

人体-流動連成数値解析による 高所からの落水事故の傷害リスク評価

篠原 裕幸¹・中村 恭志²

¹ 学生会員 東京工業大学大学院修士課程 環境・社会理工学院 地球環境共創コース
(〒226-8502 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259 番 G5-3)

E-mail: shinohara.h.ac@m.titech.ac.jp

² 正会員 東京工業大学准教授 環境・社会理工学院 地球環境共創コース
(〒226-8502 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259 番 G5-3)

E-mail: tnakamur@tse.ens.titech.ac.jp (Corresponding Author)

高所から水面への落水事故について人体と流動の連成数値解析による傷害リスク評価を行った。上方 10m から静水面への転落を想定し落水時の人体姿勢と水深が異なる複数の解析を実施した。自動車事故の傷害リスク評価指標を援用し、人体に加わる流体抗力と水底面への衝突による衝撃力から傷害の種類と生存率を算出した。足先や頭から垂直に着水する立位姿勢と倒立姿勢では、水面への着水時の傷害リスクは小さいこと、一方、水深 1m 以浅の場合には水底面への衝突による傷害リスクが生じ、特に倒立姿勢では致命的な傷害を受ける可能性があること、さらに、伏臥姿勢で体前面で水面へ着水する場合には、着水時に肺破裂など深刻な傷害を受ける可能性があることなど、高所からの落水時の傷害リスクは落水姿勢と水深とに大きく影響を受けることが示唆された。

Key Words: *Falling accident, Diving, Injury risk, Coupled Human-fluid model, Water depth and posture*

1. 序論

高所から水面へ転落する落水事故が多発している。各種報道資料から全国の河川での水難事故の発生箇所と概要を纏めた水難事故マップが公開されている¹⁾。このマップで著者らが独自に確認したところ、高所からの落水事故は2003~2021年の19年間に計160件発生していた。発生箇所は件数の多い順に橋(88件)、岩場と滝(57件)、砂防堰等の堤体(15件)であった。これらの事故原因のほとんどは水遊びとして意図的に行われた飛び込み(126件)で、転落等不慮の事故は20%程度でしかなかった。飛び込みなど意図的な落水事故が多いということは、河川の利用者に落水の危険性が十分に周知されていないこと、逆に言えば、危険性を今後周知することで落水事故の多くを回避できることを意味している。飛び込みの危険性を低く見誤る原因には水泳競技として行われる飛び込み競技の存在があるかもしれない。競技では十分深いプールが確保され、選手も安全な飛び込み姿勢を熟知している。一方、河川での飛び込み遊びでは安全は全く保証されない。水深は場所ごとに変化し、着水地点の僅かなずれで極く浅い場所に着水するかも知れない。また、飛び込む人が競技選手のように安全な姿勢の知識を持っているはずもない。

高所からの落水に関する研究は、飛び込み選手の傷害実態調査など、競技を対象とした研究は存在する^{2,3)}。また、関節を持たない単純な小型人体模型による着水時衝撃力の実験的研究も行われ始めている⁴⁾。しかし、十分な水深が確保されない場合や、競技ではあり得ない姿勢での落水など、河川での事故で生じうる状況について、危険性を研究したものは無い。そこで本研究では、河川における落水事故を想定し、その危険性を傷害の種類や生存率など分かりやすい情報として纏めることを目指した。危険性から困難な実験に代え、人体と流動を同時に解析する数値解析を実施した。様々な水深と落水姿勢について解析を行い、自動車事故の傷害指標を援用した傷害リスク評価を行い、危険性を具体的に示すこととした。

2. 数値解析モデル

(1) 数値解析モデルの概要

人体-流体連成数値モデルの DRowing hUman Model (DRUM)を用いた^{5,6)}。3次元自由水面流れを格子上で計算すると同時に、関節で接続した剛体群として人体をモデル化し、運動方程式から人体運動と姿勢変化を計算す

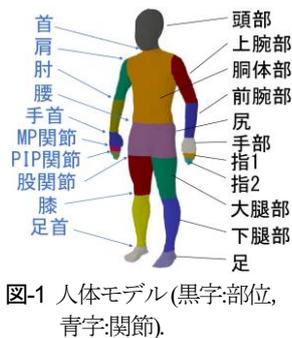


図-1 人体モデル(黒字:部位, 青字:関節).

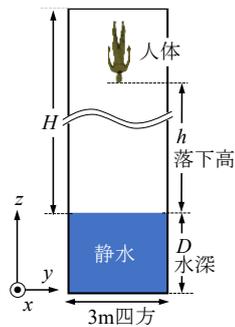


図-2 計算領域.

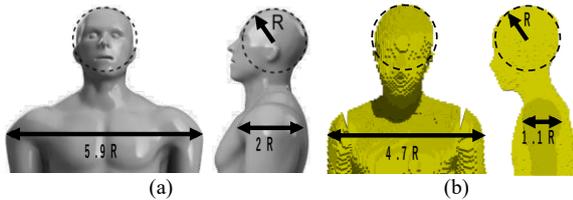


図-3 (a)実験の人形⁴⁾, (b)計算の人体モデル. 頭部半径 R が同じ長さとなるよう縮尺を調整して表示.

