

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

中村 恭志¹・安嶋 大稀²・相澤 敦武³・井上 徹教⁴

¹正会員 博(理) 東京工業大学 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)
E-mail: tnakamur@tse.ens.titech.ac.jp

²非会員 修(工) 東京工業大学 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)

³非会員 学(工) 東京工業大学 総合理工学研究科 環境理工学創造専攻 (〒 226-8502 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259 番)

⁴正会員 博(工) 海上・港湾・航空技術研究所 港湾空港技術研究所 海洋情報・津波研究領域 海洋環境情報研究グループ (〒 239-0826 神奈川県横須賀市長瀬 3-1-1)

混相流解析手法である CIP-CUP 法に人体姿勢解析モデルであるリンクモデルを組み合わせ、人体姿勢の変化と流動を連成する数値流動モデルを開発した。意識消失下の人体姿勢の変化を表現するため、関節角を適切な可動範囲に制限する方法を提案した。矩形形状プールへの人体落下の計算を実施し、開発したモデルにより人体の姿勢変化と流動の相互作用を表現可能なことを確認した。また、単一剛体として人体をモデル化したものと比較した結果、人体の姿勢の変化が溺水過程に影響することを確認した。

Key Words: CIP-CUP scheme, drowning, human body link model, multi-phase flow analysis

1. 序論

2011年の東日本大震災では1万5千人を超える方が亡くなり、死因の9割以上は津波による溺死とされる¹⁾。避難が最重要であるが、次善策として救命胴衣の着用が近年注目され始めており、いくつかの自治体では公共施設への設置が進められつつある。津波にのまれるほとんどの場合、呼吸性アルカローシスにより意識消失状態となる²⁾。救命胴衣は意識消失状態、或いは泳動が困難な患者・高齢者などにとって呼吸確保の有効な手段として期待される。しかし、現在普及している救命胴衣は一般的な水難事故を想定して設計されており、津波特有の速い流速と強い3次元渦を伴う流れでも十分な浮上性能をもつかは検証されていない。

津波の規模など多様な条件を想定して、救命胴衣の津波への有効性を検討するには、流動との相互作用を考慮して人体の移動と姿勢変化を解析できる数値モデルが役立つと考えられる。スポーツ工学分野では関節で接続された複数の剛体により人体を表現するリンクモデルが以前より数値解析に用いられている^{3),4)}。水中における人体モデルには中島らによるSWUM⁵⁾があるが、最適な泳法探索を目的としたもので、流動解析は行われず、人体も入力データとして予め決定された姿勢変化を行うものであり、流動と人体の相互作用を解析できるものではない。そこで本研究では、混相流数値解析法による自由水面を伴う3次元流動解析とリンクモデルを組合せて、流動と人体の相互作用を解

析可能な数値流動モデルを開発することとした。すでに述べたように津波被災時には多くの場合意識を消失していること、また、能動的な泳動がなくても十分な浮上性能を救命胴衣は持たなければならないことから、開発モデルでは人は泳動など能動的な姿勢変化を行わない意識消失状態にあるとした。既往のリンクモデルと同様に人体姿勢の変化は各部位の連結性と関節角に注目して定式化を行った。ただし、意識消失状態を表現するため、関節角を稼働域内に制限しつつも、非定常的な流体からの外力に応じた関節角の変化を計算できるような関節角の新たなモデル化を行った。なお、本論文では救命胴衣のモデル化は行っておらず、開発モデルの基本骨格である流動と人体姿勢の連成解析について計算方法と計算結果を述べる。しかし、開発モデルではボクセルで人体形状を表現することから、救命胴衣着衣時の人体のモデル化は容易に行うことができ、本論文で述べる方法はそのまま救命胴衣着衣時の解析に適用できると考えられる。

2. シミュレーションモデル

(1) 流動計算手法と連成解析の基本的考え方

人体は関節で接続された複数の剛体と仮定し、気体・液体・固体の混相流解析手法である Constrained Interpolation Profile - Combined Unified Procedure (CIP-CUP) 法^{6),7)}によりモデルを開発した。計算格子上の流速 \vec{u} ・圧力 p ・密度 ρ 等の流動解析に加え、固体を剛体と仮定し

