令和 3 年度　卒業論文

人体流動連成数値解析を用いた水深と姿勢が落水時の傷害リスクに与える影響の検討

指導教官　中村 恭志　准教授

東京工業大学大学　環境社会理工学院　土木・環境工学系

18B07325

篠原　裕幸

目次

第 1 章　序論　4

1.1　研究背景　4
1.2　既往研究　5
　1.2.1　飛込競技に対する傷害の報告や研究　5
　1.2.2　傷害リスク評価.　5
1.3 本研究の目的と構成　6
　1.3.1　本研究の目的　6
　1.3.2　論文の構成　6
参考文献　7

第 2 章　シミュレーションモデル　8

2.1　DRUM の概要　8
2.2　人体－流体連成手法　8
　2.2.1　人体から流体への利用　8
　2.2.2　流体から人体への利用　9
2.3　人体の姿勢変化・運動の計算　9
　2.3.1　人体形状　9
　2.3.2　基礎方程式　10
　2.3.3　関節のモデル化　10
　2.3.4　障害物との衝突計算　15
2.4　流れ場の計算　15
　2.4.1　基礎方程式　15
　2.4.2　流動計算　16
　2.4.3　乱流と表面張力の取り扱い　19
2.5　DRUM による計算手法のまとめ　20
参考文献　22

第 3 章　水深と姿勢が落水時の傷害リスクに与える影響の検討 31

3.1　傷害指標と閾値 31
3.1.1　頭部傷害基準値 Head Injury Criteria（HIC） 31
3.1.2　胸部最大加速度 Acceleration of chest（Ac） 32
3.2　計算条件 32
3.2.1　計算領域 32
3.2.2　人体の設定 33
3.3　足から入水する際の傷害リスク 33
3.3.1　落水時の様子 33
3.3.2　傷害リスク評価 34
3.4　頭から入水する際の傷害リスク 36
3.4.1　落水時の様子 36
3.4.2　傷害リスク評価 37
3.5　胴体から入水する際の傷害リスク 39
3.5.1　落水時の様子 40
3.5.2　傷害リスク評価 40
3.6　結果の総合的な評価 42
参考文献 43

第 4 章　結論 71

4.1　本研究の結論 71
4.2　今後の課題 72

謝辞 73

第 1 章　序論

本研究では，シミュレーションモデルを用いて，橋や崖から川へ飛び込む際に人体が被る衝撃力を解析し，傷害リスクを調べることを目指した．本章では研究背景，関連する既往研究，ならびに研究目的について述べる．

1.1 研究背景

我が国では年間約 1300 件の水難事故が発生しており，水難者数は 1500 人を超えている[1]．このうち死者・行方不明者数は半数以上の 700 人に上るなど，水難事故は深刻な事故につながりやすいという特徴を持つ[1]．水辺，特に河川は釣りやボート，遊泳といった多くの遊びの場として利用されている．子供は無論，大人にとって人々の楽しみの場の一つとして河川は我々の活動と深くかかわっている．一方で，河川での水難事故は後を絶たない．河川事故の中でも，「水泳」や「水遊び」をしているときの事故で死亡・行方不明となった人は河川での事故全体の 14.7%にあたり，「魚とり・釣り」の 31.0%の次に多くなっている[1]．川での遊びには種々のものがあり，橋や岩場などの高台からの飛び込みもその一つである．飛び込みによる事故はいくつか報告されている．高知県では四万十川流域で 2003〜2019 年 10 月までの間に水難事故が 37 件発生しており，そのうち橋からの飛込や落下による事故は 8 件起こっている[2]．また，岐阜県によると 2003〜2020 年の間に 538 人が岐阜県内で河川水難事故に遭っており，そのうち 10 件が飛び込みによるものであった[3]．このように飛び込みによる事故はいくつか発生しており，それによる死亡例のほとんどは溺死とされている．しかしながら，なぜ溺死したのかその経緯は十分に明らかとはなっていない．着水時に大きな衝撃を受け意識を喪失したのか，あるいは川底へ衝突したことで重篤な外傷を負ったのか，溺死に至る原因は必ずしも明確にされていない．飛び込み行為による人体への外傷の種類，その重症度を明らかにすることは，危険性の周知活動など今後の対策を講じる際に有用と期待される．しかしながら，アスリートがしっかりとした姿勢で飛び込む飛込競技については傷害に関する研究は行われているものの，一般の人が特別な姿勢無しに河川や水辺で飛び込む状況についての傷害に関する知見は得られていない．したがって，河川や水辺の状況において橋や岩場等から飛び込んだ場合，人体にどのような傷害が起こりえるのかを調べる必要がある．

1.2 既往研究

1.2.1 飛込競技に対する傷害の報告や研究

橋や岩場から河川に飛び込む場合，5m や 10m 以上の高さから飛び込むことが多くなる．これより身体が受ける衝撃力が大きくなるため大きな怪我を負う可能性が高くなると考えられる．飛込競技の高飛び込みは 10m から行われている．10m の固定台から飛び込んだ場合，入水速度は 51km/h に達し，入水直後には 33km/h まで減速し，入水時の衝撃はおおよそ 400kg 重となり[4]，身体への負荷は大きい．このため，頚椎損傷などの外傷[5]が発生することが知られている．飛込競技の傷害についての調査・研究は Le Viet DT と Lantieri LA ら（1993）[4]，Badman BL と Rechtine GR （2004）[5]，Benjamin D と Rubin MD（1999）[6]，成田ら（2011）[7]によって行われてきた．成田と金岡たちは全日本ジュニア選手を対象に調査を行い，最も疼痛の多かった部位は腰部であり，次いで膝関節，手関節であること，また発生状況は，入水時に痛みを生じたものが一番多く次いで飛板や台による打撲となることを報告している[7]．

Simon M Harrison ら[8,9]は，シミュレーションモデルを用いて飛込選手が入水時に受ける力および怪我のリスクを研究している．B-SPH 結合モデルを用いたことで，流体によって身体に与えられる力は非常に大きく，特に手，頭，胴体，脚にかかる力が大きくなること，体節にかかる力は最初の水との接触時または水平投影面積が最も大きくなる時(水泳動作中の上腕，水中動作の最後のピッチ角を大きく変化させるときの胴体など)で大きくなることが分かった．このことから水中での身体の接触タイミングとそのあとの動作を制限することで特定の部位にかかる負荷を軽減し，傷害のリスクを低減できることが示唆されている．

中村らは人体－流体連成数値モデル DRowning hUman Model(DRUM)を開発している[10,11]．自由水面を伴う気体・液体・固体の三次元混相流解析を CIP-CUP 法[12]により行い，人体を関節で接続された複数の剛体郡で表現するリンクモデルを導入し，流体力と姿勢変化の相互作用を考慮して，流体と人体運動・姿勢変化の非定常解析が可能となっている．安嶋らは DRUM を用い大規模水路にてマネキンの津波巻き込み実験の再現計算を行いモデルの妥当性を確認したのち，津波災害時の救命胴衣の有効性についていくつかの津波を模擬した流れ場を適用し定量的な評価を行っている[11]．

1.2.2 傷害リスク評価

自動車分野では安全評価のために，衝撃力による危険度を示す指標が用いられている．代表的な指標として解剖学的指標の重傷度 Abbreviated Injury Scale (AIS)と頭部損傷基準値 Head Injury Criteria (HIC)があげられ，どちらもダミーや動物や死体による自動車

衝突実験の結果に基づいており，外傷の指標として国際的に承認されている．AIS は人体の部位ごとに外傷の重症度を 6 段階に分類するコード体系であり，1971 年に米国自動車医学振興協会（AAAM）より発表され，2015 年に発表されたものが最新である[13]．また，HIC は死因や身体障害の主原因になりやすい頭部の外傷の基準値であり，1974 年に米国運輸省道路交通安全局（NHTSA）より提唱され，閾値などが見直されたものが 1999 年に発表されている[14]．NHTSA は頭部以外に首部，胸部，脚部の外傷の基準値についても提唱しており，日本の自動車の衝突安全性能評価にも用いられている[15]．飛び込みの際の傷害要因としては水面，底面への衝突により人体に加わる衝撃力が想定されることから，自動車事故の上記指標は着水時の衝撃による傷害にも適用可能であると考えられる．

1.3 本研究の目的と構成

1.3.1 本研究の目的

以上で述べた通り，飛込競技における傷害リスクの評価や傷害例の調査といった研究は行われてきた．しかし，河川や水辺という状況下での飛び込み行為による傷害リスクの評価や傷害例の調査は示されていない．そこで本研究では，河川や水辺という場を想定して水深の変化や姿勢の変化によって飛び込み行為による落水時の人体の挙動を，シミュレーションを用いて検討する．さらに，自動車の安全性能評価などに用いられる指標を用いて，落水時の傷害リスクを検討する．水深と飛び込み姿勢の異なる複数の条件について解析を実施することで，飛び込みの傷害リスクが高くなる状況・条件を明らかとすることを目的とする．

1.3.2 論文の構成

本論文は全 4 章から構成される．本章(第 1 章)では本研究の背景，既往の研究，研究目的について述べた．第 2 章では本研究で用いるシミュレーションモデル DRUM の計算手法について述べる．第 3 章では水深と姿勢が落水時の傷害リスクに与える影響の検討を行い，第 4 章では結論として本研究のまとめと今後の課題について述べる．

参考文献

[1]警察庁生活安全局生活安全企画課：令和 2 年における水難の概況，警察庁，2021

[2] 高知県警察 HP｜水の事故に気をつけよう!（2022-1-24 参照）
https://www.police.pref.kochi.lg.jp/portal/docs/2020071500092/

[3]岐阜県河川課｜水難事故の状況，岐阜県公式ホームページより（2022-1-24 参照）
https://www.pref.gifu.lg.jp/page/27316.html

[4] Le Viet DT，Lantieri LA，Loy SM： Wrist and Hand Injuries in Platform Diving. *Hand Surg*，18：pp.876-880，1993

[5]Badman BL，Rechtine GR：Spinal injury considerations in the competitive diver a case report and review of the literature，*The Spine Journal*，4：pp.584-590, 2004

[6] Benjamin D，Rubin MD: THE BASICS OF COMPETITIVE DIVING AND ITS INJURIES，*Clinics in Sports Medicine*，18：pp293-303，1999

[7]森田崇矢，金岡恒治，竹村雅裕，野村孝路，坂田和也，宮川俊平：飛込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 Journal of Science in Swimming and Water Exercise*，14：pp1-6，2011

[8]Simon M Harrison，Raymond C.Z. Cohen，Paul W Cleary，Sian Barris，Graeme Rose：FORCES ON THE BODY DURING ELITE COMPETITIVE PLATFORM DIVING. Ninth International Conference on CFD in the Minerals and Process Industries, 2012

[9] Simon M Harrison，Raymond C.Z. Cohen，Paul W Cleary，Sian Barris，Graeme Rose：A coupled biomechanical-Smoothed Particle Hydrodynamics model for predicting the loading on the body during elite platform diving，*Applied Mathematical Modelling*，40：pp3812-3831，2016

[10] 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), 73：pp.I_601-I_606, 2017.

[11] Ajima, D., Nakamura, T., Araki, T., Inoue, T. and Ku-risu, A.: Development of a coupled human fluid numer-ical model for the evaluation of tsunami drowning haz-ards, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 14：p.18-00321, 2019.

[12] Takashi Yabe，Pei-Yuan Wang: Unified Numerical Procedure for Compressible and Incompressible Fluid，*Journal of The Physical Society of Japan*，60：pp.2105-2108，1991.

[13] Association for the Advancement of Automotive Medicine｜Abbreviated Injury Scale (AIS) (2021-1-19 参照)
https://www.aaam.org/abbreviated-injury-scale-ais/

[14] NHTSA: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II, 1999

[15] 自動車事故対策機構 ｜ 衝突試験の概要（2021-1-19 参照）
https://www.nasva.go.jp/mamoru/assessment_car/crackup_test.html

第 2 章　シミュレーションモデル

本研究では、流れと人体運動を同時に解析可能なシミュレーションモデル，Drowning hUman Model（DRUM）を用いて，落水時における人体の運動をシミュレーションした．本章では DRUM の概要と人体・流体の計算手法を示す．

2.1 DRUM の概要

図 2-1 に DRUM の計算手法の概念図，図 2-2 に計算手順を示す。人体は複数の関節部で連結された剛体として表現し，流体の計算には自由表面を伴う気体・液体・固体の三次元混相流解析手法である CIP-CUP 法[1]を用いる．空気と水からなる流体の運動は計算格子上の流速$\boldsymbol{u}(u,v,w)$，圧力p，密度ρ，および空気の体積占有率φについて移流計算を行い、差分法により粘性計算，圧力計算の時間積分を行う．一方，人体の姿勢変化・運動に関しては，人体の各部位を剛体とみなし，並進運動の運動方程式（Newton 方程式）と回転運動の運動方程式（Euler 方程式）に従って，各部位の並進・回転運動が計算される．

人体－流体間の相互作用に関しては，各時間ステップにおいて，前ステップにおける剛体の移動速度を流体の境界条件として置き，流体の力・トルクを剛体へ反映させることで実現される．

2.2 人体－流体連成手法

DRUM では人体－流体間の相互作用を次のように考慮して計算が行われる．

2.2.1 人体から流体への作用

人体の各体節が流れ場へ及ぼす作用は，体節の速度を境界条件として与えることにより表現する．ある計算格子が剛体の体節sを含むとき，sの並進速度$\boldsymbol{v_s}$・角速度$\boldsymbol{\omega_s}$に対し，当該の格子中心における体節sの速度$\boldsymbol{u_s}$は

$$\boldsymbol{u_s} = \boldsymbol{v_s} + \tilde{\boldsymbol{\omega}}_{\boldsymbol{s}}\boldsymbol{r_{sP}} \tag{2.1}$$

と表される．ここで$\boldsymbol{r_{sP}}$は重心から当該格子点 P への変位を演算子$\tilde{}$は外積を表した．剛体運動の計算はこれらの外力をもとに並進運動を回転運動の運動方程式を解く．本研究で使用したモデルでは，さらに関節部から力とトルクが作用し，並進運動を角速度が算出される当該格子の流速は$\boldsymbol{u_s}$に基づき以下のように修正される。

$$\boldsymbol{u}^{**} = \left(1 - \sum_{s\ in\ mesh} \boldsymbol{\phi_s}\right)\boldsymbol{u}^{*} + \sum_{s\ in\ mesh} \boldsymbol{\phi_s}\boldsymbol{u_s} \tag{2.2}$$

ここで$\boldsymbol{u}^{*}$は移流計算の結果により得られた修正前の流速，$\boldsymbol{u}^{**}$は修正後の流速，$\sum_{s\,\mathrm{in\,mesh}}$は当該格子が含むすべての体節にわたる総和を表す．式(2.2)を用いて流速の修正を行うことは，剛体体節と流れ場の間に非滑り条件を与えることに相当する[2].

2.2.2 流体から人体への作用

流れ場が人体へ及ぼす作用は，後述の各体節の運動方程式（式(2.5)・(2.6)）における流体力$F_{s|fluid}$・流体トルク$T_{s|fluid}$の各項として現れる．これらは各体節が含まれる計算格子において，圧力∇pと粘性摩擦力$\tau = \nabla\cdot(\nu\nabla)u$を各々以下のように積算することで求められる．

$$\boldsymbol{F}_{s|\mathrm{fluid}} = \sum_{\mathrm{meshes}} (\nabla p + \tau)\phi_s \Delta V \tag{2.3}$$

$$\boldsymbol{T}_{s|\mathrm{fluid}} = \sum_{\mathrm{meshes}} (\widetilde{r_{sP}}(\nabla p + \tau))\phi_s \Delta V \tag{2.4}$$

ここで，$\sum_{\mathrm{meshes}}$は体節sが含まれるすべての格子にわたる総和を表し，ϕ_sは各格子における体節sの体積分率，ΔVは各格子の体積を表した．

2.3 人体の姿勢変化・運動の計算

2.3.1 人体形状

人体形状は成人男性の体形を，産業総合技術研究所(AIST)のデータベース(河内・持丸，2006;データ ID F020，23 歳，男性，身長 168[cm]，体重 61.4[kg])[3]より取得し，一辺 5[mm]角の立方体ボクセルの集合として表現した．これを図 2-3 に示す 19 部位(頭部，胴体部，左右上腕部，左右前腕部，左右手部，左右指 1，左右指 2，尻，左右大腿部，左右下腿部，左右足)に分割し，剛体リンクモデルの考えに基づき各部位を 18 関節(首，左右肩，左右肘，左右手首，左右 MP 関節(指の根元の関節)，左右 PIP 関節(指の先端から 2 番目の関節)，腰，左右股関節，左右膝，左右足首)で接続された剛体と見なして計算を行う[4,5]．図 2-4 のように，部位sは関節jによりほかの部位と接続されている．

2.3.2 基礎方程式

各体節の並進・回転運動は，剛体リンクモデルに基づき，流体や関節が作用する力とトルクを考慮して計算される．図 2-4 で示したように，体節sは外力として，流体からの力とトルク，関節からの力とトルク，重力を受ける．並進運動については Newton 方程式，回転運動は Euler 方程式に従い，以下の式(2.5)(2.6)で表した。

$$\boldsymbol{M_s \dot{v}_S = F_{s|fluid} + \sum_{j\ on\ s} F_{s|j} - M_s g} \tag{2.5}$$

$$\boldsymbol{I_s \dot{\omega}_S + \overline{\omega_s} I_s \omega_s = T_{s|fluid} + \sum_{j\ on\ s} \left(\tilde{r}_{sj} F_{s|j} + T_{s|j} \right)} \tag{2.6}$$

ここで$\boldsymbol{M_s}$, $\boldsymbol{I_s}$は部位sの質量および主慣性モーメント，$\boldsymbol{v_s}$, $\boldsymbol{\omega_s}$は部位sの並進および回転の速度ベクトル，$F_{s|fluid}$，$T_{s|fluid}$は部位sが流れ場から受ける力とトルク，$\boldsymbol{F_{s|j}}$，$\boldsymbol{T_{s|j}}$は部位sが関節jから受ける力とトルク，$\boldsymbol{r}_{sj}$は部位sの重心から関節jまでの変位である．$\Sigma_{j\ on\ s}$は部位sが他の部位に接続するすべての関節について総和をとることを意味する．演算子 $\dot{}$ は時間微分を表す。

部位sが関節jから受ける力$\boldsymbol{F_{s|j}}$とトルク$\boldsymbol{T_{s|j}}$は，関節の角度が一定の可動域に保たれるとする条件から決定される．関節角がその可動域内にある場合は抵抗が働かないとして$\boldsymbol{T_j^s = 0}$を仮定し，関節角が可動域を外れた場合にはバネ・ダッシュポット系の復元力が働くものとした．これら関節角の制限に加え，関節における各部位の連結は常に維持されるとの条件を課すことより，力$\boldsymbol{F_j^s}$とトルク$\boldsymbol{T_j^s}$を決定することができる[5]．関節の可動域については成人の代表的値を参考に設定している[6].

2.3.3 関節のモデル化

従来のような剛体リンクモデル[4, 8]の考え方を基にして，各部位の剛体が連結し続けるための条件(剛体の連結性)と関節の可動域を制限するような条件(関節角の制限)を満たすように，関節に働く力$\boldsymbol{F_j^s}$とトルク$\boldsymbol{T_j^s}$を決定した．

剛体の連結性

関節部で二つの剛体$s1$，$s2$が連結するためには，図 2-5 で示すようにそれぞれの剛体上で関節位置の移動速度$\boldsymbol{v_j}$が等しければよい．したがって，各剛体の連結条件式は以下の式(2.7)で表現される．剛体$s1$，$s2$についてのそれぞれの値について，右上添え字であらわすこととした。

$$\boldsymbol{v_j = v_G^{s1} + \omega^{s1} \times r_{Gj}^{s1} = v_G^{s2} + \omega^{s2} \times r_{Gj}^{s2}} \tag{2.7}$$

ここで，式(2.7)は時間微分をとると，式(2.8)のように変形できる．

$$\frac{d\boldsymbol{v_j}}{dt}=\frac{d\boldsymbol{v_G^{s1}}}{dt}+\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^{s1}}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s1}}+\boldsymbol{\omega^{s1}}\times\left(\boldsymbol{\omega^{s1}}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s1}}\right)$$
$$=\frac{d\boldsymbol{v_G^{s2}}}{dt}+\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^{s2}}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s2}}+\boldsymbol{\omega^{s2}}\times\left(\boldsymbol{\omega^{s2}}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s2}}\right) \tag{2.8}$$

ただし，式変形にあたって以下の式(2.9)を用いた．

$$\frac{d}{dt}\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)=\frac{d\grave{}}{dt}\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)+\boldsymbol{\omega^s}\times\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)$$
$$=\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^s}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}+\boldsymbol{\omega^s}\times\frac{d\grave{}\boldsymbol{r_{Gj}^s}}{dt}+\boldsymbol{\omega^s}\times\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right) \tag{2.9}$$
$$=\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^s}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}+\boldsymbol{\omega^s}\times\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)$$

さらに，式(2.8)の両辺について式(2.5)(2.6)を代入しし以下の式(2.10)のように変形した．

$$\frac{d\boldsymbol{v_G^s}}{dt}+\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^s}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}+\boldsymbol{\omega^s}\times\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)$$
$$=\frac{\boldsymbol{F_f^s}}{M^s}+\boldsymbol{g}+\frac{\sum\boldsymbol{F_j^s}}{M^s}$$
$$+\left(-\frac{\boldsymbol{\omega^s}\times(\boldsymbol{I^s}\times\boldsymbol{\omega^s})}{\boldsymbol{I^s}}+\boldsymbol{A^s}\frac{\boldsymbol{T_f^s}+\sum\left(\boldsymbol{r_G^s}\times\boldsymbol{F_j^s}+\boldsymbol{T_j^s}\right)}{\boldsymbol{I^s}}\right)\times\boldsymbol{r_{Gj}^s} \tag{2.10}$$
$$+\boldsymbol{\omega^s}\times\left(\boldsymbol{\omega^s}\times\boldsymbol{r_{Gj}^s}\right)$$
$$=\frac{\boldsymbol{F_f^s}}{M^s}+\boldsymbol{g}+\sum\left\{\frac{\boldsymbol{F_j^s}}{M^s}+\boldsymbol{t^s}\left(\boldsymbol{r_G^s}\times\boldsymbol{F_j^s}+\boldsymbol{T_j^s}\right)\right\}$$
$$+\boldsymbol{t^s}\left(\boldsymbol{T_f^s}\right)+\boldsymbol{t^s}\boldsymbol{B^s}+\boldsymbol{a^s}$$

ここで，$\boldsymbol{t^s}$, $\boldsymbol{B^s}$, $\boldsymbol{a^s}$は以下の式(2.11)～(2.13)のように表される．$\boldsymbol{A^s}$は静止系から剛体sの慣性主軸系への座標交換行列である．

$$\boldsymbol{t^s}=\frac{\tilde{\boldsymbol{r}}_{\boldsymbol{Gj}}^{\boldsymbol{s}}\boldsymbol{A^s}}{\boldsymbol{I^s}} \tag{2.11}$$

$$\boldsymbol{B^s}=-\tilde{\boldsymbol{\omega}}^{\boldsymbol{s}}\boldsymbol{I^s}\boldsymbol{\omega^s}+\boldsymbol{T_{s|fluid}} \tag{2.12}$$

$$\boldsymbol{a^s}=\tilde{\boldsymbol{\omega}}^{\boldsymbol{s}}\tilde{\boldsymbol{\omega}}^{\boldsymbol{s}}\boldsymbol{r_{Gj}^s} \tag{2.13}$$

また，関節部では作用反作用の法則が成り立つので，関節部から各剛体に作用する力を式(2.14)のように書き換えると，連結条件式は式(2.15)のようにまとめられる．

$$-\boldsymbol{F_j^{s1}}=\boldsymbol{F_j^{s2}}=\boldsymbol{F_j^s} \tag{2.14}$$

$$\begin{aligned}&\frac{\boldsymbol{F_f^{s1}}}{M^{s1}}+\sum\left\{-\frac{\boldsymbol{F_j^s}}{M^{s1}}+\boldsymbol{t^{s1}}\left(-\boldsymbol{r_G^{s1}}\times\boldsymbol{F_j^s}+\boldsymbol{T_j^{s1}}\right)\right\}\\&+\boldsymbol{t^{s1}}\left(\boldsymbol{T_f^{s1}}\right)+\boldsymbol{t^{s1}B^{s1}}+\boldsymbol{a^{s1}}\\&=\frac{\boldsymbol{F_f^{s2}}}{M^{s2}}+\sum\left\{\frac{\boldsymbol{F_j^s}}{M^{s2}}+\boldsymbol{t^{s2}}\left(\boldsymbol{r_G^{s2}}\times\boldsymbol{F_j^s}+\boldsymbol{T_j^{s2}}\right)\right\}\\&+\boldsymbol{t^{s2}}\left(\boldsymbol{T_f^{s2}}\right)+\boldsymbol{t^{s2}B^{s2}}+\boldsymbol{a^{s2}}\end{aligned}\tag{2.15}$$