る. 流動と人体の相互作用は two-way coupling でモデル化する. 各時間ステップで, 流動計算で得られた圧力場を人体表面で積分し人体に加わる流体抗力を求め, 人体の運動方程式に反映する. また, 人体の存在する計算格子の流速や密度を人体各部位の値で上書きし, 流動計算へ人体の運動を反映させる⁹⁾.

(2) 人体モデル

産業総合技術研究所のデータベース⁷⁾から成人男性の形状データ(ID:F020, 23歳, 身長168cm, 体重61.4kg)を取得し, 19の部位と18の関節によりモデル化した(図-1). 関節の可動方向と範囲はバネモデルで制限する. 能動的な運動は行わないとし, 角速度に比例した受動抵抗トルクを受けつつ関節は滑らかに曲がるとした. 関節可動範囲と受動抵抗トルクは成人の代表値とした^{8,9)}. 各部位は5mm角の立方体ボクセルで表現した. 部位内で一様密度とし, 全体重に対する標準的な重量率より密度を設定した. 肺一杯に空気を吸込んだ状態を想定し, 水中では上向きに1.7kgfの正の浮力が作用する. 人体の水底面への衝突はDiscrete Element Method(DEM)法¹⁰⁾によりモデル化した. 人体表面にボクセルと同サイズの弾性球を配置し, 水底面と弾性球の衝突による斥力をバネ・ダッシュポットモデルでモデル化した. 人体は筋肉, 水底面はコンクリートを想定し, 弾性球のバネ定数を設定した.

3. 着水時衝撃力の再現性検証

(1) 検証計算の概要

Pandeyらは小型人形を水面へ自由落下させ, 着水時の

抗力の時間変化を測定した⁴⁾. 人形は熱可塑性ポリエステルで3Dプリンターにより作成され, 頭部半径 $R = 2.06\text{cm}$ と 3.09cm の2種類(それぞれ身長40cm/60cm程度に相当)が用いられた. 背を伸ばした姿で一体成形され関節はない. 人形は頭を下にした倒立姿勢に固定され, 垂直上方に伸びるガイド軸に沿って水面へ自由落下させる. 水平方向への並進と体軸の回転は制限され, 倒立姿勢のまま頭頂から着水する.

検証計算では計算領域は直方体とし, 幅3m, 奥行き3m, 高さは水表面から上方 $H = 3.5\text{m}$ までとした(図-2). Pandeyらの人形と同じ姿勢となるよう人体モデルの姿勢を調整し, 関節を固定した. 実験と同様に人体は回転せず, 鉛直方向にのみ並進運動を行うこととした. 図-3に実験と計算それぞれで使用された人体形状を示す. なお, 実験の人形は股から下の脚部は省略されているが, 計算では脚部を含む全身をモデル化した. 頭を下にした倒立姿勢で水深 $D = 5\text{m}$ の静水へ自由落下させる(図-2). 計算開始時の人体下端の水面からの高さ(落下高) h は1m, 0.6m, 0.4mの3ケースとした. 実験は5回行われ, 鉛直抗力の平均値が求められている. しかし, 測定値の標準偏差は比較的小さいことから, 検証計算は各ケースごとに1度のみ解析を行うこととした. AjimaらはDRUMを津波の水槽実験に適用し, 幅3cmの計算格子で流水中の人体運動と姿勢変化を良好に再現している⁹⁾. そこで計算格子は水平・鉛直方向ともに幅2.5cmの直交格子とした. ただし, 初期水面の1mより上側では, 計算負荷低減のために計算領域上端に向けて一定割合で鉛直方向の格子間隔を広げた. 計算領域の側面と底面は壁境界, 上面は大気圧境界とした.

(2) 検証結果

図-4に着水時に人体に加わる力の計算結果を示す. 縦軸は人体に加わる鉛直抗力(上向きを正) \bar{F} , 横軸は最初に頭頂が着水してからの経過時間 \bar{t} である. \bar{F} と \bar{t} は頭部が水中へ水没する時間 R/V と, 頭部への測定最大抗力 $\alpha \rho R^2 V^2$ でそれぞれ規格化している. ここで, ρ : 水の密度, V : 着水時の落下速度, R : 頭部半径, α : 定数(8/1.19 π)である. 実験結果は5回行われた測定の平均値であるが, 標準偏差は0.5程度と \bar{F} の測定値にバラツキは少ない⁴⁾. 計算結果は実験とよく一致し, 頭部の着水($\bar{t} = 0$)と肩(首付根)の着水($\bar{t} = 3.0$)による急激な \bar{F} の増加が良く再現されている. 一部の期間で \bar{F} の大きさに計算結果と実験結果の間で差異が認められるが, これは以下に述べるように, 使用した人体の形状の違いが原因と考えている. 頭部に続いて首が水中へ貫入する時間 ($1.5 < \bar{t} < 3$) では, 計算結果は実験に比べ \bar{F} を若干大きく見積もっている. この差異は, 計算で用いた日本人の形状と比べ, 実験で使用された人形は西洋的な顔立ち

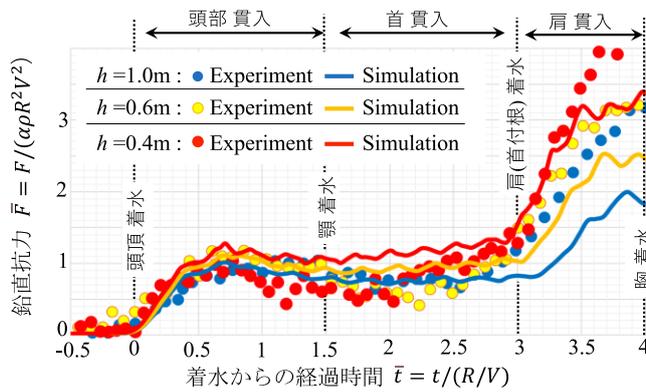


図4 落水時衝撃力の実験と検証計算の比較.

