。

その中でも本研究では先行研究から転倒に至る可能性が最も高いと推定されるフェーズである遊脚中期のつまずきに注目し、被験者の安全を確保したうえで実際の状況に準じた状況で転倒を発生させ、転倒回避の有力な指標である足の踏み出し量に応じた転倒挙動および危害リスクに注目した計測・推定を行った。

## 1.3 目的

労働環境及び日常生活環境における歩行中のつまずき転倒リスク評価への適用を目的とした転倒挙動の計測・推定および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の計測を行い、マルチボディシミュレーションにより計測姿勢から床面接地に至る動作を、有限要素法 (FEM) によって床面接地時の骨格に対する応力集中を推定し、転倒中の姿勢、動作パラメータと転倒危害の関係を明らかにする。

## 2. 方法

被験者を用いた歩行実験によって歩行中のつまずきおよび転倒時の挙動を計測した。次に、受傷に至る終末期のフェーズをシミュレーションによって再現した。実験によって取得された転倒時挙動からの床面接地状態の推定には、マルチボディシミュレーションを用いた。最後に、床面接地時の骨格負荷の推定を FEM によって行った。

## 2.1 転倒実験

本実験は、公募により募った神経系および筋骨格系に異常のない成人男性 8 名に対して行った。参加者は平均で年齢  $22.1 \pm 1.1$  歳、身長  $172.4 \pm 3.2$  cm、体重  $60.0 \pm 8.9$  kg であった。実験は名古屋大学工学部倫理部会の承認のもと実施した。

参加者は、始めに必要な装置を装着した上で、歩調が安定するまで十分に練習をし、その後計測を行った。計測中は、歩行中に遊脚が障害物に衝突し、回復するために振り出す脚の動きが後方に固定されたロープにより拘束されることで転倒が誘起される。拘束するロープの長さは”

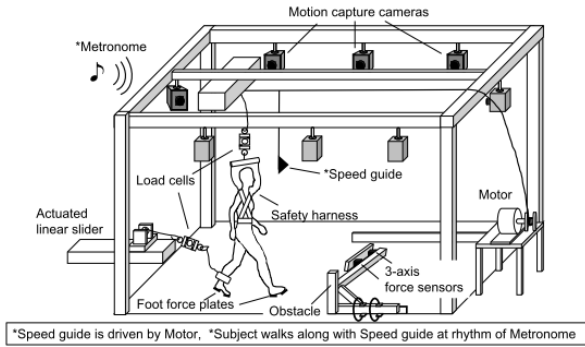


Fig. 1 Experimental setup

Short”, ” Long” の 2 パターンであり，それらは障害物の進行方向にそれぞれ，約 0 cm，30 cm の位置とした。

また，障害物の位置および時期を被験者に予測されるのを防ぐために，下半分を目視できないように覆われたゴーグルを着用し，歩行中つまづきも何も起こらないダミー試行をランダムに複数回含め，さらに，障害物も左右ランダムに衝突させる。

試行は計 35 回行い，そのうち 2 種類のロープの長さでそれぞれ 6 試行ずつの計 12 試行でつまづきによる転倒が発生し，残りの 23 試行はダミー試行で構成された。

実験装置の簡略図を図 1 に示す。7m の歩行路上につまづき転倒を誘発する障害物を約 25 cm の高さに設置し，小型 3 軸力覚センサ(テック技販社製，USL08-H6-2KN-C)によって接触時の反力を計測した。また，つまづき後の回復脚の歩幅を制限するため，足首にロープを結びつけた。ロープの長さはリニアスライダ (THK 社製，GLM25-CE) により適宜調節し，ロープによる回復脚に対する負荷をロードセル (ユニパルス社製，RSCC-200kg) により計測した。また，被験者の歩行速度を秒速約 1.3 m/s で統一するため，実験参加者の目の前を進行方向に等速で移動するスピードガイドを設置し，三相誘導モータ (HITACHI 社製，TO-K) を用いて一定の速度で巻き取り調整した。さらに，電子メトロノームを用いて歩行リズムを統一した。