以上のような連結条件式が成立すれば，両剛体の関節位置は常に一致するはずだが，実際の計算において離散化を行うと，関節位置は必ずしも一致しない．よって、関節で剛体運動を厳密に拘束することは好ましくない．そこで，離散化するにあたり線形粘弾性モデル(Voigt モデル)を導入した．線形粘弾性モデルはばねとダッシュポットの組み合わせで表現されるモデルで，関節位置のずれが生じた各剛体にばね係数より決定される加速度を復元力として与え，関節位置のずれを修正した．ばね係数$\kappa,\ c$[7]を用いると連結方程式は以下のように書き換えられる．

$$\begin{aligned}&\left\{\frac{d\boldsymbol{v_G^{s1}}}{dt}+\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^{s1}}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s1}}+\boldsymbol{\omega^{s1}}\times\left(\boldsymbol{\omega^{s1}}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s1}}\right)\right\}\\&\qquad-\left\{\frac{d\boldsymbol{v_G^{s2}}}{dt}+\frac{d\grave{}\boldsymbol{\omega^{s2}}}{dt}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s2}}+\boldsymbol{\omega^{s2}}\times\left(\boldsymbol{\omega^{s2}}\times\boldsymbol{r_{Gj}^{s2}}\right)\right\}\\&=-\kappa\boldsymbol{r_{j1j2}}-c\boldsymbol{v_j}\end{aligned}\tag{2.16}$$

ここで，$\boldsymbol{r_{j1j2}}$は剛体$s1$，$s2$の関節$j1$，$j2$間の距離を表した．

関節角の制限

人体の関節は骨格の形状等より曲がる角度が制限される[8]．そこで関節のモデル化にあたりそれらの可動域を制限するような条件を考慮した．まず図 2-6 のように，剛体$s1$と$s2$をつなぐ関節jを表現し，関節に固定された座標軸($\boldsymbol{e_1^j},\ \boldsymbol{e_2^j},\ \boldsymbol{e_3^j}$)を取る．ここで，$\boldsymbol{e_3^j}$軸，$\boldsymbol{e_2^j}$軸，$\boldsymbol{e_1^j}$軸を中心軸として$\alpha,\beta,\gamma$だけ回転させるときの両剛体座標系の関節$j1$から$j2$への座標変換行列$A$は以下のように表せる．

$$\boldsymbol{A_z}=\begin{pmatrix}cos\alpha & sin\alpha & 0\\-sin\alpha & cos\alpha & 0\\0 & 0 & 1\end{pmatrix}\tag{2.17}$$

$$\boldsymbol{A_y}=\begin{pmatrix}cos\beta & 0 & -sin\beta\\0 & 1 & 0\\sin\beta & 0 & cos\beta\end{pmatrix}\tag{2.18}$$

$$\boldsymbol{A_x}=\begin{pmatrix}1 & 0 & 0\\0 & cos\gamma & sin\gamma\\0 & -sin\gamma & cos\gamma\end{pmatrix}\tag{2.19}$$

$$\begin{aligned}\mathbf{A} &= \boldsymbol{A_x A_y A_z} \\ &= \begin{pmatrix}1 & 0 & 0\\ 0 & cos\gamma & sin\gamma\\ 0 & -sin\gamma & cos\gamma\end{pmatrix}\begin{pmatrix}cos\beta & 0 & -sin\beta\\ 0 & 1 & 0\\ sin\beta & 0 & cos\beta\end{pmatrix}\begin{pmatrix}cos\alpha & sin\alpha & 0\\ -sin\alpha & cos\alpha & 0\\ 0 & 0 & 1\end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix}cos\alpha\, cos\beta & sin\alpha\, cos\beta & -sin\beta\\ cos\alpha\, sin\beta\, sin\gamma - sin\alpha\, cos\gamma & sin\alpha\, sin\beta\, sin\gamma + cos\alpha\, cos\gamma & cos\beta\, sin\gamma\\ cos\alpha\, sin\beta\, cos\gamma + sin\alpha\, sin\gamma & sin\alpha\, sin\beta\, cos\gamma - cos\alpha\, sin\gamma & cos\beta\, cos\gamma\end{pmatrix}\end{aligned} \tag{2.20}$$

この座標変換行列を用いて，関節角の加速度と関節にかかるトルクの関係式である関節角方程式を算出した．まず剛体$s1$の関節$j1$と剛体$s2$の関節$j2$を繋ぐ関節において回転角$\boldsymbol{\theta} = (\alpha, \beta, \gamma)$の時間微分$d\boldsymbol{\theta}/dt$をもとめた．関節$j1$に対する関節$j2$の回転速度ベクトル$\boldsymbol{\Omega_j}$は関節$j2$から見ると，式(2.21)のように成分表示でき，回転角の時間微分は式(2.22)と表される．

$$\begin{aligned}\boldsymbol{\omega_j^{j2}} &= \begin{pmatrix}0\\ 0\\ \dot{\gamma}\end{pmatrix} + \boldsymbol{A_x}\left(\begin{pmatrix}0\\ \dot{\beta}\\ 0\end{pmatrix} + \boldsymbol{A_y}\begin{pmatrix}\dot{\alpha}\\ 0\\ 0\end{pmatrix}\right) \\ &= \begin{pmatrix}0 & -sin\gamma & con\beta cos\gamma\\ 0 & cos\gamma & cos\beta sin\gamma\\ 1 & 0 & -sin\beta\end{pmatrix}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dt}\end{aligned} \tag{2.21}$$

$$\begin{aligned}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dt} &= \begin{pmatrix}0 & -sin\gamma & con\beta cos\gamma\\ 0 & cos\gamma & cos\beta sin\gamma\\ 1 & 0 & -sin\beta\end{pmatrix}^{-1}\boldsymbol{\omega_j^{j2}} \\ &= \frac{1}{cos\beta}\begin{pmatrix}0 & sin\gamma & cos\gamma\\ 0 & cos\beta cos\gamma & -cos\beta sin\gamma\\ 0 & sin\beta sin\gamma & sin\beta cos\gamma\end{pmatrix}\boldsymbol{\omega_j^{j2}} = \boldsymbol{R_{j2}\omega_j^{j2}}\end{aligned} \tag{2.22}$$

また同様に，関節$j1$から見ると，以下のように表される．

$$\begin{aligned}\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dt} &= \begin{pmatrix}-sin\beta & 0 & 1\\ sin\alpha cos\beta & cos\alpha & 0\\ cos\alpha cos\beta & -sin\alpha & 0\end{pmatrix}^{-1}\boldsymbol{\omega_j^{j1}} \\ &= \frac{1}{cos\beta}\begin{pmatrix}cos\alpha sin\beta & sin\alpha sin\beta & cos\beta\\ -sin\alpha cos\beta & cos\alpha cos\beta & 0\\ cos\alpha & sin\alpha & 0\end{pmatrix}\boldsymbol{\omega_j^{j1}} = \boldsymbol{\left(R_{j1}\right)^{-1}\omega_j^{j1}}\end{aligned} \tag{2.23}$$

ここで，新たに計算用行列$\boldsymbol{R_{j1}}$，　$\boldsymbol{R_{j2}}$をおいた．さらに，上式を微分した．

$$\frac{d^2\boldsymbol{\theta}}{dt^2} = \frac{d}{dt}\left(\frac{d\boldsymbol{\theta}}{dt}\right) = \frac{d}{dt}\left(\boldsymbol{\left(R_{j1}\right)^{-1}}\right)\boldsymbol{\omega_j^{j1}} + \boldsymbol{\left(R_{j1}\right)^{-1}}\frac{d}{dt}\left(\boldsymbol{\omega_j^{j1}}\right) \tag{2.24}$$

さらに，関節は剛体$s1$，$s2$上にあるので，$\boldsymbol{\omega_j = \omega^{s2} - \omega^{s1}}$と表した．よって，関節上の

静止座標系で表し，上式は以下のように書き換えられた．

$$\begin{aligned}\frac{d^2\boldsymbol{\theta}}{dt^2} &= \frac{d}{dt}\left(\left(\boldsymbol{A}^{o\to j1}\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\right)(\boldsymbol{\omega}^{s2}-\boldsymbol{\omega}^{s1}) + \left(\boldsymbol{A}^{o\to j1}\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\frac{d}{dt}(\boldsymbol{\omega}^{s2}-\boldsymbol{\omega}^{s1}) \\ &= \left(\left(\frac{d}{dt}\left(\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\right)\boldsymbol{A}^{j1\to o} + \left(\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\left(\frac{d}{dt}\boldsymbol{A}^{j1\to o}\right)\right)(\boldsymbol{\omega}^{s2}-\boldsymbol{\omega}^{s1}) \\ &\quad + \left(\boldsymbol{A}^{o\to j1}\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\frac{d}{dt}(\boldsymbol{\omega}^{s2}-\boldsymbol{\omega}^{s1})\end{aligned} \tag{2.25}$$

ただし，$\boldsymbol{A}^{o\to j1}$は静止座標 o から剛体$s1$上の座標$j1$への座標変換，$\boldsymbol{A}^{j1\to o}$は剛体$s1$上の座標$j1$から静止座標 o への座標変換を表した．以上より，Euler 方程式を式(2.25)に代入し，関節部の角加速度に関する関節角方程式が算出された．

$$\begin{aligned}\frac{d^2\boldsymbol{\theta}}{dt^2} &= \left\{\left(\frac{d}{dt}\left(\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\right)\boldsymbol{A}^{j1\to o} + \left(\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\left(\frac{d}{dt}\boldsymbol{A}^{j1\to o}\right)\right\}(\boldsymbol{\omega}^{s2}-\boldsymbol{\omega}^{s1}) \\ &\quad + \left(\boldsymbol{R}_{j1}\right)^{-1}\boldsymbol{A}^{j1\to o}\left\{\frac{\boldsymbol{B}^{s2}}{\boldsymbol{I}^{s2}} + \boldsymbol{A}^{s2}\frac{\boldsymbol{T}_f^{s2}+\sum\left(\boldsymbol{r}_G^{s2}\times\boldsymbol{F}_j^{s2}+\boldsymbol{T}_j^{s2}\right)}{\boldsymbol{I}^{s2}}\right. \\ &\quad \left. - \frac{\boldsymbol{B}^{s1}}{\boldsymbol{I}^{s1}} - \boldsymbol{A}^{s1}\frac{\boldsymbol{T}_f^{s1}+\sum(\boldsymbol{r}_G^{s1}\times\boldsymbol{F}_j^{s1}+\boldsymbol{T}_j^{s1})}{\boldsymbol{I}^{s1}}\right\}\end{aligned} \tag{2.26}$$

同様に条件式はスポーツ工学の分野において，剛体リンクモデル[5]として用いられており，想定される人体の姿勢変化から決定される関節角の角加速度を入力することで，式(2.27)で表されるような関節角方程式が解かれている．一方，本研究では溺死し意識消失状態にある人体を想定し，関節に能動的な力が作用しないと仮定した．さらに，外力により受動的に関節角が変化する場合，可動域内では抵抗は小さく，可動域限界付近でのみ指数関数的に抵抗が増加することが実験により確認されている[6]．そこで，指定した関節可動域内$(\theta_{min}<\theta_j<\theta_{max})$はトルクを 0 として，関節可動域を超えるような場合にのみ，連結方程式の離散化で用いたような粘弾性モデルと同様に，復元力として関節可動域内に戻るような加速度を式(2.27)のように与え，トルクを生じさせた(図 2-7)．

$$\frac{d^2\boldsymbol{\theta}}{dt^2} = -\kappa\left(\boldsymbol{\theta}-\theta_{max,\ min}\right) - c(\boldsymbol{\theta}) \tag{2.27}$$

ただし，関節における粘弾性特性(ばね定数κ, c)については文献値[7]を参考に与えた．

以上の関節の連結性と関節可動域の制限に関する条件式より，関節に作用する力とトルクが算出される．しかし，実際に解析を行うにあたり，関節周辺部では剛体と剛体が不連続，または重なるなどして，不自然な流速や圧力が生じる場合がある．そこで関節周辺部に対して，仮想的に図に示したようなジョイントボールを用意して，流動解析を行う際，関節周辺部の流速や圧力は異なる扱いとした．関節周りの指定した半径内の

流速や圧力を平均化して流動解析を行い，また剛体が重なってしまう場合についても圧力が 2 倍にならないように修正する．

以上よりすべての関節における力とトルクが決定された．それを基に 2.3.2 で算出した運動方程式を Euler 法で積分し時間発展後の値が求められる．

2.3.4 障害物との衝突計算

水底面や障害物などへの接触を表現するため Discrete Element Method(DEM)が人体モデルへ導入される [9]．図 2-8 に示すように，人体表面に位置するボクセルについて，それぞれのボクセルと中心座標を共有する弾性球を配置する．各時間ステップで運動方程式(2.5)(2.6)が計算され，人体の各部位の位置が更新される．その結果，弾性球が水底面や障害物の表面に接触した場合(図 2-9(a))，その弾性球と障害物表面の間にスプリング・ダッシュポットモデルと仮定して，弾性球と障害物間で生じる斥力と計算する(図 2-9(b))．DEM では斥力のように球中心に向かう法線方向の力のほかに，摩擦力のような接触面に平行な力をモデル化することも可能である．今回の研究では問題を簡単化して基礎的な知見を得ることを目的としたことから，人体と水底面・障害物との間での摩擦は無視することとし，平行方向の力のモデル化は行わないこととした．斥力の計算ではヘルツの弾性接触理論に基づきばね定数を算出する．人体表面の弾性球の物性値は，皮膚組織の代表地である 0.5[GPa]と 0.49 をヤング率とポアソン比としてそれぞれ使用した[10]．なお，領域の壁面の材質にはポリプロピレンに相当する 1.47[GPa]及び 0.35 をヤング率とポアソン比として設定した。また、水底面の材質は川底と同じ状態を想定し，コンクリートの値を採用した．平成 28 年 11 月に国土交通省中部地方整備局河川部の河川構造物設計要領[11]より設計基準強度 18[N/mm^2]のコンクリートを採用し，土木学会のコンクリート標準示方書[12]より 22[GPa]及び 0.2 をヤング率とポアソン比として設定した．

2.4 流れ場の計算

2.4.1 基礎方程式

計算格子には直交格子を採用し，スタガード配置で流速$\boldsymbol{u}$，圧力p，空気及び水の密度ρ_{air}，ρ_{water}を混相流解析手法である Constrained Interpolation Profile-Combined Unified Procedure(CIP-CUP)法に基づき計算する[13]．固体（剛体体節）・液体（水）・気体（空気）が入り混じった格子における物性値を表すため，体節sの体積分率ϕ_s及び空気の体積分率ϕを変数として導入する．ここで各格子において，ϕ_sは当該格子の体積

ΔVに対し体節sの占める体積比率，ϕは当該格子からすべての体節を除いた領域に対し空気の占める体積比率と定義される（図 2-10）．即ち格子の体積ΔVに対し，当該格子内に含まれる任意の(一個の)体節s，水，空気の体積はそれぞれ$\phi_s \Delta V$，$(1-\sum_{s\text{ in mesh}}\phi_s)(1-\phi)\Delta V$，$(1-\sum_{s\text{ in mesh}}\phi_s)\phi\Delta V$となる．ただし$\sum_{s\text{ in mesh}}$は当該格子に含まれるすべての体節にわたる総和を表す．

格子において密度ϕ，音速c，分子動粘性ν_{mol}の各物性値は，上記のϕ_s及びϕを用いた重みづけ平均の値として表される．密度ϕ及び音速cは格子に含まれる全体節，水，空気による重みづけ平均として，それぞれ

$$\rho = \left(1-\sum_{s\ in\ mesh}\phi_s\right)\phi\rho_{air} + \left(1-\sum_{s\ in\ mesh}\phi_s\right)(1-\phi)\rho_{water} + \sum_{s\ in\ mesh}\phi_s\rho_S \quad (2.28)$$

$$c = \left(1-\sum_{s\ in\ mesh}\phi_s\right)\phi c_{air} + \left(1-\sum_{s\ in\ mesh}\phi_s\right)(1-\phi)c_{water} + \sum_{s\ in\ mesh}\phi_s c_S \quad (2.29)$$

と表される．一方，剛体体節が含まれる格子では，粘性力には流体の分子動粘性ν_{mol}のみならず体節の物性値も影響を与えうる．しかし，固体におけるν_{mol}の定義は明らかでないことから，本研究では体節の物性や表面の状態が粘性力にもたらす影響は考慮しないものとした．即ちν_{mol}は格子の中の水と空気のみによる重みづけ平均として

$$\nu_{mol} = \phi\nu_{mol|air} + (1-\phi)\nu_{mol|water} \quad (2.30)$$

の値をとる．これらに基づき，固体・液体・気体の各層に対し，流速，圧力，密度の時間発展は以下の基礎方程式が適用される．

$$\frac{D\boldsymbol{u}}{Dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \rho\nu\nabla^2\boldsymbol{u} - \boldsymbol{g} \quad (2.31)$$

$$\frac{D\rho_l}{Dt} = -(\nabla\cdot\boldsymbol{u})\ (l = air,\quad water) \quad (2.32)$$

$$\frac{Dp}{Dt} = -C^2\rho(\nabla\cdot\boldsymbol{u}) \quad (2.33)$$

ここで，$\boldsymbol{g}$は重力加速度ベクトル，Cとρは格子内体積分率に基づく平均の音速と密度，νは動粘度を表した．式(2.31)～(2.33)は時間分割法により，移流，粘性，圧力の物理過程ごとに分割し順次計算を行う．圧力は式(2.33)を人体の存在する領域にも適用することで，連続的な圧力分布が計算される．水面位置の追跡には空気の体積分率ϕ_{air}を用いる．以下の移流方程式に従い体積分率ϕ_{air}の変化を計算し，水面を追跡する．

$$\frac{\mathrm{D}\phi_{\mathrm{air}}}{\mathrm{D}t} = 0 \quad (2.34)$$

2.4.2 流動計算

上記の基礎方程式(2.31)～(2.33)は時間分割法[14]に基づき，以下に示す移流項・粘

性項(式(2.39)のみ)・圧力項に分割され順次計算が行われる．

移流項

$$\frac{\mathrm{D}\phi}{\mathrm{D}t} = 0 \tag{2.35}$$

$$\frac{\mathrm{D}\boldsymbol{u}}{\mathrm{D}t} = 0 \tag{2.36}$$

$$\frac{\mathrm{D}\rho_l}{\mathrm{D}t} = 0 \tag{2.37}$$

$$\frac{\mathrm{D}p}{\mathrm{D}t} = 0 \tag{2.38}$$

粘性項

$$\frac{\partial \boldsymbol{u}}{\partial t} = \nabla \cdot (\nu \nabla)\boldsymbol{u} - \boldsymbol{g} \tag{2.39}$$

圧力項

$$\frac{\partial \boldsymbol{u}}{\partial t} = -\frac{\boldsymbol{\nabla} p}{\rho} \tag{2.40}$$

$$\frac{\partial \rho_l}{\partial t} = -\rho_l \boldsymbol{\nabla} \cdot \boldsymbol{u} \tag{2.41}$$

$$\frac{\partial p}{\partial t} = c\left(\frac{\partial \rho}{\partial t}\right) \tag{2.42}$$

移流解法

それぞれの移流項は CIP 法[15]によって解かれる．始めに各格子点に対し，移流の原点$x_{orig} = x_i - (u_i + u_A)\Delta t/2$を探索する．ここで$\Delta t$は時間刻み幅，$x_i$は格子点位置，$u_i$は格子点における流速，$u_A$は位置$x_A = x_i - u_i \Delta t$における流速である．CIP 法では計算対象の物理量(プロファイルと呼ばれる)$f = \phi,\ \boldsymbol{u},\ \rho_l,\ p$に加え，その空間勾配$g_{orig}$が，隣接する 2 格子点$iup,\ idn$（流れ場に対し上流側$iup$，下流側を$idn$とする）における$f, g$から以下のように補間される．

$$f_{orig} = a\xi^3 + b\xi^2 + g_{idn}\xi + f_{idn} \tag{2.43}$$

$$g_{orig} = 3a\xi^2 + 2b\xi\ + g_{idn} \tag{2.44}$$

$$a = \frac{g_{idn} + g_{iup}}{D^2} + \frac{2\left(f_{idn} - f_{iup}\right)}{D^3} \tag{2.45}$$

$$b = \frac{3(f_{idn} - f_{iup})}{D^2} - \frac{2g_{idn} + g_{iup}}{D} \tag{2.46}$$

$$\xi = x_{orig} - x_{idn} \tag{2.47}$$

$$D = x_{iup} - x_{idn} \tag{2.48}$$

本研究で扱う 3 次元の場合には，移流原点を取り囲む 8 格子点に対し上記の 1 次元 CIP を各方向で繰り返す．こうして求められたf_{orig}の値は，移流先の格子点x_iにおける移流計算の結果$f^* = \phi^{n+1}$, u^*, p^*, ρ_l^*に他ならない．

粘性解法

移流計算と粘性計算の間に，格子に含まれる体節の速度に応じて流速が修正される(2.3.2 項参照．その結果を$\boldsymbol{u}^{**}$とする)．流速の粘性項(2.37)は，時間的には陽解法，空間的には中心差分にて離散化される．即ち 1 次元の場合，当該格子点とその両隣の格子点iup, idnにおける$\boldsymbol{u}^{**}$を用いて

$$\frac{\boldsymbol{u}^{***} - \boldsymbol{u}^{**}}{\Delta t} = \nu \frac{\boldsymbol{u}_{idn}^{**} - 2\boldsymbol{u}^{**} + \boldsymbol{u}_{iup}^{**}}{\Delta x^2} \tag{2.49}$$

と記述される．ここで$\boldsymbol{u}^{***}$は当該格子点の粘性計算結果，Δxは格子幅である．多次元の場合は各方向に対して式(2.49)による評価を順次適用する．ここでは時間に対し陽的な評価を行っているため，計算の安定性に向け時間刻み幅Δtが制約される(2.5 節参照)

圧力解法

続いて圧力項の解法を考える．ここでは MAC 法などと同様に流れ場から圧力p^{n+1}を先んじて求め，これに基づいて流速$\boldsymbol{u}^{n+1}$・密度ρ^{n+1}を決定する圧力ベース解法がとられる．式(2.28)および式(2.41)から，式(2.42)の右辺の$\partial\rho/\partial x$は

$$\begin{aligned}\frac{\partial \rho}{\partial t} &= \phi_{\text{air}}^{n+1}\frac{\partial \rho_{\text{air}}}{\partial t} + \phi_{\text{water}}^{n+1}\frac{\partial \rho_{\text{water}}}{\partial t} + \sum_{s\text{ in mesh}}\left(\phi_s^{n+1}\frac{\partial \rho_s}{\partial t}\right) \\ &= -(\phi_{\text{air}}^{n+1}\rho_{\text{air}} + \phi_{\text{air}}^{n+1}\rho_{\text{air}} + \sum_{s\text{ in mesh}}(\phi_s^{n+1}\rho_s)(\nabla\cdot\boldsymbol{u}) \\ &= -\rho^*(\nabla\cdot\boldsymbol{u})\end{aligned} \tag{2.50}$$

と表せる．ここで

$$\begin{aligned}\phi_{\text{air}}^{n+1} &= \left(1 - \sum_{s\text{ in mesh}}\phi_s^{n+1}\right)\phi^{n+1}, \\ \phi_{\text{water}}^{n+1} &= \left(1 - \sum_{s\text{ in mesh}}\phi_s^{n+1}\right)(1 - \phi^{n+1})\end{aligned} \tag{2.51}$$

であり，ϕ^{n+1}及びρ^*はそれぞれ移流計算の結果，ϕ_s^{n+1}は後述する体節配置である(2.5 節参照)．したがって式(2.42)は

$$\frac{\partial p}{\partial t} = -c\rho(\nabla \cdot \boldsymbol{u}) \tag{2.52}$$

と表され，陽的に離散化すると

$$p^{n+1} = p^* - c\rho^*(\nabla \cdot \boldsymbol{u}^{n+1})\Delta t \tag{2.53}$$

となる（p^*は移流計算の結果）.

他方で式(2.40)は陽的に

$$\boldsymbol{u}^{n+1} = u^{***} - \frac{\nabla p^{n+1}}{\rho}\Delta t \tag{2.54}$$

と離散化される（$\boldsymbol{u}^{***}$は粘性計算の結果）．よって式(2.53)の右辺に式(2.54)を代入すると

$$p^{n+1} = p^* - c\rho^*\Delta t\nabla \cdot \left(\boldsymbol{u}^{n+1} = u^{***} - \frac{\nabla p^{n+1}}{\rho}\Delta t\right) \tag{2.55}$$

となり，整理すると圧力の Poisson 方程式

$$\nabla \cdot \left(\frac{\nabla p^{n+1}}{\rho^*}\right) - \frac{p^{n+1} - p^*}{c\rho^*\Delta t^2} = \frac{\nabla \cdot u^{***}}{\Delta t} \tag{2.56}$$

を得る．今回使用したシミュレータではこれを双共役勾配安定化(Bi-Conjugate Gradient Stabilization: BiCG-Stab)法[16]による反復計算で解いてp^{n+1}を求めた後，式(2.54)より$\boldsymbol{u}^{n+1}$を求め，さらに

$$\rho_l^{n+1} = \rho_l^* - c\rho^*\Delta t(\nabla \cdot \boldsymbol{u}^{n+1}) \tag{2.57}$$

から密度を得る.