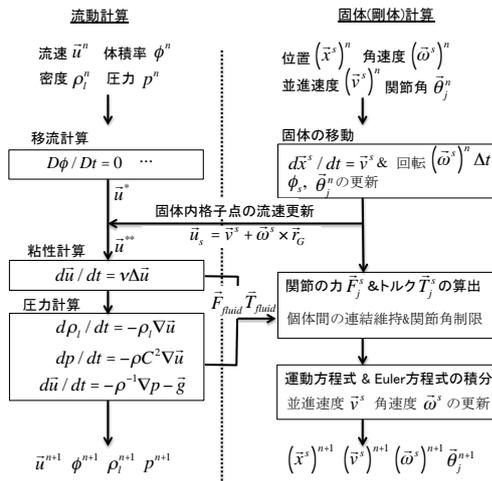


図-1 CIP-CUP 法による固体連成計算の手順

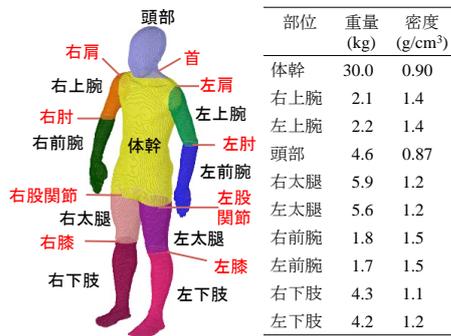


図-2 モデル化を行った人体部位と関節

て並進・回転運動を運動方程式に従い計算する．図-1 に時間ステップごとの計算手順の概略を示す．

固体運動の計算では，流動計算の結果より流体から作用する力 \vec{F}_{fluid} と力のモーメント \vec{T}_{fluid} を各時刻で算出し，それらを外力として剛体の運動方程式を解く．固体のボクセルを計算格子点上に割り振り固体の体積占有率 ϕ_s を格子点上で求めたのち，固体の存在領域について以下のように圧力と粘性の体積力を足し合わせて算出する．

$$\vec{F}_{fluid} = \sum_{\text{全格子点}} (\nabla p + \vec{\tau}) \phi_s \Delta V \quad (1)$$

$$\vec{T}_{fluid} = \sum_{\text{全格子点}} \vec{r}_G \times (\nabla p + \vec{\tau}) \phi_s \Delta V \quad (2)$$

ここで \vec{r}_G は固体重心から格子点への相対座標， ΔV は計算セル体積 $\Delta V = \Delta x \Delta y \Delta z$ ， $\vec{\tau}$ は粘性力 $\vec{\tau} = \rho \nu \Delta \vec{u}$ ， ν は粘性係数， ρ は密度の各物質相の体積平均である．

計算格子上的流動解析では，流速 \vec{u} ，圧力 p ，空気と水の密度 ρ_a, ρ_w ，および空気の体積占有率 ϕ を以下の方程式に従い計算する．

$$\frac{D\vec{u}}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \Delta \vec{u} - \vec{g} \quad (3)$$

$$\frac{D\rho_l}{Dt} = -\rho_l (\nabla \cdot \vec{u}) \quad (l = a, w) \quad (4)$$

$$\frac{Dp}{Dt} = -C^2 \rho (\nabla \cdot \vec{u}) \quad (5)$$

$$\frac{D\phi}{Dt} = 0 \quad (6)$$

\vec{g} は重力加速度， C は音速の各物質相の体積平均である．実質微分 D/Dt は流速 \vec{u} を用いて評価する．時間分割の考えに従い，式 (3)～(6) を移流，粘性，圧力の物理過程ごとに分割し，順次計算を行う (図-1)．固体運動から流動への影響は，各時間ステップにおいて流速を以下のように修正し考慮する．

$$\vec{u}^{**} = (1 - \phi_s) \vec{u}^* + \phi_s \vec{u}_s \quad (7)$$

\vec{u}^* は移流計算の結果， \vec{u}^{**} は修正後の流速， \vec{u}_s は剛体の並進速度 \vec{v} と角速度 $\vec{\omega}$ から算出される個体内部の速度 $\vec{u}_s = \vec{v} + \vec{\omega} \times \vec{r}_G$ である．個体のみが存在する格子点 ($\phi_s = 1$) では流速は固体速度に一致し，流体と固体が混在する格子点 ($0 < \phi_s < 1$) では固体が占める体積の割合 (ϕ_s) だけ流速が固体速度 \vec{u}_s と一致することを式 (7) は意味しており，流体-固体間に nonslip 条件を課すことに相当する⁸⁾． \vec{u}^{**} を用いて粘性と圧力の計算を行い次時刻の \vec{u}^{n+1} ， p^{n+1} が求められる．

圧力の計算では式 (5) を固体の存在領域でも成り立つと仮定し，固体を含む全領域で連続な圧力 p^{n+1} が計算される⁸⁾．固体内部において $\nabla \cdot \vec{u}$ は体積ひずみ速度を表すから， $C^2 \rho$ を体積弾性率 K ， p を直応力成分と見なせば，式 (5) は等方弾性体における直応力とひずみの関係式と一致する．つまり，式 (5) を固体の領域に適用することは，流体と固体の境界で固体の直応力と連続となるよう流体の圧力が計算されることを意味しており，流体-固体境界面において成立つ「流体からの力 (圧力) と固体からの力 (応力) が釣り合う」という力学的条件を近似的に満足するよう圧力が計算されることになる．ただし，本来は流体の圧力はせん断力まで含む固体応力と釣り合うはずであり，大きなせん断応力が発生する問題に以上の方法は適用できない．その一方，本研究のように固体を剛体と仮定した解析では，以上の方法で流体から固体への流体抵抗が良好に再現されることが一様流中の剛体球の検証計算から報告されている⁸⁾．なお，本研究では人体は硬い剛体であるとしアクリルの体積弾性率 $K = 7.5 \times 10^9 \text{Pa}$ を用いた．

