

# 実転倒動作を再現したシミュレータによる加齢による 転倒危害への影響の推定

## Estimation of the impact of aging on fall hazards through a simulator reproducing fall actions

○学 福田 竜也 (信州大) 正 秋山 靖博 (信州大)

Tatsuya FUKUDA, Shinshu University  
Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University

With the increase in the elderly population, the incidence of fall-related injuries among the elderly is rising. To address this issue, it is necessary to estimate the risk of injuries caused by falls. In this study, we developed a simulator that replicates actual falling motions. This allows for the estimation of the impact force on the hands. The simulator is constructed with a 17-link model, and a spring-damper model is implemented in both hands to calculate the impact force. It generates scenarios from the onset of a fall to a few seconds after the body lands. The simulation included scenarios for both young adults and the elderly to measure the maximum impact force on the hands. The results showed that the elderly experience higher maximum impact forces than young adults. This result indicates that the risk of falling increases with age.

**Key Words:** Simulation, Impact Force, Age-Related Differences

### 1. 緒言

現在の日本では高齢化が進行しており、高齢化率は 28.8 % である。そして 2040 年には 34.8% に上昇することが予測されている。高齢化が進むことによる問題のひとつとして、転倒による怪我の増加があげられる。老人ホームの入居者を対象に行った調査では 1 年間で 37 % の高齢者が転倒を経験したと報告している。そして、転倒を経験した高齢者のうちおよそ 1 割が骨折などの重篤な障害を負った結果、その後の日常生活動作を著しく制限されている。このような現状から転倒による危害を軽減させるため、転倒による傷害のリスクを推定することが必要となる。また、高齢者の転倒要因として不完全な体重移動による転倒が最も多く、次いでつまづきによる転倒が最も多いとされている。外的な要因としてはつまづきによる転倒が最も多いとされている。

転倒に関する研究は数多く行われており、実験によるアプローチとシミュレーションによるアプローチが基本的な手法となっている。Abdolshah らによる実験では被験者が膝をついた状態でハーネスにより所定の高さに吊るされ、肘をまっすぐ固定したまま 2 つのフォースプレートの上に落下し、手にかかる衝撃力を計測した[1]。この実験では十分な安全対策を要するため、限定的な動作に留まった。実際の転倒動作の危害を推定するためにはシミュレーションによるアプローチが有効となる。Grzelczyk らは人体モデルを 2 自由度のモデルで表現し、シミュレータによって地面に垂直方向の反力を推定した[2]。しかし、このシミュレータでは関節の数が人体を十分に模倣できていないという問題や実際の転倒動作の再現性に関して検証されていない問題点があった。

名古屋大学の研究グループでは光岡による転倒実験が行われ、被験者 7 名により 51 回のつまづき転倒動作を取得した[3]。この実験では被験者をハーネスで支持し、歩行路に設置された障害物により、遊脚の後期につまづき転倒を誘発される。そして被験者が地面に接地する直前までの動作を記録した。山田は光岡による転倒実験のデータを用いて、17 リンク剛体モデルで転倒動作を再現したシミュレータを開発した[4]。転倒動作はつまづいた際の回復脚が地面についた瞬間から左右の手あるいは膝が地面に衝突する瞬間までを再現した。他にも菅沼はシミュレータで手にかかる衝撃力を推定するため

のバネダンパモデルを開発し、バネダンパモデルの変位により衝撃力を算出した[5]。この研究では Abdolshah ら[1]の実験結果とバネダンパモデルによって得られた結果を最適化手法によりフィッティングさせた。

本研究では高齢者の転倒危害を軽減させるため、シミュレーションによるアプローチで転倒危害の推定を試みた。対象とする転倒はつまづき転倒である。山田の研究[4]では人体接地する瞬間までの実転倒動作を再現したシミュレータを開発したが、本研究では人体接地後の実転倒動作を再現したシミュレータを開発し、菅沼[5]が開発したバネダンパモデルを左右の手に実装することで、手にかかる衝撃力を算出した。このシミュレータでシミュレーションを行い、加齢による転倒危害の推定を行った。