2.4.3 乱流と表面張力の取り扱い

乱流モデル

今回の解析で用いたシミュレータでは，乱流の表現に Smagorinsky 型の LES[17]を導入する．LES では Navier-Stokes 方程式（(2.36)，(2.39)，(2.40)）にフィルターをかけ，一定規模以上の（grid-scale：GS）流れ場のみを直接計算する.

Smagorinsky 型 LES では直接計算されない sub-grid-scale（SGS）の渦の効果を，SGS 渦動粘性ν_{SGS}を用いて以下のように近似する.

$$\tau_{ij} = -2\nu_{\mathrm{SGS}}\bar{D}_{ij} \tag{2.58}$$

ここでτ_{ij}は SGS 応力，$\bar{D}_{ij}$はひずみ速度テンソルの GS 成分である．即ち Navier-Stokes 方程式（(2.36)，(2.39)，(2.40)）(これは GS の流れ場の方程式になる)中のνに SGS 渦動粘性を算入して，$\nu = \nu_{mol} + \nu_{\mathrm{SGS}}$とすることで SGS 渦の効果が加味される.

SGS 渦動粘性ν_{SGS}の値は，フィルター幅Δとモデルパラメータである Smagorinsky 定数Cを用いて以下のように求められる.

$$\nu_{\mathrm{SGS}} = (C\Delta)^2|\overline{D}| \tag{2.59}$$

$$|\overline{D}| = \sqrt{2\overline{D}_{ij}\overline{D}_{ij}} \tag{2.60}$$

本研究ではフィルター幅に各格子の$x,\ y,\ z$方向格子幅の幾何平均$\Delta = (\Delta x\Delta y\Delta z)/3$を選び，Smagorinsky 定数$C = 0.15$[18]とした．

表面張力

解析で用いたシミュレータでは，表面張力の計算を行っていない．表面張力が慣性力等と比して無視できない場合これは問題となるが，そうした状況は系の代表長さや代表速度が小さな場合に限られる．本研究で対象とする系において表面張力は慣性力と比して僅少で，その影響は無視できるものと考えられる．

2.5 DRUM による計算手法のまとめ

本節では上述の計算手法を，図 2-2 に示す計算手順（Stage）ごとに整理するとともに，計算全般に関わるその他の事項について補足する．

Stage 0：時間刻み幅の決定

始めに当該計算ステップにおける時間刻み幅Δtを，前ステップの計算結果に基づき定める．以下の条件より各々要求されるΔtのうち最小のものが，当該計算ステップの時間刻み幅に採用される．

関節角駆動量

1 ステップ当たりの関節角の変化量の最大値が，設定値（本研究では 0.1[rad]とした）を超えないようΔtが規定される．

CFL 条件

各計算格子における CFL 数（クーラン数）

$$CFL = \frac{\boldsymbol{u}\Delta t}{\Delta x} \tag{2.61}$$

（$\boldsymbol{u}$は各方向流速，Δxは当該方向の格子幅）の最大値が，1 未満の設定値（本研究では 0.5 とした）を超えないようにΔtが規定される．

粘性計算安定条件

式(2.40)は時間的には陽解法, 空間的には中心差分により離散化される. このとき von Neumann の安定性解析から，時間発展の際の安定条件として

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x^2}{2\nu} \tag{2.62}$$

が要求される[16].

Brunt-Vaisara 振動

成層流体の界面において浮力により生じる Brunt-Vaisara 振動は，振動数が

$$N = \sqrt{-\frac{g}{\rho}\frac{d\rho}{dz}} \tag{2.63}$$

で表される[18]．各格子における Brunt-Vaisara 振動周期$2\pi/N$の最小値に対して，Δtが設定された比率（本研究では 0.5 とした）以下となるよう規定される．

Stage 1：移流計算と体節移動

流れ場基礎方程式の移流項(2.35)～(2.38)が CIP 法により解かれる．格子の空気体積分率ϕの演算は本ステージで終了し, 次ステップにおける値ϕ^{n+1}より水面位置が決定される．同時に各体節の重心位置・回転角が，前ステップで求められた並進速度・回転角速度を時間積分することで更新される．

Stage 2：体節配置

更新された体節の位置に基づき，各格子において体節の体積分率ϕ_s^{n+1}を定める．その後 2.2 節に示す方法により，ϕ_s^{n+1}に基づいて流速を更新することで人体運動が流れ場へ及ぼす作用を加味する．

Stage 3：粘性・圧力計算

流れ場基礎方程式の粘性項(2.39)及び圧力項(2.40)～(2.42)が，2.4.2 項後半に示す方法により順次計算される．重力は粘性項計算の際に算入される．

Stage 4：流体力の見積もり

2.2 節に示す方法により，人体運動基礎方程式(2.5)・(2.6)中の流体力$\boldsymbol{F}_{fluid}$・流体トルク$\boldsymbol{T}_{fluid}$を定めることで，流れ場が人体運動へ及ぼす作用を加味する．

Stage 5：関節力の見積もり

人体運動基礎方程式(2.5)・(2.6)中の関節力$\boldsymbol{F}_j$・関節トルク$\boldsymbol{T}_j$を，2.3.3 項に示した方法により各関節について見積もる．

Stage 6：体節加速

Stage4 及び 5 で求められた各項の値を基に人体運動基礎方程式(2.5)・(2.6)を陽的に評価し，次のステップにおける各体節の並進速度$\boldsymbol{v}_s$・角速度$\boldsymbol{\omega}_s$を求める．

参考文献

[1] Takashi Yabe, Pei-Yuan Wang: Unified Numerical Procedure for Compressible and Incompressible Fluid, *Journal of The Physical Society of Japan*, Vol.60, No.7, pp.2105-2108, 1991.

[2] Xiao, F.: A computational model for suspended large rigid bodies in 3D unsteady viscous flows, *J. Comput.* Phys., Vol.60, pp.2105-2108, 1991.

[3]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.

[4] Ajima, D., Nakamura, T., Araki, T., Inoue, T. and Ku-risu, A.: Development of a coupled human fluid numer-ical model for the evaluation of tsunami drowning haz-ards, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 14, p.18-00321, 2019.

[5] 藤井範久，阿江通良，宮下憲: 剛体リンクモデルによる身体運動シミュレーションシステムの構築とスポーツ運動への応用，筑波大学体育科学系紀要，Vol.18，pp.117-126, 1995.

[6] 小原二郎，人間工学からの発想，講談社，1982.

[7] 中村隆一，齋藤宏，長崎浩，“基礎運動学 第 6 版”，医歯薬出版（2016）.

[8] 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，バイオメカニズム，Vol.14，pp.59-68，1998

[9] O’sullivan, C.，“粒子個別要素法”，鈴木輝一訳，森北出版（2014）.

[10] 林紘三郎，“バイオメカニクス”，コロナ社（2000）.

[11] 国土交通省 中部地方整備局 河川部, :河川構造物設計要領 pp54 (2016)

[12] 2017 年制定 コンクリート標準示方書 設計編，土木学会

[13] Yabe, T., and Wang, P. Y., “Unified Numerical Procedure for Compressible and Incompressible fluid”, *Journal of The Physical Society of Japan*, Vol. 60, No. 7 (1991), pp. 2105–2108.

[14] J. Kim and P. Moin: Application of a fractional-step method to incompressible Navier-Stokes equations, *Journal of Computational Physics*, Vol. 59, No. 2, pp. 308–323, 1985.

[15] T. Yabe and T. Aoki: A universal solver for hyperbolic-equations by cubic-polynomial interpolation I. one-dimensional solver, *Computer Physics Communications*, Vol. 66, No. 2-3, pp. 219–232, 1991a.

[16] H. A. Van der Vorst: Bi-CGSTAB: a fast and smoothly converging variant of Bi-CG for the solution of nonsymmetric linear systems, *SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing*, Vol. 13, No. 2, pp. 631–644, 1992.

[17] T. Yabe, T. Ishikawa, P. Y. Wang, T. Aoki, Y. Kadota, and F. Ikeda: A universal solver for hyperbolic equations by cubic-polynomial interpolation II. Two- and three-dimensional solvers, *Computer Physics Communications*, Vol. 66, No. 2-3, pp. 233–242, 1991b.

[18] J. Smagorinsky: General circulation experiments with the primitive equations. Part I: The basic experiment, *Monthly Weather Review*, Vol. 91, No. 3, pp. 99–164, 1963.

表 2-1　関節可動域の設定値

関節	軸	方向	名称	設定値 (deg)
首	1	正	右側屈	50
		負	左側屈	-50
	2	正	前屈	0
		負	後屈	0
	3	正	左旋回	60
		負	右旋回	-60
右肩	1	正	内転	0
		負	外転	-180
	2	正	内旋	80
		負	外旋	-60
	3	正	前方挙上	180
		負	後方挙上	-50
左肩	1	正	外転	180
		負	内転	0
	2	正	内旋	80
		負	外旋	-60
	3	正	前方挙上	180
		負	後方挙上	-50
右肘	1	正	伸展	5
		負	屈曲	-145
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	回外	90
		負	回内	-90
左肘	1	正	屈曲	145
		負	伸展	-5
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	回外	90
		負	回内	-90
右股関節	1	正	伸展	15
		負	屈曲	-125
	2	正	内転	20
		負	外転	-45
	3	正	外旋	45
		負	内旋	-45
左股関節	1	正	伸展	15
		負	屈曲	-125
	2	正	外転	45
		負	内転	-20
	3	正	内旋	45
		負	外旋	-45
右膝	1	正	屈曲	130
		負	伸展	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	-	0
		負	-	0
左膝	1	正	屈曲	130
		負	伸展	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	-	0
		負	-	0

関節	軸	方向	名称	設定値 (deg)
MP関節 (右)	1	正	-	0
		負	-	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	屈曲	90
		負	伸展	-45
MP関節 (左)	1	正	-	0
		負	-	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	屈曲	90
		負	伸展	-45
PIP関節 (右)	1	正	-	0
		負	-	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	屈曲	100
		負	伸展	0
PIP関節 (左)	1	正	-	0
		負	-	0
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	屈曲	100
		負	伸展	0
腰	1	正	左側屈	50
		負	右側屈	-50
	2	正	伸展	30
		負	屈曲	-45
	3	正	右回転	40
		負	左回転	-40
右足首	1	正	屈曲	45
		負	伸展	-20
	2	正	内返し	30
		負	外返し	-20
	3	正	-	0
		負	-	0
左足首	1	正	屈曲	45
		負	伸展	-20
	2	正	外返し	20
		負	内返し	-30
	3	正	-	0
		負	-	0
右手首	1	正	屈曲	90
		負	伸展	-70
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	撓屈	25
		負	尺屈	-55
左手首	1	正	屈曲	90
		負	伸展	-70
	2	正	-	0
		負	-	0
	3	正	尺屈	55
		負	撓屈	-25