転倒時の挙動を計測するため，光学式のモーションキャプチャシステム (Motion Analysis 社製，MAC 3D System) および移動式 6 軸フォースプレート (テック技販社製，M3D-FP-U) を用いた。その際，転倒動作計測のために，計 38 箇所計測用マーカーを貼り付け計測を行った。実験に使用した測定機器はサンプリング周波数 100 Hz でデータを取得し，取得したデータは 6 Hz のバターワースフィルターで処理を行った。

実験参加者の転倒による傷害を防止するために，安全ハーネスを着用し，各部，プロテクター，サポーター等も着用することで十分な安全対策を施した。

各被験者の試行は，踏み出しの長短の条件ごとに整理して解析を行った。各試行において，安全ハーネスに取り付けられたロードセルの値が実験参加者の体重の 50 % を上回った時点で転倒と判定し，それ以降の動作は解析の対象としなかった。また，脚の接地 (HC)・離地 (TO) は垂直方向の床反力 20 N を閾値として判定した。各関節角度は，モーションキャプチャシステムより取得されたマーカーの位置情報を基に，筋骨格モデリング・解析システム (Mulscolographics 社製，SIMM) を用いモデルに適合することで計算した。

転倒動作の解析はつまづき発生時点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，

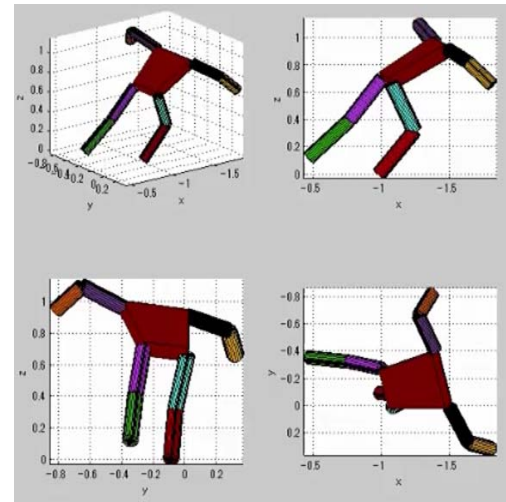


Fig. 2 Multibody simulation

つまづいた足部を接地する LS (Lowering Step)，踏み出した逆足が接地する 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。

## 2.2 転倒シミュレーション

マルチボディモデルを用いた転倒シミュレーションでは，9 リンク剛体で構成された人体モデルを使用した。モデルは下腿部，大腿部，前腕および上腕の左右，そして胴体のリンクで構成される。関節は，足首，膝，腰，肩，肘の左右を含め計 10 ジョイントで構成されている。各関節の自由度は，肩関節が 3 自由度，肘関節が 1 自由度，股関節が 3 自由度，膝関節が 1 自由度に定めた。各リンクの重量およびサイズは，標準的な人体モデル[4]に基づいて設定した。初期条件は実験において取得された体重支持時点 ST の各リンクの姿勢および速度を用い，自由落下により足部以外が接地するまでの動作を推定した。

実験で取得された各試行について衝突速度および地面との接触部位をシミュレートし，つまづき後の踏み出し長さと床面衝突時の状態の関係を整理した。代表的なシミュレーションの様子を図 2 に示す。

## 2.3 傷害シミュレーション

転倒時の床面接触に伴う骨格内応力分布を推定するため，FEM シミュレーションソフトウェア MADYMO (Mathematical Dynamics Model)を用いた。本研究においては計算量軽減のため，特に負傷が予想される部位として腕部の一部のみを有限要素モデルとし，他の部位は剛体モデルとした。具体的には，代表的な転倒骨折である橈骨遠位部骨折を想定し，肩甲骨から橈骨までの上肢を有限要素モデルで作成し，骨折への関連が薄い手部は，親指およびその他 4 指をそれぞれ 3 リンクとした簡易なモデルとし，さらに関節動作を拘束した(図 3)。手部を除く上肢関節は，ペナルティ関数を用いて関節可動域を限定した。上肢モデルを図 4 に示す。また，これらを組み込んだ人体モデル(身長 1.76 m，座高 0.92 m，体重 75.3 kg の男性成人モデル)を図 5 に示す。また，FEM モデルである橈骨の物理パラメータは，表 1 のように設定した。

