

転倒による頭部外傷予防に向けた装着型予防具の予防効果について

山中 真¹⁾, 行正 徹²⁾

¹⁾滋慶医療科学大学院大学医療管理学研究科

²⁾産業医科大学

(平成 26 年 9 月 26 日受付)

要旨：本研究では，人とダミーモデルを用いて転倒実験を行い，転倒による頭部外傷危険度と頭部外傷予防具の予防効果についての検証を行った。

ダミーモデルと健常男性 3 名を対象とし，リノリウム面に対して後方転倒する際の人とダミーモデルの姿勢変化を測定し HIC (Head injury criterion) と角加速度を計測した。結果より，転倒時に頭部外傷予防具を装着する事によって HIC が 1/2 程度減少することが明らかとなった。転倒衝突時角加速度を基に推定式を用いて，転倒衝突による衝撃力と衝撃圧を明らかとした。転倒による頭部外傷は身長，体重との関係によって大きく変化することや，頭部外傷予防具を使用することで多くの対象において転倒による頭部外傷を予防することが可能である事を明らかとした。

以上の結果より，医療分野において転倒による外傷予防を目的に頭部外傷予防具を広く推奨すること重要であることが示唆された。

(日職災医誌, 63 : 100—108, 2015)

—キーワード—

転倒外傷, 頭部外傷基準値 (HIC), 骨折危険度

1 緒 言

我が国における高齢化率は世界第 1 位であるとともに，近年では，団塊の世代が後期高齢者となり社会給付を受けることで生じる 2025 年問題が大きく取り上げられている。

このような背景から，今後は更に医療・介護・福祉サービスへの需要が高まり大きな社会保障制度の改革や高い QOL を維持したまま日常生活をおくることが出来るような支援が必要とされている。

これらのことから，医療・福祉分野においても，安全で安心できる医療を提供するとともに，費用対効果の高い予防対策を実施していくことは極めて重要である。医療・福祉分野において，高齢者の QOL に大きく影響を与え，医療費の高額化に繋がる問題の 1 つとして転倒事故による身体外傷が挙げられる。

医療・福祉分野での転倒事故は，日本医療機能評価機構における 2015 年度年報¹⁾より 2013 年度の全国医療事故総数 2,078 件に対して 553 件が転倒による事故であり，医療事故全体の約 3 割を占めている。

転倒事故は，転倒外傷によって入院の長期化や寝たきりへ移行するだけでなく，転倒を原因とした骨折などに

よって入院期間が平均 40 日近く延長することが報告されている²⁾³⁾。転倒事故では，このような身体外傷などの明確な問題だけでなく，事故を契機に出歩く事に対して強い不安を覚え，活動量が低下することで間接的に QOL の低下に繋がるなど転倒によって生じる問題は，多角的に様々な問題を引き起こすことが報告されている⁴⁾⁵⁾。

加えて，転倒外傷によって入院期間が延長することは，莫大な医療費の増加に繋がるなど転倒外傷を予防することは，今後の医療・福祉分野において重要な課題の 1 つである。

転倒外傷リスクについて，これまでダミーモデルを用いた実験を通じて転倒による身体への影響が大きい頭部外傷のリスク評価を行い，防御姿勢をとらずに後方転倒することは重篤な身体外傷を生じるだけでなく，死の危険性が極めて高いことを証明した⁶⁾。

そこで，本研究では先行研究の結果を基に，医療・福祉分野などにて用いられている頭部外傷予防具の予防効果について検証するとともに，人を対象とした転倒実験を行い実際の転倒による衝撃力の検証を行った。これら 2 つの実験を通じて得られた結果より，転倒時衝撃力の推定表を作成し，転倒による頭部外傷危険度や頭部外傷予防具を装着することによる頭部外傷予防効果を提示した。

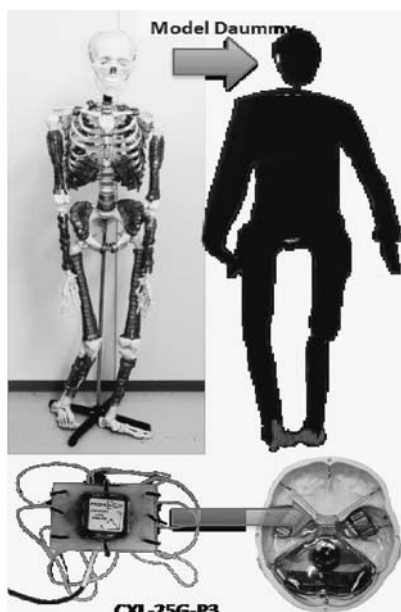


図1 作成ダミーモデル



図2 頭部外傷予防具（ヘッドギア）

II 方法

1. 実験条件：ダミーモデルを用いた頭部外傷予防具の予防効果の検証（図1, 2, 表1）

図1は、今回作成したダミーモデルを示している。表1は、ダミーモデルの各身体部位の重さと割合を示している。作成したダミーモデルを用いて転倒実験を行い、頭部外傷予防具の予防効果について評価を行った。

転倒条件としては、全国調査から転倒頻度が高い病室を想定したりノリウム面に対して、外傷危険度が高い防御姿勢を取らずに後方転倒することとした。頭部外傷予防具装着による予防効果に関しては、図2に示す病院、施設などでも用いられているヘッドギア(mizno社製)を装着し、予防具未装着と同条件で実験を行った。その結果より、予防具の有無による頭部外傷危険度の評価を頭部外傷基準値(Head injury criterion: HIC)を用いて行った。HICは、頭部外傷評価として広く用いられている基準値であり、多くの先行研究において頭部外傷評価

