

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

○菅沼 竜太 (名古屋大学), 秋山 靖博 (名古屋大学), 山田 秀斗 (名古屋大学),
岡本 正吾 (名古屋大学), 山田 陽滋 (名古屋大学)

Estimation of Impact Force by Fall Simulator Applying Viscoelastic Model

○Ryuta SUGANUMA (Nagoya University), Yasuhiro AKIYAMA (Nagoya University),
Shuto YAMADA (Nagoya University), Shogo OKAMOTO (Nagoya University),
Yoji YAMADA (Nagoya University)

Abstract: The simulator that extrapolates the fall behavior obtained from experiments was developed to estimate the injury risk when a person falls. A spring-damper model that reproduce the viscoelastic properties of the human body was applied between the hand and the ground. This enables us to estimate the impact force and the risk of injury during a fall under various conditions

1. 緒言

現在日本では高齢化が進行しており、令和3年版高齢社会白書によると、高齢化率は28.8%であり2065年には38.4%に上ると予測されている[1]。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[2]。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るとされている[3]。転倒によって引き起こされる傷害の中でも、前方転倒時に起きやすいものがコーレス骨折に代表される橈骨遠位端骨折であり、50才以上のコーレス骨折の原因の79%が転倒であるという報告がされている[4]。また、女性では35から39歳と60から64歳で橈骨遠位端骨折の発生数はおよそ6倍に増加したとする報告がある[5]。したがって、高齢者の転倒による危害を軽減するために転倒による傷害のリスクを推定することは重要な課題である。

橈骨遠位端の骨折荷重を調べたものではBurkhartらによる研究がある。この研究によると、死体を用いて転倒時の状態を模した衝撃試験を実施した結果、 $2142 \pm 1229\text{N}$ で骨折が確認された[6]。骨折荷重は個人差が大きい、この値が転倒時に骨折が起こるかどうかの1つの評価基準になると思われる。転倒時の衝撃力を得るためには安全な範囲内での実験による手法とシミュレーションによる手法がある。実験によって転倒時の衝撃力を計測したものでは、Abdolshahらによる研究がある[7]。これは被験者が膝をついた状態で手を地面に落下させたもので、手の遠位が先に地面に接地したときに、近位が同時または先に接地したときより衝撃力

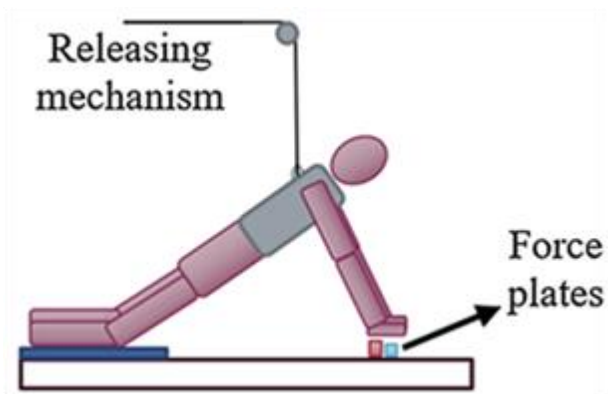
が小さくなったことを示した。またJ Loらは2次元7リンクモデルを用いて前方転倒のシミュレーションを行い、肘と股関節の屈曲が危害を軽減することを示した[8]。

しかしこれらの実験やシミュレーションでは関節の固定、リンク数の省略等、実際の転倒を十分に再現出来ていない。そのため我々の研究グループでは、ハーネスを用いて被験者を転倒させ、その動作を外挿したシミュレータを開発した[9][10]。

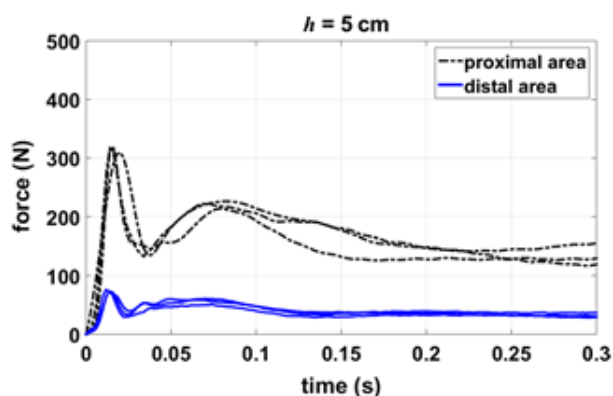
本研究の目的は地面と手のコンタクトモデルを開発しシミュレータに適用することで、転倒時の手に加わる力を計算し危害を推定することである。そのために過去に行われた実験結果とシミュレータに適用された数学的モデルによって得られた結果とを最適化手法を用いてフィッティングすることを行う。