(2) 人体の姿勢変化のモデル化

a) 人体の表現方法

人体は複数の剛体から構成されるとし，図-2 黒字に示す計 10 部位と，図-2 赤字に示す計 9 関節を考慮することとした．独立行政法人産業技術総合研究所による数値人体データベース⁹⁾ (成人男性，データ ID F020，23 歳，身長 168cm，体重 61.4kg) から，一辺 5mm の立方体ボクセルの集合として各部位の形状データを作成

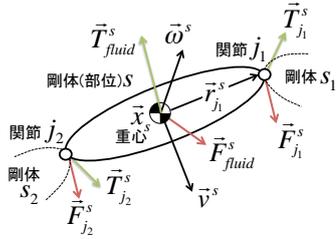


図-3 剛体 s に加わる力とトルク

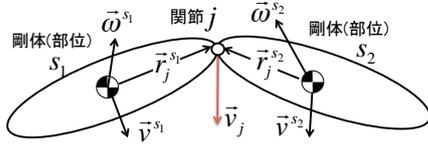


図-4 関節 j で接続される剛体 s_1, s_2

した．密度は各部位で一様とし，体重に対する標準的な重量率¹⁰⁾ から各部位の重さを求め，それを形状データによる体積で割って各部位の密度とした．本論文では救命胴衣のモデル化は行っていないが，ボクセルにより自由な形状を表現でき，ボクセルごとに密度を変化させられることから，救命胴衣を加えた形状データとして体幹をモデル化することで救命胴衣着用時の解析は実現可能であると考えている．

b) 人体各部位の運動方程式

リンクモデル^{3),4)} を元に各部位の運動について定式化を行った．剛体 s が関節 j により他の剛体と接続されているとき (図-3)，剛体 s の並進速度 \vec{v}^s と角速度 $\vec{\omega}^s = (\omega_1^s, \omega_2^s, \omega_3^s)$ の運動方程式と Euler 方程式が以下のように与えられる．

$$M^s \frac{d\vec{v}^s}{dt} = \vec{F}_{fluid}^s + \sum_{j=s \text{ 上}} \vec{F}_j^s - M^s \vec{g} \quad (8)$$

$$I_\lambda^s \frac{d\omega_\lambda^s}{dt} = B_\lambda^s + \vec{e}_\lambda^s \cdot \{ \vec{T}_{fluid}^s + \sum_{j=s \text{ 上}} (\vec{r}_j^s \times \vec{F}_j^s + \vec{T}_j^s) \} \quad (\lambda = 1, 2, 3) \quad (9)$$

ここで \sum は剛体 s に接続する全関節についての和を表し， M^s :質量， I_λ^s :主慣性モーメント， \vec{e}_λ^s :慣性主軸系基底ベクトル， $B_1^s = -(I_3^s - I_2^s)\omega_3^s\omega_2^s$ ， $B_2^s = -(I_1^s - I_3^s)\omega_1^s\omega_3^s$ ， $B_3^s = -(I_2^s - I_1^s)\omega_2^s\omega_1^s$ ， \vec{r}_j^s :重心から関節 j への位置ベクトルである． \vec{F}_j^s と \vec{T}_j^s は関節 j により剛体 s に加わる力とトルクである．各時間ステップでは後述の方法で \vec{F}_j^s と \vec{T}_j^s を求めた後，式 (8) と式 (9) を Euler 法で積分し時間 Δt 後の $\vec{v}^s, \vec{\omega}^s$ を求める．

c) 関節のモデル化

従来のリンクモデル^{3),4)} と同様に各部位の連結性と関節角に着目することで \vec{F}_j^s と \vec{T}_j^s は決定される．図-4 のように関節 j で剛体 s_1 と s_2 が連結しつづけるには，関