表1 ダミーモデルの各パーツ重量

| 身体部位 | 身体各重量(割合) | |
|--------|-----------|-----------|
| | 基準重量(女性) | ダミー重量(kg) |
| 頭 | 0.082 | 3.9 |
| 胸部 | 0.17 | 8.2 |
| 腹部 | 0.122 | 5.8 |
| 腰部 | 0.159 | 7.6 |
| 上腕部 | 0.058 | 2.8 |
| 前腕部 | 0.041 | 2 |
| 大腿部 | 0.235 | 11.3 |
| 下腿部/足部 | 0.133 | 6.4 |
| 総重量 | 1 | 48 |

に用いられている信頼性の高い評価基準である⁷⁾⁸⁾。

・測定方法

転倒実験に用いるダミーモデルは、先行研究⁶⁾と同様に、骨格標本から身体各部位の重さやバランスなどを忠実に再現し、人体形状に極めて近いモデルを作成し実験を行った。転倒画像を解析した結果よりえられた頭部の衝突時角加速度は、人体との再現性が最も高い衝突モデルダミーを用いた研究⁹⁾とほぼ同じ角加速度を計測しており、頭部損傷の計測においては人体との高い再現性が得られていると考える。

転倒時画像は、Nobby-tech社製のPhantom-miro-exを使用し、撮影速度は1/1,000secとした。撮影画像は、Nobby-tech社製のPCC softwareを用いて解析を行った。解析結果から転倒時姿勢変化と衝突時角加速度を求めた。頭蓋内部における衝突時加速度は、先行研究⁶⁾と同様に、頭蓋内部の加速度変化を正確に把握することを目的として、頭蓋内部に脳実質と同じ材質特性を示す豆腐を充填し、血管と同じ材質特性をもつゴムを用いてGlobal Leader社製の三軸加速度CXL-25G-P3を固定し計測を行った。転倒衝突時に加速度計より得られた3軸の合成加速度最大値を本実験における転倒衝突時加速度とした。

今回は、ダミーモデルを用いて行った8回の実験によって得られた転倒衝突時加速度の平均値から変換式を用いてHICを求めた。頭部外傷を生じるHICについては、先行研究⁶⁾¹⁰⁾と同様に内部充填物による減衰効果を15倍程度としHICが65以上を極めて危険な頭部外傷を引き起こす基準値とした。

2. 実験条件：転倒時による身体外傷危険度（図3）

図3は、人の転倒実験状況を示している。転倒時の画像解析結果より、転倒時の衝突時角加速度を計測し、角加速度から変換式を用いて転倒時衝撃力を推定した。

転倒条件は、水面に対して被験者が意識的に後方転倒することとし、数回の練習後に4回の転倒実験を行った。得られた結果から、ダミーモデル実験との転倒時角加速度の違いと、転倒による衝撃力を推定し、後方転倒による頭部外傷危険度の評価を行った。

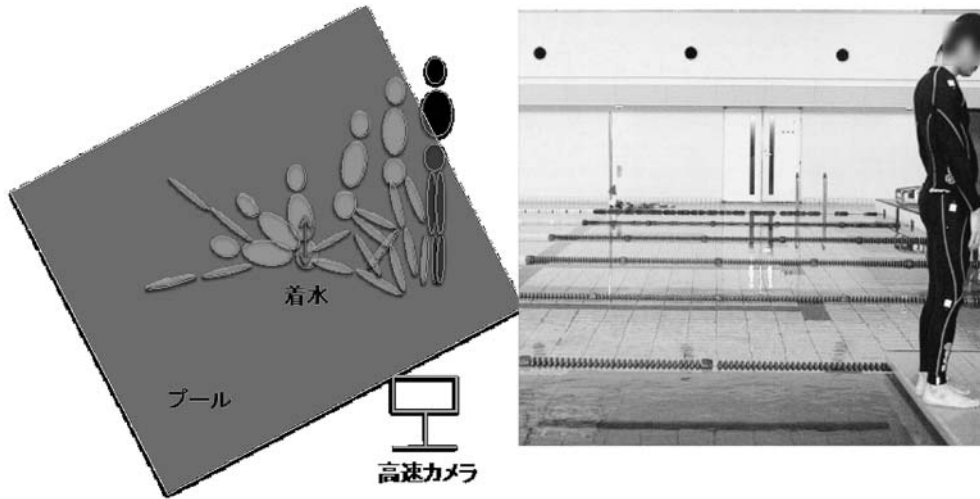


図3 人を対象とした転倒実験状況

表2 対象者の基本情報

| | |
|--------------------------|---------|
| 年齢 (歳) | 33±3 |
| 身長 (cm) | 168±2.8 |
| 体重 (kg) | 66±5.8 |
| BMI (kg/m ²) | 23±1.9 |

・測定方法 (表2)

対象は、筋骨格系の既往のない健常男性3名に対して水面への転倒実験を行った。対象者には、測定前に研究の内容および方法について十分説明し、書面にて同意を得た。表2は、対象者の基本情報を示している。本研究を行うにあたり産業医科大学倫理委員会の承認を得た(第H24-127号)。転倒時の画像撮影に際して、対象者の肩峰部、腸骨部、膝部、外果部にマーカーを貼付し、対象の右側よりNobby-tech社製のPhantom-miro-exを用いて、転倒時の転倒姿勢を撮影し、撮影速度は1/1,000secとした。転倒画像の解析は、Nobby-tech社製のPCC softwareを用いて行った。

今回は、測定に際して失敗となった3回を除く9回の実験によって得られた解析結果から、転倒時姿勢変化と衝突時角加速度を求めた。

3. 統計処理

統計学的処理には、JMP11(SAS Institute Inc., Cary, Nc, USA)を用いた。

ダミーモデルと人の衝突時までの時間毎における角加速度変化は、マンホイットニーU検定をそれぞれに行った。なお、有意水準は5%未満とした。

III 結 果

1. 頭部外傷予防具の予防効果について (図4~6)