2. 実験による力波形の計測

実験によって転倒時の衝撃力を計測した研究として、Abdolshahら[7]のものがある。この実験の被験者は年齢が20から38歳、平均身長が $173.4 \pm 5.7\text{cm}$ 、平均体重が $65.9 \pm 11.5\text{kg}$ の健康的な男性12人であった。被験者らは胴体にハーネスを装着し、すねを地面につけ、ハーネスに体重を預けるように指示された。その後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落下フォースプレートの上に落下させた。またフォースプレートは手の近位と遠位にそれぞれ設置された。実験は手の高さが2cm, 5cm, 8cmの3種類、フォースプレートの高さが2つとも等しい、近位が1cm高い、遠位が1cm高いの3種類、計9種類の条件で行われた。この実験の概要図と手の高さが5cm、フォースプレートの高さが等しいとき得ら



(a)



(b)

Fig.1 (a)Experimental condition (b)Force pattern

れた波形を Fig.1 に示す. この実験結果から手と地面の力学的特性として, 衝突後すぐピークに達した後一定の値に落ち着くことがわかった. これはほかの研究結果とも一致する. したがって, この結果に合うようにシミュレータに適用するコンタクトモデルを作成することが衝撃力を推定するために必要である. 本研究ではこの Abdolshah らのデータ[7]のうち橈骨遠位端骨折に影響が大きいであろう近位の力波形を用いてパラメータの最適化を行った.

3. シミュレータ

3.1 人体モデル

本シミュレータは数値解析ソフトウェア (Mathworks 社製, MATLAB) を用いて作成された. また人体モデルは Simulink を用いて作成されている. 本シミュレータで用いた人体モデルは, 14 リンク剛体モデルである. 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, 頸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が 3 自由度, 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

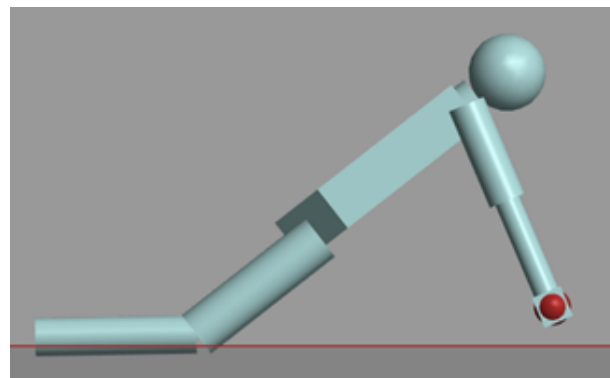


Fig. 2 Simulator appearance

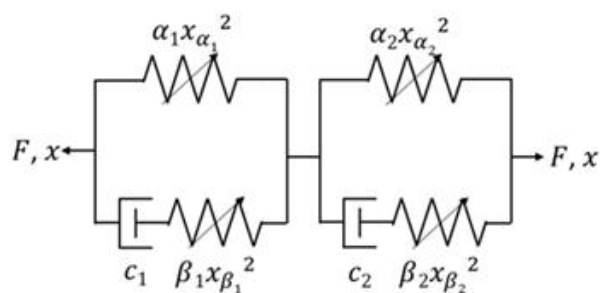


Fig. 3 Nonlinear Maxwell model

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した[11][12]. 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[13]. 地面と左右の手および膝に接触判定領域を設定し地面との接触時の接触速度とめりこみ量を得る. 膝は大腿部の底面と共通の中心を持ち, 底面と同じ長さの半径である球によって適用されている. 手には手の掌の面の中心に半径 5 cm の球によって適用されている. Fig.2 は人体モデルとその接触判定領域を赤色で示したものである.

3.2 動作

シミュレーションの動作は実験を再現した. すねを地面に固定し, 膝および肩関節以外の関節を角度 0 ミで固定した. 肩の角度は前方向に 75 度の角度で固定し, 膝関節の角度を調整して手の高さが地面から 5 cm となるように初期姿勢をとらせた. 駆動には膝関節にゼロトルクを入力し, 重力により落下させた. シミュレーション時間は手が地面に衝突してから 0.3 秒とし, ステップ時間は 0.001 秒とした.

