A320

日本人高齢女性の上半身姿勢を考慮したマルチボディ転倒シミュレーション

Fall simulations with multi body model considering the upper body posture of Japanese elderly female

○ 成田 一也 (名大) 正 山本 創太 (名大)
 正 田中 英一 (名大) 正 水野 幸治 (名大)
 原田 敦 (国立長寿医療センター)

Kazuya NARITA, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya City, Aichi

Sota YAMAMOTO, Nagoya University

Eiiti TANAKA, Nagoya University

Koji MIZUNO, Nagoya University

Atsushi HARADA, National Center for Geriatrics and Gerontology, 36-3 Gengo, Morioka-machi, Obu City, Aichi

Keywords: Hip Fracture, Fall, Gait, Multibody

1. 緒言

大腿骨頸部骨折とは、大腿骨骨折の中でも特に股関節周辺での骨折を指す。高齢者に多い骨折であり、この骨折により患者は直ちに起立、歩行が困難となるため⁽¹⁾、寝たきりの原因となる。大腿骨頸部骨折の患者発生数は、2030年には年間約20万人に達するものと予測されており⁽²⁾、骨折予防は高齢者医療の重要課題となっている。

大腿骨頸部骨折要因の82%以上が転倒である。そのため転倒挙動解析は骨折予防のために必要不可欠である。この問題に対し、これまで当研究室では大腿骨頸部骨折の予防プロテクタの構築を目指し、高齢者マルチボディによる転倒シミュレーションを行ってきた⁽³⁾。しかし、この高齢者マルチボディでは高齢者の特徴的な前傾姿勢を再現できていなかった。

そこで本研究では、高齢者の正確な転倒挙動を再現するために高齢者の上半身前傾姿勢を考慮したマルチボディモデルを構築し、転倒挙動解析を行った。この解析結果を用い、上半身直立姿勢と上半身前傾姿勢の転倒挙動への影響について比較検討した。

2. 高齢者マルチボディモデル

2.1 従来のモデル

Fig. 1 Multibody model

高齢女性の体格を考慮した従来のマルチボディモデルについて述べる。高齢女性の体格に合わせたマルチボディモデルは、まず解析ソフトMADYMOに内蔵されたマルチボディ生成ソフトGEBODを使用して180cm, 72kgの標準成人男性マルチボディモデルを作成し、高齢女性の各セグメントの平均寸法を参考にスケールアップ作成した⁽³⁾。マルチボディモ

デルは人体各部が質量と慣性モーメントを持つ剛体でモデル化され、それらがトルク-関節角関係が与えられたジョイントで結合されている。

2.2 上半身前傾姿勢を考慮したモデル

マルチボディモデルでは上半身は腰部(Plevis)、腹部(Abdomen)、胸部(Chest)、頸部(Neck)、頭部(Head)の5要素からなる。当研究室で行った高齢者の歩行実験の映像からそれぞれの部位に相当する各要素について動画解析ソフトMovias(nac)のLAA計測機能を用いて角度計測を行った。

図2に関節角度の計測とモデル化の方法を示す。ボランティア実験⁽⁴⁾の映像から、遊脚中期での大腿骨大転子と腸骨稜を結んだ線と水平面のなす角 θ_1 、S1とT12を結んだ線と水平面のなす角 θ_2 、T12とT1を結んだ線と水平面となす角 θ_3 、T1と耳を結んだ線と水平面のなす角 θ_4 、頭頂と下顎角を結んだ線と水平面のなす角 θ_5 を計測した。3つの歩行速度条件(66cm/s, 95cm/s, 121cm/s)について計測した結果、歩行速度は姿勢にほとんど影響しなかったため、歩行速度95cm/sの場合の計測結果を用いてモデルの頭部、頸部、胸部、腹部、腰部の配置を決定した。

(a) Definition of joint angle (b) Reconstruction of torso posture

Fig. 2 Modeling of torso posture

3. 転倒シミュレーション

3.1 転倒条件

転倒シミュレーションにあたり転倒を開始する初期姿勢、転倒要因、歩行速度を設定した。歩行姿勢に関しては歩行

中の各部の位置，速度の変化を考慮し，図4に示す7姿勢に分類した．

(a) Double support (b) Swing acceleration I (c) Swing acceleration II (d) Swing acceleration III (e) Mid swing (f) Swing deceleration I (g) Swing deceleration II