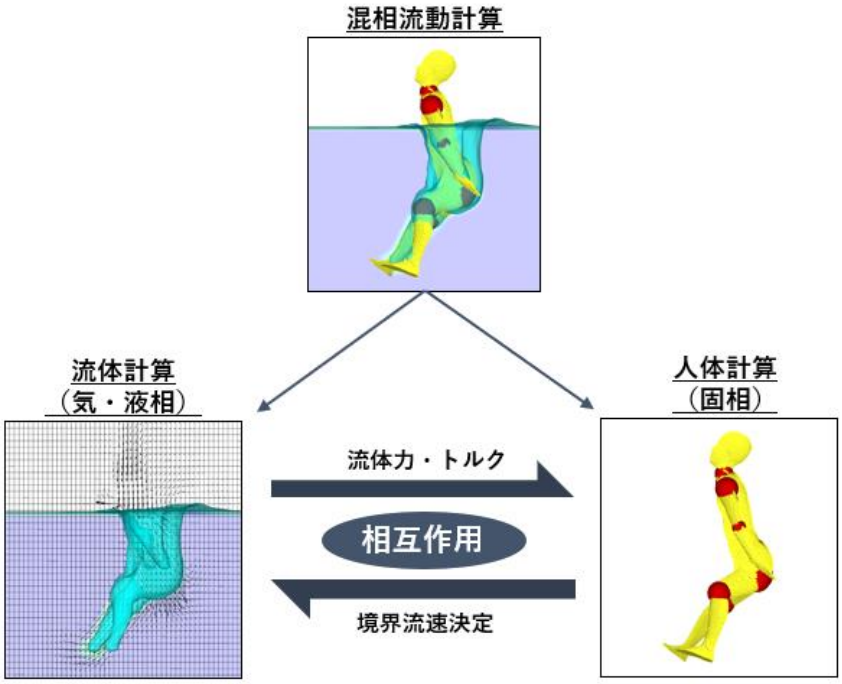


図 2-1　DRUM モデル概念

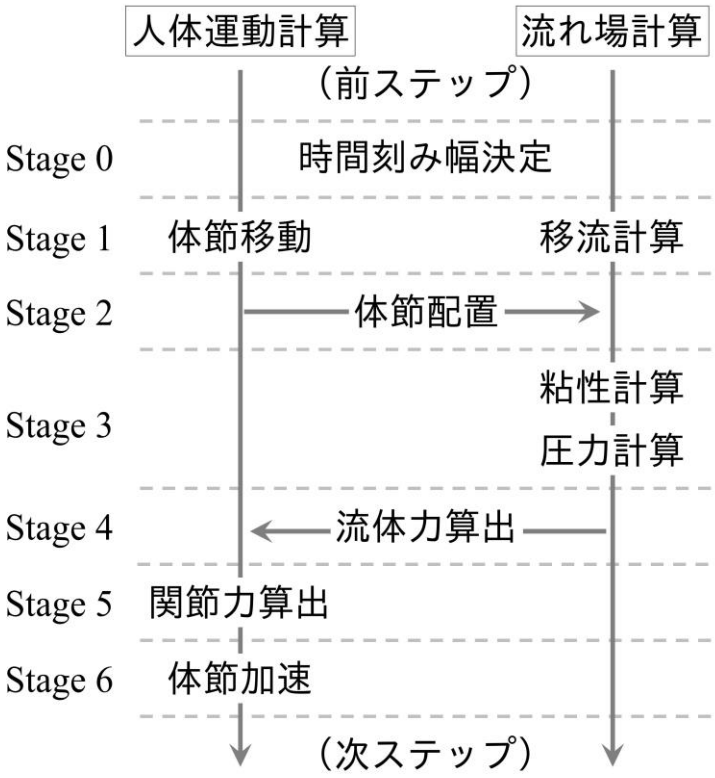


図 2-2　計算手順

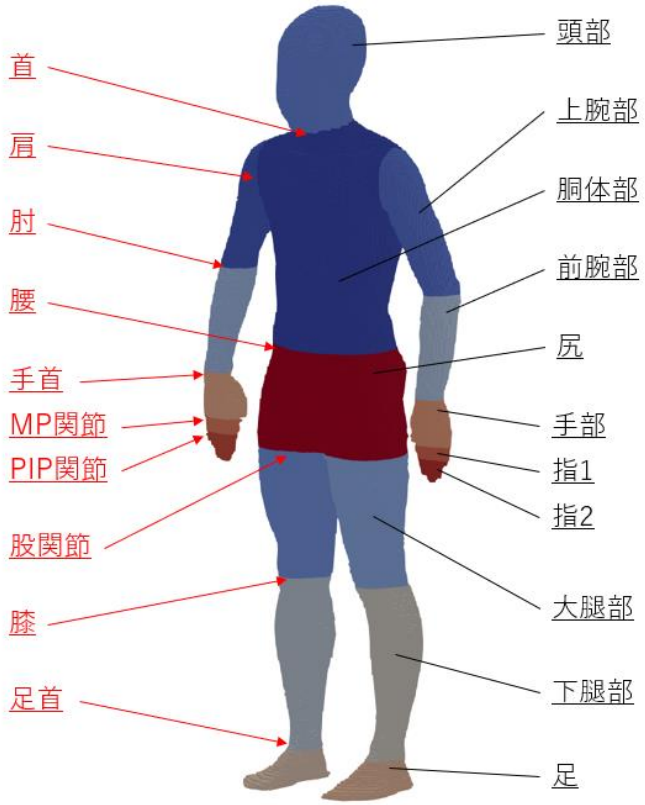


図 2-3　人体モデル（黒字：剛体部　赤字：関節部）

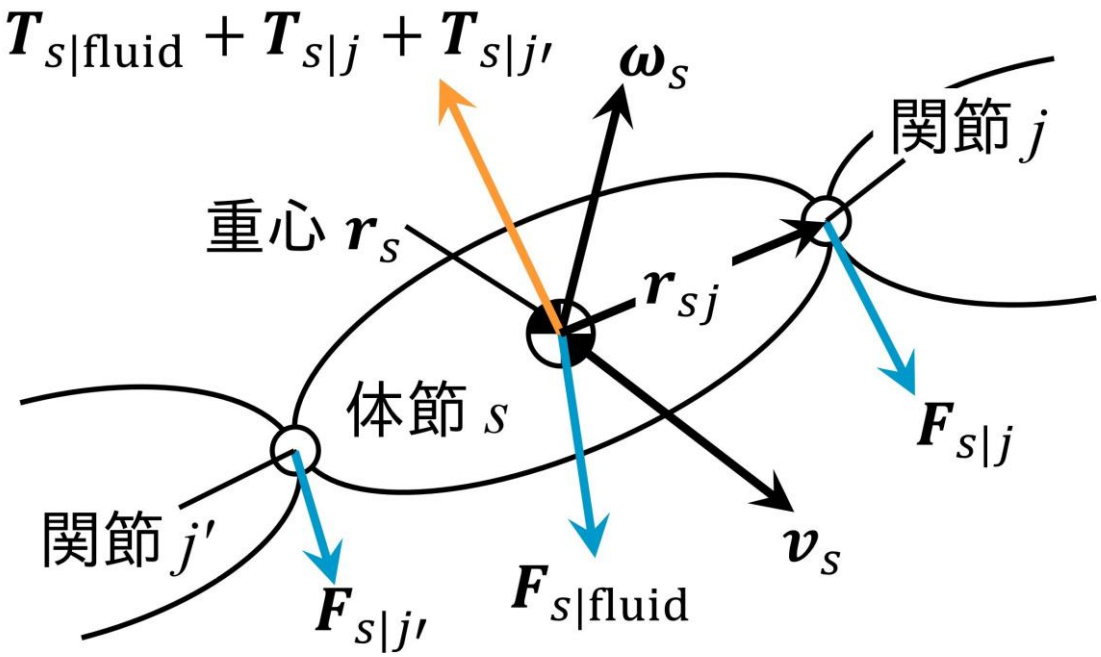


図 2-4　各体節が受ける力とトルク

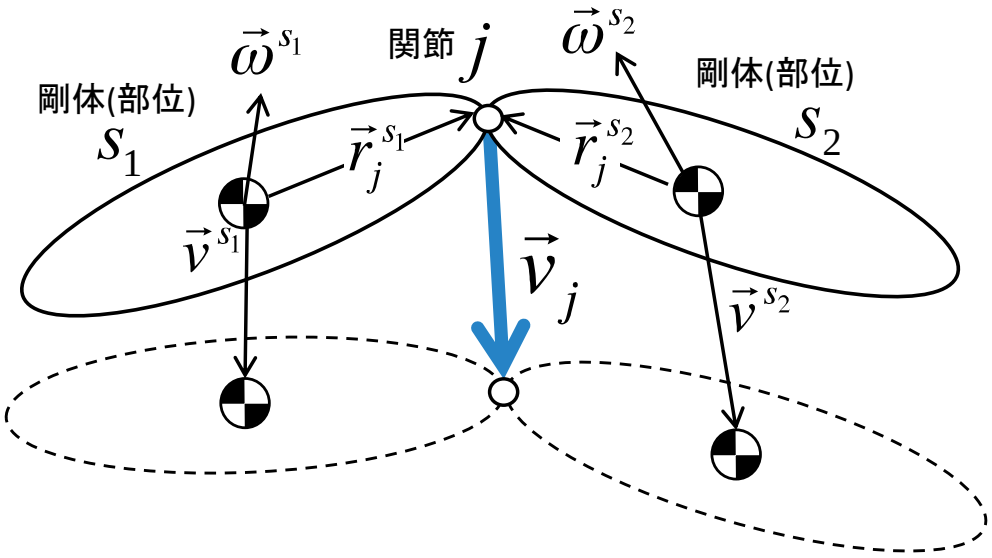


図 2-5　連結条件の概念

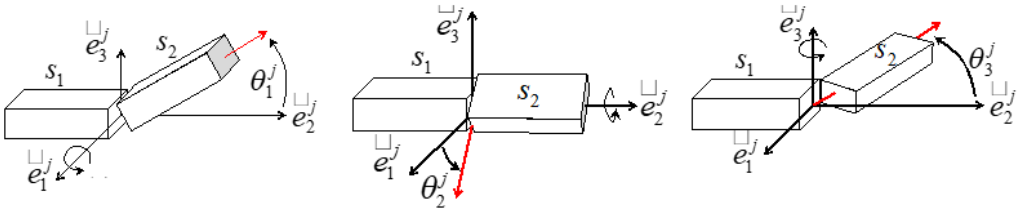


図 2-6　関節角の表

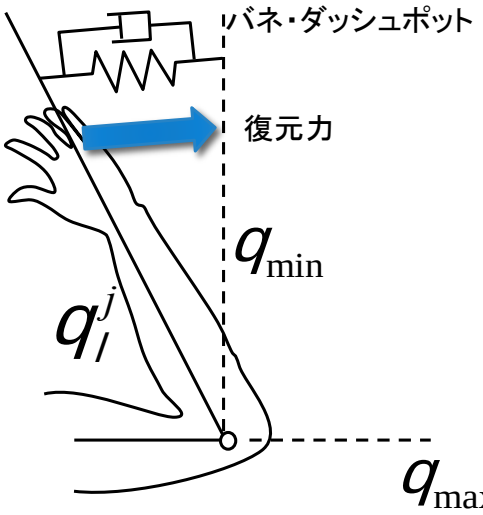


図 2-7　可動範囲を超えた場合の復元力の概念

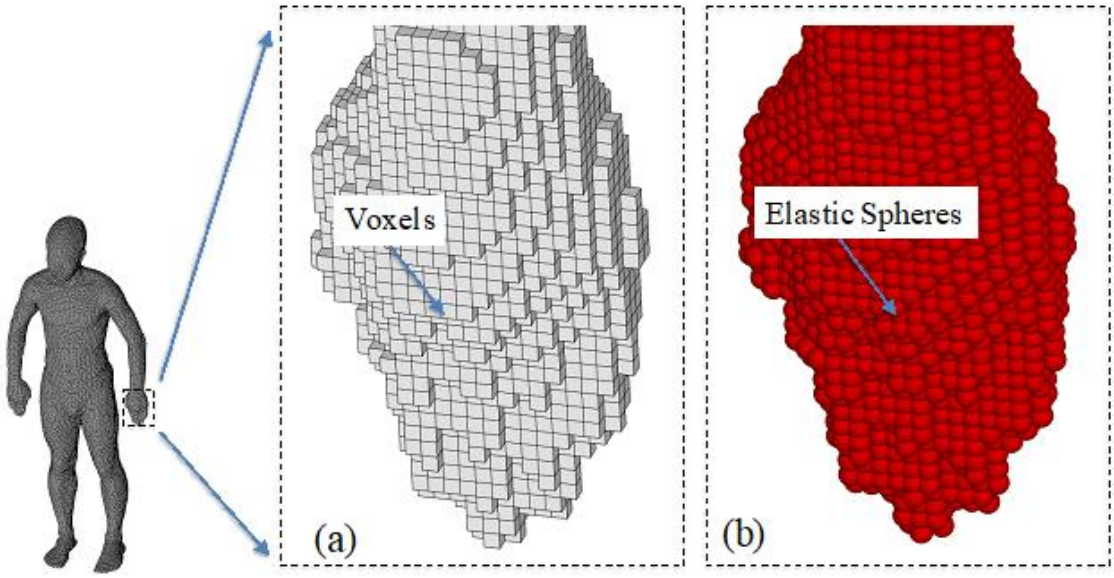


図 2-8　人体表面の弾性球の配置

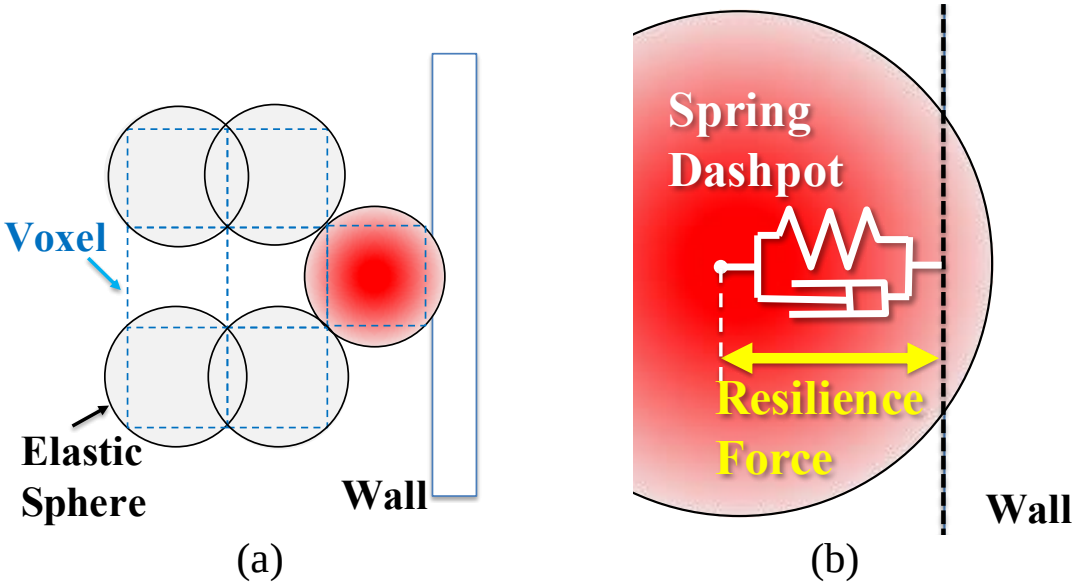


図 2-9　DEM モデル概念図

(a) 人体表面の簡略図

(b) バネ・ダッシュポットによる衝突の表現

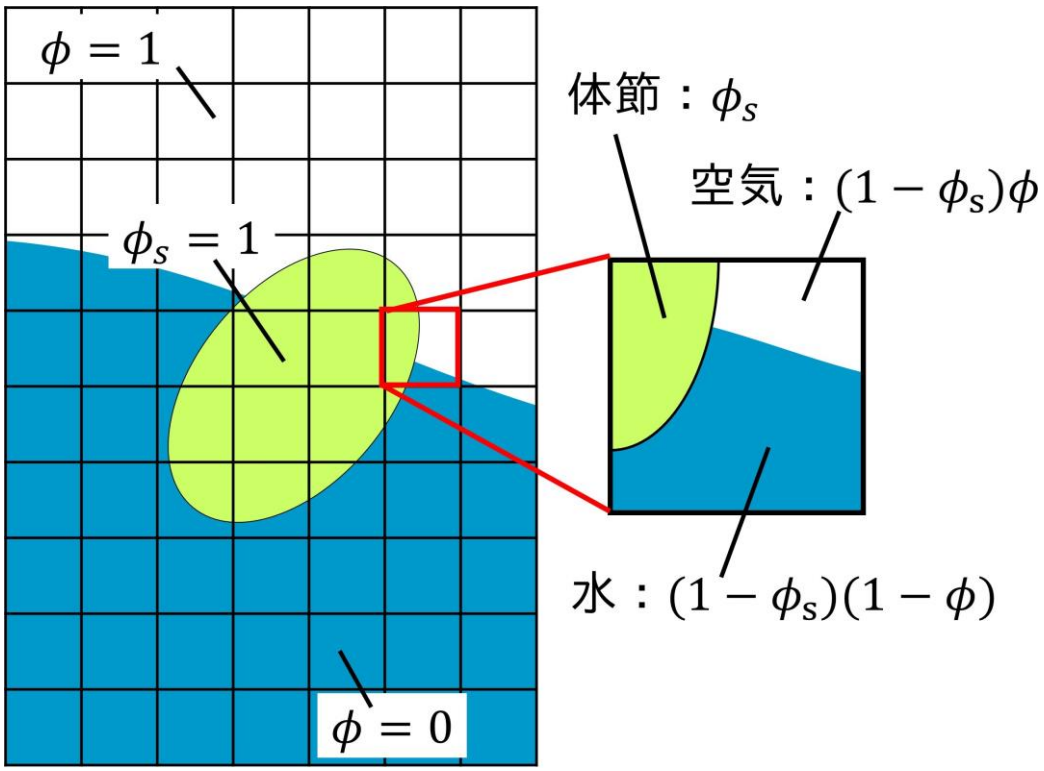


図 2-10　気体・液体・固体三相の表現

第 3 章　水深と姿勢が落水時の傷害リスクに与える影響の検討

過去の事故や怪我の事例から落水時には二つの傷害が起こりえると推測される．一つ目は胴体部に外力が加わっておこる外部損傷であり，骨折や肺気胸等がこれにあたる．二つ目は頭部に強い力が加わることで起こる頭部外傷であり，頭蓋骨骨折や脳挫傷，脳震盪がこれにあたる．落水時の外力によってこれらの外傷が引き起こされると考えられるが，外力は落水時の姿勢によって大きく変化すると考えられる．また水深が十分でない場合には，飛び込んだ勢いのまま川底に衝突し傷害を負う可能性も想定される．以上のように，飛び込み姿勢と水深の傷害リスクへの影響を考慮することが，落水の危険性評価の重要な観点となると考えられる．

本章では落水の傷害の評価として用いる指標を述べたのち，計算条件，計算結果とそこから推測される人体の傷害の程度と傷害例について述べる．

3.1 傷害指標と閾値

傷害の程度と傷害例を検討するにあたり，以下の頭部損傷基準値，胸部最大加速度の 2 つの傷害指標を用いる．これらは自動車の安全性能評価などに用いられている傷害指標の一部である．それぞれ人体の意識部分を担い，外傷が死亡率に大きく影響する頭部の指標，体幹にあたる胸部の指標であり，DRUM で出力される加速度のデータから算出することができることから今回この 2 つの指標を選んだ．以下では頭部損傷基準値と胸部最大加速度の算出方法と閾値について述べていく．

3.1.1 頭部傷害基準値 Head Injury Criteria（HIC）

頭部損傷基準値 Head Injury Criteria（以降 HIC）は，自動車の安全性評価などに一般的に用いられている指標である[1]．この指標は頭部の加速度より計算され，加速度が大きいほど HIC は大きい値になり，また加速度が瞬間的に加わるほど HIC は大きな値になる．この HIC は以下の式(4.1)によって算出される．

$$HIC = max\left[\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} a(t)dt\right]^{2.5}(t_2 - t_1) \qquad (4.1)$$

ただし，$a(t)$は時刻 t における頭部加速度（単位は重力加速度(G)）であり，t_1, t_2は積分の両端時間で HIC が最大になるように選ばれ，通常積分時間間隔$t_2 - t_1$は 15ms を超えないように探す[2]．また，積分時間間隔が 15ms 以下のとき成人男性の HIC の閾値は 700 である[3]．

また，HIC の値と傷害程度の関係としてインジュリー・リスク曲線（図 3-1）が知られている[4]．この曲線は実際の事故の検証をもとにデータ化されたものであり，図 4-1 の No Injury は怪我のない確率，Minor は軽度，Moderate は中程度，Critical は致命的な頭部損傷の確率，Fatal は死亡の確率を表している．ここで軽度の頭部損傷は意識障害のない頭部の外傷や顔の表面上の外傷，中程度の頭部損傷は頭蓋骨の骨折もしくは意識喪失を伴う顔の骨折や深い切り傷，致命的な頭部損傷は脳挫傷や 12 時間以上の意識喪失や出血，神経障害を伴う回復の見込みの判らないものと定義される．本章ではこのインジュリー・リスク曲線を用いて具体的な頭部傷害の例を検討する．

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

胸部最大加速度 Acceleration of chest（以降 Ac）は，HIC と同じく自動車の安全性能評価などに一般的に用いられる胸部の指標の一つである[3]．名前通り Ac は胸部の加速度の最大値であり，単位は重力加速度（G）で表される．また成人男性の Ac の閾値は 60G である．一般に胸部の傷害リスクを評価する際は，胸部最大変位 Deflection of chest（Dc）という胸部がへこむときの変位量の最大値を用いる指標と Ac を合わせて評価される[3]．しかし，DRUM において人体が体積変化しないことと，Ac が約 40G 以上より大きい場合は AIS（解剖学的指標の重症度 Abbreviated Injury Scale　外傷の重症度を表すコード体系であり，体の各部位ごとに外傷の種類と重症度を 6 段階で示したものである[5]）との相関性が確認される[6]ことから，本論文では Ac のみから胸部の傷害リスクを評価する．また，Ac の値と具体的な胸部の傷害の例を表 3-1[7]に示す．この表は AIS と Ac の相関性から Ac の値を 6 段階に分け，AIS の外傷の種類を割り当てたものである．本章ではこの表を用いて具体的な胸部の傷害を検討する．

3.2 計算条件

3.2.1 計算領域

空間領域は図 3-2 に示すように，縦幅 3m，横幅 3m とした．また、水深 D(単位は m)に関しては飛込競技で行われているプールが深さ 5m で設計されていることから最大水深を 5m とし，あらゆる河川を想定し$D = 0m, 0.5m, 1m, 2m, 3m, 5m$と変化をさせ計算を行った．計算領域の高さは水深に応じて変更し，$(12 + D)m$とした．

直交座標系(x, y, z)を用いて，水面の中心に$x = 0$，$y = 0$を定め，人が立位姿勢をとった場合正面が向いている方向にx軸を定め，その直角方向にy軸を定める．また水面を$z = 0$とし，鉛直方向にz軸を定めた．

計算格子については, z軸方向に関して水中と水面から上に 2m の区間では格子幅 2.5cm の等間隔格子を用い，水中及び水面付近の計算精度を向上させ人体や水の様子が詳細にわかるようにした．それ以外の領域では計算領域末端にかけて一定の比率で拡大させる不等間隔格子を用いた. x軸方向, y軸方向ではどちらも 2.5cm の等間隔直交格子とした．

境界条件について，x軸とy軸方向の境界である計算領域側面，および底面には壁境界条件を課し，上方境界には大気圧条件を設定した．底面に想定した壁の硬さは，平成 28 年 11 月の国土交通省中部地方整備局河川部の河川構造物設計要領[8]より設計基準強度 18N/mm^2 のコンクリートを採用し，土木学会のコンクリート標準示方書[9]より 22GPa 及び 0.2 をヤング率とポアソン比として設定した．

3.2.2 人体の設定

人体に成人男性を想定した．身長は 1.68m，体重は 62.7kg である．人体の初期位置は水面から 10m 上方に足先が位置するように配置した．これは，飛び込みの遊びがよく行われている長良川の美濃橋や吉野川の郡上八幡新橋の水面からの高さが 10m 以上となっていること[10][11]や，飛込競技において飛び込み台の最高の高さが 10m であることから定めた．

飛び込み姿勢による傷害リスクの変化を検討するため，人体の初期姿勢は以下の 3 つ姿勢を仮定し，それぞれについて計算を行った．

① 立位姿勢（足から入水した場合を想定）
② 頭を下に向けた姿勢（頭から入水した場合を想定）
③ うつ伏せの姿勢（胴体から入水した場合を想定）

各姿勢を図 3-3(a)，(b)，(c)に示す．

以上の初期姿勢 3 通りについて，それぞれ水深 6 通りの計算を行い，合計 18 通りの計算結果から傷害リスクを評価した．

3.3 足から入水する際の傷害リスク

本節では，初期姿勢が立位姿勢として各水深における人体の傷害の程度と傷害例について検討する．

3.3.1 落水時の様子

水深が 0m, 1m, 5m の際のx軸方向から見た落水時の時間ごとの様子を図 3-4 に示す．落下した際に足を広げながら入水していることがわかる．これによって水圧を広範囲で

受け，速度を大幅に減速している．また，水深 1m の場合，水底にぶつかることがわかる．表 3-2 に水底面に衝突したかどうかの一覧を示す．水深 2m 以上の場合は，落下の勢いのまま水底に衝突するということはなかった．

次に立位姿勢の場合の各水深における人体の重心のz方向の変位と速度，また水中で最下点となる右すねのz方向の変位を図 3-5 に示す．図 3-5(a)において水深 5m のときのグラフの最下点は-3.1m である．したがって，筋力がない状態で足から入水した場合，水深 3.1m まで沈むことがわかる．また，図 3-5(b)の水深 2m 以上の場合からは，1.85 秒以降で速度変化がほとんどなくなることがわかる．つまり，1.85 秒の時点で落下の勢いがほぼなくなると考えられる．この時，図 3-5(c)より鉛直位置を読み取れば−1.6mとなっている．以上から，立位姿勢の場合には水深が 1.6m 以下となると，落下の勢いのまま水底に衝突すると考えられる．ただし，今回の解析では人体は関節を能動的に変化させないと仮定している．実際には筋力によって足が広がることに抵抗する可能性があり，1.6m よりも深く沈んで落下の勢いのまま水底に衝突する可能性はあると考えられる．

3.3.2 傷害リスク評価

HIC と Ac の値と表 3-1，図 3-1 を用いて想定される傷害の程度や傷害例を表 3-3 に示す．また，図 3-6 から図 3-11 にかけて各水深における頭部加速度と時間の関係，胸部加速度と時間の関係，頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子を示す．

HIC の結果

まず，HIC の結果について述べる．結果を分類すると水深が 1m 以下の場合と 2m 以上の場合に分けられる．

水深 1m 以下の場合では HIC は 4280.28(水深 0m)，425.94(水深 0.5m)，22.95(水深 1m)と算出される．これらから頭部損傷の危険性を評価すれば，水深 0m では生存不可能，水深 0.5m では 70%の確率で軽度の頭部損傷，30%の確率で中程度の頭部損傷を起こす可能性が示唆される．水深 1m の場合は，頭部損傷の危険性はかなり低いと考えられる．水深 0m，0.5m では足が水底に衝突したときを，水深 1m ではお尻が水底に衝突したときを図 3-12 に示した．このように水深 0m，0.5m では足が，水深 1m ではお尻が受けた衝撃が頭部に伝わって頭部損傷を起こす要因になると考えられる．さらに，水深 1m では水底に衝突した際に首が勢いよく前に倒れており，顎を胴体にぶつけている．このことから頭部に接触力が加わることも頭部損傷の要因となりえる．

一方で，水深 2m 以上の場合では HIC は 10.65(水深 2m)，9.65(水深 3m)，9.81(水深 5m)と算出された．これらから頭部損傷の危険性を評価すると，危険性はかなり低いと考えられる．図 3-12 に着水における人体の特徴的な様子を示す．水深 2m 以上においては

足を開きながら入水しているときの様子を示した．この時，首，腰，股関節から各体節がうける関節力が大幅に増大している．これは足を開いたことで足が水から受ける衝撃の範囲が広がったことが要因だと考える．この足が水から受ける衝撃によって首から頭部にかかる関節力が最大となることが頭部損傷を起こす場合の要因になると考えられる．

Ac の結果

次に Ac の結果について述べる．Ac の結果に関しても水深 1m 以下の場合と 2m 以上の場合に分けられる．

水深 1m 以下の場合では Ac は 913.41G(水深 0m)，175.03G(水深 0.5m)，58.17(水深 1m)と算出された．これらから胸部損傷の危険性を評価すると，水深 0m，0.5m の場合は生存不可能，水深 1m の場合は 4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折を起こす可能性が示唆される．これも腰からの関節力が急激に増大したことによって起こっている．それぞれ落下し始めてから 1.47 秒後(水深 0m，0.5m)，1.60 秒後(水深 1m)でこの胸部加速度を示しており，図 3-6(c)，図 3-7(c)，図 3-8(c)でその時刻付近での人体の様子を記している．この時刻において水深 0m，0.5m の場合は足が，水深 1m の場合はお尻が水底に衝突している．この衝撃が腰を通して胸部に伝わっているので，腰から受ける関節力が大きくなったのだと考えられる．

一方で，水深 2m 以上の場合では Ac の値は 47.98G(水深 2m)，43.61G(水深 3m)，45.42G(水深 5m)と算出された．これらから胸部損傷の危険性を評価すると，いずれの場合も 2~3 本の肋骨の骨折，胸骨の骨折を起こす可能性が示唆される．これは腰からの関節力が急激に増大したことによって起こっている．それぞれ落下し始めてから 1.57 秒後(水深 2m)，1.61 秒後(水深 3m，5m)でこの胸部加速度を示しており，図 3-9(c)，図 3-10(c)の右，図 3-11(c)の右でその時刻付近での人体の様子を記している．この時刻において股関節が広がりすぎていることで太ももとお尻が接触しており，お尻にかかる接触力が急激に増大している．これが腰を通して胸部に伝わったので胸部が腰からうける関節力が大きくなったのだと考えられる．

以上のことから足からの入水の場合，胸部損傷には関節力が主に働くことが予想される．ただし，Ac は胸部の表面からかかる圧迫力を基に傷害の程度をはかる指標であり，関節力は考慮されていない．したがって，この Ac によって考えられる傷害例は実際に起こる傷害とは異なる可能性がある．そこで，胸部にかかる力から関節力を除いたものを用いて算出した Ac の値と想定される傷害の程度や傷害例を表 3-4 に示す．また，図 3-13 から図 3-18 に関節力を除いた場合の胸部加速度と胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子を示す．この場合でも水深 2m 以上の場合と水深 1m 以下の場合で結果は分けられる．

水深 1m 以下の場合では Ac は 35.67G(水深 0m), 20.9G(水深 0.5m), 38.36G(水深 1m)

と算出された．これらから胸部損傷の危険性を評価すると，水深 0m，0.5m では 1 本の肋骨の骨折，水深 1m では 2~3 本の肋骨の骨折，胸骨の骨折を起こす可能性が示唆される．それぞれ落下し始めてから 1.98 秒後(水深 0m)，1.49 秒後(水深 0.5m)，1.59 秒後(水深 1m)にこの胸部加速度を示しており，図 3-13(b)，図 3-14(b)，図 3-15(b)でその時刻付近での人体の様子を記している．この時刻において水深 0m では地面に跳ね返った後に壁に胸部を衝突させたので胸部加速度が最大となっている．また，水深 0.5m は足が，水深 1m ではお尻が水底に衝突する際に首が前に勢いよく倒れ，顎を胴体にぶつけている．したがって，この時刻のときに顎をぶつけたことによって生まれた接触力が最大になっているので胸部加速度が最大になっている．

一方で，水深 2m 以上の場合では Ac は 7.04G(水深 2m)，6.97(水深 3m)，6.90(水深 5m)と算出された．これらから胸部損傷の危険性を評価すると，その可能性はかなり低いと考えられる．どの水深でも落下し始めてから 1.61 秒後の時にこの胸部加速度を示しており，図 3-16(b)，図 3-17(b)，図 3-18(b)でその時刻付近での人体の様子を示している．この時刻において胸部が水から受ける衝撃の大きさが最大となっているので胸部加速度が最大となっている．ただし，足が先に入っていったことで速度がかなり減少している．そのため衝撃はそこまで大きくならなかったため Ac の値もかなり小さくなったのだと考えられる．

3.4 頭から入水する際の傷害リスク

本節では，初期姿勢が頭を下に向けた姿勢として各水深における人体の傷害の程度と傷害例について検討する．

3.4.1 落水時の様子

水深が 0m，1m，5m の際のy軸方向から見た落水時の時間ごとの様子を図 3-19 に示す．落下した際に首，腰を曲げ，丸まるようにして入水していることがわかる．これによって水中で回転し，最終的には頭が上，お尻が下になる．また，水深 1m の場合，水底にぶつかることがわかる．表 3-5 に水底面に衝突したかどうかの一覧を示す．頭から入水した場合，水深 2m でもお尻が水底面に衝突した．

次に頭を下に向けた姿勢の場合の人体の重心のz方向の変位と速度，また水中で最下点となるお尻のz方向の変位を図 3-20 に示す．図 3-20(a)の水深 5m のグラフより 10 秒間において最下点は-3.7m である．したがって，筋力がない状態で頭から入水した場合，少なくとも水深 3.7m まで沈むことがわかる．また，図 3-5(b)と図 3-20(b)の水深 5m のときを比べると入水後の速度増加において頭から入水した場合の方が頭打ちになるのが早

いことがわかる．また，水深 3m 以上の場合からは，2.75 秒以降で速度変化がほとんどなくなることがわかる．つまり，2.75 秒の時点で落下の勢いがほぼなくなると考えられる．この時，図 3-20(c)より鉛直位置を読み取れば−2.5mとなっている．以上から，頭を下に向けた姿勢の場合には水深が 2.5m 以下となると，落下の勢いのまま水底に衝突すると考えられる．ただし，今回の解析でも人体は関節を能動的に変化させないと仮定している．実際には，筋力によって腰や首が曲がることに抵抗する可能性があり， 2.5m よりも深く沈んで落下の勢いのまま水底に衝突する可能性はあると考えられる．

3.4.2 傷害リスク評価

HIC と Ac の値と表 3-1，図 3-1 を用いて想定される傷害の程度や傷害例を表 3-6 に示す．また，図 3-21 から図 3-26 にかけて各水深における頭部加速度と時間の関係，胸部加速度と時間の関係，頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子を示す．

HIC の結果

まず，HIC の結果について述べる．足から入水したときの値と比べて頭から入水したときのほうが HIC の値は大きくなっている．このことから頭から入水した方が頭部傷害の危険性は上がることがわかる．これは落下による水の衝撃を頭が直に受けるからと考えられる．また，結果を分類すると水深が 1m 以下の場合と 2m 以上の場合に分けられる．

水深 1m 以下の場合では HIC は 4306.95(水深 0m)，23738.12(水深 0.5m)，253.04(水深 1m)と算出された．こちらも足から入水するときの値よりも大きくなっている．また，これらから頭部損傷の危険性を評価すると，水深 0m，0.5m では生存不可能，水深 1m では 30%の確率で軽度の頭部損傷，10%の確率で中程度の頭部損傷を起こすことが示唆される．図 3-21(a)，図 3-22(a)，図 3-23(a)から足からの入水の時に比べて頭からの入水の時の方が頭部加速度の最大値は大きくなる．さらに図 3-21(c)，図 3-22(c)，図 3-23(c)より頭部を水底面へ衝突した瞬間に頭部加速度が最大となることがわかる．このことから水深 1m 以下で頭から入水する場合では，頭部を水底に打ちつけることが頭部損傷を起こしえる大きな要因であると考えられる．

さらに，水深 0.5m の時の値が水深 0m の時の値より大きくなっている．これは水底面に衝突したことによる接触力に加え，着水時に首が曲がったために顎と胴体をぶつけおり，それによる接触力が加わっているためだと考えられる．また，図 3-27 に水深 0m と 0.5m の時の水底衝突前後の様子を示しているが，これを見ると水深 0.5m のときの方が水深 0m のときよりも長い時間頭部と水底が接触していることがわかる．このことから頭

部に接触力が長時間加わっているので HIC の値が大きくなったと考えられる．

一方で，水深 2m 以上の場合では HIC は 13.84(水深 2m)，12.76(水深 3m)，12.78(水深 5m)と算出された．足から入水の時に比べて値は大きくなっているものの頭部損傷の危険性を評価すると，その危険性はかなり低いと考えられる．図 3-21(a)，図 3-22(a)，図3-23(a)から足からの入水の時に比べて頭からの入水の時の方が頭部加速度の最大値は少し大きくなる．さらに図 3-24(c)，図 3-25(c)，図 3-26(c)より首を前に曲げており，顎が胴体に接触していることがわかる．これによって頭部に大きな接触力が働いていることがわかる．このことから水深 2m 以上で頭からの入水の場合，頭部にかかる水の衝撃力が増大したことに加えて，体の回転によって顎を胴体に打ち付け接触力が生じることも頭部損傷を起こしえる大きな要因となると考えられる．

Ac の結果

次に Ac の結果について述べる．Ac の結果に関しても水深 1m 以下の場合と 2m 以上の場合に分けられる．

水深 1m 以下の場合では Ac の値は 1225.46G(水深 0m)，619.53G(水深 0.5m)，374.60G(水深 1m)と算出され，足から入水したときよりも大きい値をとった．また，これらから胸部損傷の危険性を評価すると，いずれ場合でも生存不可能を起こす可能性が示唆される．図 3-21(c)，図 3-22(c)，図 3-23(c)に胸部加速度が最大となるときの人体の様子も示している．水深 0m と水深 0.5m では頭部が水底に衝突したときに胸部加速度が最大となった．このことから頭部への衝撃が首を通して胴体に伝わり胸部損傷を起こすと考えられる．また，水深 1m では体が回転することで胴体が水底に衝突する．このことが胸部損傷を起こす要因となると考えられる．

一方，水深 2m 以上の場合，Ac の値は 41.27G(水深 2m)，37.20G(水深 3m)，39.82G(水深 5m)と算出され，足から入水したときよりも小さい値をとった．また，これらから胸部損傷の危険性を評価すると，水深 2m と 5m では 2~3 本の肋骨の骨折，胸骨の骨折を，水深 3m では 1 本の肋骨の骨折を起こす可能性が示唆される．図 3-24(c)，図 3-25(c)，図 3-26(c)に胸部加速度が最大になるときの人体の様子も示している．この時，胸部の加速度が最大となる要因として胸部が水から受ける圧力とお尻からの関節力が大きいことがあげられる．水から受ける圧力に関しては背中が下にむいていることでz方向から圧力を受ける面積が大きくなったからだと考えられる．また，お尻からの関節力に関しては太ももとの接触力によるものだと考えられる．入水の際に勢いよく回転するため瞬時の股関節がたたまれる．これによって太ももとお尻がぶつかって接触力が生じている．この衝撃が腰を伝わって胸部に伝わったことで胸部の加速度が大きくなったと考えられる．このことから体の回転によって背中が下になり水から受ける圧力の量が大きくなることと腰回りと太ももの衝突によって力が働くことが胸部損傷を起こす要因となると考えられる．

以上のことから頭から入水する場合でも，胸部損傷には関節力が主な要因となっていることが予想される．ただし，3.3.2 項でも述べた通り，Ac は胸部からの圧迫力を基に傷害をはかる指標である．そのため，この Ac によって考えられる傷害例も実際に起こる傷害とは異なる可能性が高い．そこで，今回も関節力と除いた Ac の値とそこから想定される傷害の程度や傷害例を表 3-7 に示す．また，図 3-28 から図 3-33 にかけて関節力を除いた場合の胸部加速度と胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子を示す．この場合でも水深 1m 以下の場合と水深 2m 以上の場合で結果は分けられる．