図4, 5は、頭部外傷予防具として用いたヘッドギアの装着有無における転倒実験を示したものである。両条件ともにリノリウム面に対して、致命的外傷を負う危険性

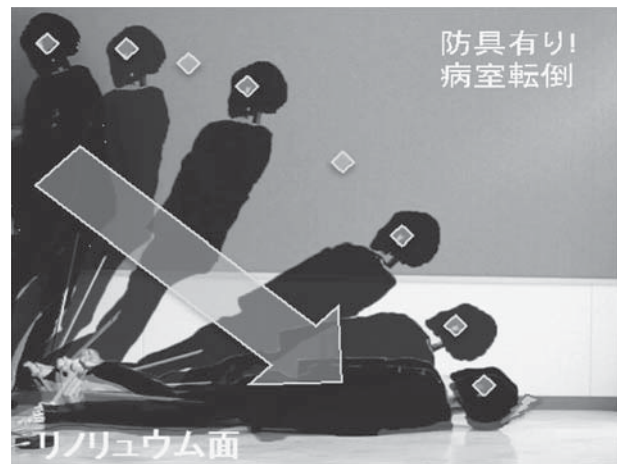


図4 防具有りでの転倒

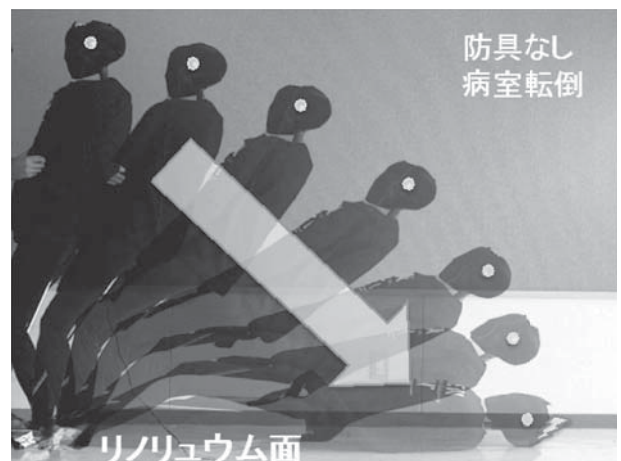


図5 防具なしでの転倒

の高い後方へ防御姿勢を取ることなく頭部を強打する臨床事例を想定して実験を行った。

図6は、両実験での転倒衝突時における加速度変化と、

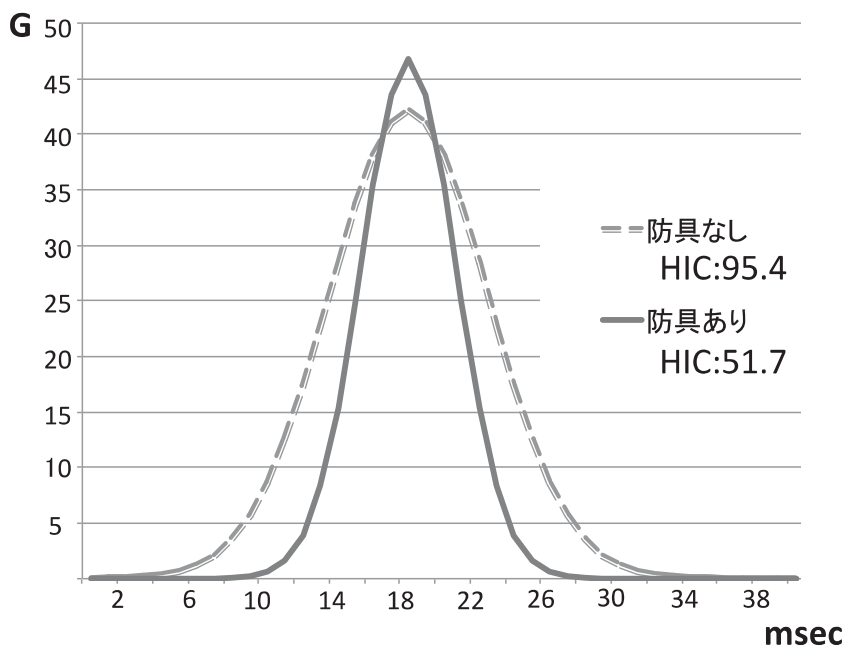


図6 防具装着有無による加速度変化

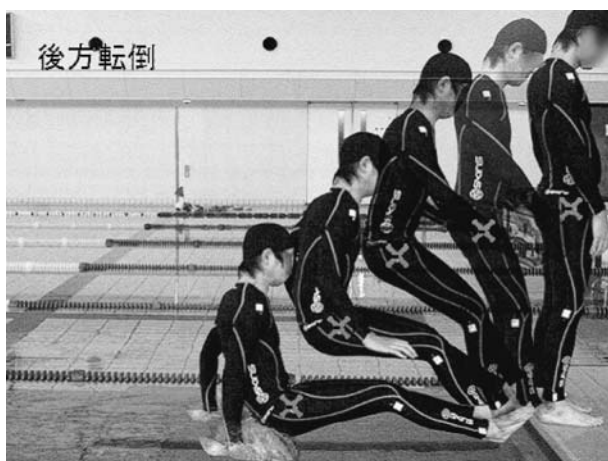


図7 人の転倒実験

表3 転倒衝突までの平均角加速度変化

| | 人 | | モデルダミー | | 有意差 |
|-----------|-------|------|--------|------|--------|
| | 平均値 | SD | 平均値 | SD | |
| 衝突前 100ms | 33.8 | 0.7 | 34.5 | 1.1 | 0.33 |
| 衝突前 50ms | 69.0 | 2.2 | 73.3 | 3.0 | 0.1 |
| 衝突前 10ms | 358.2 | 18.5 | 420.5 | 13.5 | 0.01** |