で顎の張り出しが大きく、顎が水中に貫入する際に巻込む空気量が実験の方が大きかったことが原因と考えている(図-3)。また、肩が貫入する時間($\bar{t} > 3$)では、 \bar{F} は実験より小さく計算されている。計算で用いた人体は肩の張り出しは小さく、胸は薄い、所謂“なで肩”であり、肩の張り出した面積(肩と頭部の鉛直断面積の差)は実験の人形の約 40%しか無い(図-3)。そのため、肩が水に衝突する断面積が低下し、 $\bar{t} > 3$ の時間で \bar{F} が小さく計算されたと考えている。実際、Pandey らは人形の代わりにイルカの頭部模型を用いた実験を行い、頭部と首の貫入($\bar{t} < 3$)では \bar{F} はイルカと人体でほぼ差異が無い一方、 $\bar{t} > 3$ の時間では“肩の張り出しが無い”イルカ模型の \bar{F} は人形の 1/5 程度にまで低下すると報告している⁴⁾。なお、計算では全身をモデル化する一方、実験では人形の脚部は省略されている。しかし、図-4は頭頂から胸部までが着水する期間に相当し、脚部は水面に全く接触していないことから、計算と実験での脚部の有無の差異は図-4に示す鉛直抗力の値に影響は無いと考えられる。図-4では肩の貫入期間($\bar{t} > 3$)において h が大きいほど \bar{F} が小さくなる傾向が実験と計算ともに見られる。 \bar{F} は頭部が受ける最大鉛直抗力で規格化された無次元抗力であり、大きい h ほど肩の貫入に伴う抗力は頭部の貫入より相対的に小さいことを意味している。その原因については引き続き検討を行うつもりである。

4. 高所からの落水事故の傷害リスク評価

(1) 想定する状況と計算条件

落水事故の発生箇所には橋、岩、堰堤などがあるが、実際に落下した高さ(落下高)の記録は少ない。本研究では、桁下高として水面までの距離が明確な橋に着目し、事故発生記録のある橋(桁下高 6m~20m)の桁下高の平均値である 10m を落下高 h と想定した。人体の初期姿勢は、①頭部を上にした「立位姿勢」、②頭部を下にした「倒立姿勢」、③うつ伏せの「伏臥姿勢」の 3 ケースとした。

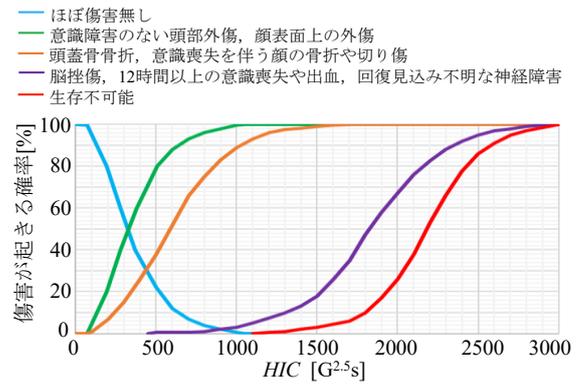


図5 Injuryrisk 曲線 (HIC).

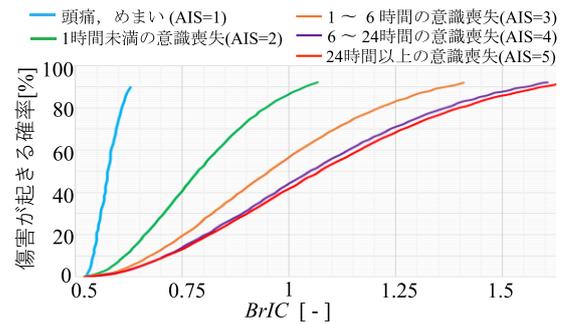


図6 Injuryrisk 曲線 (BrIC). 凡例には各曲線の代表的傷害種に加え、対応する AIS グレードを示した。

表-1 Ac による傷害リスク.

Ac [G]	想定される傷害例
0~12	ほぼ傷害無し
13~37	1本の肋骨の骨折
38~54	2~3本の肋骨の骨折、胸骨の骨折
55~68	4本以上の肋骨の骨折、肺破裂(血胸/気胸)を伴う2~3本の肋骨の骨折
69~79	肺破裂(血胸/気胸)を伴う4本以上の肋骨の骨折
80~90	大動脈裂傷
90~	生存不可能

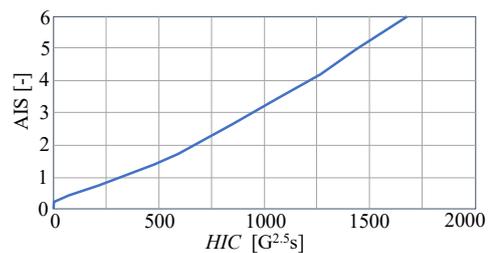


図7 HIC と AIS の相関性

着水先は静水とし、水深 D は 0.5m, 1m, 2m, 3m, 5m の 5 ケースとした。計算領域は検証計算と同じ幅と奥行きの方体とし(図-2)、水面上方 $H=12m$ の高さまでとした。計算格子等その他の条件は検証計算と同様とした。