転倒実験に基づいた現実的な転倒条件とするため，初期条件は，降下速度 4 m/s とし，高さ 55 cm より落下させた。

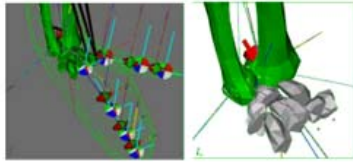


Fig. 3 Hand model



Fig. 4 Arm model

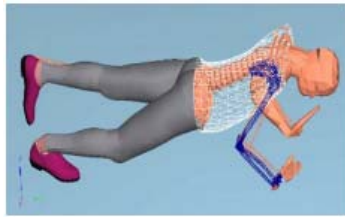


Fig. 5 Body model

Table 1 Physical parameters of the radius model

| Attribute                        | Value                         |
|----------------------------------|-------------------------------|
| Characteristics of cortical bone | Isotropic elasto-plastic body |
| Thickness of cortical bone       | 0.15 [mm]                     |
| Yong modulus                     | 17.6 [GPa]                    |
| Yield stress                     | 75.51 [MPa]                   |
| Poisson's ratio                  | 0.3                           |
| Bone density                     | 5000 [kg/m <sup>3</sup> ]     |
| Viscosity of joints              | 4.5 [Ns/m <sup>2</sup> ]      |

### 3 結果と考察

#### 3.1 転倒実験

被験者 8 名を通じて、32 ケースの Short step case, 34 ケースの Long step case の転倒動作を取得した。

実験により得られた、障害物につまずき時 (HT), 衝突脚接地時 (LS), 回復脚接地時 (RS), 安全ハーネスに支持された時 (ST) における代表的な転倒姿勢を図 6 に示す。つまずき時, 被験者はつまずいた足をその場に降ろし, 逆側の足を前方に踏み出すことで転倒の回避を試みている。

これは, lowering strategy として知られている一般的な転倒回避方法である[5]。しかし, 本実験では拘束のために踏み出し距離が十分でなく, 倒れ込みを阻止できない。また, 転倒時に被験者は初めに手を横に広げ, その後前傾時には手を前に伸ばし, 上体を防御する動作をとった。これは, 先行研究において報告されている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[6]。すなわち, 被験者はつまずき時に一般的にみられる転倒回避方法を取り, それに失敗した結果として転倒に至っていることが分かる。

次に, Short Step case および Long Step case の矢状面上の動作および重心の軌道を図 7 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, 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。

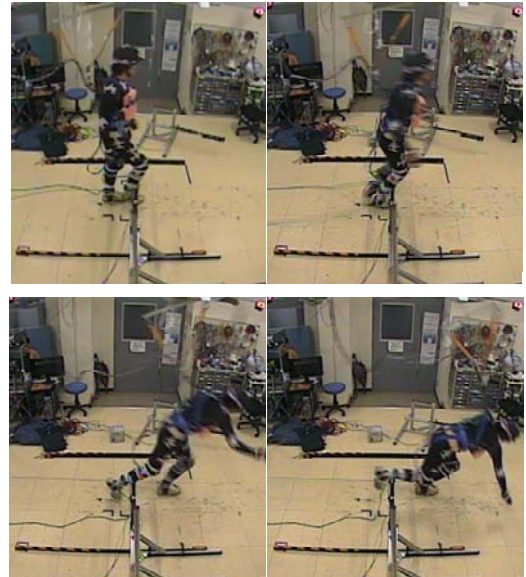


Fig. 6 Fall motion (left top : HT, right top, LS, left bottom : RS, right bottom : ST)

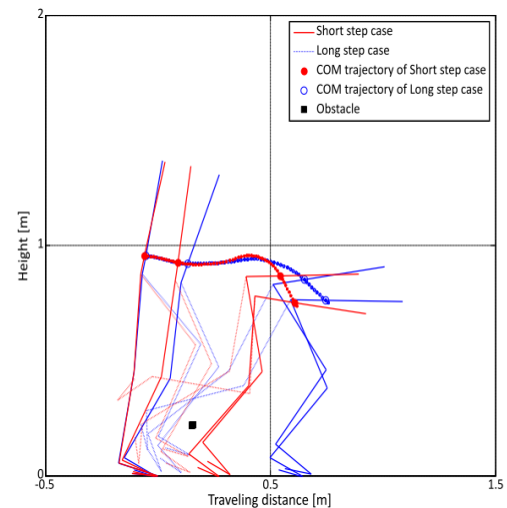


Fig. 7 Fall motion on the sagittal plane

踏み出しが短い場合, 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。これは, 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。