P < .05*, P < .01**

表4 転倒衝突までの平均角加速度変化量

| | 人 | | モデルダミー | | 有意差 |
|----------|-----|------|--------|------|------|
| | 平均値 | SD | 平均値 | SD | |
| 衝突前 50ms | 2.0 | 0.05 | 2.1 | 0.02 | 0.03 |
| 衝突前 10ms | 5.7 | 0.35 | 5.2 | 0.32 | 0.47 |

P < .05*, P < .01**

各条件での HIC を示している。防具無しの条件では、床面との接触時間は 28msec、衝突時最大加速度は 412.6m/s² (42G) であった。防具装着条件では、床面との接触時間は 18msec、衝突時最大加速度は 458.2m/s² (46G) であった。衝突時最大加速度を頂点とし、接触時間を幅とした積分値から HIC を推定する中野ら⁷⁾の定義式 (式 1) を用いて転倒衝突時におけるそれぞれの条件での HIC を求めた。

$$HIC = 2.4\sigma (0.8 * A / 9.8)^{2.5} \quad \text{式 1}$$

A は、合成加速度最大値 (m/s²) を示し、σ は、測定値をガウスフィットさせた際の標準偏差 (s) を示す。

定義式を用いて HIC を求めた結果、予防具無しの条件では HIC : 95.4 であり、予防具装着条件では、HIC : 51.7 であった。本実験では、予防具を装着することで衝突時

における接触時間が減少することによって HIC の減衰は、約 1/2 (0.54) 程度みられた。

2. 人とダミーモデルにおける転倒時角加速度変化 (図 7, 表 3, 4)

図 7 は、人での転倒実験を示したものである。転倒時の姿勢変化画像より角加速度を計測し、えられた角加速度より転倒時における衝撃力を推定した。表 3 は、人とダミーモデルの転倒時における衝突前 100ms, 50ms, 10ms 毎の角加速度の平均値を示したものである。

ダミーモデルの衝突までの平均角加速度は、衝突前 100ms : 34.5rad/s², 50ms : 73.3rad/s², 10ms : 420.5rad/s² であった。人の衝突までの平均角加速度は、衝突前 100ms : 33.8rad/s², 50ms : 68.9rad/s², 10ms : 358.2rad/s²

表5 転倒時衝撃圧 予防具未装着

防具なし 接地面積 (2.5*2.5=6.25cm²)

| | 150 | 151 | 152 | 153 | 154 | 155 | 156 | 157 | 158 | 159 | 160 | 161 | 162 | 163 | 164 | 165 | 166 | 167 | 168 | 169 | 170 |
|----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| 50 | 1.79 | 1.82 | 1.84 | 1.86 | 1.89 | 1.91 | 1.94 | 1.96 | 1.99 | 2.01 | 2.04 | 2.06 | 2.09 | 2.12 | 2.14 | 2.17 | 2.20 | 2.22 | 2.25 | 2.28 | 2.30 |
| 51 | 1.83 | 1.85 | 1.88 | 1.90 | 1.93 | 1.95 | 1.98 | 2.00 | 2.03 | 2.05 | 2.08 | 2.11 | 2.13 | 2.16 | 2.19 | 2.21 | 2.24 | 2.27 | 2.29 | 2.32 | 2.35 |
| 52 | 1.86 | 1.89 | 1.91 | 1.94 | 1.96 | 1.99 | 2.02 | 2.04 | 2.07 | 2.09 | 2.12 | 2.15 | 2.17 | 2.20 | 2.23 | 2.26 | 2.28 | 2.31 | 2.34 | 2.37 | 2.39 |
| 53 | 1.90 | 1.93 | 1.95 | 1.98 | 2.00 | 2.03 | 2.05 | 2.08 | 2.11 | 2.13 | 2.16 | 2.19 | 2.22 | 2.24 | 2.27 | 2.30 | 2.33 | 2.35 | 2.38 | 2.41 | 2.44 |
| 54 | 1.94 | 1.96 | 1.99 | 2.01 | 2.04 | 2.07 | 2.09 | 2.12 | 2.15 | 2.18 | 2.20 | 2.23 | 2.26 | 2.29 | 2.31 | 2.34 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.46 | 2.49 |
| 55 | 1.97 | 2.00 | 2.02 | 2.05 | 2.08 | 2.11 | 2.13 | 2.16 | 2.19 | 2.22 | 2.24 | 2.27 | 2.30 | 2.33 | 2.36 | 2.39 | 2.41 | 2.44 | 2.47 | 2.50 | 2.53 |
| 56 | 2.01 | 2.03 | 2.06 | 2.09 | 2.12 | 2.14 | 2.17 | 2.20 | 2.23 | 2.26 | 2.28 | 2.31 | 2.34 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.46 | 2.49 | 2.52 | 2.55 | 2.58 |
| 57 | 2.04 | 2.07 | 2.10 | 2.13 | 2.15 | 2.18 | 2.21 | 2.24 | 2.27 | 2.30 | 2.32 | 2.35 | 2.38 | 2.41 | 2.44 | 2.47 | 2.50 | 2.53 | 2.56 | 2.59 | 2.62 |
| 58 | 2.08 | 2.11 | 2.13 | 2.16 | 2.19 | 2.22 | 2.25 | 2.28 | 2.31 | 2.34 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.46 | 2.49 | 2.52 | 2.55 | 2.58 | 2.61 | 2.64 | 2.67 |
| 59 | 2.12 | 2.14 | 2.17 | 2.20 | 2.23 | 2.26 | 2.29 | 2.32 | 2.35 | 2.38 | 2.41 | 2.44 | 2.47 | 2.50 | 2.53 | 2.56 | 2.59 | 2.62 | 2.65 | 2.68 | 2.72 |
| 60 | 2.15 | 2.18 | 2.21 | 2.24 | 2.27 | 2.30 | 2.33 | 2.36 | 2.39 | 2.42 | 2.45 | 2.48 | 2.51 | 2.54 | 2.57 | 2.60 | 2.63 | 2.67 | 2.70 | 2.73 | 2.76 |
| 61 | 2.19 | 2.22 | 2.25 | 2.28 | 2.30 | 2.33 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.46 | 2.49 | 2.52 | 2.55 | 2.58 | 2.61 | 2.65 | 2.68 | 2.71 | 2.74 | 2.78 | 2.81 |
| 62 | 2.22 | 2.25 | 2.28 | 2.31 | 2.34 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.47 | 2.50 | 2.53 | 2.56 | 2.59 | 2.62 | 2.66 | 2.69 | 2.72 | 2.75 | 2.79 | 2.82 | 2.85 |
| 63 | 2.26 | 2.29 | 2.32 | 2.35 | 2.38 | 2.41 | 2.44 | 2.47 | 2.51 | 2.54 | 2.57 | 2.60 | 2.63 | 2.67 | 2.70 | 2.73 | 2.77 | 2.80 | 2.83 | 2.87 | 2.90 |
| 64 | 2.29 | 2.32 | 2.36 | 2.39 | 2.42 | 2.45 | 2.48 | 2.51 | 2.55 | 2.58 | 2.61 | 2.64 | 2.68 | 2.71 | 2.74 | 2.78 | 2.81 | 2.84 | 2.88 | 2.91 | 2.95 |
| 65 | 2.33 | 2.36 | 2.39 | 2.42 | 2.46 | 2.49 | 2.52 | 2.55 | 2.59 | 2.62 | 2.65 | 2.68 | 2.72 | 2.75 | 2.79 | 2.82 | 2.85 | 2.89 | 2.92 | 2.96 | 2.99 |
| 66 | 2.37 | 2.40 | 2.43 | 2.46 | 2.49 | 2.53 | 2.56 | 2.59 | 2.63 | 2.66 | 2.69 | 2.73 | 2.76 | 2.79 | 2.83 | 2.86 | 2.90 | 2.93 | 2.97 | 3.00 | 3.04 |
| 67 | 2.40 | 2.43 | 2.47 | 2.50 | 2.53 | 2.56 | 2.60 | 2.63 | 2.66 | 2.70 | 2.73 | 2.77 | 2.80 | 2.84 | 2.87 | 2.91 | 2.94 | 2.98 | 3.01 | 3.05 | 3.08 |
| 68 | 2.44 | 2.47 | 2.50 | 2.54 | 2.57 | 2.60 | 2.64 | 2.67 | 2.70 | 2.74 | 2.77 | 2.81 | 2.84 | 2.88 | 2.91 | 2.95 | 2.99 | 3.02 | 3.06 | 3.09 | 3.13 |
| 69 | 2.47 | 2.51 | 2.54 | 2.57 | 2.61 | 2.64 | 2.68 | 2.71 | 2.74 | 2.78 | 2.81 | 2.85 | 2.89 | 2.92 | 2.96 | 2.99 | 3.03 | 3.07 | 3.10 | 3.14 | 3.18 |
| 70 | 2.51 | 2.54 | 2.58 | 2.61 | 2.64 | 2.68 | 2.71 | 2.75 | 2.78 | 2.82 | 2.86 | 2.89 | 2.93 | 2.96 | 3.00 | 3.04 | 3.07 | 3.11 | 3.15 | 3.19 | 3.22 |