水深 1m 以下の場合の Ac の値は 209.56G(水深 0m), 655.52G(水深 0.5m), 740.08G(水深 1m)と算出され，いずれも足から入水するときの Ac の値よりも大幅に大きくなっている．また，これらから胸部損傷の危険性を評価すると，いずれの場合も生存不可能となる可能性が示唆される．図 3-28(b)，図 3-29(b)，図 3-30(b)で胸部加速度が最大となるときの時刻付近での人体の様子を示している．水深 0m の場合は地面に衝突したのち跳ね上がって壁にあたり，その後落下するのだが，この二回目の着地時に胸部加速度が最大となった．水深 0.5m では図 3-29(b)で示した状態の時に水底に胴体を打ち付けているのに加え，顎を胴体部にぶつけている．これらの接触力が要因となって 655 という大きな値となったのだと考えられる．水深 1m では図 3-30(b)で示した通り，胴体が水底に衝突していることが要因となって 740 という大きな値をとったと考えられる．これらより水深 1m 以下で頭から入水する場合，胴体部を水底に打ち付けてしまうことが胸部損傷を起こす要因となると考えられる．

一方で，水深 2m 以上の場合の Ac の値は 19.04G(水深 2m), 17.85G(水深 3m), 19.43(水深 5m)と算出され，いずれの場合の足から入水するときよりも値は大きくなっていることから頭から入水する方が傷害の危険性は高くなると考えられる．また，これらから胸部損傷の危険性を評価すると，いずれも 1 本の肋骨の骨折を起こす可能性が示唆される．図 3-31(b)，図 3-32(b)，図 3-33(b)で胸部加速度が最大となるときの時刻付近での人体の様子を示している．この時，首が勢いよく曲がった影響で顎を胴体部にぶつけており，胴体に接触力が働いている．これが胸部を起こす要因となると考えられる．

以上より頭から入水する場合は足から入水する場合に比べて頭部，胸部ともに傷害の程度が増していることから，危険性は高くなると考えられる．

3.5 胴体から入水する際の傷害リスク

本節では，初期姿勢がうつ伏せの姿勢として各水深における人体の傷害の程度と傷害例について検討する．

3.5.1 落水時の様子

水深が 0m，0.5m，5m の際のy軸方向から見た落水時の時間ごとの様子を図 3-34 に示す．落下した際に体全体で衝撃を受け，体を反って沈んでいくことがわかる．また，水深 0.5m の場合，水底にぶつかることがわかる．表 3-8 に水底面に衝突したかどうかの一覧を示す．胴体から入水した場合，水の衝撃を受ける範囲が大きいため速さの減少が大きく，水深 1m でも水底面に達することはなかった．

次に頭を下に向けた姿勢の場合の人体の重心のz方向の変位と速度，また水中で最下点となるお尻のz方向の変位を図 3-35 に示す．図 3-35 (a)より人体全体の動きとしてはどの水深でもほとんど沈むことはなく水面下で漂っていることがわかる．また，図 3-35 (b)の速度の図を見ると他の二つの姿勢の時に比べて短時間で 0m/sに近づいている．このことからも速さの減少度合いは他の二つの姿勢の時に比べて大きいことが考えられる．さらに図 3-35 (c)の水中での最下点の部分の変位を見ると水深 1m 以上でも水底に達することはなかった．このことからも水深 1m 以上で水底に衝突しないことが言える．

3.5.2 傷害リスク評価

HIC と Ac の値と表 3-1，図 3-1 を用いて想定される傷害の程度や傷害例を表 3-9 に示す．また，図 3-36 から図 3-41 にかけて各水深における頭部加速度と時間の関係，胸部加速度と時間の関係，頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子を示す．

HIC の結果

まず，HIC の結果について述べる．足から入水したときの値と頭から入水したときの値と比べて胴体から入水したときのほうが HIC の値はかなり大きいものとなった．このことから胴体からの入水によって頭部傷害の危険性は大幅に大きくなると考えられる．これは落下による水の衝撃を頭が直に受けるからと考えられる．また，結果を分類すると水深が 0.5m 以下の場合と 1m 以上の場合の場合に分けられる．

水深 0.5m 以下の場合では HIC は 4080.61（水深 0m），128.74（水深 0.5m)と算出された．これは足から入水するときの値よりも大きくなっているが，頭から入水するときの値よりも小さくなっている．また，これらから頭部損傷の危険性を評価すれば，水深 0m では生存不可能，水深 0.5m では 10%の確率で軽度の頭部損傷を起こす可能性が示唆される．図 3-36(a)，図 3-37(a)から頭部加速度の最大値も足からの入水の時の値に比べて大きくなっているが頭からの入水の時の値よりは小さくなっている．さらに図 3-36(c)，図 3-37(c)より頭部を水底へ衝突した瞬間に頭部加速度が最大となることがわかる．このこ

とから水深 0.5m 以下でうつ伏せの姿勢で入水する場合でも，頭部を水底に打ち付けたことが頭部損傷を起こしえる大きな要因となると考えられる．

一方で，水深 1m 以上の場合では HIC の値は 120.99(水深 1m)，121.25(水深 2m)，120.72(水深 3m)，121.42(水深 5m)と算出された．これは足や頭から入水の時に比べて値は相当大きくなっている．また，これらから頭部損傷の危険性を評価すれば，いずれも 10%の確率で軽度の頭部損傷を起こす可能性が示唆される．図 3-38(a)，図 3-39(a)，図 3-40(a)，図 3-41(a) から頭部加速度の最大値も足や頭からの入水の時の値に比べて大きくなっている．さらに図 3-38(c)，図 3-39(c)，図 3-40(c)，図 3-41(c)から着水時に頭部加速度が最大となることがわかる．このことから水深 1m 以上でうつ伏せの姿勢で入水する場合，着水時の頭部への衝撃が頭部損傷を起こしえる大きな要因となると考えられる．

Ac の結果

次に Ac の結果について述べる．Ac の結果に関しては水深 0.5m 以上の結果は共通した．

水深 0m の場合，Ac の値は 4080.61G と算出された．これらから胸部損傷の危険性を評価すると，生存不可能となる可能性が示唆される．図 3-36 より着地時に胸部加速度が最大となる．ただし，図 3-34 の落下時の様子を見ると先に頭と腰回りが着地しており，そのあとに胸部を打ち付けるという流れとなることがわかる．したがって，図 3-37(a)の胸部の加速度が着地時間よりもずれている．とはいえ水深 0m では着地時の衝撃が胸部損傷を起こしえる大きな要因となると考えられる．

水深 0.5m 以上の場合，Ac の値は 79.93G(水深 0.5m)，77.85G(水深 1m)，77.89G(水深 2m)，78.09G(水深 3m)，79.56G(水深 5m)と算出された．水深 2m 以上においては足や頭から入水するときの値よりも大幅に大きくなっている．また，これらから胸部損傷の危険性を評価すると，いずれも血胸や気胸を伴う 4 本以上の肋骨の骨折を起こす可能性が示唆される．図 3-37 から図 3-41 より着水時に胸部加速度は最大値をとることがわかる．これは全身で着水することで水からの衝撃力を受ける範囲が広がったことによるものと考えられる．このことからも水深 0.5m 以上では着水衝撃が胸部損傷を起こしえる大きな要因となると考えられる．

また今回は着地時または着水時に胸部が受ける衝撃が胸部の最大加速度の大きな要因となるため，実際に起こりえる傷害であると予想される．したがって関節力を除いた評価は行わない．

以上より，胴体から入水する場合は足や頭から入水する場合に比べて頭部，胸部ともに傷害の程度が増す傾向にあることから，危険性は高くなると考えられる．ただし，生存不可能となる水深の条件は足や頭から入水するときに比べて緩和されている．

3.6 結果の総合的な評価

これまでの結果を表 3-10 にまとめた．これより 10m の高さからの飛び込みに関して以下のことが言える．

水深 0m

どの入水方法であっても生存不可能となる．

水深 0.5m

頭または足から入水した場合水底に達する．傷害に関していうと頭から入水した場合に生存不可能となるリスクが伴ってくる．また，胸部に関しては足から入水した場合に 1 本の肋骨の骨折といった怪我を，胴体から入水した場合には 4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折といった怪我を負う可能性が出てくる．その他の場合は軽度のもので済む．

水深 1m

頭または足から入水した場合水底に達する．傷害に関していうと頭から入水した場合に生存不可能となるリスクが伴ってくる．また，胸部に関しては足から入水した場合に 2~3 本の肋骨の骨折，胸骨の骨折といった怪我を，胴体から入水した場合には 4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折といった怪我を負う可能性が出てくる．その他の場合は軽度のもので済む．

水深 2m

頭から入水した場合には水底に達する．ただし，お尻を打ち付ける形となるので頭部及び胸部の傷害としては軽度のもので済む．また，胴体からの入水の場合には胸部に血胸や気胸を伴う 4 本以上の肋骨の骨折といった怪我を負う可能性がある．その他の場合の傷害は軽度のものですむ．

水深 3m 以下

どの入水方法であったとしても水底に達することはない．また，傷害に関しては胴体からの入水の場合には胸部に血胸や気胸を伴う 4 本以上の肋骨の骨折といった怪我を負う可能性がある．その他の場合の傷害に関しては軽度のものですむ．

参考文献

[1] 中野正博，松浦弘幸，玉川雅章，行正徹，山中真，久保田正美: 様々な防具や条件の頭部損傷基準値（HIC）の分析, BMFSA，年次大会講演論文集, pp. 109-110, 2014

[2] 中野正博，松浦弘幸，玉川雅章，行正徹，山中真，久保田正美: 転倒による頭部加速度の理論的分析，ライフサポート学会, LIFE2012, 2012

[3] Rolf Eppinger, Emily Sun, Faris Bandak, Mark Haffner, Nopporn Khaewpong, Matt Maltese: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II, NHTSA, 1999

[4] ENFORCEMENT Office of Vehicle Safety Compliance: LABORATORY TEST PROCEDURE FOR Occupant Protection in Interior Impact, NHTSA, FMVSS No. 201, 1995

[5] 日本救急医学会 | 医学用語解説集 AIS (2021-1-18 参照)
https://www.jaam.jp/dictionary/dictionary/word/0806.html

[6] John F. Wiechel, Steve Bell, Howard Pritz and Dennis Guenther: Enhancement of The Hybrid III Dummy Thorax, *SAE Transactions*, Vol. 94, pp. 270-281, 1985

[7] David C. Tyrell, Kristine J. Severson and Brian P. Marquis: Analysis of Occupant Protection Strategies in Train Collisions, ASME, AMD Vol. 210/BED Vol 30, 1995

[8] 国土交通省 中部地方整備局 河川部, :河川構造物設計要領, pp54, 2016

[9] 2017 年制定 コンクリート標準示方書 設計編, pp. 43, 土木学会, 2017

[10]近畿の吊り橋｜美濃橋 (2022-1-24 参照)
http://kintsuri.main.jp/A33_mino.html

[11]郡上八幡観光協会｜水 (2022-1-25 参照)
http://www.gujohachiman.com/kanko/water.html

表 3-1　Ac の値と胸部損傷例

Ac（G）	胸部損傷例	AIS code
13~37	1 本の肋骨の骨折	1
38~54	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折	2
55~68	4 本以上の肋骨の骨折, 血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折	3
69~79	血胸や気胸を伴う 4 本以上の肋骨の骨折	4
80~90	大動脈裂傷	5
90~	生存不可能	6

表 3-2　立位姿勢で入水した際の水底にぶつかったかどうかの評価

水深 D[m]	落下の勢いのままぶつかった
0	○
0.5	○
1	○
2	×
3	×
5	×

表 3-3　各水深における HIC と Ac の値，傷害の程度や傷害例(立位姿勢)

水深[m]	HIC	傷害の程度や例 (発生確率)	Ac[G]	傷害の程度や例
0	4280.28	生存不可能	913.41	生存不可能
0.5	425.94	軽度の頭部損傷 (70%) 中程度の頭部損傷(30%)	175.03	生存不可能
1	22.95	ほぼ傷害無し	58.17	4 本以上の肋骨の骨折, 血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折
2	10.65	ほぼ傷害無し	47.98	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折
3	9.65	ほぼ傷害無し	43.61	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折
5	9.81	ほぼ傷害無し	45.42	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折

表 3-4　各水深における Ac と Ac(関節力無し)の値，傷害の程度や傷害例

水深[m]	Ac[G]	Ac(関節力無し)[G]	傷害の程度や例
0	913.41	35.67	1 本の肋骨の骨折
0.5	175.03	20.90	1 本の肋骨の骨折
1	58.17	38.36	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折
2	47.98	7.04	ほぼ傷害無し
3	43.61	6.97	ほぼ傷害無し
5	45.42	6.90	ほぼ傷害無し

表 3-5　頭を下に向けた姿勢で入水した際の水底にぶつかったかどうかの評価

水深 D[m]	落下の勢いのままぶつかった
0	○
0.5	○
1	○
2	○
3	×
5	×

表 3-6　各水深における HIC と Ac の値，傷害の程度や傷害例(頭を下に向けた姿勢)

水深[m]	HIC	傷害の程度や例 (発生確率)	Ac[G]	傷害の程度や例
0	4306.95	生存不可能	1225.46	生存不可能
0.5	23738.12	生存不可能	619.53	生存不可能
1	253.04	軽度の頭部損傷 (30%) 中程度の頭部損傷(10%)	374.60	生存不可能
2	13.84	ほぼ傷害無し	41.27	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折
3	12.76	ほぼ傷害無し	37.2	1 本の肋骨の骨折
5	12.78	ほぼ傷害無し	39.82	2~3 本の肋骨の骨折, 胸骨の骨折

表 3-7　各水深における Ac と Ac(関節力無し)の値，傷害の程度や傷害例

水深 D[m]	Ac[G]	Ac(関節力無し)[G]	傷害の程度や例
0	1225.46	209.56	生存不可能
0.5	619.53	655.52	生存不可能
1	374.6	740.08	生存不可能
2	41.27	19.04	1 本の肋骨の骨折
3	37.2	17.85	1 本の肋骨の骨折
5	39.82	19.43	1 本の肋骨の骨折

表 3-8　うつ伏せの姿勢で入水した際の水底にぶつかったかどうかの評価

水深 D[m]	落下の勢いのままぶつかった
0	○
0.5	○
1	×
2	×
3	×
5	×

表 3-9　各水深における HIC と Ac の値，傷害の程度や傷害例(うつ伏せの姿勢)

水深[m]	HIC	傷害の程度 (発生確率)	Ac[G]	傷害の程度や例
0	4080.61	生存不可能	840.62	生存不可能
0.5	128.74	軽度の頭部損傷 (10%)	79.93	4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折
1	120.99	軽度の頭部損傷 (10%)	77.85	4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折
2	121.25	軽度の頭部損傷 (10%)	77.89	4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折
3	120.72	軽度の頭部損傷 (10%)	78.09	4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折
5	121.42	軽度の頭部損傷 (10%)	79.56	4 本以上の肋骨の骨折，血胸や気胸を伴う 2~3 本の肋骨の骨折

表 3-10 各水深と各入水方法における評価

水深D［m］	頭からの入水の場合			足からの入水の場合			横向きの入水の場合		
	水底への衝突	頭部	胸部	水底への衝突	頭部	胸部	水底への衝突	頭部	胸部
0	○	生存不可	6	○	生存不可	1	○	生存不可	6
0.5	○	生存不可	6	○	軽度	1	○	軽度	4
1	○	軽度	6	○	×	2	×	軽度	4
2	○	×	1	×	×	×	×	軽度	4
3	×	×	1	×	×	×	×	軽度	4
5	×	×	1	×	×	×	×	軽度	4

※1　頭部の傷害においては『ほぼ傷害無し』となるものを×と表記した.

※2　胸部の傷害に関しては AIS code でもって表記した(表 3-1 を参照). また,『ほぼ傷害無し』となるものは×で表記した.

※3　頭からの入水の場合と足からの入水の場合の胸部の評価は関節力を除いた Ac の値の評価を用いた.

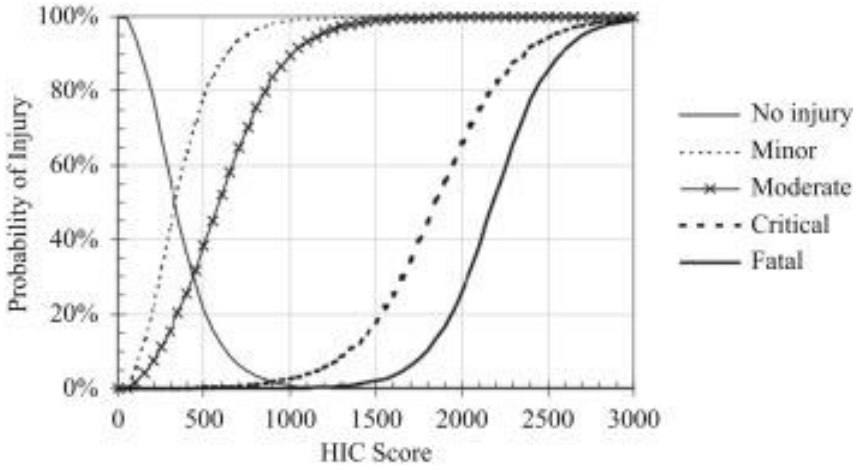


図 3-1　HIC と傷害程度の関係（インジュリー・リスク曲線）

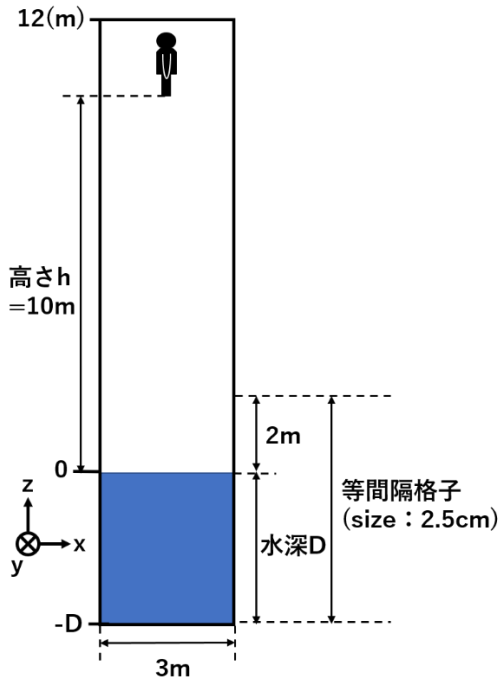
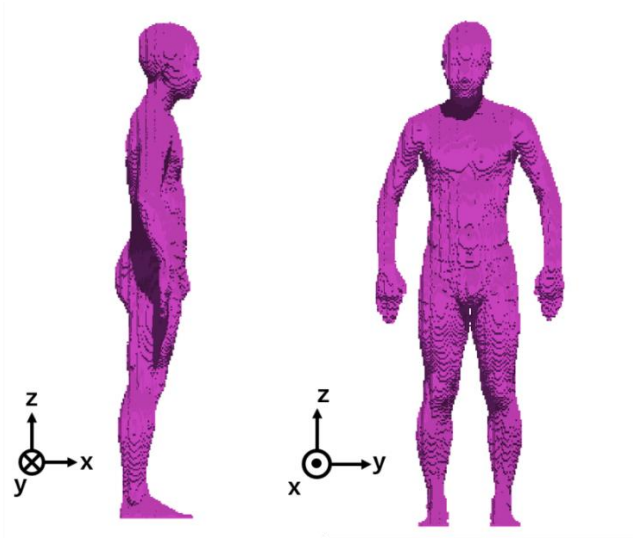
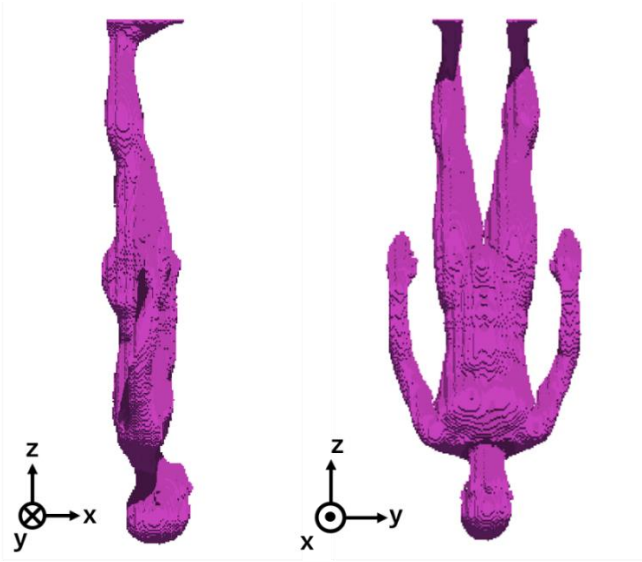


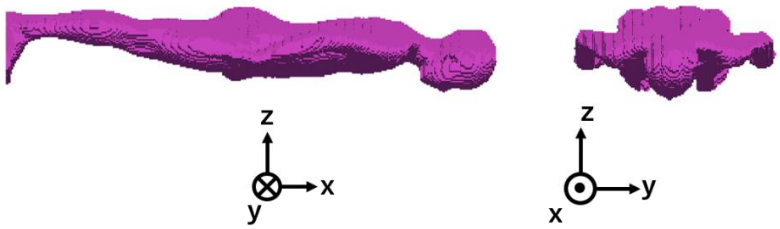
図 3-2　空間領域の側面図と等間隔格子の領域



(a)



(b)



(c)

図 3-3　各姿勢の詳細図

(a：立位姿勢，b：頭を下に向けた姿勢，c：うつ伏せの姿勢)

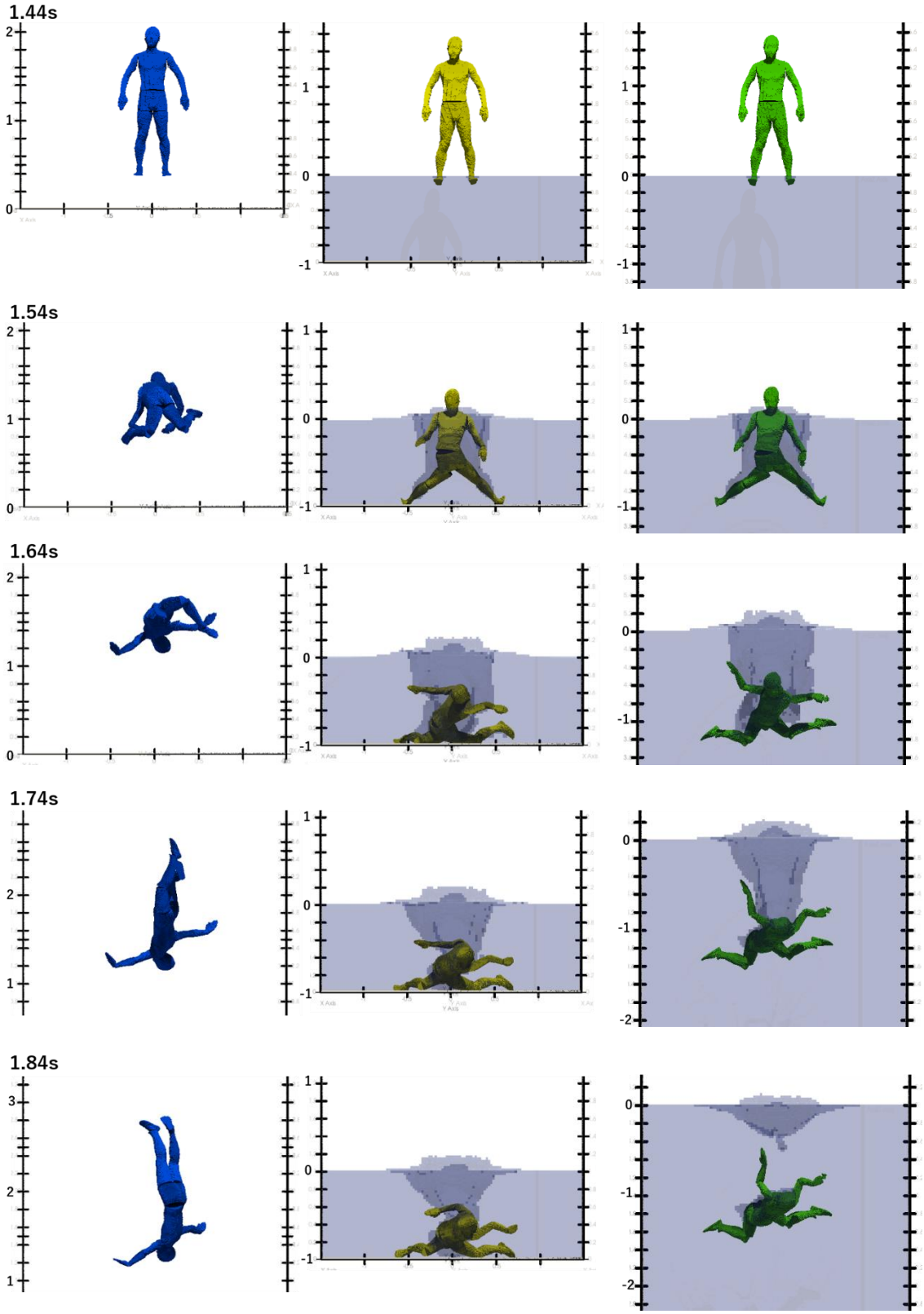
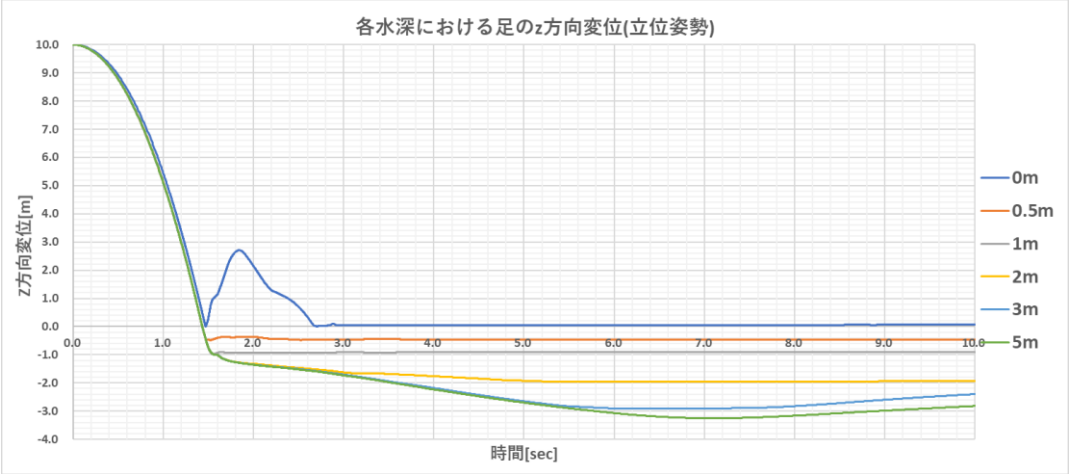
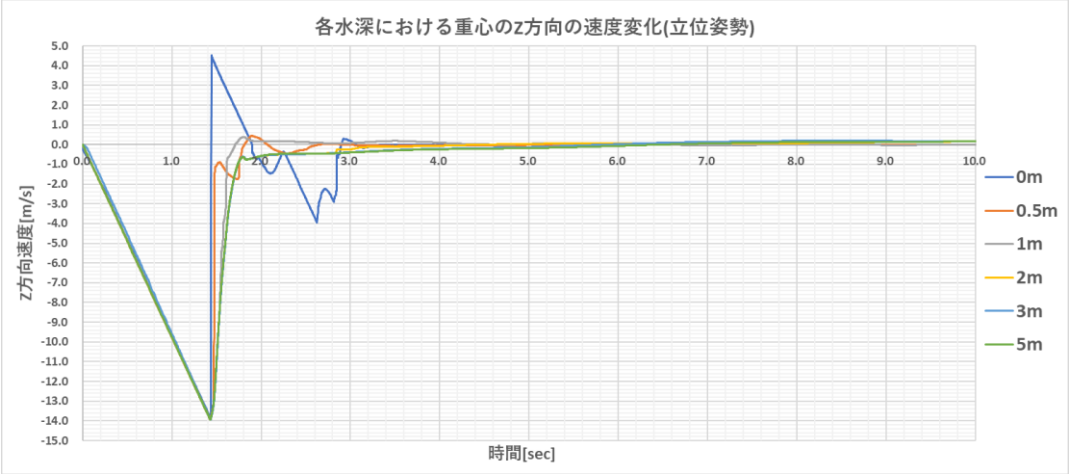