### 2. 転倒シミュレータ

#### 2.1 モデルの概要

本シミュレータは数値解析ソフトウェア (Mathworks 社製, MATLAB) を用いて作成した。また人体モデルは Simulink を用いて作成した。本シミュレータの人体モデルは 17 リンク剛体モデルである。このモデルは足部、下腿部、大腿部、手、前腕部および上腕部の左右、そして骨盤と胴体で構成されている。胴体は腹部、胸部、顎部および頭部の区別がある。各関節の自由度は股関節、肩関節および腰関節を 3 自由度に定め、足関節、膝関節および肘関節を 1 自由度に定めた。各リンクの長さおよび質量は人体測定学に基づき被験者の身長および体重から算出された[6][7]。人体モデルと地面との接触判定には MATLAB の外部ライブラリである Simscape Multibody Contact Force Library を用いた[8]。この接触判定は人体モデルの左右の手のひらの中心にある半径 5 cm の球によって判定された。図 1 にはシミュレータのモデルの様子を示す。

本シミュレータの左右の手に実装されたバネダンパモデルは地面のめりこみ量により衝撃力を算出するモデルである。図 2 にはバネダンパモデルを示す。このバネダンパモデルは非線形 2 層 3 要素マクスウェルモデルを採用しており、人の手の力学特性を再現している。図 2 の  $F$  はコンタクトモデルにより出力される力、 $x$  はコンタクトモデルの変位を表す。また  $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2$  はそれぞれ非線形ばねの剛性を表し、 $c_1, c_2$  はそれ

ぞれダッシュポットの粘性を表す。剛性は変位の 2 乗に比例し、粘性は一定に設定した。

また、実転倒動作を再現させるため、本シミュレータでは肘関節と肩関節に人体接地時の関節角度を保つように復元トルクをかけることで衝撃吸収を再現した。肘関節と肩関節により出力されるトルクは、人体接地時の関節角度から回転角に比例して復元トルクをだす回転ばねと、角速度に比例して復元トルクをだす回転ダッシュポットで構成される。回転ばねと回転ダッシュポットのパラメータである回転剛性と粘性は関連研究を引用し、高齢者と若年者の条件に合わせて設定した[9]。パラメータの値を表 1 に示す。表 1 は身長と体重で正規化されており、本シミュレータの人体モデルに合わせた回転剛性と粘性を設定した。

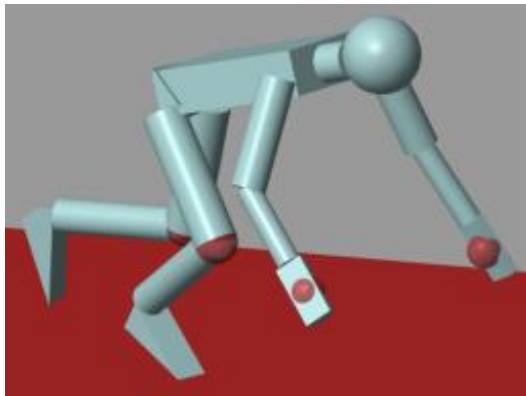


Fig.1 Simulator appearance

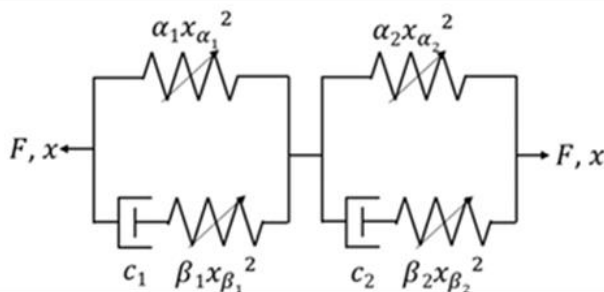


Fig.2 Nonlinear two layers three elements Maxwell model

Table 1 Values of elbow and shoulder stiffness and damping

Joint name	Stiffness (Nm/rad/kg/m)		Damping (Nm*s/rad/kg/m)	
	Young	Elderly	Young	Elderly
Elbow	1.099	0.625	0.042	0.032
Shoulder	1.217	1.010	0.014	0.011