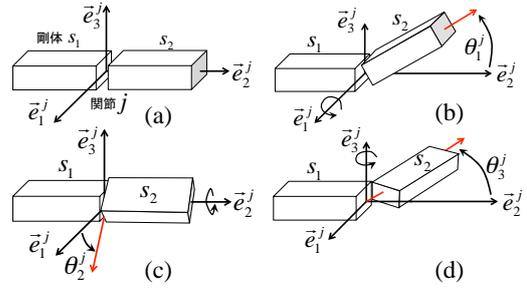


図-5 関節角 (Euler 角) の定義

節 j の移動速度 \vec{v}_j が s_1 と s_2 で同じであれば良い．

$$\vec{v}_j = \vec{v}^{s_1} + \vec{\omega}^{s_1} \times \vec{r}_j^{s_1} = \vec{v}^{s_2} + \vec{\omega}^{s_2} \times \vec{r}_j^{s_2} \quad (10)$$

上式の時間微分を取り，式 (8) と式 (9) を代入すれば以下の連結条件式を得る^{3),4)}．

$$\begin{aligned} & \sum_{k=s_2 \text{ 上}} \left[\frac{\vec{F}_k^{s_2}}{M^{s_2}} + \sum_{\gamma=1}^3 \vec{t}_{j\gamma}^{s_2} \{ I_\gamma^{s_2} \vec{F}_k^{s_2} \cdot \vec{t}_{k\gamma}^{s_2} + \vec{e}_\gamma^{s_2} \cdot \vec{T}_k^{s_2} \} \right] \\ & + \frac{\vec{F}_{fluid}^{s_2}}{M^{s_2}} + \sum_{\gamma=1}^3 \vec{t}_{j\gamma}^{s_2} (B_\gamma^{s_2} + \vec{e}_\gamma^{s_2} \cdot \vec{T}_{fluid}^{s_2}) \\ & = \sum_{k=s_1 \text{ 上}} \left[\frac{\vec{F}_k^{s_1}}{M^{s_1}} + \sum_{\gamma=1}^3 \vec{t}_{j\gamma}^{s_1} \{ I_\gamma^{s_1} \vec{F}_k^{s_1} \cdot \vec{t}_{k\gamma}^{s_1} + \vec{e}_\gamma^{s_1} \cdot \vec{T}_k^{s_1} \} \right] \\ & + \frac{\vec{F}_{fluid}^{s_1}}{M^{s_1}} + \sum_{\gamma=1}^3 \vec{t}_{j\gamma}^{s_1} (B_\gamma^{s_1} + \vec{e}_\gamma^{s_1} \cdot \vec{T}_{fluid}^{s_1}) \end{aligned} \quad (11)$$

ここで $\vec{t}_{j\gamma}^s = (\vec{e}_\gamma^s \times \vec{r}_j^s) / I_\gamma^s$ である．

骨の形状などから関節の角度 (関節角) には曲がることのできる範囲 (可動域) がある．図-5 (a) のように関節 j で剛体 s_1 に固定された座標軸 ($\vec{e}_1^j, \vec{e}_2^j, \vec{e}_3^j$) を考え，図-5 (b) ~ (d) のように各軸を中心軸とする回転角 (Euler 角) を θ_λ^j ($\lambda = 1, 2, 3$) とすれば，角加速度 $\ddot{\theta}_\lambda^j$ は式 (8) と式 (9) から以下ようになる．

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_\lambda^j &= \sum_{\gamma=1}^3 \{ p_{j\gamma\lambda}^{s_2} \sum_{k=s_2 \text{ 上}} (\vec{t}_{k\gamma}^{s_2} \cdot \vec{F}_k^{s_2} + \frac{1}{I_\gamma^{s_2}} \vec{e}_\gamma^{s_2} \cdot \vec{T}_k^{s_2}) \} \\ & - \sum_{\gamma=1}^3 \{ p_{j\gamma\lambda}^{s_1} \sum_{k=s_1 \text{ 上}} (\vec{t}_{k\gamma}^{s_1} \cdot \vec{F}_k^{s_1} + \frac{1}{I_\gamma^{s_1}} \vec{e}_\gamma^{s_1} \cdot \vec{T}_k^{s_1}) \} \\ & + \sum_{\gamma=1}^3 \frac{p_{j\gamma\lambda}^{s_2}}{I_\gamma^{s_2}} (B_\gamma^{s_2} + \vec{e}_\gamma^{s_2} \cdot \vec{T}_{fluid}^{s_2}) \\ & - \sum_{\gamma=1}^3 \frac{p_{j\gamma\lambda}^{s_1}}{I_\gamma^{s_1}} (B_\gamma^{s_1} + \vec{e}_\gamma^{s_1} \cdot \vec{T}_{fluid}^{s_1}) + \Theta_\lambda^j \end{aligned} \quad (12)$$

$p_{j\gamma\lambda}^s$ および Θ_λ^j は付録 I に示す定数である．上式はスポーツ工学におけるリンクモデル^{3),4),5)} でも用いられているが，それらではあらかじめ想定した人の姿勢変化から $\ddot{\theta}_\lambda^j$ を決定し，それを入力データとして式 (12) が解かれる．本研究で対象とする意識消失状態では人は特定の姿勢変化を能動的に行わず予め $\ddot{\theta}_\lambda^j$ を決定できないが，外力により受動的に関節角が変化する場合，可動