(2) 傷害リスクの評価方法

生存に大きく関わる頭部と胸部に着目し、自動車事故の指標を援用し傷害リスクの評価を行った。

a) 頭部損傷基準値(Head Injury Criteria ; HIC)

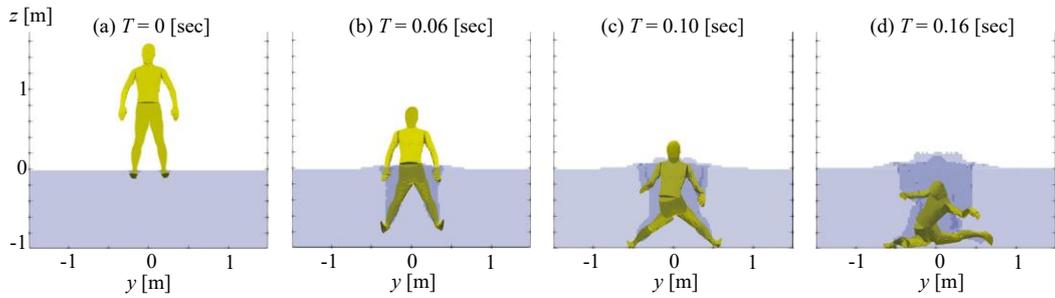


図-8 立位姿勢の着水後の人体の様子(水深D=1m).

表-2 立位姿勢で落水した場合の傷害リスク(黄色の欄:比較的軽度な傷害, 赤色の欄:致命的・深刻な傷害).

水深 D[m]	底面衝突	HIC [G ² s]	想定頭部傷害例	BrIC [-]	想定脳傷害例	Ac [G]	想定胸部傷害	生存率 [%]
0.5	有	516	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.86	24時間以上の意識消失	21	1本の肋骨の骨折	60
1.0	有	75	ほぼ傷害無し	0.56	頭痛, めまい	38	2~3本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折	79
2.0	無	11	ほぼ傷害無し	0.32	ほぼ傷害無し	7	ほぼ傷害無し	99
3.0	無	10	ほぼ傷害無し	0.31	ほぼ傷害無し	7	ほぼ傷害無し	99
5.0	無	10	ほぼ傷害無し	0.31	ほぼ傷害無し	7	ほぼ傷害無し	99

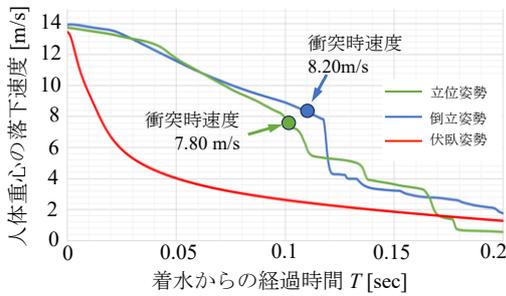


図-9 人体重心の落下速度(D=1m). 人体が初めて水底面へ衝突した時刻を丸印で示す.

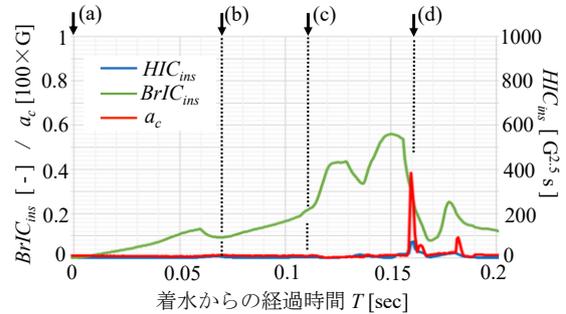


図-10 立位姿勢の着水後の傷害リスク指標の変化(D=1m). 図中の矢印は図-8(a)~(d)に対応する時刻を表している.

頭部外傷の評価指標で, 次式で算出する¹¹⁾.

$$HIC = \max[HIC_{ins}(t)] \quad (1)$$

$$HIC_{ins}(t) = \Delta t \left(\frac{1}{\Delta t} \int_{t-\Delta t/2}^{t+\Delta t/2} a_h(t) dt \right)^{2.5} \quad (2)$$

$\Delta t=15 \text{ msec}$ であり, a_h は流体力と底面との衝突力の和から算出される頭部加速度(単位は重力加速度 G)である. HIC に対する傷害種ごとの発生確率は Injury risk 曲線(図-5)として知られ, HIC から傷害種と確率を評価できる¹²⁾.

b) 脳傷害基準値(Brain Injury Criteria ; BrIC)

脳傷害の評価指標で, 次式で算出する¹³⁾.

$$BrIC = \max[BrIC_{ins}(t)] \quad (3)$$

$$BrIC_{ins}(t) = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2} \quad (4)$$