## 2.2 人体モデルの関節の駆動方法

人体モデルの関節は 2 種類の駆動方法によって動作させた。1 つ目は光岡の転倒実験[3]で得られた動作を関節への入力とし、逆運動学により動作させるモーション駆動である。2 つ目は転倒実験で得られた動作から関節トルクを算出し、各関節の最大発揮トルクと最大トルク変化率により、入力トルクに制限を加え、順運動学により動作させるトルク駆動である。関

節トルクは式 1 によって算出される。

$$\tau = k_p(\theta^{ref} - \theta) + k_d(\dot{\theta}^{ref} - \dot{\theta}) + b(\theta, \dot{\theta}) \quad (1)$$

式 1 の  $\theta$  と  $\dot{\theta}$  はそれぞれ現在の関節角度と角速度を表し、 $\theta^{ref}$  と  $\dot{\theta}^{ref}$  はそれぞれ次のステップの関節角度と角速度を表す。 $k_p$  と  $k_d$  はそれぞれゲインを示し、 $b(\theta, \dot{\theta})$  は重力、遠心力およびコリオリ力を示す。

本シミュレータでは人間がとり得る関節動作を再現するため、トルク駆動を支持脚の足関節、膝関節、股関節および腰椎として、その他の関節をモーション駆動とした。トルク駆動の各関節にはゲインを定めた。表 2 にはそれぞれの関節のゲインの値を示す。また、トルク駆動の各関節の最大発揮トルクと最大トルク変化率は山田の研究[4]を引用し、高齢者と若年者の条件に合わせて設定した。表 3 にはそれぞれの関節の最大発揮トルクと最大トルク変化率の値を示す。

本シミュレータの実転倒動作の再現性に関して、転倒実験の身体重心の高さとシミュレータの身体重心の高さを二乗平均平方根誤差 (RMSE: Root Mean Squared Error) によって評価した。身体重心の高さの誤差は転倒危害の規模や大局的な転倒動作に与える影響に直結する。シミュレーション全体での RMSE は 7.9 mm となり、誤差の最大は 13 mm となった。シミュレーション全体を通じて、実転倒動作の重心軌跡の再現性が高い結果と言える。

Table 2 Gains of each joint

Joints	Ankle	Knee	Hip	Lumber
$k_p$	200	200	100	150
$k_d$	1.5	1.5	1.5	1.5

Table 3 Max. torque, and max. torque change rate for each joint

	Direction	Max. torque [Nm]		Max. torque change rate [Nm/10 ms]	
		Young	Elderly	Young	Elderly
Ankle	Dorsal flexion	45	35	3.0	2.0
	Plantar flexion	150	100	10	7.0
Knee	Flexion	0	0	13	8.0
	Extension	260	180	13	8.0
Hip	Flexion	0	0	7.5	4.5
	Extension	150	100	7.5	4.5
Lumber	Backbend	0	0	15	8.9
	Forward bend	300	200	15	8.9

## 2.3 衝撃力の算出精度

本シミュレータのバネダンパモデルは菅沼の研究[5]と同様に Abdolshah ら[1]の転倒実験の結果を用いて、最適化手法によりフィッティングを行った。転倒実験ではすねを地面につけ、地面と腿の角度が 30 度、鉛直線と腕の角度が 15 度の姿勢で行った。被験者は胴体に着用したハーネスによって手が地面から所定の高さになるように吊るされ、肘を伸ばした状態のままフォースプレートの上に落下した。図 3 には 5 cm の高さから落下したときの手の付け根 (Proximal area) と手の先端部 (Distal area) にかかる衝撃力を示す。なお、手にかかる

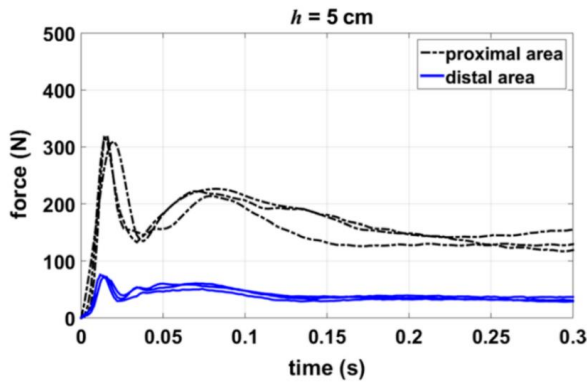


Fig.3 The impact force applied to the proximal and distal area of the hand [5]

