

障害物を持つ水路での流れによる人体輸送の数値計算

Numerical Simulation of Transportation of Human Body Swept by Water Flow in the Channel with Obstacle

- 殿山 俊吾, 東工大, 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259 番, tonoyama.s.aa@m.titech.ac.jp
 中村 恭志, 東工大, 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259 番, tnakamur@tse.ens.titech.ac.jp
 井上 徹教, 港空研, 神奈川県横須賀市長瀬 3-1-1, inouet@ipc.pari.go.jp
 Shungo Tonoyama, Tokyo Insititute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori, Yokohama, Japan
 Takashi Nakamura, Tokyo Insititute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori, Yokohama, Japan
 Tetsunori Inoue, Port and Airport Research Institute, 3-1-1 Nagase, Yokosuka, Japan

To understand the transport process of victims of water accidents, a series of numerical analysis of transport of human bodies submerged in water channel were conducted. The DRowing hUman model (DRUM) was applied to solve water flow and human body movement. The results calculated in the flat channel suggest that the final transport speed of the human body is approximately given by 85% of the flow velocity. After a flat channel simulation, a series of different flow velocity were simulated in a channel with a barrier and many obstacles. When the height of the barrier was close to the thickness of the human body, it was possible to transport the human body in getting over the barrier, even at speeds commonly found in rivers. Furthermore, it was found that the human body may be trapped in a vortex generated downstream of the barrier. If the obstacles were distributed, the vortex could not grow and the human body was not trapped.

1. 序論

自然災害の多い我が国では水難事故は毎年 1000 件以上起きている。死者行方不明者は毎年 600 名を超える。中でも河川における事故は毎年 200 名近くの被害者を出すなど、水難事故が頻発する水位の一つである。河川での水難事故の特徴の一つに、被害者の捜索に非常に時間が掛かることがある。水難事故の犠牲者は、水没時にパニック状態に陥り直立体位となる、速い水流に吞まれる、などが原因で多くの場合自発的泳動を行うことは困難であり、溺水後体全体が沈み始め心肺停止の状態となり水底面上まで沈む⁽¹⁾⁽²⁾。その後ガスが発生し水面に浮上するまでの約数週間の間、水難事故犠牲者は水底面上を水流により流されてしまう⁽³⁾。そのため、河川での捜索は広範囲において試行錯誤的に行うことが必要とされ、救助、発見に多くの時間が費やされてしまう。

人体に対し、水中での人体の移動速度と流速との関係や河床地形が与える影響を定量的に求めることができれば、捜索を行う際に事故発生時の状況をもとに人体の位置を推測することが可能となり、早期発見につながることを期待できる。近年著者らは流れと人体の相互作用を計算可能な数値モデルである Drowning hUman Model(DRUM)の開発を進めている。混相流解析とリンクモデルを連成させ、自由水面流と人体運動を同時に解析することにより、水流からの力を考慮した人体の姿勢変化・運動を非定常的に解析することが可能となっている⁽⁴⁾。本研究では、流れと人体の移動速度に関する基礎的な関係を得ることを目標とし、矩形断面を持つ平坦直線水路における流れに対し前述の DRUM を適用し、異なる流速に対する人体の輸送形態、輸送速度の関係を求める。次に、同様の平坦直線水路に単純な構造物を配置し、それらが輸送に与える影響について検討を行った。第二章では使用した数値モデル DRUM について述べる。第三章では平坦直線水路を想定した解析結果と流速と輸送速度、輸送形態の関係について述べる。第四章では構造物を配置した解析結果と構造物が与えた影響について述べる。

2. 人体-流体連成数値モデル DRUM

本研究では人体-流体連成数値モデルである DRUM を用いた。

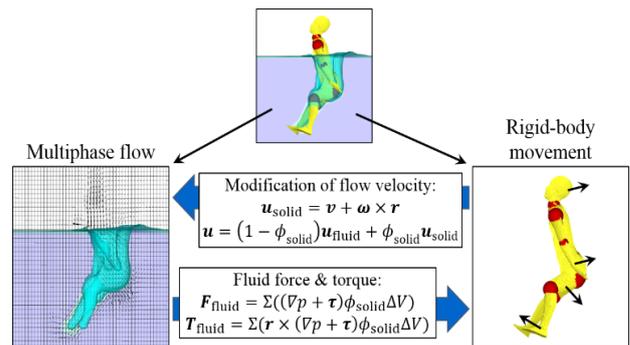


Fig. 1 Structure of DRUM. While a multiphase flow are solved with a computational mesh, segments of human body are solved as rigid bodies. Velocity of human body is given to the flow analyses as boundary conditions. Fluid force and torque applied to the human body are derived by integrating pressure and friction of each meshes.