$\omega_x, \omega_y, \omega_z \text{ rad/s}$ はそれぞれ背腹軸, 左右軸, 頭尾軸周りの頭部回転角速度で, $\omega_{xc}, \omega_{yc}, \omega_{zc}$ は定数($\omega_{xc} = 66.2, \omega_{yc} = 59.3, \omega_{zc} = 44.25$)である. Injury risk 曲線(図-6)から傷害種と確率を評価できる^{13,14)}. 特に, 6時間以上の意識喪失は生存上深刻な傷害となるとされている.

c) 胸部最大加速度 (Acceleration of chest ; Ac)

胸部の傷害指標で, 次式で算出される¹¹⁾.

$$Ac = \max[a_c(t)] \quad (5)$$

a_c は胸部の加速度(単位は重力加速度 G)で, 胸部への流体力と底面との衝突力の和から算出する. Ac の値の範囲と傷害の種類は表-1のように対応するとされている¹⁵⁾.

d) 生存率

解剖学的指標(Abbreviated Injury Scale ; AIS)は総合的な重傷度を6段階に区分した指標である(1→6の順番で傷害はより深刻となる). AISの値と治療後の生存率の間には相関があることが知られている¹⁶⁾.

$$(\text{生存率}\%) = c_2(\text{AIS})^2 + c_1(\text{AIS}) + c_0 \quad (6)$$

ここで, $c_2 = -5.1, c_1 = 20.84, c_0 = 81.34$ である. 本研究では臨床データに基づく相関性により $HIC, BrIC, Ac$ をそれぞれ AISに換算し, それらの中で最も深刻な重症度の AIS から最終的な生存率を算出した¹⁷⁾. HIC は図-7から AISを読み取り, Ac は以下の式で換算する.

$$(\text{AIS}) = \max[\min[0.063Ac + 1.8, 6], 1] \quad (7)$$

$BrIC$ の図-6の傷害種ごとの曲線はそれぞれ異なる AIS に対応している. 各曲線は傷害発生確率が10%を超えると急激に増加する傾向があることから, $BrIC$ の値に対し

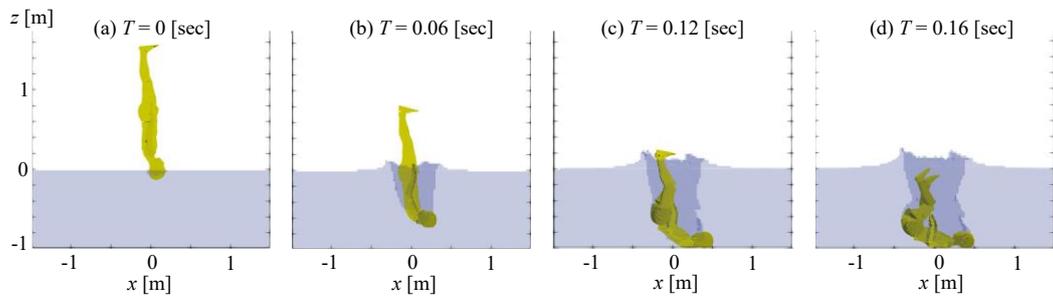


図-11 倒立姿勢の着水後の人体の様子(水深 $D=1\text{m}$).

表-3 倒立姿勢で落水した場合の傷害リスク(黄色の欄:比較的軽度な傷害, 赤色の欄:致命的・深刻な傷害).

水深 $D[\text{m}]$	底面 衝突	HIC [G^2s]	想定頭部傷害例	$BrIC$ [-]	想定脳傷害例	A_c [G]	想定胸部傷害	生存率 [%]
0.5	有	58,136	生存不可能	1.61	生存不可能	656	生存不可能	0
1.0	有	402	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.60	頭痛, めまい	740	生存不可能	0
2.0	有	14	ほぼ傷害無し	0.43	ほぼ傷害無し	19	1本の肋骨の骨折	97
3.0	無	13	ほぼ傷害無し	0.43	ほぼ傷害無し	18	1本の肋骨の骨折	98
5.0	無	13	ほぼ傷害無し	0.43	ほぼ傷害無し	20	1本の肋骨の骨折	97

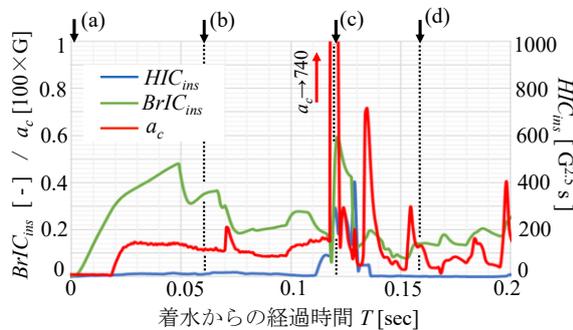


図-12 倒立姿勢の着水後の傷害リスク指標の変化($D=1\text{m}$). 図中の矢印は図-11(a)~(d)に対応する時刻を表している.

10%以上の確率で生じる最も深刻な傷害種の曲線を図-6 から読み取り, その曲線の AIS を $BrIC$ の換算値とした. AIS は 6 が最大値のため, 人体へ加わる加速度(衝撃力)がどんなに大きくとも式(6)により計算される生存率は 22%を下回らない. しかし, 実際の事故では体への衝撃が尋常ならざる場合, 即死(生存率 0%)すると考えられる. そこで即死する明確な基準が不明であった $BrIC$ を除き, 図-5 と表-1 を参考にして $HIC \geq 3000$ と $A_c \geq 90$ のどちらかを満たす場合は生存率 0%とした.