3.3 コンタクトモデル

地面接触時に手に加わる衝撃力を推定するために, 手と地面とのコンタクトモデルを作成した. 人体の特性を数学的モデルで再現した研究は多数行われており, 伊木[14]は非線形粘弾性モデルを用いて人の手の力学

特性を再現した。この研究では手のひらにロボットアームを動的衝突させ、その際得られた力波形をコンタクトモデルで再現し、高い忠実性を示した。本研究では人体の非線形性と多層性を再現するため、モデルには伊木[14]が用いたモデルである非線形 2 層 3 要素 Maxwell モデルを採用した (Fig.3)。コンタクトモデルの変位には人体モデルの手の接触領域が地面の接触領域にめり込む量を用いた。パラメータはシミュレーションで得られた波形が実験で得られた波形の特徴を十分再現するように最適化を行って求めた。

3.3.1 最適化

2 層の非線形 Maxwell モデルは解析的に解くことが困難なため、パラメータの最適化には遺伝的アルゴリズムを適用した。遺伝的アルゴリズムは、生物の進化を模倣した自然淘汰プロセスに基づいて最適化問題を解く手法で、複数の解からなる母集団を、選択、交叉、突然変異を伴う世代交代を繰り返していき、最適解を探索する。母集団の数を 50、停止条件として世代交代の数を 50、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。評価関数 J は次式で定義した。

$$J = 100 \times \left(\frac{0.02}{f_s} - \frac{t_{smax}}{f_s} \right)^2 + (313 - F_{smax})^2 + \left\{ 170 - F_s \left(\frac{0.04}{f_s} \right) \right\}^2 + \left\{ 250 - F_s \left(\frac{0.07}{f_s} \right) \right\}^2 + \sum_{n=1}^{181} \left\{ \frac{170 - F_s \left(\frac{0.12n}{f_s} \right)}{181} \right\}^2$$

ここで f_s はステップ時間、 t_{smax} はシミュレーションで得られた接触力がピークとなる時間、 F_{smax} はシミュレーションから得られた力の最大値、 $F_s(t)$ は時間 t でのシミュレーションから得られた力を表す。各項でそれぞれ実験値の特徴的な値とそれに対応するシミュレーションで得られた値との差を 2 乗して重みを付けたものを足し合わせており、この関数を減少させるように遺伝的アルゴリズムが働く。

4. 結果

遺伝的アルゴリズムによって得られたパラメータを表 1 に示す。また、評価関数の値の推移の様子を Fig.4 に示す。世代交代を繰り返すことで順調に評価関数が減少していた。力波形について、シミュレーションで得られた波形は衝突から約 0.02 秒後にピーク値 313 N を

Table1 Parameter value

パラメータ	パラメータの値
α_1 (N/mm ²)	0.1294
β_1 (N/mm ²)	43.5542
c_1 (N/(mm/s))	0.5845
α_2 (N/mm ²)	0.1627
β_2 (N/mm ²)	31.3166
c_2 (N/(mm/s))	0.6667

とり、実験値の時間約 0.02 s、大きさ 313 N をよく再現していた (Fig. 5)。しかし 2 つ目のピークは現れなかった。

5. 考察

本研究では過去に行われた人の転倒実験を基に、その動作をシミュレータで再現して得られた力波形を実験で得られた波形にフィッティングを行って転倒時のコンタクトモデルを開発した。

本研究では、力のピーク値とその発生タイミングを再現することができた。死体を使って人の橈骨の骨折荷重を測定した研究では、衝撃試験において橈骨の骨折が起きたときの衝撃持続時間は 31.4 ms であった[6]。したがって、本研究で開発したコンタクトモデルは骨折のリスクを推定するために必要な衝撃力をよく再現できているといえる。

一方、今回のコンタクトモデルでは 2 つ目のピークが現れなかった。これは今回用いたモデルが 1 自由度であることが原因だと思われる。Chiu ら[15]による研究では、人の胴体と上肢を別の有効質量で表したモデルで 2 つのピークを得た。2 つ目のピークの有無は傷害の程度をエネルギーで考える場合には再現する必要があるが、骨折の有無を扱う場合には再現の必要性は少ないと考えられる。なお傷害の程度をエネルギーを用いて定量化するものには内出血などがある。

以上のことから、本研究で開発したコンタクトモデルは人の転倒時に受けるピーク力をシミュレーション可能であり、このコンタクトモデルを実際の転倒動作を再現したシミュレータに適用することでさらなる人の転倒動作の解析や新しいサポーターなどの開発に役立つ。