#### 3.2 転倒シミュレーション

表 2, 3 に, 各部位の接触数と接触時の降下速度を示す。接触部位は手と膝のいずれかで, 接触部位の左右にもばらつきがあった。手首, 膝のいずれも, 転倒時における負傷割合が高いことが報告されており, シミュレーションの結果はそうした実際の事例と合致した。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ことが多い傾向にあり, 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

Table 2 Impact part

| 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             |

Note: Same side means the same side to the tripped leg

Table 3 Impact velocity

| Contact part      | Number of the case |                |
|-------------------|--------------------|----------------|
|                   | Short step case    | Long step case |
| Same side hand    | 3.50±0.53 [m/s]    | 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      |

Note: Same side means the same side to the tripped leg

ていることから、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。しかし、踏み出しが長いケースでは下肢の起き上がりトルクに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に相当する。また、立位からの転倒では降下速度が2 - 4 m/s となることが報告されており[7]、今回もそれに準ずる結果となった。

### 3.3 傷害シミュレーション

図 5.7 に、主応力分布およびフォン・ミーゼス応力分布を示す。いずれも橈骨近位端および遠位端で高い値となっており、皮質骨の最大応力は 80MPa 程度となり、降伏応力 (75.51MPa) を上回った。主ひずみは、図 5.8 に示すように近位端および遠位端で最大となった。転倒においては、橈骨遠位部骨折が代表的な危害であり、シミュレーションの結果はそれと合致する結果となった。

## 4 結論

本研究では、重大な危害のリスクを有する歩行中の転倒について、従来研究が対象としていなかった具体的な転倒過程および危害の程度について計測・推定を行った。転倒に至る際の動作を実験室環境において直接計測し、動作解析を行うことで、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、被験者を危険に曝すことなく、転倒時の接地部位および降下速度を従来手法よりも高精度に推定した。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。さらに、接地時の荷重有限要素モデルによって推定し、手首接地時に、転倒時の代表的な危害である橈骨遠位部骨折に至る応力集中を再現した。

これにより、転倒予防方策および危害軽減方策の提案・評価につながる、より実際の条件における転倒時危害リスク評価が可能となった。

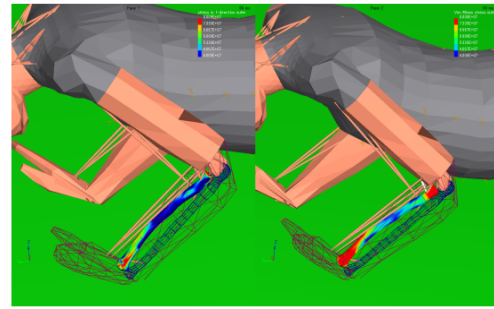


Fig. 8 Stress concentration of the radius (left : Principal stress, right : Von Mises stress)

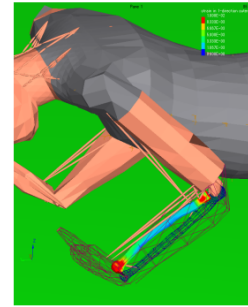


Fig. 9 Distribution of Principal strain

### 謝辞

本研究は JSPS 科研費 26750121 の助成および平成 27 年度工業標準化推進事業委託費（戦略的国際標準化加速事業（国際標準共同研究開発事業：転倒による傷害耐性データに関する国際標準化））によるものです。

### 参考文献

- (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) David A Winter. "Biomechanics and motor control of human movement." John Wiley & Sons, 2009.
- (5) Michael J. Pavol, Tammy M. Owings, Kevin T. Foley, and Mark D. Grabiner, "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) Paulien E. Roos, M. Polly McGuigan, David G. Kerwin, and Grant Trewartha, "The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults." Gait & posture, vol.27, no.2, pp.352-356, 2008
- (7) E.T. Hsiao and S.N. Robinovitch, "Common protective movements govern unexpected falls from standing height." Journal of biomechanics, vol.31, no.1, pp.1-9, 1997