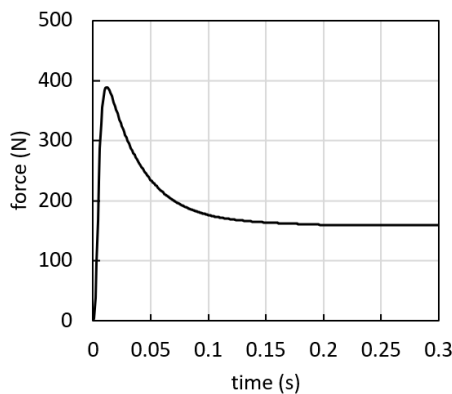


Fig.4 The impact force calculated by the simulator

衝撃力の値には Proximal area と Distal area の値の和を採用した。

シミュレータでは転倒実験の姿勢を再現し、手が地面から 5 cm の高さから重力により落下させた。シミュレータでは転倒実験の条件を再現するため、肘関節と肩関節の衝撃吸収は含まれていない。

バネダンパモデルのフィッティングには最適化手法である遺伝的アルゴリズムを用いた。遺伝的アルゴリズムの条件として、母集団の数を 50、停止条件として世代交代の数を 100、交叉確率を 0.90、突然変異確率を 0.09 から 0.1 に設定した。遺伝的アルゴリズムの評価関数には転倒実験の衝撃力のピーク値をとる時間、ピーク値、谷となる 0.04 秒時の力、0.2 秒から 0.3 秒までの力の特徴点とした。そして、シミュレータで算出される衝撃力とこの特徴点との誤差を最適化した。評価関数を式 2 に示す。

$$J = \omega_1 \times (0.02 - t_{max})^2 + \omega_2 \times (389 - F_{max})^2 + \omega_3 \times (189 - F_{0.04})^2 + \sum_{n=1}^{100} (189 - F_{0.2+nf})^2 / 100 \quad (2)$$

式 2 の  $f$  はステップ時間、 $t_{max}$  は力のピーク値をとる時間、 $F_{max}$  は力のピーク値、 $F_t$  は  $t$  秒時の力の値、 $\omega$  は各項目の重みの値を示す。 $f$  は 0.001 秒として、 $\omega_1$  が 1000、 $\omega_2$  が 10000、 $\omega_3$  が 5000 とした。重みの選定は骨折などの転倒危害への影響が最も考えられるピーク値の再現を重視した。

本シミュレータのバネダンパモデルで算出された衝撃力を図 4 に示す。結果は転倒実験の衝撃力の特徴点であった 0.02 秒時のピーク値 389 N を再現し、その他の特徴点はおおよそ再現された。この条件で得られたバネダンパモデルのパラメータである  $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, c_1, c_2$  を表 4 に示す。

Table 4 Parameter values of the spring-damper model

Parameters	Values
$\alpha_1$ (N/mm <sup>2</sup> )	0.0523
$\alpha_2$ (N/mm <sup>2</sup> )	0.0642
$\beta_1$ (N/mm <sup>2</sup> )	64.8756
$\beta_2$ (N/mm <sup>2</sup> )	83.8281
$c_1$ (N/(mm/s))	0.8890
$c_2$ (N/(mm/s))	0.8204

### 3. シミュレーション

#### 3.1 条件と目的

本シミュレータでは光岡の転倒実験[3]で取得した 51 の転倒動作から左右の手のいずれかが接地する 34 の転倒動作を対象にシミュレーションを行った。シミュレーションでは、最初にトルク駆動の各関節の入力トルクに加えた最大発揮トルクと最大トルク変化率の制限の違いによる転倒危害への影響を推定するため、入力トルクを 0 Nm とした自由落下を基準として、高齢者と若年者との比較を行った。次に人体接地時の肘関節と肩関節の復元トルクをだす回転ばねと回転ダッシュポットの有無による転倒危害への影響を推定するため、それぞれ関節に復元トルクを加えないシミュレーションと復元トルクを加えたシミュレーションの比較を行った。次に加齢による転倒危害への影響を推定するため、高齢者と若年者の比較を行った。それぞれの比較では手にかかる衝撃力のピーク値である最大衝撃力により評価した。