であった。人とダミーモデルとの各時点における角加速度の有意差は、衝突前 100ms : p>0.05 (0.33), 50ms : p>0.05 (0.10), 10ms : p<0.05 (0.01) であった。

表4は衝突前 100ms を基点として、衝突前 100ms~50ms までと 50ms~10ms までの角加速度の変化量を示している。ダミーモデルでの 100ms から 50ms までの平均の角加速度変化量が 2.1 倍、人では 2 倍であり、50ms から 10ms までの平均角加速度変化量はダミーモデルで 5.7 倍、人で 5.2 倍であった。各時点における角加速度変化量の有意差は、100ms から 50ms までの角加速度変化量では p>0.05 (0.33) であり、50ms から 10ms までの角加速度変化量では p>0.05 (0.47) であった。

3. 転倒による頭部外傷危険度と頭部外傷予防具の予防効果 (表5, 6)

表5, 6 は、転倒時における頭蓋骨に加わる衝撃圧を示している。

骨の降伏応力と衝撃圧 (Mpa) との関係については数多くの先行研究がなされている^{11)~15)}。本研究では、頭部などの瞬間的で局所的な身体外傷を評価する上では、衝撃力ではなく面積も含めた接地部位における衝撃圧がより頭部における外傷危険度の評価に適していると考え、転倒による頭部外傷の評価基準として衝撃圧を用いた。

まずはじめに、人の転倒実験で得られた衝突時角加速度 358.26rad/s² を基に、式2を用いて衝撃力 (N) へ変換

し示している。

$$F(N) = I \cdot \ddot{\theta} = I \cdot \frac{\Delta \dot{\theta}}{\Delta t}$$

$$F(N) = \left[m l^2 \left[\frac{5}{24} - \frac{1}{8} \cos \alpha \right] \cdot \ddot{\theta} \right] \tag{式2}$$

m は体重, l は身長 (m) を示しており、 $\ddot{\theta}$ には衝突時角加速度 (358.26rad/s²) を代入。

今回は、画像平面において外果を基点とし、腸骨部位をジョイント部とした棒状の回転物体として身体を想定し衝撃力を求めた。式2より得られた衝撃力に対して、先行研究¹⁶⁾¹⁷⁾を参考に脂肪および筋肉などの軟部組織による減衰効果を 1/10 と規定し、補正した値を転倒による衝撃力とした。次に、式2より得られた衝撃力 F (N) から式3をもちいて衝撃圧へ変換した。

$$Mpa(N/m^2) = \left[\frac{F(N) \times 10,000}{S \text{ (面積) } cm^2} \right] \cdot \frac{1}{1,000,000} \tag{式3}$$