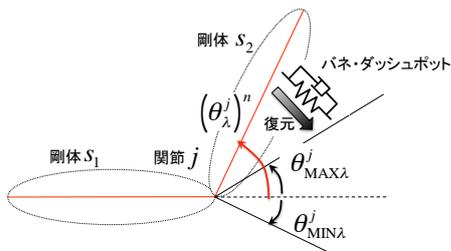


図-6 関節可動域の制限

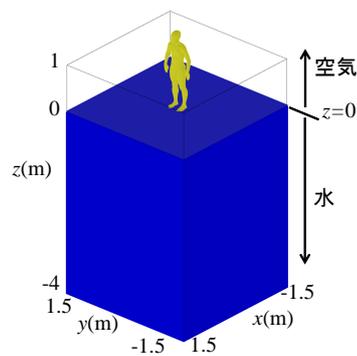


図-7 計算領域

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から確かめられている¹¹⁾。そこで、可動域が $\theta_{\text{MIN}\lambda}^j < \theta_{\lambda}^j < \theta_{\text{MAX}\lambda}^j$ であるとき、各時間ステップにおける関節角 $(\theta_{\lambda}^j)^n$ に応じて以下のように式(12)を解くこととした。

① 可動域内の場合、 $(\theta_{\lambda}^j)^n$ の変化を妨げる $\vec{T}_j^{s_1}$ は発生しないと考え、 $(\theta_{\lambda}^j)^n$ への $\vec{T}_j^{s_2}$ の寄与が零であるとする。式(12)から $\vec{T}_j^{s_2}$ の項を抜き出すことで以下の条件式を得る。

$$\sum_{\gamma=1}^3 \left(\frac{p_{j\gamma\lambda}^{s_2}}{I_{\gamma}^{s_2}} \vec{e}_{\gamma}^{s_2} \cdot \vec{T}_j^{s_2} - \frac{p_{j\gamma\lambda}^{s_1}}{I_{\gamma}^{s_1}} \vec{e}_{\gamma}^{s_1} \cdot \vec{T}_j^{s_1} \right) = 0 \quad (13)$$

② 可動域外に達した場合、図-6のように可動域内に θ_{λ}^j が戻るような復元力として、バネ・ダッシュポットによる加速度が関節角に生じるようトルクを発生させる。

$$\ddot{\theta}_{\lambda}^j = -\kappa((\theta_{\lambda}^j)^n - \theta_{\text{limit}}) - c_d(\dot{\theta}_{\lambda}^j)^n \quad (14)$$

ここで θ_{limit} は $\theta_{\text{MAX}\lambda}^j$ と $\theta_{\text{MIN}\lambda}^j$ のいずれかである。定数 κ と c_d は時間刻み幅 Δt を時定数とする臨界減衰となるよう決定する。式(14)の左辺に式(12)を代入すれば $\vec{T}_j^{s_2}$ を頭を含む条件式が導出される。式(11),(13),(14)と、作用・反作用の関係式

$$\vec{F}_j^{s_1} = -\vec{F}_j^{s_2}, \quad \vec{T}_j^{s_1} = -\vec{T}_j^{s_2} \quad (15)$$

を連立して解けば、全関節における $\vec{F}_j^{s_1}$ と $\vec{T}_j^{s_1}$ が決定される。関節可動域は文献¹²⁾を参考に代表的なものを設定した。なお、開発モデルを意識消失下になく能動的な運動を行う場合に適用するには、運動に伴う関節角変化 $\dot{\theta}_{\lambda}^j$ を入力データとして用意し、式(13),(14)に代え式(12)を解けば良い。しかし、現時点では人がどのようにもがき、泳動しようとするかの知見はなく、今後の課題として残されている。

3. 計算結果

a) 計算条件

矩形形状プールへの人体落下にモデルを適用した。計算領域は図-7のように高さ5mの直方体とし、側面と底面は壁面境界とする。計算開始時には水面は $z = 0$ で一様とし $\vec{u} = 0$ とする。人体は水面に足裏を接した直立姿勢を初期条件とし、重力により水中へ落下する。関節