(3) 計算結果と傷害リスク評価

a) ①立位姿勢

水深 $D=1\text{m}$ の着水後の様子を図-8 に示す. 半透明青色で水を表し, 計算領域前方からの視点としている. T は着水後の経過時間である. 足裏から着水し, 流体抗力を受け手足を周辺に広げつつ, 貫入していく. 水中では人体の浮力と流体抗力により減速する. しかし, 水深が浅い $D=0.5\text{m}$ と 1m の場合, 減速しきれず“脚部→腰→胸部・頭部”の順に水底面に衝突した. 図-8 と同じ計算ケースの, 人体重心の落下速度の時間変化を図-9 に緑色線で示す. 速度 14m/s で着水した後, 水中で減速するもの

の, 水底面には 7.80m/s の速度で衝突する. 水深 $D=2\text{m}$ よりも深い場合, 水底面へ衝突することは無かった.

水深ごとの評価指標の値, 想定傷害例, 生存率を表-2 に示す. 図-5 と図-6 に示すように, ある傷害の発生確率は, その確率が 10%を超えると急激に増加する傾向がある. そこで, 表-2 の HIC と $BrIC$ の想定傷害例は, 10%以上の確率で生じる傷害のうち最も深刻なものを示した. 水底面に衝突しない $D > 2\text{m}$ の場合, 全ての指標で“ほぼ傷害無し”と評価された. 一方, 水底面に衝突する $D \leq 1\text{m}$ の場合, 肋骨の骨折など中程度の傷害を胸部に負うのに加え, 1 日以上意識消失など深刻な脳傷害を負う可能性があり, 生存率は 60~80%程度と悪化している. 図-10 に $D=1\text{m}$ の場合の傷害指標の瞬時値 HIC_{ins} , $BrIC_{ins}$, a_c の時間変化を示す. 断面積が小さい足先から着水するため着水時($T=0 \sim 0.05$)の衝撃力は小さく, 各指標は傷害が発生しない安全な範囲 ($HIC_{ins} < 100$, $BrIC_{ins} < 0.5$, $a_c < 13$) に保たれている. 一方, 水底面へ衝突した期間($T=0.12 \sim 0.17$)は, HIC_{ins} , $BrIC_{ins}$, a_c の全てが最大となっており, 表-2 で示す傷害は水底面への衝突によることが確認できる. なお, 底面への衝突では HIC_{ins} と a_c に先んじて $BrIC_{ins}$ が増加する. これは, 底面に衝突した足先を軸として, 背面へ倒れこむ回転が, 胸部や頭部の衝突より先に生じるためである.

b) ②倒立姿勢

水深 $D=1\text{m}$ の着水後の様子を図-11 に, 人体重心の落下速度の時間変化を図-9 に青色線で示す. 頭から着水後, 体を丸くさせつつ回転しながら水底へ向け水中を貫入し, 後頭部と肩・背中上部でほぼ同時に水底面に衝突する. 水中で腕や足は広がらないため, 立位姿勢よりも流体抗力が減少し, 立位姿勢より速い速度で水底面に衝突する(図-9). 表-3 に傷害リスクの評価結果を示す. 立位姿勢

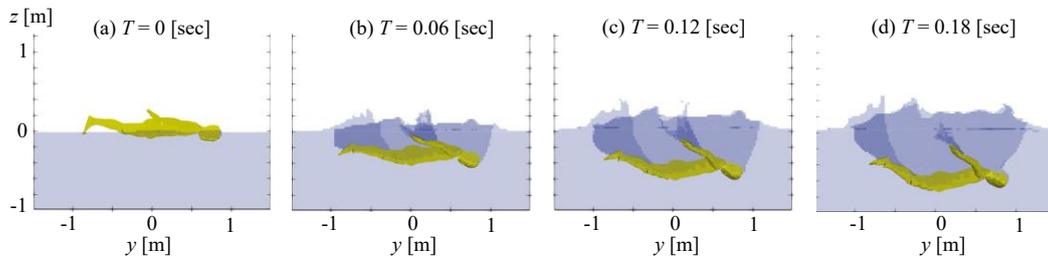


図-13 伏臥姿勢の着水後の人体の様子(水深 $D=1\text{m}$).

表-4 伏臥姿勢で落水した場合の傷害リスク (黄色の欄:比較的軽度な傷害, 赤色の欄:致命的・深刻な傷害).

水深 $D[\text{m}]$	底面衝突	HIC [G^2s]	想定頭部傷害例	$BrIC$ [-]	想定脳傷害例	A_c [G]	想定胸部傷害	生存率 [%]
0.5	有	195	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.18	ほぼ傷害無し	80	大動脈裂傷	22
1.0	無	121	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.17	ほぼ傷害無し	78	肺破裂(血胸/気胸)を伴う4本以上の肋骨の骨折	22
2.0	無	121	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.18	ほぼ傷害無し	78	肺破裂(血胸/気胸)を伴う4本以上の肋骨の骨折	22
3.0	無	121	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.18	ほぼ傷害無し	78	肺破裂(血胸/気胸)を伴う4本以上の肋骨の骨折	22
5.0	無	121	意識障害のない頭部外傷 顔表面上の外傷	0.18	ほぼ傷害無し	80	大動脈裂傷	22