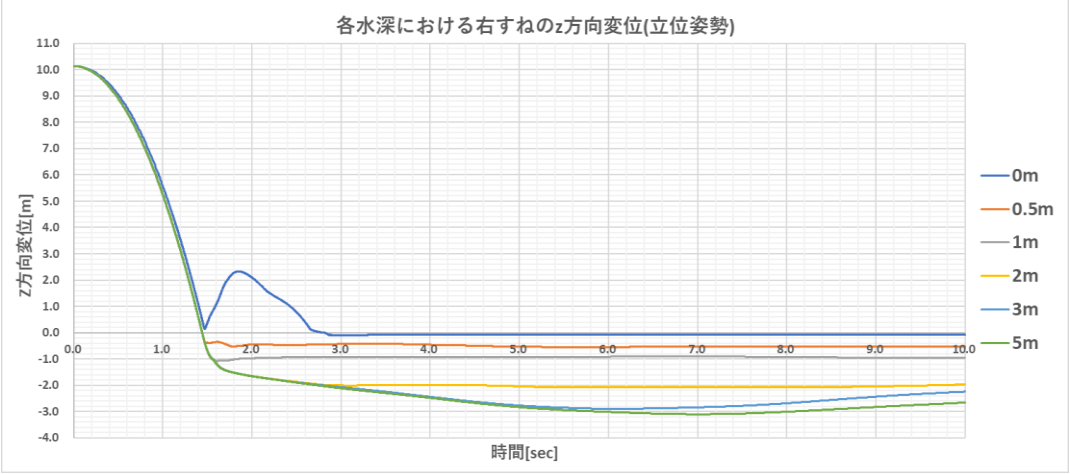
図 3-4　各時刻における立位姿勢の着水時の様子(左から水深 0m，1m，5m のとき)



(a)



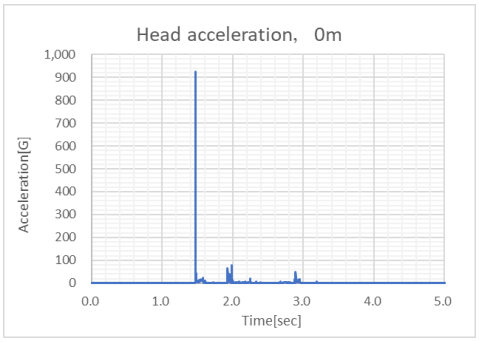
(b)



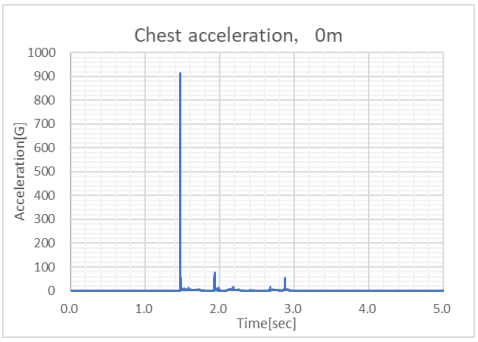
(c)

図 3-5　立位姿勢での各水深におけるz方向の変位，速度

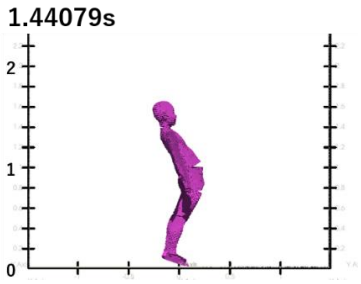
（a：重心のz方向変位，b：重心のz方向速度，c：足のz方向変位）



(a)

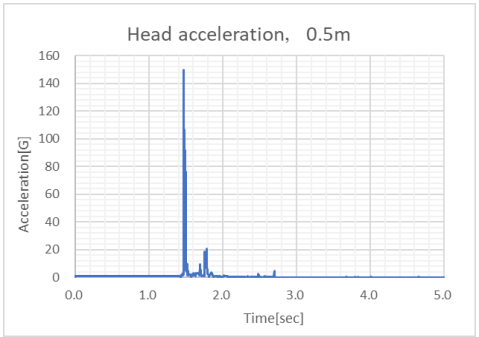


(b)

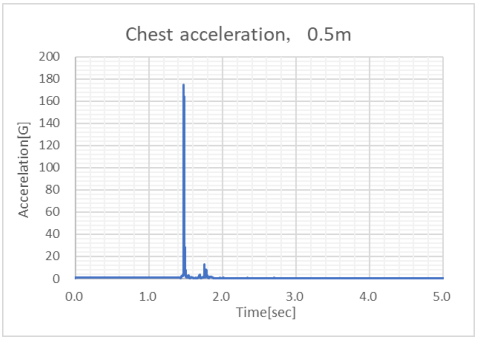


(c)

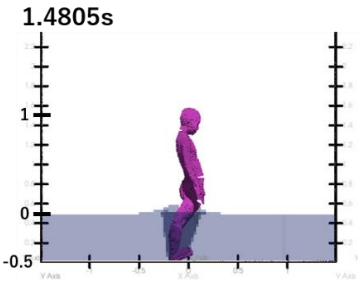
図 3-6　水深 0m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

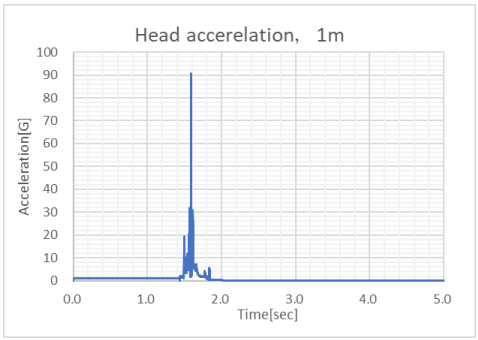


(b)

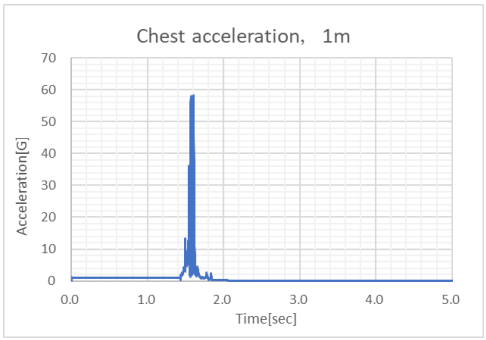


(c)

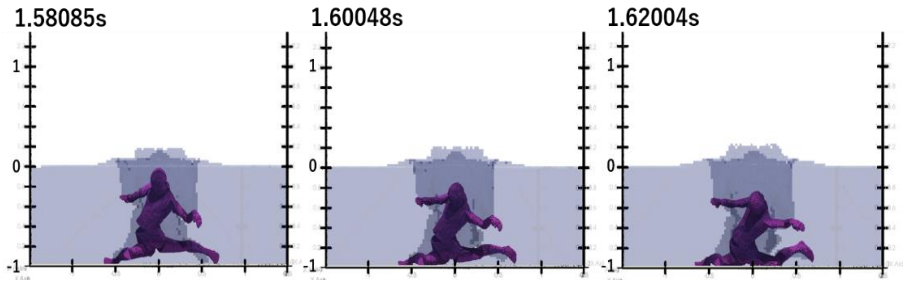
図 3-7　水深 0.5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

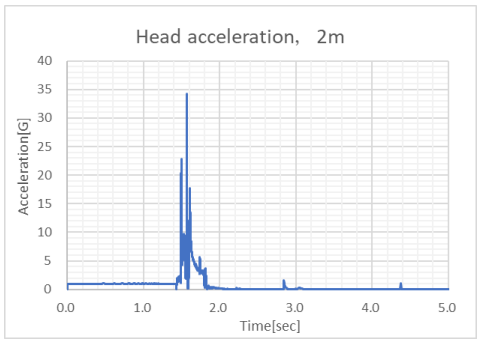


(b)

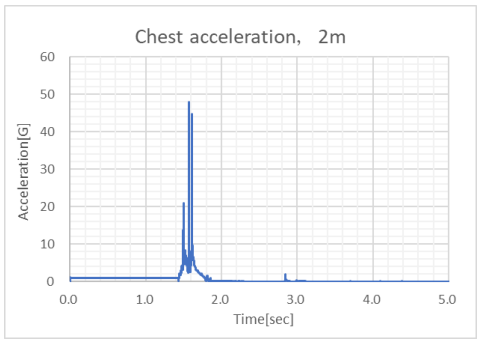


(c)

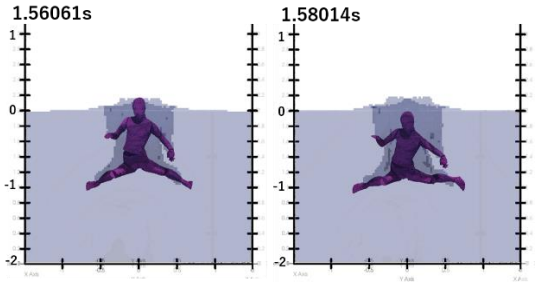
図 3-8　水深 1m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

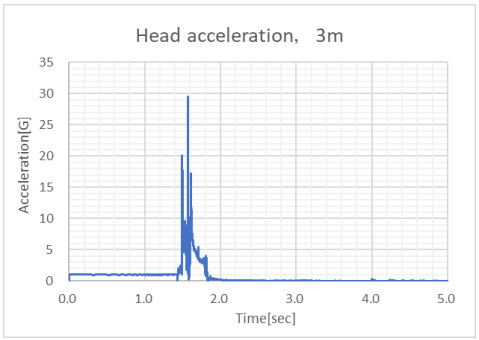


(b)

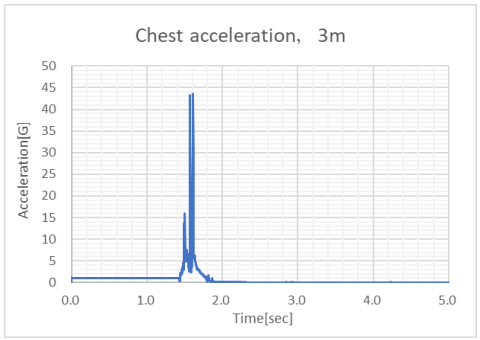


(c)

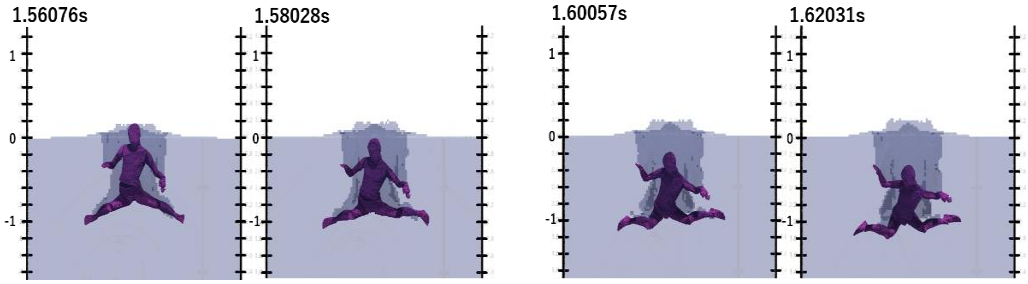
図 3-9　水深 2m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子（c)



(a)

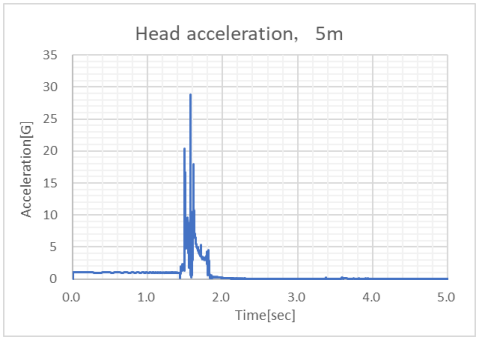


(b)

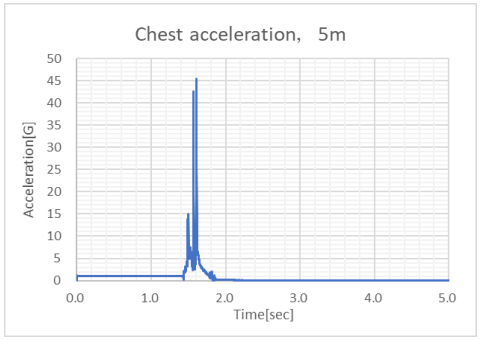


(c)

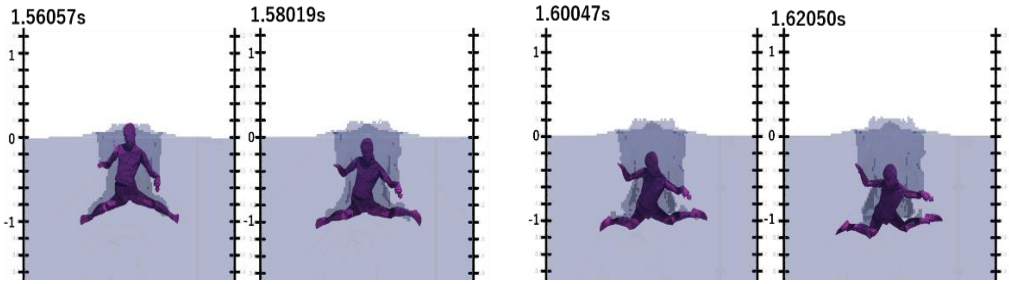
図 3-10　水深 3m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部)(c)



(a)



(b)



(c)

図 3-11　水深 5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部)(c)

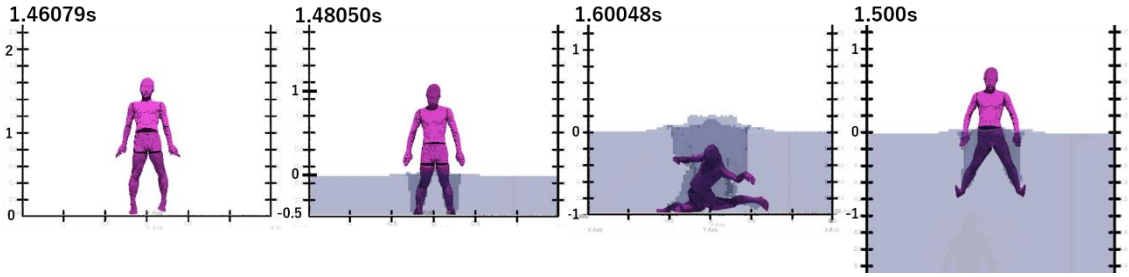
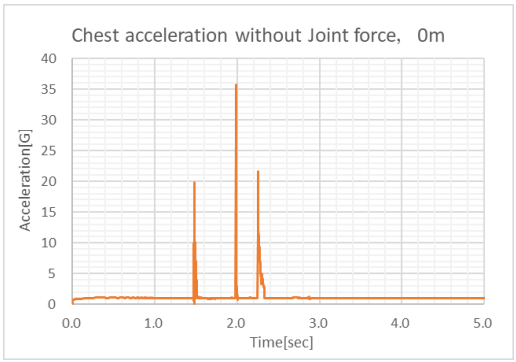
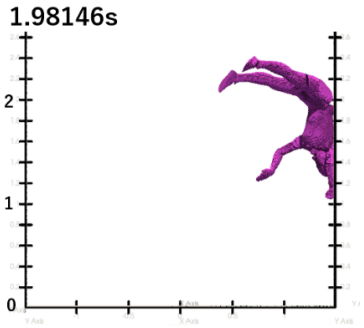


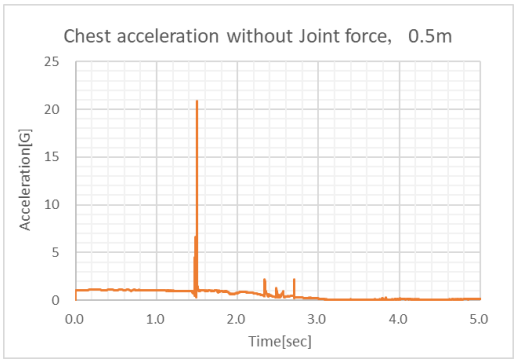
図 3-12　各水深における着水による人体の特徴的な様子
（左から水深 0m，水深 0.5m，水深 1m，水深 2m 以上）

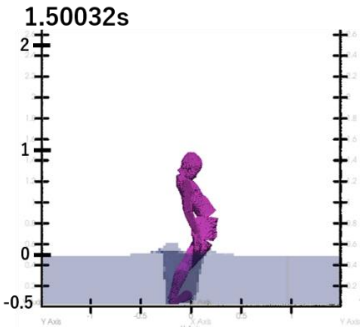




(a)　　(b)

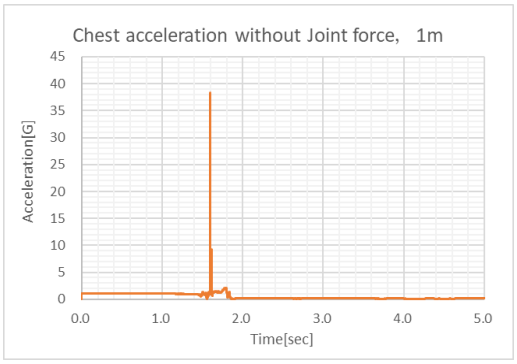
図 3-13　水深 0m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

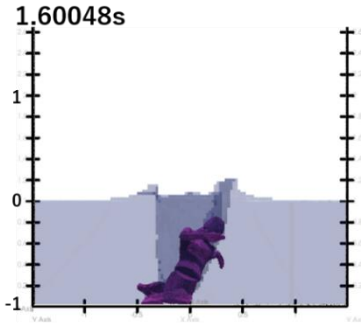




(a)　　(b)

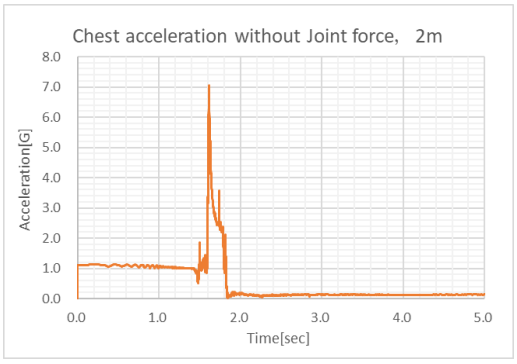
図 3-14　水深 0.5m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

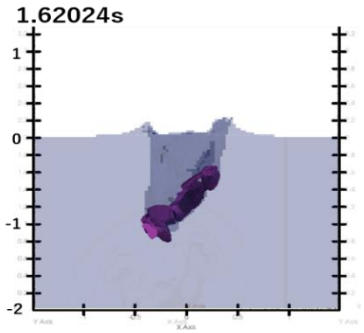




(a) (b)

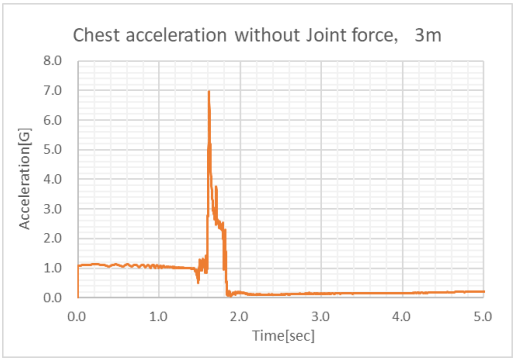
図 3-15　水深 1m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

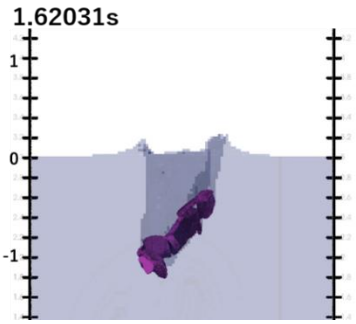




(a) (b)

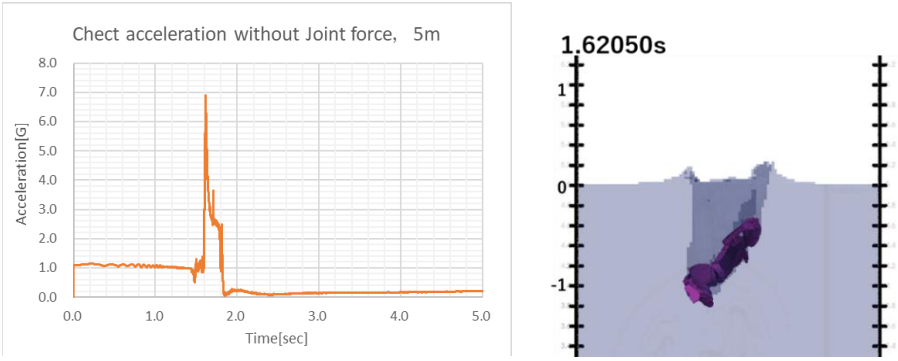
図 3-16　水深 2m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)





(a) (b)

図 3-17　水深 3m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)



(a) (b)