#### 3.2 シミュレーションの流れ

シミュレーションはつまづき転倒における回復脚が地面についたタイミングで開始され、人体接地から 0.03 秒後のタイミングで終了とした。このシミュレーションは人体接地時にシミュレーションが切り替わる構成とした。トルク駆動の各関節の計算過程は以下のように行った。

転倒開始から人体接地までのシミュレーションはステップ時間を 0.01 秒とした。トルク駆動の各関節の計算は初期位置の関節角度と角速度、次のステップの関節角度と角速度から式 1 のトルクを算出した。算出されたトルクが最大発揮トルクや前のステップからの最大トルクの変化率を上回る場合、最大発揮トルクが採用された。こうして採用されたトルクと初期位置の関節角度および角速度を関節への入力として 1 ステップ動作させ、順運動学により次のステップの関節角度と角速度を得た。この工程を人体接地まで繰り返し行った。

人体接地から転倒終了までのシミュレーションはステップ時間を 0.001 秒とした。トルク駆動の各関節の計算は人体接地時の姿勢の関節角度と角速度、次のステップの関節角度と角速度から式 1 のトルクを算出した。算出されたトルクが最大発揮トルクや前のステップからの最大トルクの変化率を上回る場合、最大発揮トルクが採用された。こうして採用されたトルクと人体接地時の姿勢の関節角度および角速度を関節への入力として転倒終了まで動作させた。

### 3.3 結果

図5には自由落下, 高齢者および若年者の34の転倒動作の最大衝撃力を箱ひげ図に示す. 結果は自由落下の平均値が1394 N, 高齢者の平均値が904 N, 若年者の平均値が803 Nとなった. また, 自由落下, 高齢者および若年者の各グループ間で対応のある  $t$  検定を行った結果, いずれのグループ間においても有意な差が確認された.

図6には肘関節と肩関節に復元トルクを加えないシミュレーション (Before) と復元トルクを加えたシミュレーション (After) の34の転倒動作の最大衝撃力を箱ひげ図に示す. 結果は高齢者の After の平均値が780 N, 若年者の After の平均値が703 Nとなった. Before と After を比較すると高齢者の平均値で124 N減少し, 若年者の平均値で100 N減少した. また, Before と After 間で対応のある  $t$  検定を行った結果, 高齢者と若年者の両方で有意な差が確認された.

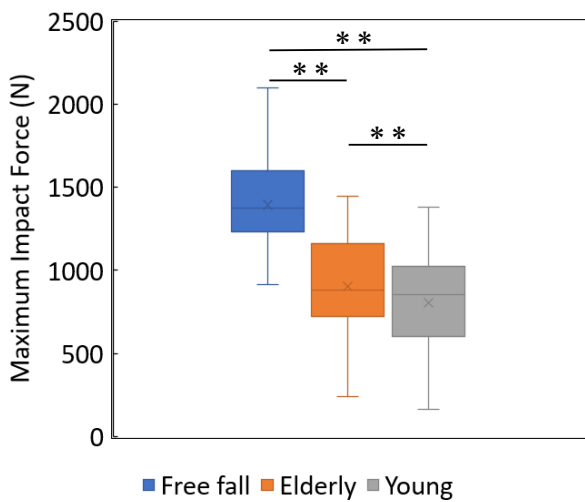


Fig.5 Maximum impact force for free fall, elderly, and young (\*\* :  $p$ -value < 0.01)

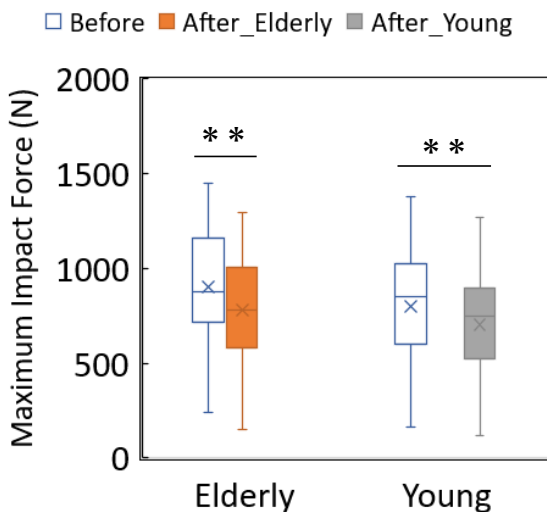


Fig.6 Maximum impact forces before and after simulation (\*\* :  $p$ -value < 0.01)