のモデル化の有無による差異を検討するため、関節をモデル化した計算(以降、関節あり)と、関節を考慮せず人体を一つの剛体とした計算(関節なし)を行った。等間隔直交格子を使用し、水平方向は $\Delta x = \Delta y = 3\text{cm}$ 、鉛直方向は $\Delta z = 4\text{cm}$ の格子幅とした。密度、粘性係数及び音速は、水は海水(35psu)に相当する $1.035 \times 10^3\text{kg/m}^3, 1.01 \times 10^{-6}\text{m}^2/\text{s}, 1480\text{m/s}$ を、空気は20の標準値として $1.3\text{kg/m}^3, 1.49 \times 10^{-5}\text{m}^2/\text{s}, 331\text{m/s}$ とした。人体の平均密度 ($1.0 \times 10^3\text{kg/m}^3$) に比べ水は重たく、水中の人体には浮力が生じる。平衡状態となる15秒後まで計算し、時間刻み幅 Δt は CFL 数が0.5以下、かつ Δt 間での関節角 θ_j の変化が0.1rad以下となるようにした。

b) 計算結果

図-8に計算結果を示す。人体周辺を拡大し、水面を青色で、 $y = 0$ 断面での流速をベクトルで示した。水面は $\phi = 0.5$ の等値面とした。計算開始後重力により加速され水中へ落下するが、水の抵抗により徐々に減速する。約1.5秒後に最も深い地点に到達したのち、浮力により上昇に転じ約2.5秒後には水面に再浮上する。その後揺動しつつ定常状態に至る。関節なしの場合には直立姿勢のまま水中へ貫入して比較的深くまで達する。一方、関節ありの場合、足や手を周辺に広げつつ水中で転回するなど複雑な姿勢変化を生じており、関節なしの場合と大きく異なっている。関節ありの場合について計算終了時に水面上に位置する人体重量を見積もったところ0.74kgとなり、水面下体積からアルキメデスの原理により計算した理論値(0.82kg)との誤差は0.08kgと小さく、開発モデルで浮力の評価が良好に行われていることが確認できる。また、この水面上重量の誤差は、成人用救命胴衣の典型的性能である浮力7.5kgに対し十分小さいことから、開発モデルの適用を予定している救命胴衣の浮上性能評価に十分な能力を有していると推察される。図-9には左肘関節の伸展・屈曲方向の角度 θ の変化を示す。式(14)のモデル化により関節角が設定された可動域 $\theta_{\text{MAX}}, \theta_{\text{MIN}}$ 内に制限さ

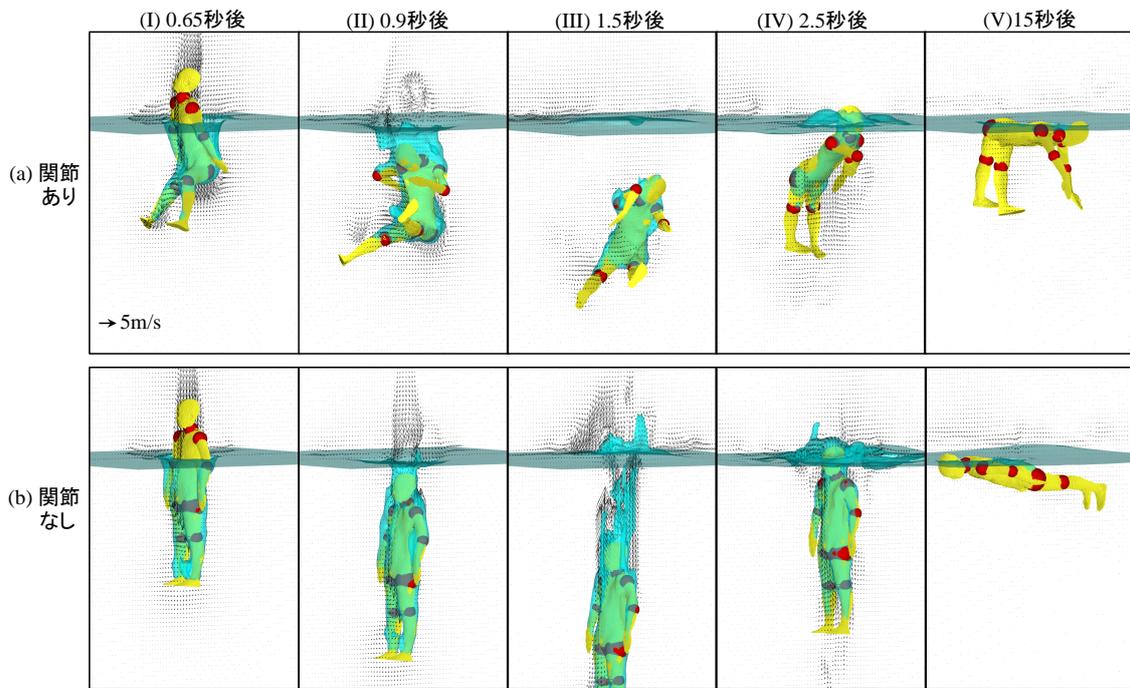


図-8 人体の姿勢変化の計算結果．(a) 関節あり，(b) 関節なしの場合を示し，赤い球で関節位置を示す

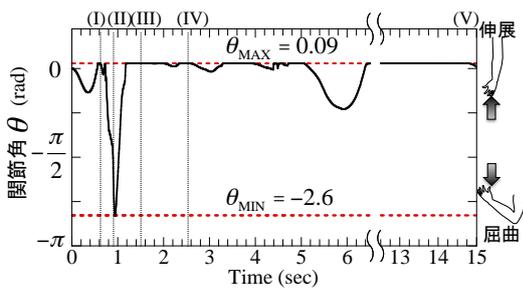


図-9 左肘関節角の変化 ((I) - (V) は図-9 の時刻)