図 3-18　水深 5m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

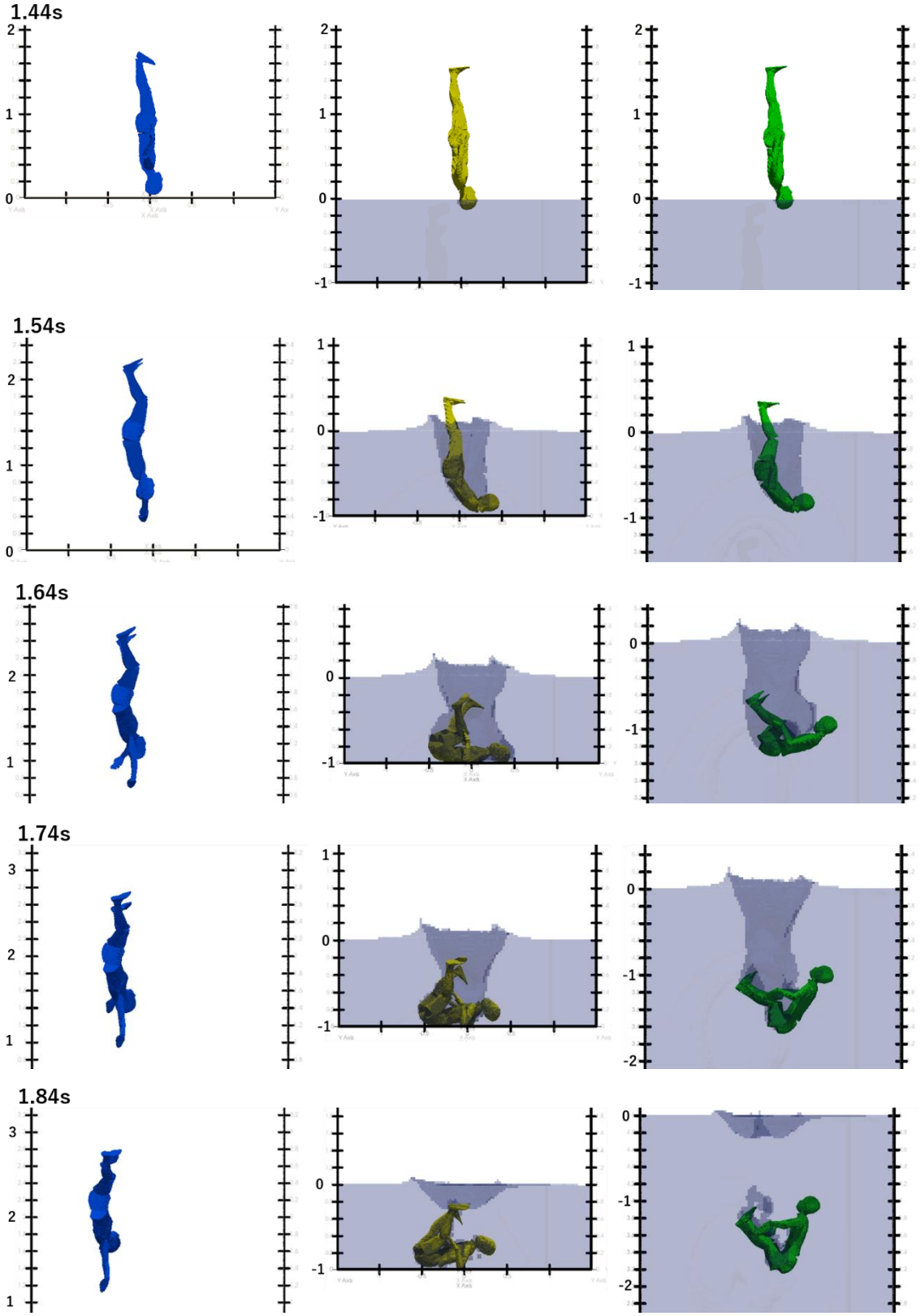
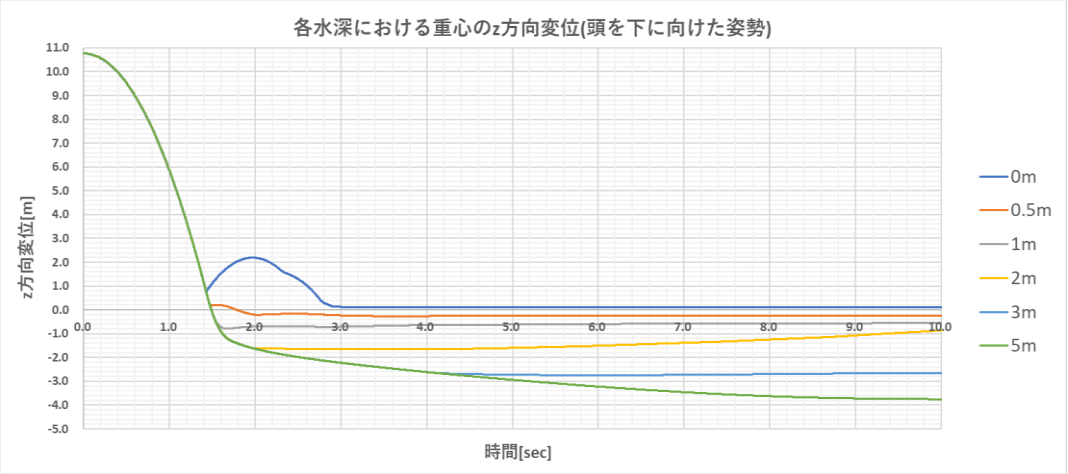
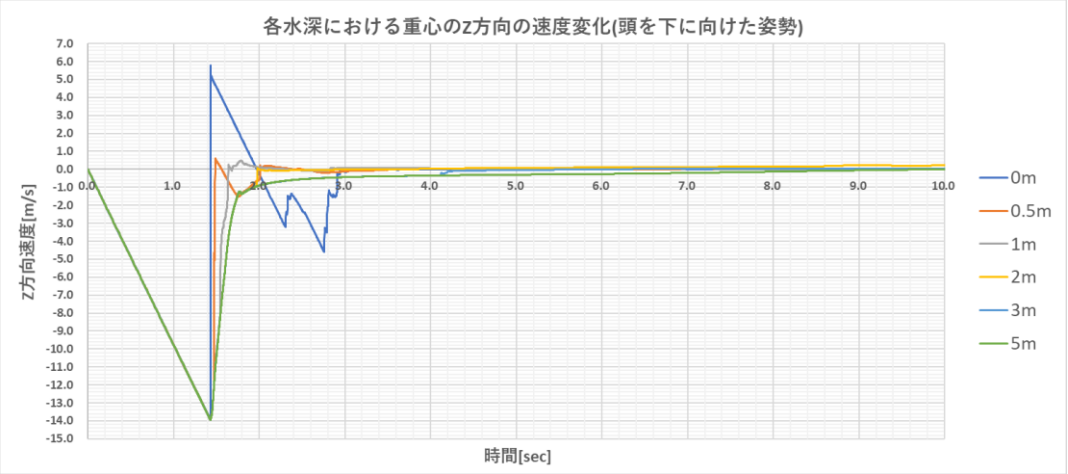


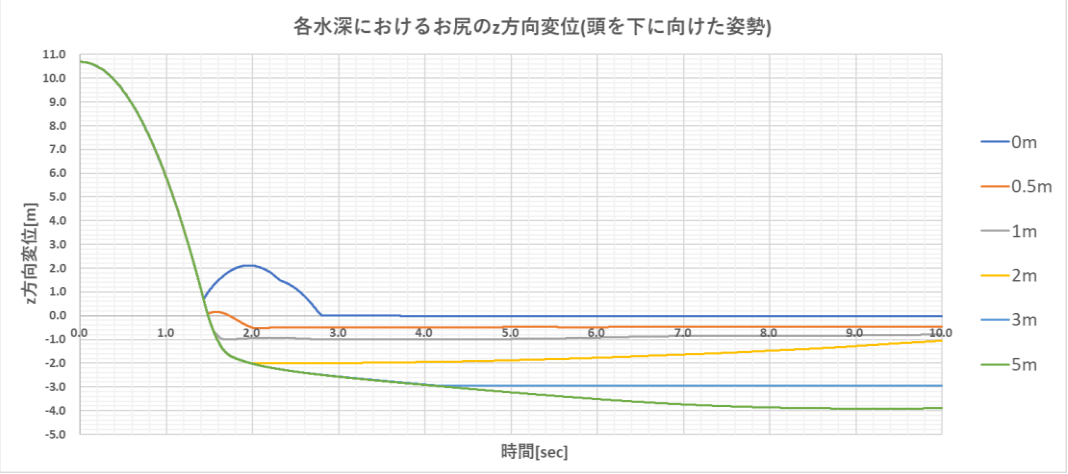
図 3-19　各時刻における頭を下に向けた姿勢の着水時の様子
（左から水深 0m，1m，5m のとき）



(a)

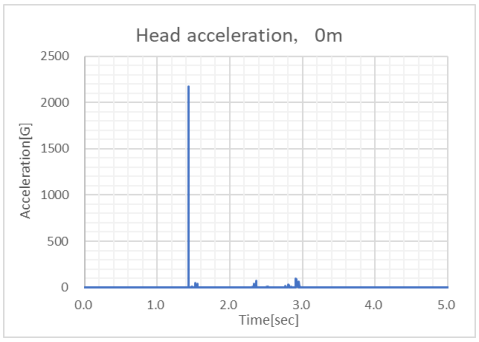


(b)

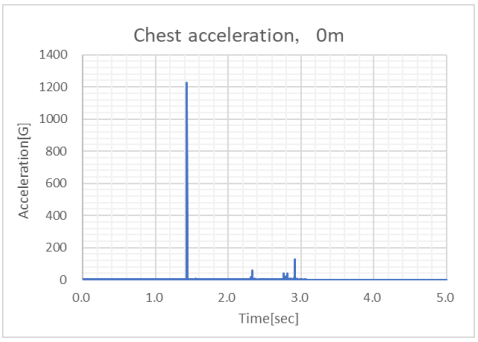


(c)

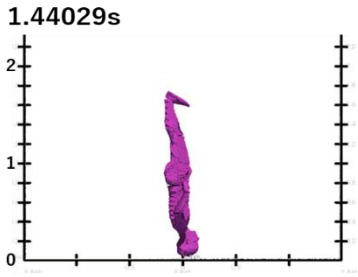
図 3-20　頭を下に向けた姿勢での各水深におけるz方向の変位，速度
（a：重心のz方向変位，b：重心のz方向速度，c：お尻のz方向変位）



(a)

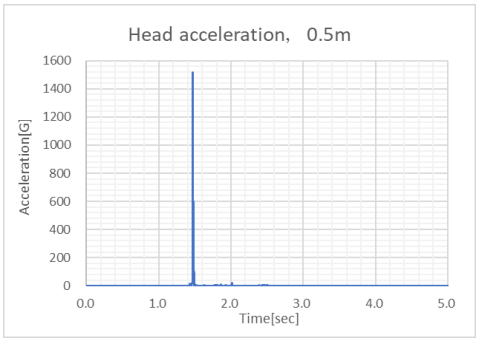


(b)

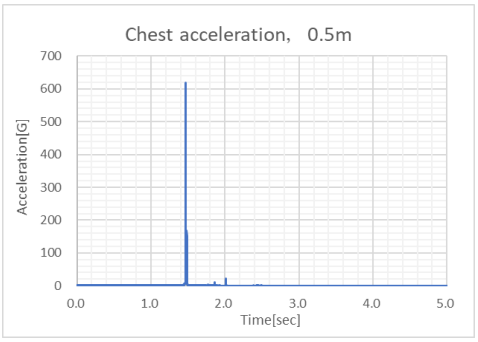


(c)

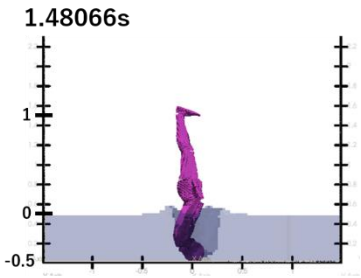
図 3-21　水深 0m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

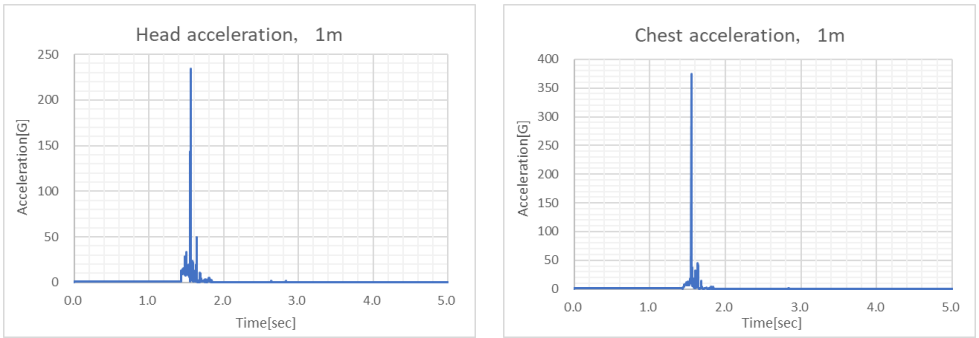


(b)

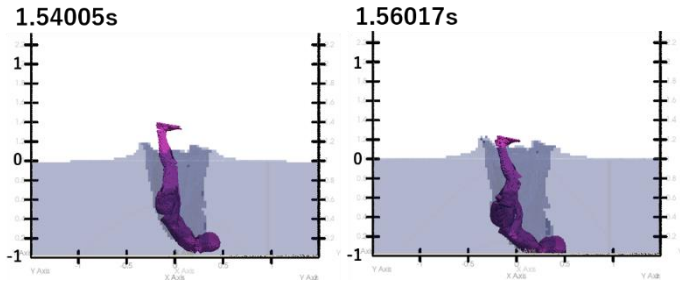


(c)

図 3-22　水深 0.5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)

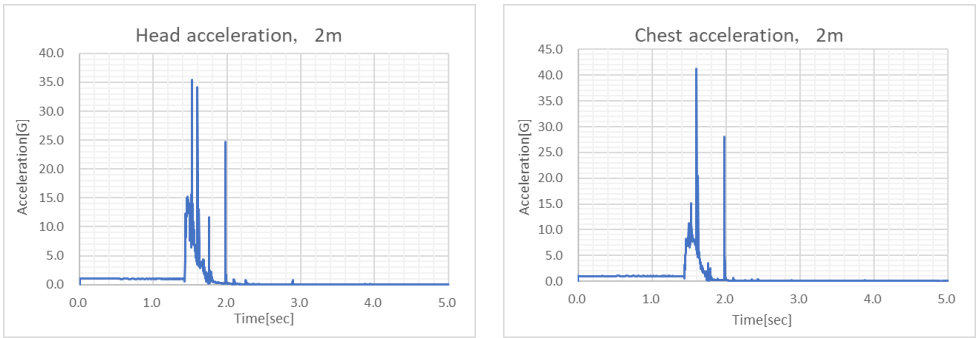


(a) (b)

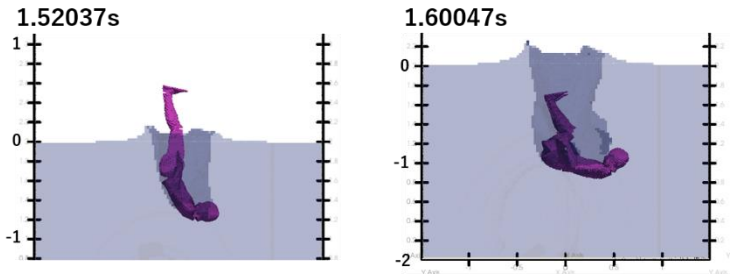


(c)

図 3-23　水深 1m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)

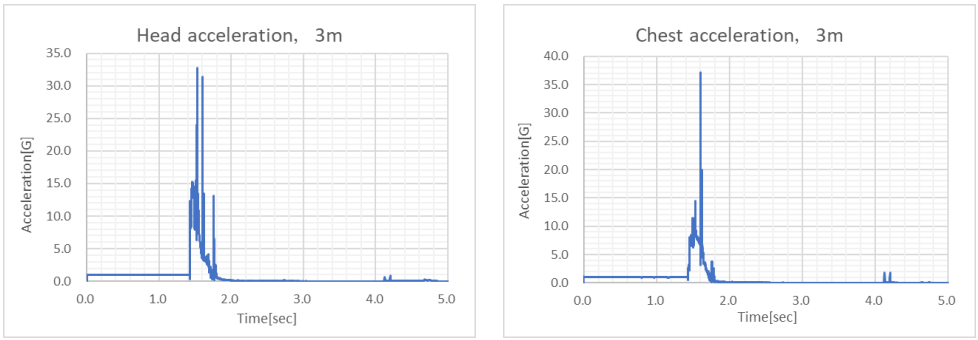


(a) (b)

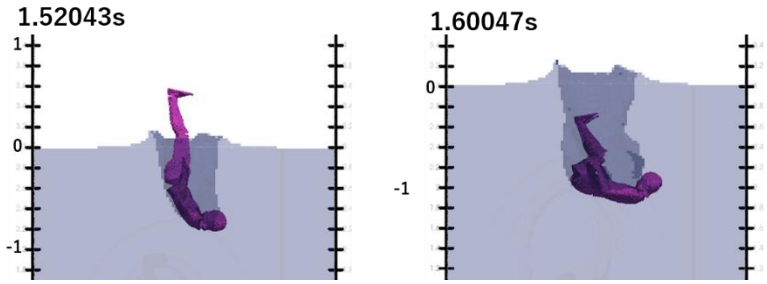


(c)

図 3-24　水深 2m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部) (c)

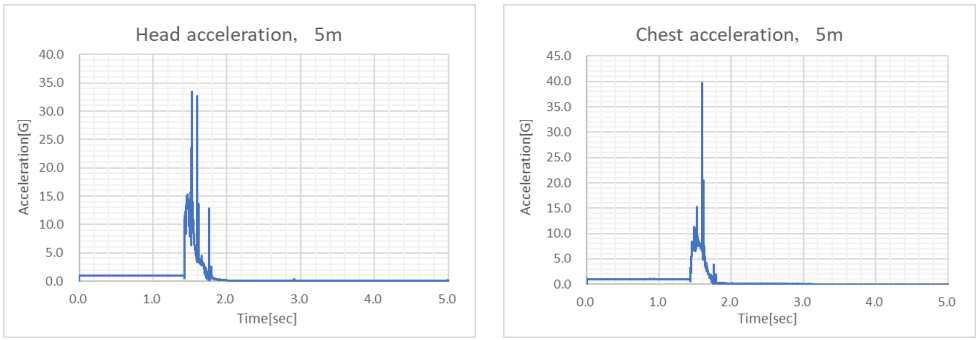


(a) (b)

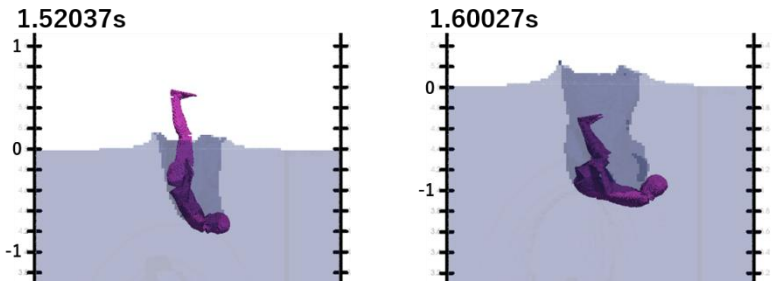


(c)

図 3-25　水深 3m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部) (c)



(a) (b)



(c)

図 3-26　水深 5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部) (c)

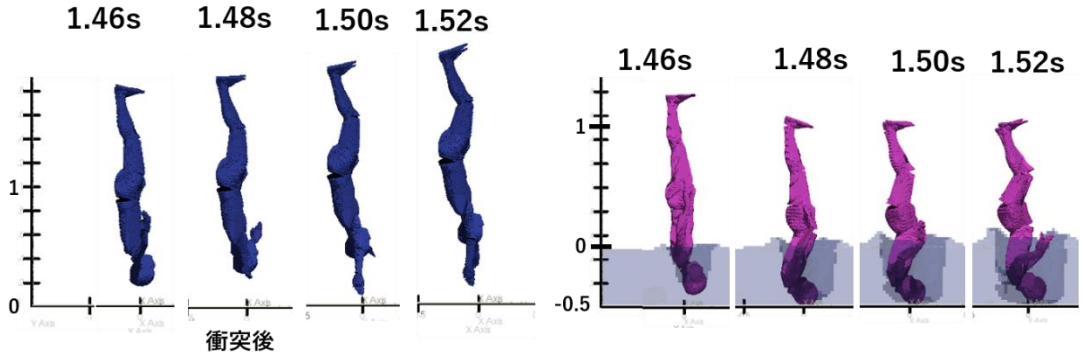
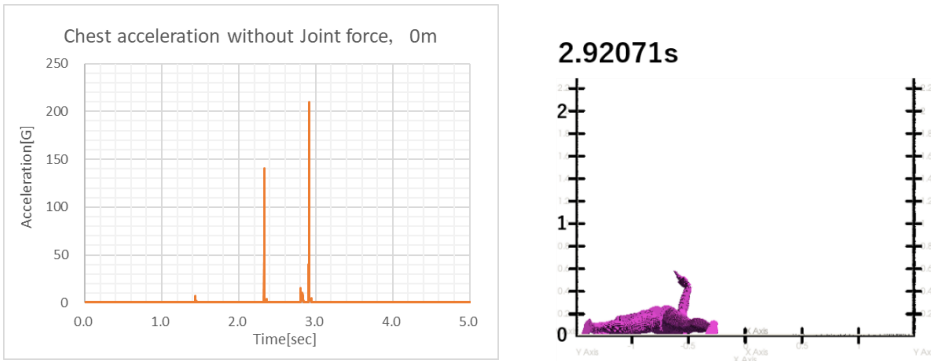
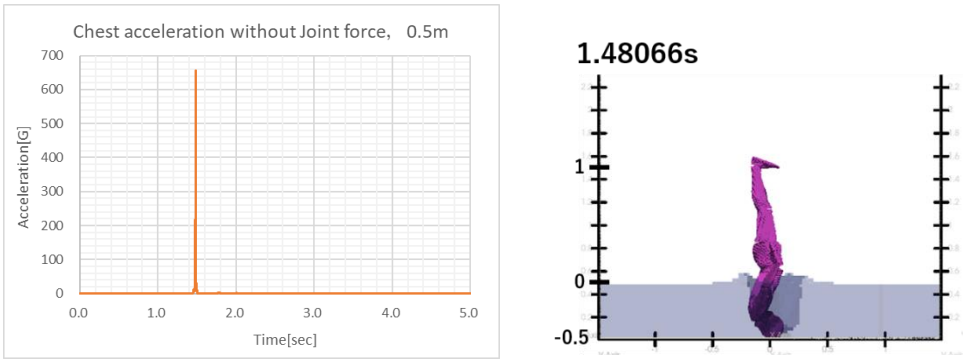


図 3-27 水深 0m と 0.5m の水底衝突前後の様子(左：水深 0m，右：水深 0.5m)



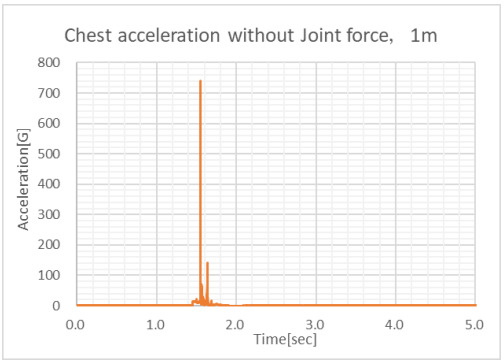
(a) (b)

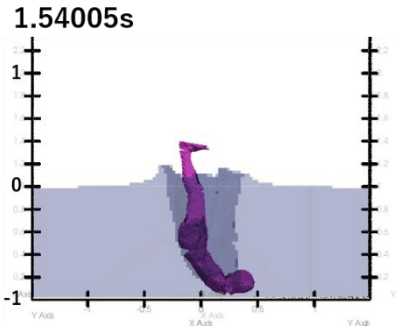
図 3-28 水深 0m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)



(a) (b)

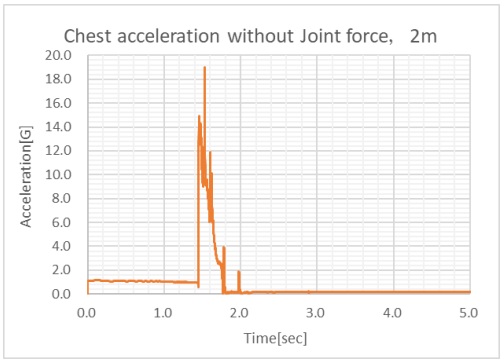
図 3-29 水深 0.5m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

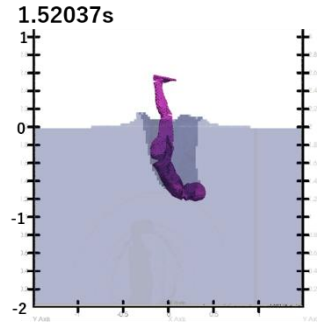




(a) (b)

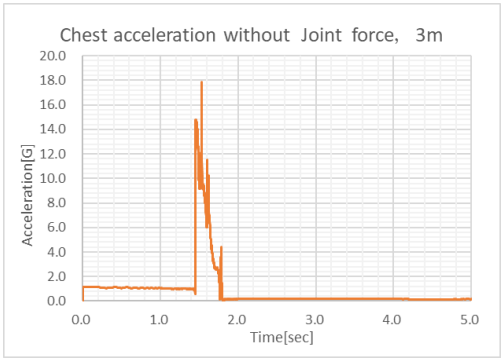
図 3-30　水深 1m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

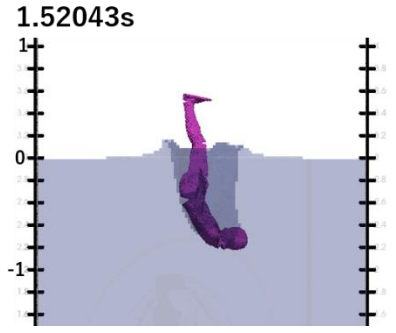




(a) (b)