表5は、予防具未装着条件での転倒時の頭部衝撃圧を示している。予防具未装着での転倒衝突時の頭部接地面積は 6.25cm² であり、この値を式3の S へ代入し得られた値を予防具無しの転倒時衝撃圧とした。表5より、150cm, 50kg で転倒した際に受ける衝撃圧は 1.79Mpa であり、170cm, 70kg で受ける衝撃圧は 3.22Mpa になるとの推定値が得られた。

表6は、予防具装着条件での転倒時の頭部衝撃圧を示

表6 転倒時衝撃圧 予防具装着

| | | 防具あり 接地面積 (3*3=9cm ²) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----|------|-----------------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-----|
| | | 150 | 151 | 152 | 153 | 154 | 155 | 156 | 157 | 158 | 159 | 160 | 161 | 162 | 163 | 164 | 165 | 166 | 167 | 168 | 169 | 170 |
| 50 | 0.67 | 0.68 | 0.69 | 0.70 | 0.71 | 0.72 | 0.73 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | |
| 51 | 0.69 | 0.70 | 0.71 | 0.72 | 0.72 | 0.73 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | |
| 52 | 0.70 | 0.71 | 0.72 | 0.73 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | |
| 53 | 0.71 | 0.72 | 0.73 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | |
| 54 | 0.73 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | |
| 55 | 0.74 | 0.75 | 0.76 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | |
| 56 | 0.75 | 0.76 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | |
| 57 | 0.77 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.98 | 0.99 | |
| 58 | 0.78 | 0.79 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.00 | |
| 59 | 0.80 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.99 | 1.00 | 1.01 | 1.02 | |
| 60 | 0.81 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.00 | 1.01 | 1.03 | 1.04 | |
| 61 | 0.82 | 0.83 | 0.84 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.01 | 1.02 | 1.03 | 1.04 | 1.06 | |
| 62 | 0.84 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.99 | 1.00 | 1.01 | 1.02 | 1.04 | 1.05 | 1.06 | 1.07 | |
| 63 | 0.85 | 0.86 | 0.87 | 0.88 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.00 | 1.02 | 1.03 | 1.04 | 1.05 | 1.07 | 1.08 | 1.09 | |
| 64 | 0.86 | 0.87 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.93 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.01 | 1.02 | 1.03 | 1.04 | 1.06 | 1.07 | 1.08 | 1.10 | 1.11 | |
| 65 | 0.88 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.92 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 1.00 | 1.01 | 1.02 | 1.03 | 1.05 | 1.06 | 1.07 | 1.09 | 1.10 | 1.11 | 1.13 | |
| 66 | 0.89 | 0.90 | 0.91 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.97 | 0.99 | 1.00 | 1.01 | 1.02 | 1.04 | 1.05 | 1.06 | 1.08 | 1.09 | 1.10 | 1.12 | 1.13 | 1.14 | |
| 67 | 0.90 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.96 | 0.98 | 0.99 | 1.00 | 1.01 | 1.03 | 1.04 | 1.05 | 1.07 | 1.08 | 1.09 | 1.11 | 1.12 | 1.13 | 1.15 | 1.16 | |
| 68 | 0.92 | 0.93 | 0.94 | 0.95 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.00 | 1.02 | 1.03 | 1.04 | 1.06 | 1.07 | 1.08 | 1.10 | 1.11 | 1.12 | 1.14 | 1.15 | 1.16 | 1.18 | |
| 69 | 0.93 | 0.94 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.01 | 1.02 | 1.03 | 1.05 | 1.06 | 1.07 | 1.08 | 1.10 | 1.11 | 1.13 | 1.14 | 1.15 | 1.17 | 1.18 | 1.19 | |
| 70 | 0.94 | 0.96 | 0.97 | 0.98 | 0.99 | 1.01 | 1.02 | 1.03 | 1.05 | 1.06 | 1.07 | 1.09 | 1.10 | 1.11 | 1.13 | 1.14 | 1.16 | 1.17 | 1.18 | 1.20 | 1.21 | |

している。予防具装着条件での床面との接地面積は9cm²であり、式4のSへ代入し衝撃圧を求めた。

$$Mpa(N/m^2) = \left[\frac{F(N) \times 10,000}{S(\text{面積})cm^2} \right] \cdot \frac{1}{1,000,000} \cdot 0.54 \quad \text{式4}$$

式4では、ダミーモデルを用いた頭部外傷予防具の検証実験にて得られたHICの減衰値0.54を用いて、式3にて推定された値に予防具の予防効果として0.54を掛けた値を予防具装着による転倒時衝撃圧としている。

表6より150cm, 50kgで転倒した際に受ける衝撃圧は0.67Mpaであり、170cm, 70kgで受ける衝撃圧は1.21Mpaになるとの推定値が得られた。

IV 考 察

1. 頭部外傷予防具の予防効果について

実験結果より、転倒時に頭部外傷予防具を装着することでHICは95.4から51.7と約1/2(0.54)程度まで低下がみられた。この値は、頭部外傷の発生基準値と定めたHIC65を下回る値であり、臨床現場において転倒による頭部外傷を予防するうえで、頭部外傷予防具を使用することは極めて有効な対策の1つであることを明らかとした。

また、図6より頭部外傷予防具を装着することで、衝撃波形は先鋭化する傾向が見られた。これは、高反発性ウレタン素材が衝突時に強い反発力を生じることで接触

時間を減少させたことが要因であると考えられる。

一般的に予防具の多くは低反発性と高反発性の2つの材質特性のものが広く用いられている。実験で使用した高反発性の頭部外傷予防具は、強い反発力によって接触時間を減少させ、頭部に伝わる衝撃力の総量を軽減することでHICを低下させたと考えられる。