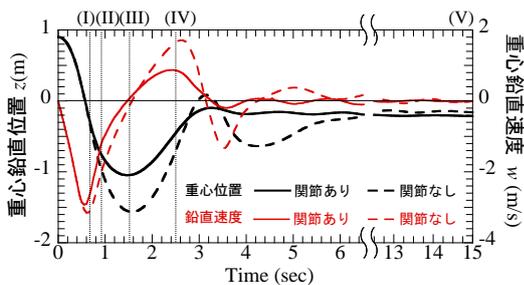


図-10 人体重心の鉛直位置・速度の計算結果

れていることが確認できる。

図-10に全身の重心の鉛直位置の時間変化を示す。関節の有無に関わらず約1.5秒後に最も深い場所に到達するが、その水深は関節ありでは関節なしに比べ約50cm浅い。図-11には最深点に到達するまでに、人体に作用した外力(流体力 \vec{F}_{fluid} と重力の和)の鉛直成分の時間変化を示す。関節なしに比べ関節ありでは全身に作用する力は上向き方向に増加しており、これが関節ありの場合に到達水深が浅くなった原因と考えられる。部

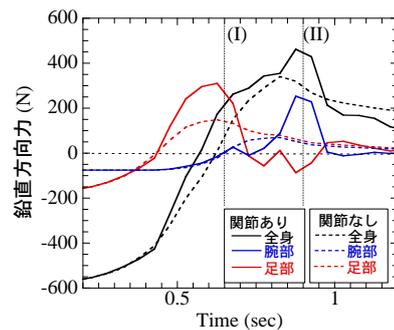


図-11 水中への落下時に人体に働く外力(流体力 + 重力)の鉛直成分

位別の内訳をみてみると、図-8(a)に示すように「股関節が屈曲し足が水平方向へ伸びる時期(I)」と「腕が体幹から離れ周辺へ広がる時期(II)」に、足部(左右の太腿と下肢)と腕部(左右の上腕と前腕)への力が関節なしに比べ増加している。これは足や腕が周辺に伸びて増加した人体の鉛直断面積により流体抵抗が大きくなったためであり、関節をモデル化することで人体姿勢に応じた流体力の変化が表現されている。また、計算終了時における水面上に露出した頭部の水面からの最大高さは、関節ありの場合に2.2cmである一方、関節なしでは5.5cmとより大きく露出する結果となった。これは図-8(b)の(V)に示すように、関節なしでは棒状の剛体のように重い脚部が沈むと逆側の頭部が相対的に高くなるためであり、呼吸確保に大きな要因となる水面上への露出は関節のモデル化の有無により異なることがわかる。

4. 結論

リンクモデルと混相流解析モデルを組合せ、意識消失下の人体と流動の連成数値解析モデルを新たに開発した。計算結果では人体の姿勢変化の考慮の有無により沈降する最大水深などが異なることが示され、関節の存在とそれによる姿勢変化が溺水過程に一定の影響を及ぼすことが示唆された。開発モデルが静的な浮力を良好に評価できることを確認し、人体の姿勢変化に応じて流体力が定性的には妥当な変化を示すことが確認された一方、流動と人体姿勢の再現性についての定量的な検証には至らず、今後の課題として残されている。筆者らは擬似的な津波を発生できる大型水路で等身大ダミー人形を用いた実験を予定している。その実験結果を元に上記再現性の定量的評価を行うとともに、救命胴衣の有効性の評価に開発モデルを適用していく予定である。

謝辞: JSPS 科研費 JP16H03147 の助成を受け本研究は実施された。

付録 I

$$\begin{pmatrix} p_{j\gamma 1}^s \\ p_{j\gamma 2}^s \\ p_{j\gamma 3}^s \end{pmatrix} = \vec{p}_{j\gamma}^s = \mathbf{R}_j \begin{pmatrix} \vec{e}_\gamma^s \cdot \vec{e}_1^j \\ \vec{e}_\gamma^s \cdot \vec{e}_2^j \\ \vec{e}_\gamma^s \cdot \vec{e}_3^j \end{pmatrix} \quad (\text{I.1})$$