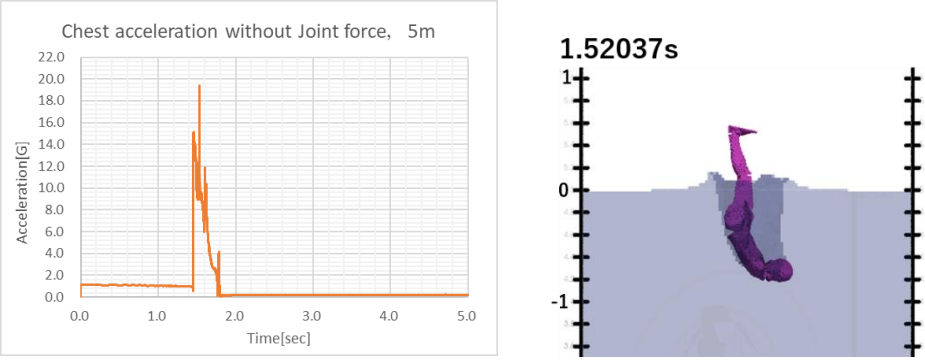
図 3-31　水深 2m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)





(a) (b)

図 3-32　水深 3m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)



(a) (b)

図 3-33　水深 5m の時の胸部加速度と時間の関係(a),
胸部加速度が最大となる時刻付近での人体の様子(b)

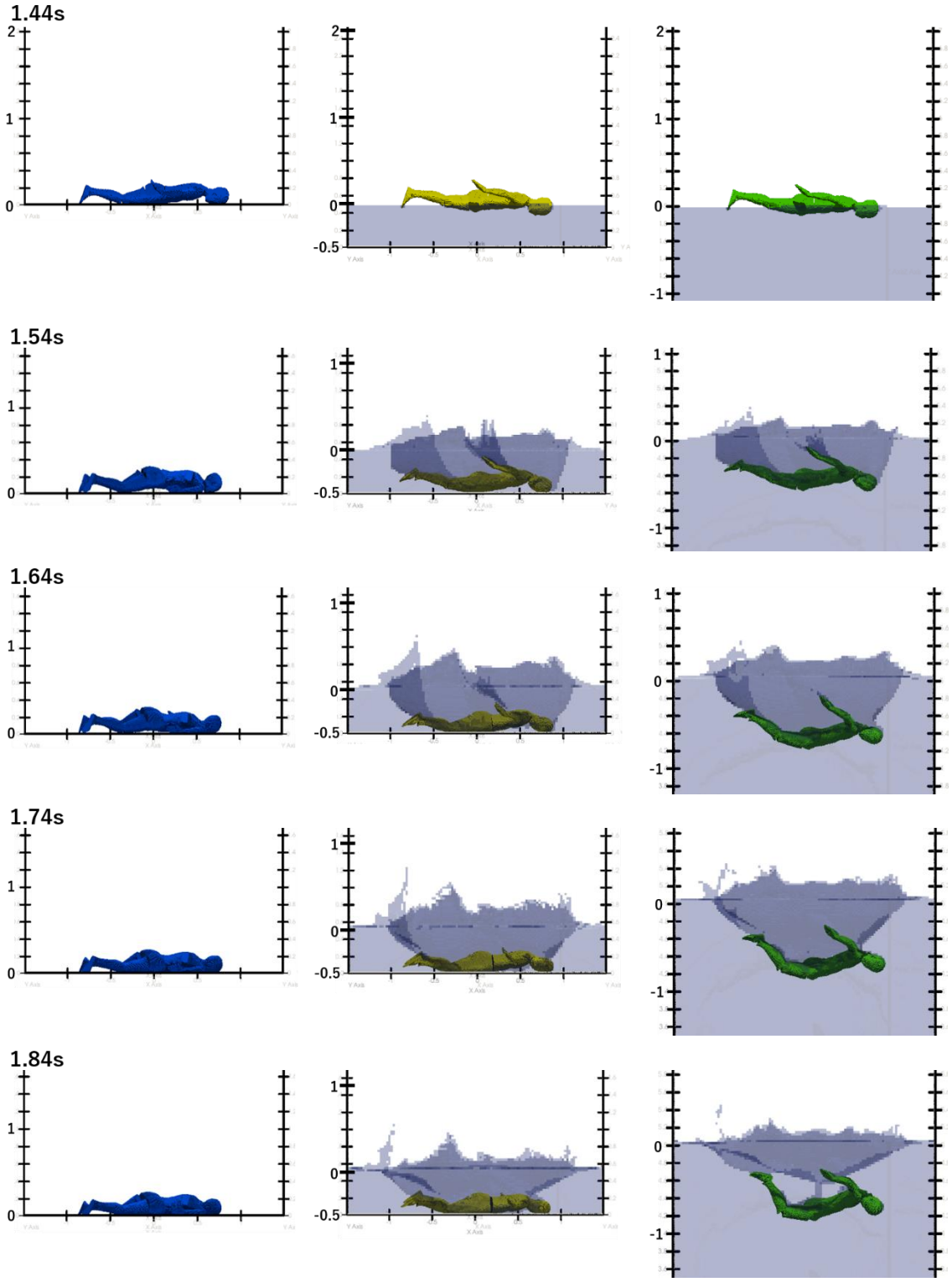
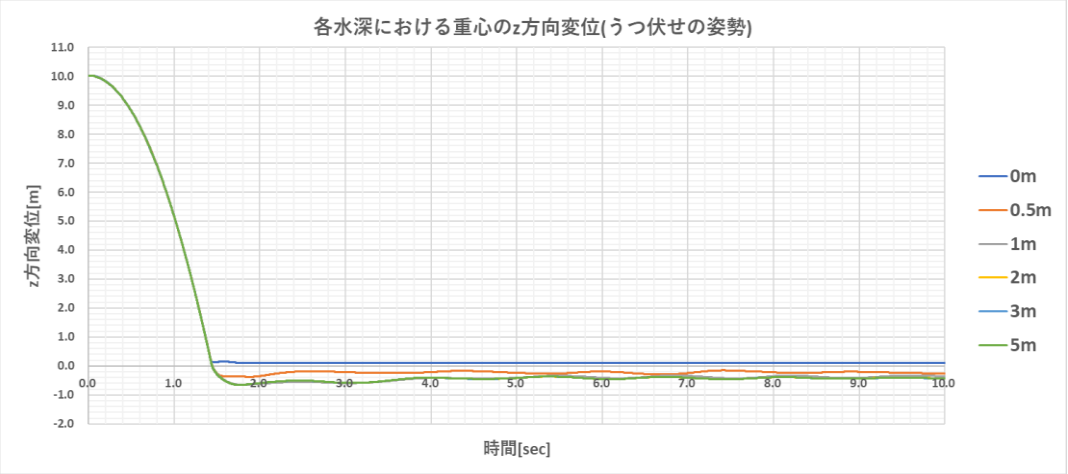
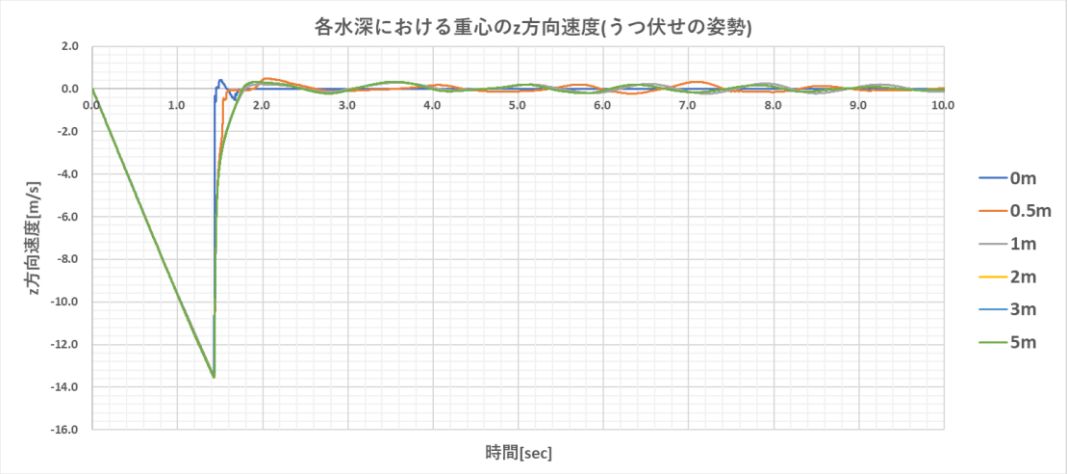


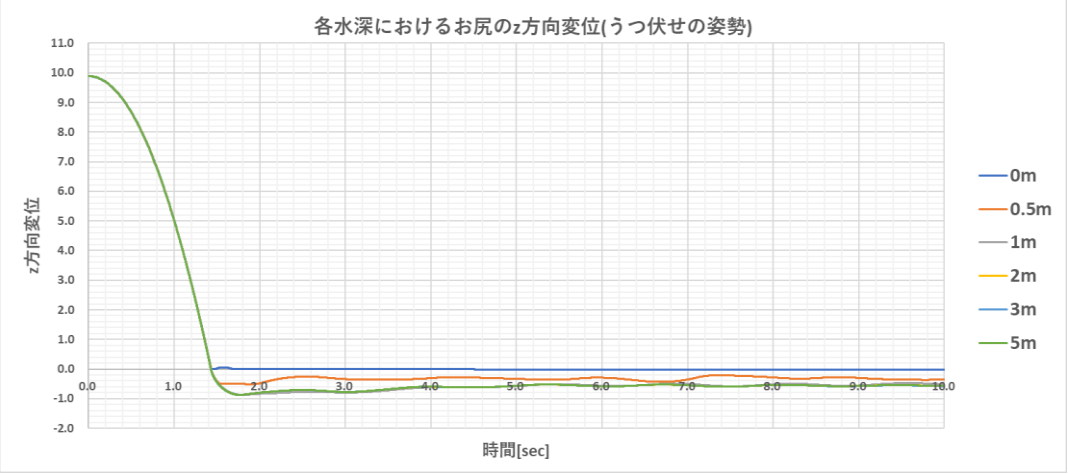
図 3-34　各時刻におけるうつ伏せの姿勢の着水時の様子
（左から水深 0m，0.5m，5m のとき）



(a)

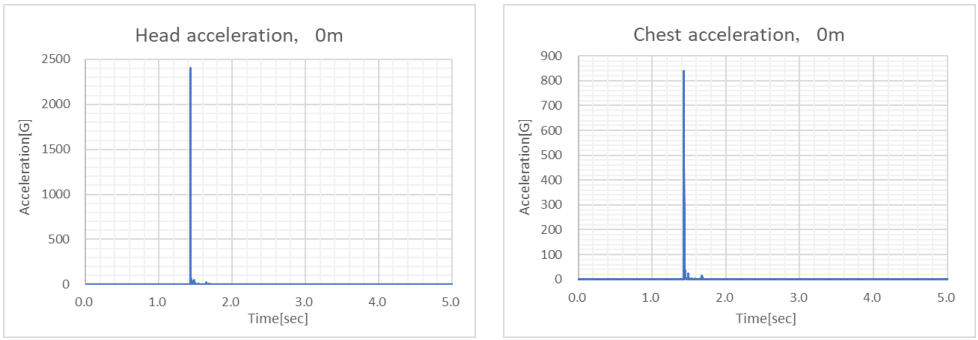


(b)

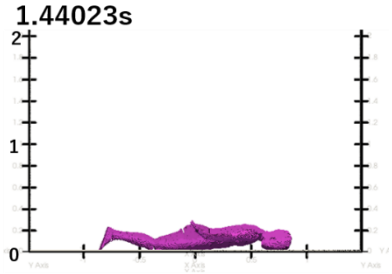


(c)

図 3-35　うつ伏せの姿勢での各水深におけるz方向の変位，速度
（a：重心のz方向変位，b：重心のz方向速度，c：お尻のz方向変位）

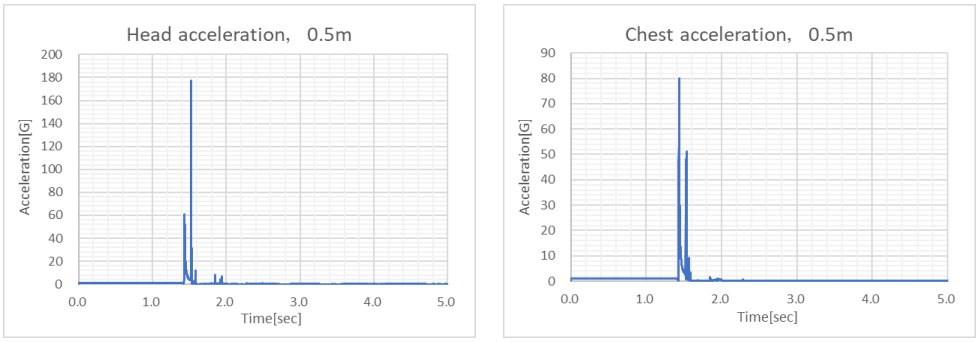


(a) (b)

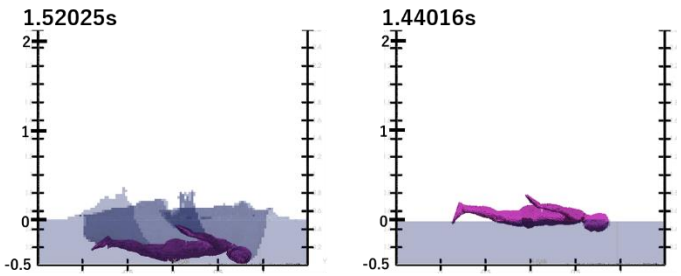


(c)

図 3-36　水深 0m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)

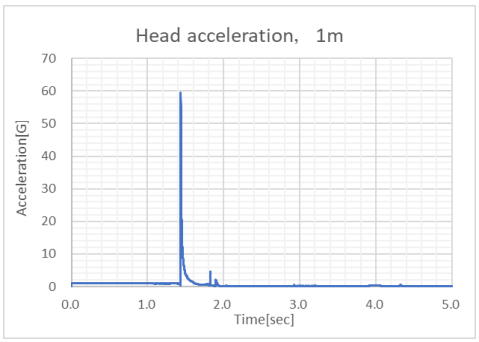


(a) (b)

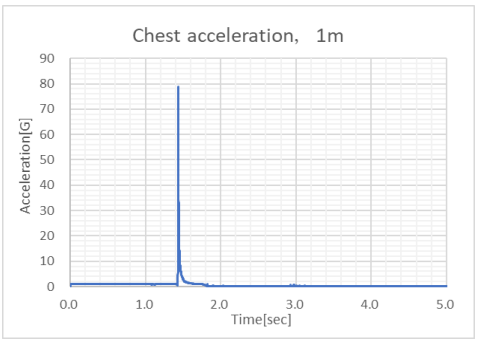


(c)

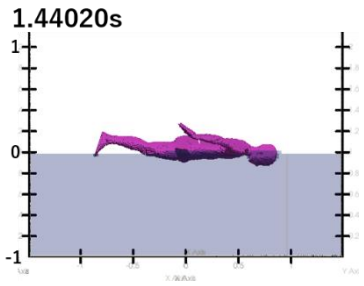
図 3-37　水深 0.5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(左：頭部，右：胸部)(c)



(a)

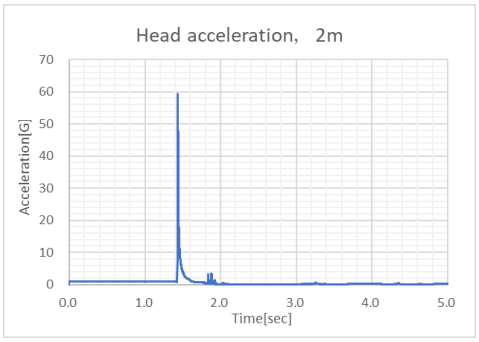


(b)

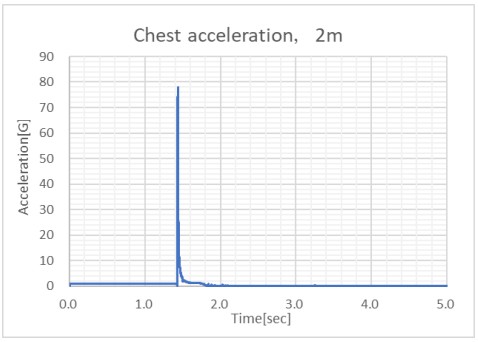


(c)

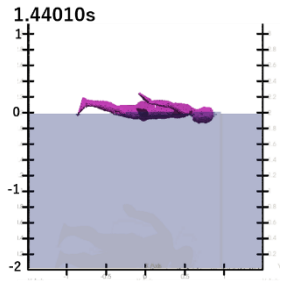
図 3-38　水深 1m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

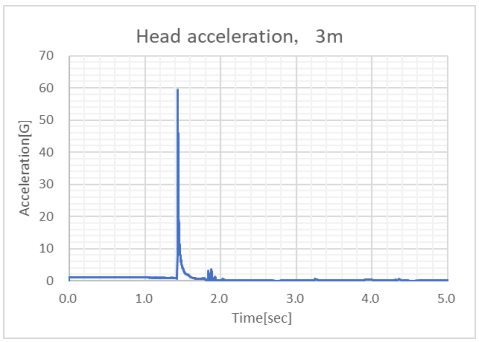


(b)

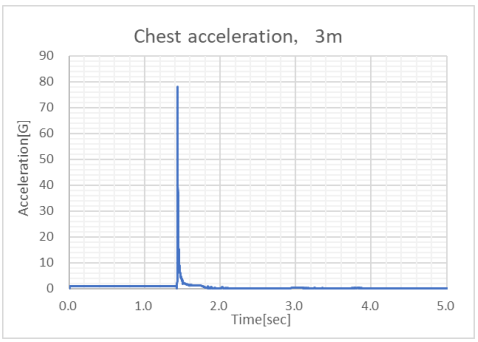


(c)

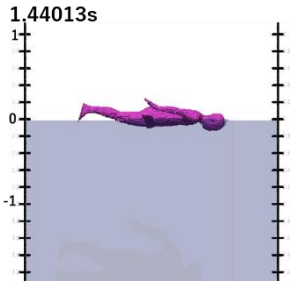
図 3-39　水深 2m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)

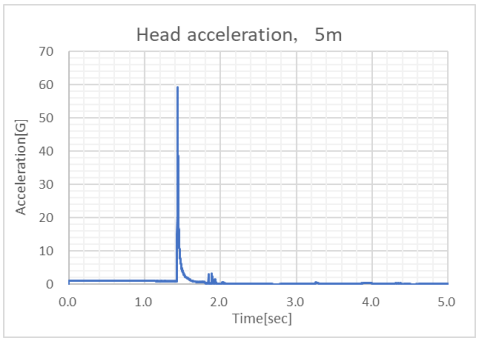


(b)

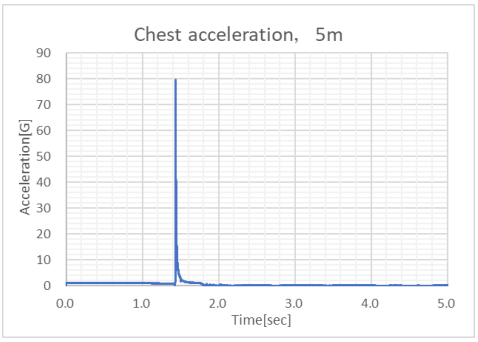


(c)

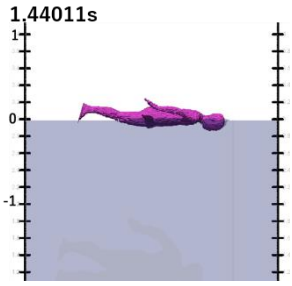
図 3-40　水深 3m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)



(a)



(b)



(c)

図 3-41　水深 5m の時の頭部加速度と時間の関係(a)，胸部加速度と時間の関係(b)
頭部加速度または胸部加速度が最大となる時刻付近の人体の様子(c)

第 4 章　結論

4.1 本研究の結論

本研究では人体が水面へ落下した場合に被る被害リスクを数値シミュレーションモデルにより検討を行った．高さ 10m からの飛び込みを想定し，異なる姿勢と水深の組み合わせで解析を行い，自動車事故の傷害リスク指標を用いて検討を行った．一連の検討の結果得られた主要な結論は以下の通りである．

・頭を下に向け頭から入水した場合は，首と腰を曲げて回転させる動きをし，鉛直方向から水圧を受ける面積がほぼ変わらないので速さの減少度合いが小さく，沈んだ水深は一番大きい．一方，うつ伏せの姿勢で入水した場合は，着水時の衝撃を受ける面積が一番大きいため，速さの減少度合いが大きく，沈んだ水深は一番小さい．立位姿勢で足から入水した場合は，足が広がることによって水圧を受ける面積が大きくなる．そのため，頭を下に向けた姿勢の時ほどは沈まないが，うつ伏せの姿勢よりは水圧を受ける面積は小さいので，この時よりは沈む結果となる．このように姿勢変化によって着水後の人体の挙動が大きく変化し，受ける水圧も大きく変化するする．そのため，沈み具合も大きく変化するといえる．
・足からの入水の場合，水深 2m 未満で水底に衝突する可能性がある．頭部への傷害は水深 0.5m 以上であれば軽度のものですむが, 0.5m 未満であると生存不可能となりえる．胸部への傷害は最大でも 2〜3 本の肋骨が折れる程度で軽度のものですむ．
・頭からの入水の場合，水深 3m 未満で水底に衝突する可能性がある．頭部への傷害は水深 1m 以上であれば軽度のものですむが，水深 0.5m 以下で生存不可能となりえる．胸部への傷害は水深 2m 以上だと軽度のものですむが，水深 1m 以下では生存不可能となりえる．
・胴体からの入水の場合，水深 1m 未満で水底に衝突する可能性がある．頭部への傷害は水深 0.5m 以上であれば軽度のものですむが, 水深 0.5m 未満で生存不可能となりうる．胸部への傷害は水深 0.5m 以上であれば血胸や気胸を伴う 4 本以上の肋骨の骨折といった傷害が起こりうる．さらに水深 0.5m 未満で生存不可能となりえる．

以上を基に，最も傷害リスクの少ない飛び込み姿勢を検討すれば以下のようになる．

・水深 2m 以上ある場合は足から入水するのが一番頭部と胸部への傷害のリスクが少なく飛び込むことができる．
・水深 0.5m 以上 2m 未満でも足から飛び込んだ方が頭部と胸部への傷害リスクは少ない

が水底に衝突する危険性が出てくる．

・さらに水深 0.5m 以下となってくると足から飛び込んだ場合は死亡してしまうリスクが出てくるのでうつ伏せの姿勢で胴体から入水する方が胸部に大怪我を負うものの死亡するリスクをある程度避けることができるようになる．

以上のように水深ごとに飛び込む姿勢を使い分けることで傷害リスクをコントロールし，体に負う怪我を軽減することができる可能性がある．

4.2 今後の課題

本研究は飛び込み姿勢によって人体が被る傷害がどのように変わるかを見るために立位姿勢と頭を下に向けた姿勢とうつ伏せの姿勢といった簡易的な姿勢でシミュレーションを行った．しかし，飛込競技の選手は万歳するときのような姿勢で手から入水している．また，体を丸めて飛び込むといった飛び込み方も考えられる．このように実際に行いうるような飛び込み方においてどのような傷害リスクがあるかということは今後も検討をしていく必要があると考える．さらに予想される傷害リスクに対して対策を考え，講じていくことも今後必要となってくる．

また，今回傷害リスクの評価をするうえで HIC と Ac を用いた．HIC は頭部の並進運動による加速度のみで計算を行う．しかし，頭部の動きとして並進運動の首の付け根を起点とした回転運動がある．脳震盪等の頭部損傷を評価するうえで回転運動による角速度・角加速度も十分考慮すべきことではあるので角速度・角加速度を用いた頭部の回転運動による傷害リスクの検討も行っていく必要がある．Ac の評価においては関節力の影響が大きかったことが多く，その場合は関節力を除いた力を基にした加速度で評価を行った．本来であれば関節を通して伝わった衝撃によって怪我をするといったことは予想されるが，今用いている Ac ではそれを判断するのが難しいため関節力を考慮した検討が十分に行えなかった．関節力も考慮された指標を用いることで胴体の傷害リスクの十分な検討を行っていく必要がある．

さらに，関節力を考慮するうえで今回用いたモデルの関節の可動域に関して議論の余地があると考える．今回のシミュレーションの結果から首が前に勢いよく倒れることによって顎が胴体にぶつかり接触力が発生するといった現象や足が広がりすぎたことによって太ももを表す剛体モデルと腰を表す剛体モデルがつなぎ目となるところでぶつかり接触力が発生するといった挙動が起こっていることがあった．しかし，これらの人体の挙動が実際に起こるかどうかに関して疑問が残るところもある．したがって，実験等を用いてモデルの関節部分の動きの妥当性を評価していく必要がある．

謝辞

本研究は中村恭志准教授の多大なるご指導のもと遂行することができました．研究に関して右も左も分からない中，研究の着想から，研究方法，論文の執筆に至るまで丁寧にご指導いただき，コロナ禍が続く中でも安心して研究に取り組むことができました．心より深く感謝申し上げます．

また，中村・木内研究室の皆様にはゼミを通して新たな着眼点を得るなど，様々なご支援をいただき，感謝いたします．

中村研究室の先輩である殿山俊吾さん，関谷宏紀さんにはシミュレーション方法や結果の出力方法など多くのご助言をいただきました．さらに，富田志歩さんには傷害リスクの評価の方法や解釈の仕方について多くのご助言をいただきました．心より感謝いたします．

最後に学生生活を支えてくださった家族に感謝いたします．