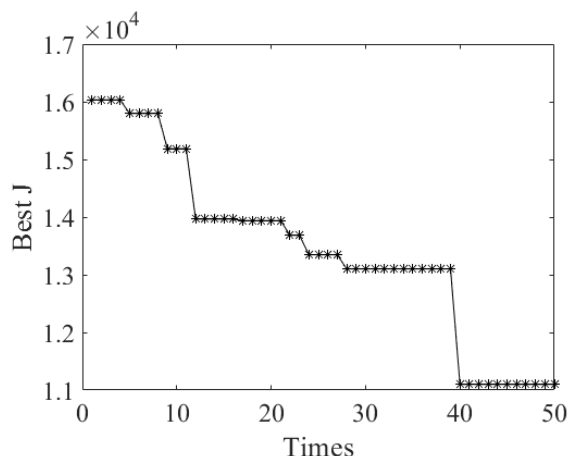


Fig. 4 Transition of evaluation function

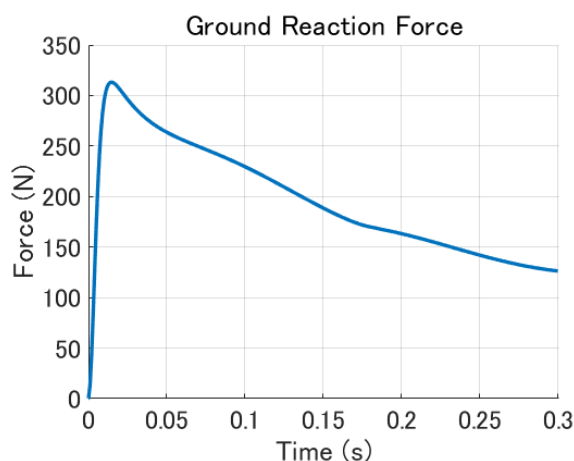


Fig. 5 ground reaction force

6. まとめ

高齢化の進む現代において、転倒による危害を推定時に手に加わる力を推定するために、転倒シミュレータに適用可能なコンタクトモデルを開発した。数学的モデルには人体の特性を再現できる非線形粘弾性モデルを採用し、パラメータの値は過去に行われた実験のデータを基に遺伝的アルゴリズムによって決定した。その結果、実験で得られた力のピークを再現できた。このコンタクトモデルを適用した転倒シミュレータにより転倒による危害の推定が可能となる。

参考文献

- [1] 内閣府, 「令和3年版高齢社会白書」
 [2] 新野直明, 中村健一: “老人ホームにおける高齢者

- の転倒調査: 転倒の発生状況と関連要因”, 日本老年医学会雑誌, Vol.33, No.1, pp.12-16, 1996
- [3] H Luukinen, M Herala, K Koski, R Honkanen, P Laippala and S-L Kivel, “Fracture risk associated with a fall according to type of fall among the elderly”, *Osteoporosis International*, Vol. 11, No. 7, pp. 631-634, 2000
- [4] Oskam J, Kngma J, Klasen J: “Fracture of the distal forearm: epidemiological developments in the period 1971-1995”, *International Journal of the Care of the Injured*, Vol. 29, No. 5, 1998
- [5] R Owen, L Melton, K Johnson, D Ilstrup, B Riggs: “Incidence of Colles’ Fracture in a North American Community”, *American Journal of Public Health*, Vol.72, No.6, pp. 605-607, 1982
- [6] T Burkhart, D Andrews, C Dunning: “Failure Characteristics of the Isolated Distal Radius in Response to Dynamic Impact Loading”, *Journal of Orthopaedic Research*, pp.885-892, 2012
- [7] S Abdolshah, N Rajaei, Y Akiyama, Y Yamada, 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
- [8] Jiahsuan Lo and James A Ashton-Miller. Effect of upper and lower extremity control strategies on predicted injury risk during simulated forward falls: a study in healthy young adults. *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 130, No. 4, p. 041015, 2008.
- [9] Yasuhiro Akiyama, Kento Mitsuoka, Shogo Okamoto, and Yoji Yamada,
- [10] "Experimental analysis of the fall mitigation motion caused by tripping based on the motion observation until shortly before ground contact," *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, vol. 14, no. 1, pp. 18-00510, 2019
- [11] 澁谷春海: “転倒による危害見積もりを目的とした転倒シミュレーションモデルの作成”, 名古屋大学工学部機械・航空工学科卒業論文, 2019
- [12] Winter D A, “Biomechanics and Motor Control of Human movement”, University of Waterloo, 4th Edition, 2009.
- [13] Drillis R, Contini R, “Body Segment Parameters”, New York Office of Vocational Rehabilitation, Report No. 1166-03, 1966
- [14] Simscape Multibody Contact Forces Library - File Exchange - MATLAB Central, <https://jp.mathworks.com/matlabcentral/leexchange/47417-simscape-multibody-contact-forces-library>
- [15] Yumena Iki, Yoji Yamada, Yasuhiro Akiyama, Shogo Okamoto, and Jian Liu, "Designing a dummy skin by evaluating contacts between a human hand and a robot end tip," *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'2020)*, pp. 11337-11334, Las Vegas, 2020, Oct.
- [16] James Chiu, Stephen Robinovitch: “Prediction of upper extremity impact forces during falls on the outstretched hand”, *Journal of Biomechanics*, Vol.31, pp. 1169-1176, 1998