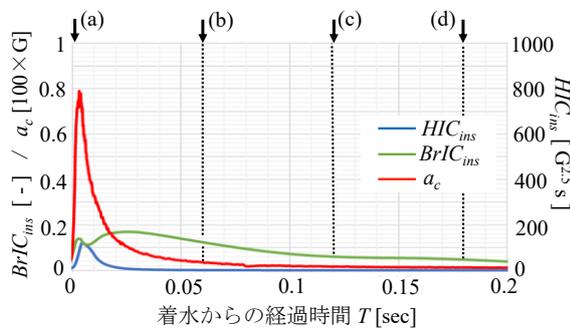


図-14 伏臥姿勢の着水後の傷害リスク指標の変化($D=1\text{m}$). 図中の矢印は図-13(a)~(d)に対応する時刻を表している.

と異なり, $D \geq 2\text{m}$ の場合でも胸部に軽度傷害(肋骨 1 本の骨折)のリスクが生じる. 一方, $D \leq 1\text{m}$ の場合, 立位姿勢と同様に傷害リスクが増加する. ただし, 傷害の種類は立位姿勢と比べより深刻となり, 生存不可能と判定され生存率は 0%となっている. $D=1\text{m}$ の場合の各指標瞬時値の時間変化を図-12 に示す. 立位姿勢と同様に頭部の着水時の断面積は小さいため, 着水時($T=0 \sim 0.05$)の衝撃は小さく生存に関わる傷害リスクは生じない. しかし, a_c は着水時に $a_c = 15$ 程度に増加しており, 深い水深でも胸部に軽度の骨折が生じる原因となっている. 一方, 水底面への衝突($T=0.11 \sim 0.14$)では全ての指標が最大値をとり, $D \leq 1\text{m}$ での深刻な傷害は水底面への衝突で生じていることが確認できる. また, 水底面への衝突時($T=0.11 \sim 0.14$)の HIC_{ins} , $BrIC_{ins}$, a_c の最大値は立位姿勢(図-10)に比べ大きく, 致命的な傷害の原因となっている. これは, 倒立姿勢では水中での減速が立位姿勢より弱いことに加え, 頭部と胸部よりも先に脚部が水底面に衝突する緩衝作用がないためと考えている.

c) ③伏臥姿勢

水深 $D=1\text{m}$ の着水後の様子を図-13 に, 人体重心の落下速度を図-9 の赤色線で示す. 水面へは胴体から着水し,

体を反り返しつつも伏臥姿勢を水平に保ったまま貫入していく. 体前面の広い断面積で着水するため, 大きな流体抗力を受け, 着水後の減速が大きくなっている(図-9). 表-4 に傷害リスクの評価結果を示す. 水中での減速が大きいため, 他の姿勢では衝突した $D=1\text{m}$ でも水底面への衝突はなかった. さらに浅い $D=0.5\text{m}$ では水底面へ衝突したが, 衝突時の速度は比較的遅く (2.19 m/s), 衝突時の各傷害指標は安全な範囲以下であった. 一方, 全ての水深で胸部に肺破裂など深刻な傷害リスクが生じている. これは図-14 に示すように, 広い体前面で着水する伏臥姿勢では着水時($T=0 \sim 0.05$)の大きな衝撃力により, 着水時の傷害リスクが大きくなり, 着水時点で胸部に深刻な傷害が生じるためである.

5. 結論

高所からの落水事故を想定した数値解析を実施し, 人体が受ける流体力と水底面への衝突力から傷害リスクを評価した. 落水高さを 10m とした一連の解析から, 以下の主要な知見を得た.

- 着水時の衝撃力の大きさ, 水底面への衝突の有無, 衝突時の衝撃力の大きさ, さらに, 想定される傷害の種類と生存性は, 落水時の姿勢により大きく影響を受ける.
- 立位姿勢では, 着水時の傷害リスクは小さく, 無傷で着水する. 一方, 水深が 1m 以下では水底面へ衝突し, 頭部と胸部に深刻な傷害が生じ, 生存率が 60%程度となる.
- 倒立姿勢では, 着水時に胸部に軽度の骨折を被る場合がある. 水深が 2m 以上と深い場合, 水底面へ

の衝突による傷害リスクは低くなる。一方、水深が 1m 以下では、水底面への衝突で致命的な傷害を生じる可能性が高く、生存はほぼ期待できない。

- 伏臥姿勢では、着水時に胸部に肺破裂など深刻な傷害を受ける可能性が高い。そのため、水底面への衝突の有無に関わらず、生存率は 20%程度となる。このことから、正しい着水姿勢の知識を持たないで行われる河川での飛び込みは非常に危険性が高いと言える。
- 致命的な怪我を受ける可能性は立位姿勢が最も低いが、立位姿勢でも浅い水深では致命的な傷害を受ける。小中規模河川では平水時の水深が数 m 以下は珍しくなく、河川での飛び込みは死に至る危険性が非常に高いと言える。