### 3.4 考察

図5からトルク駆動の各関節の入力トルクが増加すると手にかかる最大衝撃力が減少することがわかった. これにより, 転倒危害が減少する可能性がある. また, 高齢者と若年者はトルク駆動の各関節の入力トルクの違いによって, 最大衝撃力の平均値で101 Nの差がもたらされた.

図6から肘関節と肩関節に復元トルクを加えることで人体接地時に衝撃吸収され, 手にかかる最大衝撃力が減少することがわかった. これにより, 転倒危害が減少する可能性がある. この傾向は高齢者と若年者の両方で確認された.

また, 図6から高齢者と若年者の最大衝撃力の平均値を比較すると, 高齢者と若年者で77 Nの差がもたらされた. この結果から加齢による筋力の低下などの影響で手にかかる最大衝撃力が増加することがわかった. これにより, 転倒危害が増加する可能性がある.

## 4. 結言

本研究では高齢者が抱える転倒リスクの一つであるつまづき転倒動作に関して, 実転倒動作を再現し, 転倒危害の推定を可能とするシミュレータを開発した. 実転倒動作の再現では人体接地後のシミュレーションの構築として, 肘関節と肩関節に復元トルクを加えることで人体接地時の衝撃吸収を再現した. 転倒危害の推定では左右の手にバネダンパモデルを実装することで手にかかる衝撃力を算出した. このシミュレータで34の転倒動作を解析した結果, 加齢により衝撃力が増加し, 転倒危害に影響を及ぼす可能性が示された.

## 参考文献

- [1] S. Abdolshah, N. Rajaei, Y. Akiyama, Y. Yamada, and S. Okamoto. "Investigation into Hand Impact Force During Forward Falls on Uneven Terrain", International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol.20, No.1, 2019.
- [2] D. Grzelczyk, P. Biesiacki, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz. "Dynamic simulation of a novel broomstick human forward fall model and finite element analysis of the radius under the impact force during fall", Journal of theoretical and applied mechanics, Vol. 56, pp. 239-253, 2018.
- [3] Y. Akiyama, K. Mitsuoka, S. Okamoto, and Y. Yamada. "Experimental analysis of the fall mitigation motion caused by tripping based on the motion observation until shortly before ground contact", Journal of biomechanical engineering, Vol. 130, No. 4, 2008.
- [4] S. Yamada, Y. Akiyama, S. Okamoto, and Y. Yamada. "Estimation of effects of recovery step length on severity of injuries caused by the trip and fall", Proceedings of IEEE International Conference on Intelligence and Safety for Robotics (ISR'21), pp. 216-219, Nagoya, 2021, Mar.
- [5] 菅沼竜太, 秋山靖博, 山田秀斗, 岡本正吾, 山田陽滋. "粘弾性モデルを適用した転倒シミュレータによる衝撃力の推定", 第22回 公益社団法人 計測自動制御学会 システムインテグレーション部門講演会 (SI2021), 3F2-06, オンライン, 17-Dec, 2021.
- [6] P de Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters", J. Biomechanics, Vol.29, No.9, pp.1223-1230, 1996.
- [7] V. Zatsiorsky, "The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body", Biomechanics VIII-B, pp.1152-1159, 1983.
- [8] Simscape Multibody Contact Forces Library - File Exchange - MATLAB Central. <https://github.com/mathworks/Simscape-Multibody-Contact-Forces-Library>
- [9] Y. Lee, "Effects of Age, Gender and Level of Co-contraction on Elbow and Shoulder Rotational Stiffness and Damping in the Impulsively End-Loaded Upper Extremity", Ann Biomed Eng, pp.1112-1122, 2015.