一方で、予防具未装着の衝撃波形変化より反発性の低い材質では、接触時間を延長するとともに、接触時に接地面積を広げることで衝突加速度を減少させると考えられる。このことから、低反発性の頭部外傷予防具は、接地面積を広げることで力を分散させ衝突加速度やHICを減少させると考える。今回の結果より、頭部外傷予防具の予防効果は、材質特性によって衝撃力を減衰させる要因が異なることが示唆される。以上のことから、転倒時における接触面が畳などの比較的柔らかい場合は、衝撃力の総量が大きく影響するため、接触時間を短くする高反発性の素材が有効であり、手摺りなど面積が狭く硬い場合は、瞬間的な衝撃が大きく影響するため、接触時間を延長させ接地面積を広くする低反発性の素材が有効であると考えられる。今後は、防具の使用時における扱い易さなどを加味しながら、これら二つの材質特性をもつ内部が低反発で外部が高反発性の複合的な予防具を検討することも重要であると考えられる。

2. 人とダミーモデルにおける転倒時角加速度変化

人を対象とした転倒実験結果より、転倒時に人が受ける角加速度の最大値は 358.2rad/s^2 であり、ダミーモデルにおける角加速度最大値 420.5rad/s^2 よりも低い値が計測された。各時点における角加速度では、10ms において強い有意差がみられ、ダミーモデルに比べて、人の条件では明らかに衝突時角加速度が低下することが明らかとなった。

しかし、衝突前 100ms を基点とした 10ms までの 2 時点での角加速度変化量を比較すると、人とダミーモデルにおいて有意差は認められなかった。このことから、最終的な角加速度の違いは、衝突前 100ms 時での角加速度値が大きく影響していると考えられる。これは、ダミーモデル実験では後方転倒させる際に、人が僅かに力を加える事で実験を行っており、この初速度の違いが最終的な衝突時角加速度の違いに繋がっていると考えられる。

このことから、初速による条件が同じであれば、人が後方へ防御姿勢を取ることなく転倒したケースにおいて、ダミーモデルの実験結果と同様に、重篤な頭部外傷を負う危険性が極めて高いことが示唆される。

3. 転倒による頭部外傷危険度と頭部外傷予防具の予防効果

転倒に伴う頭部外傷危険度と頭部外傷予防具の予防効果の評価にあたって、本研究では転倒による衝撃圧と骨の降伏応力との関係から評価を行った。

表 5, 6 は、頭部外傷予防具の装着有無による転倒時衝撃圧を示している。衝撃圧による骨の降伏応力について Carter らや坂本らの先行研究⁽¹¹⁾⁽¹⁸⁾により得られた以下の換算式(式 5)を用いて求める。

$$\sigma_c = 51.6 \rho^2 \quad \text{式 5}$$

σ_c (Mpa) は、骨の降伏応力を示しており、 ρ (g/cm^3) は骨密度を示している。

転倒による頭蓋骨骨折を例に考えると、頭蓋骨の降伏応力は、正常な骨密度にあたる 145mg/cm^3 (1.0g/cm^3) を用いてえられた 1.08 (Mpa) を基準値としてこの値以上で頭部骨折などの重症な頭部外傷を生じると評価した。表 5 より、頭部外傷予防具を装着しない条件では、最小値で 1.79 Mpa であり全ての条件で頭蓋骨骨折を起こす危険性が高いことが明らかとなった。この結果は、ダミーモデルを用いた実験による HIC の結果と一致しており信頼性が高い推定値であると考えられる。次に、頭部損傷予防具を装着した条件においては、身長 170cm、体重 62kg 以上、身長 161cm、体重 70kg 以上の条件以外では基準値を下回る結果となり、頭部外傷予防具を使用することは転倒による頭部外傷を予防する上で極めて効果的であることが明らかとなった。

この結果は、ダミーモデルでの実験結果からえられた HIC による頭部外傷危険度評価と異なり、対象の身体条件によって予防具を装着しても頭部損傷に繋がる事を示

している。

しかし、我が国における平均身長や体重から考えると多くの対象が予防効果を得られる範囲に収まることから、頭部外傷を予防する上で積極的に頭部外傷予防具を使用することは極めて有効な対策の 1 つであると考えられる。

V まとめ

今回の研究では、ダミーモデルを用いた頭部外傷予防具の予防効果を検証するとともに、人を対象とした転倒実験を行い、人が転倒した際の頭部外傷危険度と頭部外傷予防具の予防効果についても検証を行った。その結果、以下の 2 点を明らかとした。

1) 転倒による頭部外傷予防具の予防効果については、ダミーモデルを用いた実験から頭部外傷予防具を装着する事によって HIC は 1/2 程度 (0.54) まで減少し、転倒による頭部外傷を予防する上で極めて有効であることを明らかとした。

2) 転倒による頭部外傷危険度については、人を対象とした転倒実験データを基に転倒による衝撃圧を推定し、頭部外傷予防具を装着することで転倒による頭部外傷危険度は著しく低下するものの、対象の身体条件によっては致命的な頭部外傷を生じる可能性があることを明らかとした。

以上のことから、頭部外傷予防具などの装着型予防具の使用は転倒外傷を予防する上で極めて有効であると考えられる。しかし、これらの装着型予防具は、治療やケアの妨げになることや予防効果について明確になっていないことなどから臨床分野において利用されることは少ない。今回、予防効果の検証を行った頭部外傷予防具は、設置型の予防対策と比べて遥かに安価で容易に使用が可能であり、対象者の移動に影響を受けずにその予防効果を発揮することが出来るなど多くの利点が考えられる。このような安価で予防効果の高い予防対策を検証し、その予防効果を明らかとしていくことは極めて重要であると考えられる。