Fig. 4 Posture at each gait cycle

転倒要因は従来の研究⁽³⁾を参考に意識喪失，つまづき，踏み外し，滑りの4つを想定した．歩行速度は歩行実験を参考に速い(66cm/s)，通常(95cm/s)，遅い(121cm/s)の3速度で実施した．1歩行周期中に転倒を開始する可能性がある時期は転倒要因によって異なる．転倒要因と転倒初期姿勢との関係から意識喪失では7姿勢(a)両足支持期～(g)遊脚減速期II，つまづきでは4姿勢(c)遊脚加速期II～(f)遊脚減速期，踏み外しでは1姿勢(a)，滑りでは4姿勢(a)両足支持期～(d)遊脚加速期IIIでシミュレーションを行った．

3. 2 上半身姿勢が転倒挙動に影響した場合

意識喪失，つまづき，踏み外しではほとんどの場合で上半身直立時と前傾時の転倒挙動に違いが見られなかった．一例として図5に意識喪失の(a)両足支持期で歩行速度が通常の場合の転倒挙動を示す．意識喪失やつまづきでは上半身直立モデル，上半身前傾モデルともに腰部を側方から直接接地する転倒が多かった．これは意識喪失，つまづきでは上半身直立モデル，上半身前傾モデル共に上半身が前方へ倒れこみながら転倒するため，転倒開始時の上半身の傾きの影響は転倒中にほぼなくなったと考えられる．また，踏み外しでは両モデルとも腰部を前方から直接接地した．これは前足の接地時に上体に強く慣性が働き上半身前傾モデルでも転倒途中で上体が直立状態となるため転倒初期姿勢の上半身の傾きは転倒姿勢にはあまり影響を与えなかったと考えられる．

Fig. 5 Fall posture by faint

3. 3 上半身姿勢が転倒挙動に影響する場合

頭部が接地する転倒と滑りによる転倒では，上体姿勢が転倒中の挙動に強く影響した．

頭部から接地する転倒は意識喪失の(e)～(g)，速い歩行速度で転倒する場合に生じた．一例として図6に(g)遊脚減速期

IIで歩行速度が速い場合の転倒挙動を示す．転倒挙動をこれは転倒初期姿勢で重心が接地脚に対して前方にあり，重心の初速度も大きかったため上体が側方に倒れこむ前に頭部が接地したためと考えられる．

滑りにおいて上半身前傾モデルは上半身直立モデルと同様に膝接地後に腰部を接地するが，上半身直立モデルと比較して前方方向に転倒し膝接地時の大腿部と地面との接地角度が小さくなった．一例として図7に(a)両足支持期で歩行速度が通常の場合の転倒挙動を示す．これは上半身直立モデルでは転倒開始時の重心位置が前足に対して後方であるため，腰部が鉛直方向に沈み始めた時に前足が前方方向に滑り始めるのに対し，上半身前傾モデルでは転倒開始時に重心位置が前足に対して横方向で前足が横方向に滑りだしたためと考えられる．

Fig. 6 Fall posture by faint

Fig. 7 Fall posture by slip

4. 結言

本研究では大腿骨頸部骨折予防プロテクタの構築を目的として，高齢者の上半身前傾姿勢を考慮したマルチボディモデルを作成し，転倒挙動解析を行い上半身直立モデルの解析結果と比較検討した．上その結果意識喪失，つまづき，踏み外しの様に足部と地面との摩擦が大きい場合には上半身前傾による重心の変化が転倒挙動に与える影響は小さく，滑りの様に地面との摩擦が小さい場合には上半身前傾による重心の変化が転倒挙動に与える影響が大きいことがわかった．

参考文献

- (1) 村地俊二，骨折の臨床(1980)，中外医学社，pp.383,385,389
- (2) 萩野浩，骨粗鬆症に伴う大腿骨頸部骨折，CLINICIAN, No. 511 (2002)，pp. 31-35
- (3) 野田ら，日本機械学会第19回計算力学講演会講演論文集(2006)，pp.485,486
- (4) 成田ら，日本機械学会2007年度年次大会講演論文集(2007)，pp.187,188