$$\begin{pmatrix} \Theta_1^j \\ \Theta_2^j \\ \Theta_3^j \end{pmatrix} = \vec{C}^j + \vec{W}^j + \sum_{\gamma=1}^3 \left(\frac{B_\gamma^{s2}}{I_\gamma^{s2}} \vec{p}_{j\gamma}^{s2} - \frac{B_\gamma^{s1}}{I_\gamma^{s1}} \vec{p}_{j\gamma}^{s1} \right) \quad (\text{I.2})$$

$$\mathbf{R}_j = \begin{pmatrix} \tan \theta_2^j \cos \theta_3^j & \tan \theta_2^j \sin \theta_3^j & 1 \\ -\sin \theta_3^j & \cos \theta_3^j & 0 \\ \cos \theta_3^j / \cos \theta_2^j & \sin \theta_3^j / \cos \theta_2^j & 0 \end{pmatrix} \quad (\text{I.3})$$

$$\vec{W}^j = \mathbf{R}_j \begin{pmatrix} \vec{\omega}_F^{s1} \cdot (\vec{\omega}_F^{s2} \times \vec{e}_1^j) \\ \vec{\omega}_F^{s1} \cdot (\vec{\omega}_F^{s2} \times \vec{e}_2^j) \\ \vec{\omega}_F^{s1} \cdot (\vec{\omega}_F^{s2} \times \vec{e}_3^j) \end{pmatrix} \quad (\text{I.4})$$

$$\vec{C}^j = \begin{pmatrix} a_1 a_2 + a_1 a_3 \sin \theta_2^j \cos \theta_2^j \\ -a_2 a_3 \cos^2 \theta_2^j \\ a_1 a_2 \sin \theta_2^j + a_1 a_3 \cos \theta_2^j \end{pmatrix} \quad (\text{I.5})$$

$$a_1 = -(\omega_1^{s2} - \omega_1^{s1}) \sin \theta_3^j + (\omega_2^{s2} - \omega_2^{s1}) \cos \theta_3^j \quad (\text{I.6})$$

$$a_2 = (\omega_1^{s2} - \omega_1^{s1}) \cos \theta_3^j + (\omega_2^{s2} - \omega_2^{s1}) \sin \theta_3^j \quad (\text{I.7})$$

$$a_3 = a_2 \tan \theta_2^j + (\omega_3^{s2} - \omega_3^{s1}) \quad (\text{I.8})$$

$$\vec{\omega}_F^s = \omega_1^s \vec{e}_1^s + \omega_2^s \vec{e}_2^s + \omega_3^s \vec{e}_3^s \quad (\text{I.9})$$

参考文献

- 1) 内閣府: 平成 23 年度防災白書, 2011.
- 2) ゴードン・ピースプレヒト, ジェームズ・ウィルカーソン: 低体温症と凍傷 第 2 版, 栗栖茜訳, 海山社, 2014.
- 3) Dapena, J.: Simulation of modified human airborne movements, *J. Biomechanics*, Vol.14, pp.81-89, 1981.
- 4) 藤井範久, 阿江道良, 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.
- 5) 中島 求, 佐藤 憲, 三浦 康郁: 全身の剛体力学と非定常流体力を考慮した水泳人体シミュレーションモデルの開発, 日本機械学会論文集 B 編, Vol.71, No.705, pp.1361-1369, 2005.
- 6) Yabe, T. and Wang, P.Y.: Unified numerical procedure for compressible and incompressible fluid, *J. Phys. Soc. Japan*, Vol.60, pp.2105-2108, 1991.
- 7) 矢部孝, 内海隆行, 尾形陽一: CIP 法, 森北出版, pp.159-164, 2003.
- 8) Xiao, F.: A computational model for suspended large rigid bodies in 3D unsteady viscous flows, *J. Comput. Phys.*, Vol.155, pp.348-279, 1999.
- 9) 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.
- 10) 小原二郎: 人間工学からの発想, 講談社, 1982.
- 11) 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.
- 12) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 第 6 版, 医歯薬出版, 2016.

(2016. 9. 30 受付)

DEVELOPMENT OF A THREE-DIMENSIONAL FLUID-HUMAN COUPLED NUMERICAL SIMULATION MODEL TOWARD A DROWNING PREVENTION

Takashi NAKAMURA, Daiki AJIMA, Taketoshi AIZAWA and Tetsunori INOUE

Toward a numerical analysis of a drowning process in a water flow, a new numerical flow simulator solving a fluid dynamics and human body motion is developed. The CIP-CUP scheme for a multi-phase flow and the link model for a human body motion are combined. While a human body is modeled as a group of solid bodies, in order to represent a fainting human's motion, a new technique to limit the angle between connected two solids is proposed. The present model is applied to a human drowning in a rectangular pool. The calculation result shows that the present model enables a qualitatively reasonable interactions between human body motion and fluid flow.