参考文献

- 1) 河川財団：全国の水難事故マップ, <https://www.kasen.or.jp/mizube/tabid118.html> (参照 2023/05/25). [The river foundation: Nationwide Water Accident Map, <https://www.kasen.or.jp/mizube/tabid118.html> (latest access 2023/05/25).]
- 2) 森田崇矢, 金岡恒治, 竹村雅裕, 野村孝路, 坂田和也, 宮川俊平: 飛び込み競技における全日本ジュニア選手の傷害発生状況について, *Japanese J. Sci. in Swimming and Water Exercise*, vol. 14, pp.1-6, 2011. [Narita, T., Kaneoka, K., Takemura, M., Nomura, T., Sakata, K., Miyakawa, S.: Injury incidence in Japanese elite junior divers, *Japanese J. Sci. in Swimming and Water Exercise*, vol. 14, pp. 1-6, 2011.]
- 3) Harrison, S., Cohen, R., Cleary, P., Barris, S., Rose, G.: A coupled biomechanical-Smoothed Particle Hydrodynamics model for predicting the loading on the body during elite platform diving, *Applied Mathematical Modelling*, vol. 40, pp.3812-3831, 2016.
- 4) Pandey, A., *et al.*: Slamming dynamics of diving and its implications for diving-related injuries, *Science Advances*, vol.8, eabo5888, 2022.
- 5) 中村恭志, 安嶋大稀, 相澤敦武, 井上徹教: 人体流動連成解析に基づく溺水数値解析シミュレーションモデルの開発, 土木学会論文集 B1 (水工学), vol.73, pp.1_601-T_606, 2017. [Nakamura, T., Ajima, D., Aizawa, T., Inoue, T.: Development of a three-dimensional fluid-human coupled numerical simulation model toward a drowning prevention, *J. of Japan Society of Civil Eng. Ser. B1*, vol.73, pp.1_601-T_606, 2017.]
- 6) Ajima, D., Nakamura, T., Araki, T., Inoue, T. and Kurisu, A.: Development of a coupled human fluid numerical model for the evaluation of tsunami drowning hazards, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 14 : p.18-00321, 2019.
- 7) 河内まき子, 持丸正明: AIST/HQL 人体寸法・形状データベース 2003, 産業技術総合研究所 H18PRO-503,2006. [Kouchi, M., Mochimaru, M.: Japanese 3-D body shape and dimensions data 2003, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, H18PRO-503.2006.]
- 8) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩: 基礎運動学, 医師薬出版 第 6 版, 2016. [Nakamura, R., Saito, H., Nagasaki, H.: Fundamental kinesiology six-edition, Ishiyaku publishing, 2016.]
- 9) 青木慶, 山崎信寿: 直立 2 足歩行における関節受動抵抗の意義, バイオメカニクス, vol.14, pp.59-68, 1998. [Aoki, K., Yamazaki, N.: The role of joint resistance by passive tissues in human bipedal walking, *Biomechanisms*, vol. 14, pp.59-68, 1998.]
- 10) O'Sullivan, C.: 粒子個別要素法, 鈴木輝一訳, 森北出版, 2014. [O'Sullivan, C. (translated by Suzuki, K.): *Particle discrete element modeling*, Monkita publishing, 2014.]
- 11) Eppinger, R., Sun, E., Bandak, F., Haffner, M., Khaewpong, N., Maltese, M.: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems—II, *NHTSA*, 1999.
- 12) Enforcement office of vehicle safety compliance: Laboratory test procedure for occupant protection in interior impact, *NHTSA, FMVSS*, no. 201, 1995.
- 13) Takhounts, E. G., *et al.*: Development of brain injury criteria (BrIC), *Stapp Car Crash Journal*, vol.57, pp.243-266, 2013.
- 14) Tyrell, D. C., *et al.*: Crashworthiness and occupant protection in transportation systems, *ASME, AMD*, vol. 210/ BED vol 30, 1995.
- 15) Tyrell, D. C., Severson, K. J., Marquis, B. P.: Analysis of occupant protection strategies in train collisions, *ASME, AMD* vol. 210/BED vol 30, 1995.
- 16) Thomas A. Gennarelli and Elaine Wodin: AIS 2005: A contemporary injury scale, *INJURY, Int. J. Care Injured* 37, pp. 1083-1091, 2006
- 17) 富田志歩, 中村恭志: 陸上を遡上する津波先端に対する救命胴衣の有効性と傷害リスクの評価, スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2021, 予稿集 A-3-2, 2021. [Tomita, S. and Nakamura, T.: Evaluation of effectiveness of lifejacket and injury risk against tsunami running on land, *Sport eng. and human dynamics 2021*, proceedings A-3-2, 2021.]

(Received May 31, 2023)

(Accepted September 12, 2023)

INJURY RISK ASSESSMENT OF ACCIDENT OF FALLING TO WATER BY USING A COUPLED HUMAN-FLOW SIMULATION MODEL

Hiroyuki SHINOHARA and Takashi NAKAMURA

Injury risk of accident of falling to water is assessed by using a coupled human-flow simulation. In assuming 10m of falling height, a series of simulations were conducted with different combination of water depth and initial body posture. By applying injury index of automobile accident, concrete injury type and survival rate were evaluated from forces affected both from fluid and collision to bed surface. While both of standing posture and inverted posture show relatively smaller risk for entering to water surface, colliding to bed surface result in high injury risk in the case of shallow water. Especially, colliding with inverted posture result in crucial injury. Furthermore, falling with a prone posture causes lung rupture due to impact to water surface. Therefore, it was found that both of water depth and posture have a large influence on injuries and survivalability.