これまでの転倒問題に対しての研究の多くは、転倒を未然に防ぐ事を目的としたリスクマネジメント視点に重点が置かれており、本研究で示した転倒後の外傷予防を目的としたクライシスマネジメント視点から転倒問題を考えた研究は少ない。転倒などの複雑な要因が関わる問題に対して 1 つの視点で対策を考えるだけでなく、このような別の視点から転倒問題を捉え、予防対策を複数方向から進めていくことは極めて重要であると考えられる。

最後に、今回の研究では転倒時における姿勢変化を 2 軸で捉え、転倒時における衝撃力の推定を行った。今後は、回転も含めた動作で転倒姿勢を捉えるとともに安全な転倒姿勢保持についても明らかにしていく必要がある。

る。

謝辞：本研究は、日本学術振興会平成25～26年度科学研究費補助金若手(B)(No.25871009)の支援を受けた。また、データ収集や解析データの分析に協力を頂いた中野正博教授(純真学園大学)、梶原弘平並びに澤渡浩之(九州大学)両名に謝意を表す。

利益相反：利益相反基準に該当無し

文 献

- 1) 日本医療機能評価機構 医療事故情報収集事業2013年
年報 <http://www.med-safe.jp/contents/report/index.html>
- 2) Hagino H: Nationwide survey of hip fractures in Japan.
J Orthop Sci 9: 1—5, 2004.
- 3) Hagino H, Sakamoto K, Harada A, et al: Nationwide one-
decade survey of hip fractures in Japan. J Orthop Sci 15 (6):
737—745, 2010.
- 4) Delbaere K, Crombez G, Vanderstraeten G, et al: Fear-
related avoidance of activities, falls and physical frailty. A
prospective community-based cohort study. Age Ageing
33 (4): 368—373, 2004.
- 5) Kiely DK, Kiel DP, Burrows AB, et al: Identifying nurs-
ing home residents at risk for falling. American Geriatrics
Society 46 (5): 551—555, 1998.
- 6) Yamanaka M, Chishaki A, Kawamoto R: Etiology of
Head Injuries due to falls in clinical situations, and Nursing
care to preventing injuries. 日本職業災害医学会誌 61 (1):
65—73, 2014.
- 7) 中野正博, 松浦弘幸, 玉川雅章, 他：頭部損傷基準値
(HIC)の理論的分析. BMSFA 12 (2) : 57—63, 2010.
- 8) 松浦弘幸, 伊藤安海, 根本哲也, 他：力学的人体損傷に関
する基礎研究-3 人体衝撃力学とその物理量推定.
BMSFA 13 (2) : 71—78, 2011.
- 9) Yamanaka M: Etiology of head injuries due to falls in
clinical situations, and nursing care to preventing injuries.
ICICIC 6 (11): 2873—2880, 2012.
- 10) 松浦弘幸, 玉川雅章, 中野正博, 他：人体損傷の基礎的研
究-5 回転・自由落下仮説による損傷と重症度推定の実験.
BMSFA 13 (2) : 83—88, 2011.
- 11) Carter DR, Hayes WC: The compressive behavior of
bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg
Am 59 (7): 954—962, 1977.
- 12) Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC: Fracture prediction for
the proximal femur using finite element models part 1 lin-
ear analysis. J Biomech Eng 113 (4): 353—360, 1991.
- 13) Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC: Fracture prediction for
the proximal femur using finite element models part 2
Nonlinear analysis. J Biomech Eng 113 (4): 361—365, 1991.
- 14) 田中英一, 山本創太, 尾関重宣, 他：ヒッププロテクター
による大腿骨頸部転倒骨折予防の生体力学的検討. 日本機
械学会 70 (697) : 39—46, 2004.
- 15) 田中英一, 山本創太, 尾関重宣, 他：個体差を模擬した有
限要素モデルによる大腿骨頸部転倒骨折の力学的検討. 日
本機械学会 70 (697) : 24—31, 2004.
- 16) Robinobitch SN, McMahon TA, Hayes WC: Force at-
tenuation in trochanteric soft tissues during impact from a
fall. J Orthop Res 13 (6): 956—962, 1995.
- 17) Robinobitch SN, Hayes WC, McMahon TA: Prediction of
femoral impact forces in falls on the hip. J Biomech Eng
113 (4): 366—374, 1991.
- 18) 坂本次郎：脊椎骨折の計算生体力学. バイオメカニズム
学会誌 28 (4) : 189—193, 2004.

別刷請求先 〒532-0003 大阪市淀川区宮原1—2—8
滋慶医療科学大学院大学医療管理学研究科
山中 真

Reprint request:

Makoto Yamanaka
Master Course of Management in Health Care Sciences,
Graduate School of Health Care Sciences, Jikei Institute, 1-2-8,
Miyahara, Yodogawa-ku, Osaka, 532-0003, Japan

The Effect of Protective-gears in the Fall Accidents for the Head Injury Prevention

Makoto Yamanaka¹⁾ and Toru Yukimasa²⁾

¹⁾Master Course of Management in Health Care Sciences, Graduate School of Health Care Sciences, Jikei Institute

²⁾University of Occupational and Environmental Health

We aimed to study falls using individuals and a dummy model. We determined the extent of physical injury after falls and the efficacy of protective gear. Three healthy male participants were included in the study. Linoleum flooring was used in the study as it is commonly found in medical facilities. The participants and the dummy model were allowed to fall in a backward direction, and postural changes were measured. We calculated the head injury criterion (HIC) and the angular acceleration of the intracranial area in the participants and the dummy model.

We found that the HIC decreased by half when using protective gear at the time of a fall. Additionally, we determined the crash force and the shock pressure during a fall, using an estimated expression based on fall collision hour angle acceleration. Previous reports showed an association between bone density and physical injury after a fall. Our results showed that the use of protective gear such as headgear can prevent injury.

The use of protective gear is important in medical facilities to avoid physical injury after a fall.

(JJOMT, 63: 100—108, 2015)