図 1 に DRUM の概念図を示す。空気と水からなる流体の運動は計算格子上で解かれる。一方、人体の各部位を剛体とみなし、運動方程式に従いそれらの並進・回転運動を計算することで人体の姿勢変化と運動は解かれる。両者の連成は時間ステップ毎に双方向的に行われる。人体の存在する格子の流速を人体各部位の運動速度に上書きすることで人体から流れへの影響が考慮される。一方、流体計算から求められた圧力と応力を人体各部位の領域で積分することで流体から人体へ作用する流体力とトルクが求められ、それらを運動方程式に加えることで流体から人体への影響が考慮される。

(1) 流動の計算

計算格子には直交格子を採用し、スタガード配置で流速 u 、圧力 p 、空気および水の密度 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⁽⁶⁾。基礎方程式を以下に示す。

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

$$\frac{D\rho_l}{Dt} = -(\nabla \cdot \mathbf{u}) \quad (l = \text{air, water}) \quad (2)$$

$$\frac{Dp}{Dt} = -C^2\rho(\nabla \cdot \mathbf{u}) \quad (3)$$

ここで ν は動粘度、 \mathbf{g} は重力加速度、 C と ρ は格子内体積分率に基づく平均の音速と密度である。式(1)~(3)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(3)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(4)で従い体積分率 ϕ_{air} の変化を計算し、水面を追跡する

$$\frac{D\phi_{\text{air}}}{Dt} = 0 \quad (4)$$

(2)人体の姿勢変化・運動の計算

人体形状は成人男性の体形を、産業総合技術研究所のデータベース（河内・持丸,2006；データ ID F020, 身長 168 cm）より取得し、5 mm 角のボクセルを用いて表現した。これを図 2 に示す 10 部位に分割し、剛体リンクモデルの考えに基づき各部位を関節で接続された剛体と見なして計算を行う。図 3 のように、部位 s は関節 j により他の部位と接続されている。部位 s の並進速度（静止系） \mathbf{v}^s と角速度（慣性主軸系） $\boldsymbol{\omega}^s$ は以下の Newton-Euler 方程式の時間積分により求められる。

$$\mathbf{M}^s\dot{\mathbf{v}}^s = \mathbf{F}_{\text{fluid}}^s + \sum_{j \text{ on } s} \mathbf{F}_j^s - \mathbf{M}^s\mathbf{g} \quad (5)$$

$$\mathbf{I}^s\dot{\boldsymbol{\omega}}^s + \boldsymbol{\omega}^s \times \mathbf{I}^s\boldsymbol{\omega}^s = \mathbf{T}_{\text{fluid}}^s + \sum_{j \text{ on } s} (\mathbf{r}^{sj} \times \mathbf{F}_j^s + \mathbf{T}_j^s) \quad (6)$$

ここで \mathbf{M} 、 \mathbf{I} は部位 s の質量と主慣性モーメント、 $\mathbf{F}_{\text{fluid}}^s$ 、 $\mathbf{T}_{\text{fluid}}^s$ は部位 s が流れ場から受ける力とトルク、 \mathbf{F}_j^s 、 \mathbf{T}_j^s は部位 s が関節 j より受ける力とトルク、 \mathbf{r}^{sj} は部位 s の重心から j までの変位である。 $\sum_{j \text{ on } s}$ 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。

流れ場から受ける力 $\mathbf{F}_{\text{fluid}}^s$ とトルク $\mathbf{T}_{\text{fluid}}^s$ は、流体格子上で計算されている圧力 p と粘性応力 $\boldsymbol{\tau}$ を積分することで見積られる。

$$\mathbf{F}_{\text{fluid}}^s = \sum ((\nabla p + \boldsymbol{\tau})\phi_{\text{solid}}\Delta V) \quad (7)$$

$$\mathbf{T}_{\text{fluid}}^s = \sum (\mathbf{r}^{sp} \times (\nabla p + \boldsymbol{\tau})\phi_{\text{solid}}\Delta V) \quad (8)$$

ここで、 ϕ_{solid} は人体各部位が計算格子上で占める体積率であり、総和 \sum は全ての格子について行われる。 $\boldsymbol{\tau} = \rho\nu\nabla^2\mathbf{u}$ は粘性力、 $\Delta V = \Delta x\Delta y\Delta z$ は格子体積である。部位 s が関節 j より受ける力 \mathbf{F}_j^s とトルク \mathbf{T}_j^s 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 $\mathbf{T}_j^s = 0$ 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により、力 \mathbf{F}_j^s とトルク \mathbf{T}_j^s を決定することができる⁽⁴⁾。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

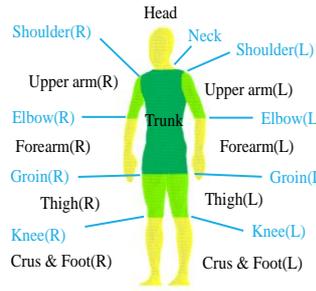


Fig. 2 Rigid-body segments (black descriptions) and joints (blue descriptions) of the modelled human body.

Table. 1 Density of human's body segments.

Segment	Density [g/cm ³]
Head	1.07
Upper Arm(R)	1.06
Upper Arm(L)	1.06
Trunk	1.02
Forearm(R)	1.10
Forearm(L)	1.10
Thigh(R)	1.04
Thigh(L)	1.04
Curs & Foot(R)	1.09
Curs & Foot(L)	1.09
Average	1.04

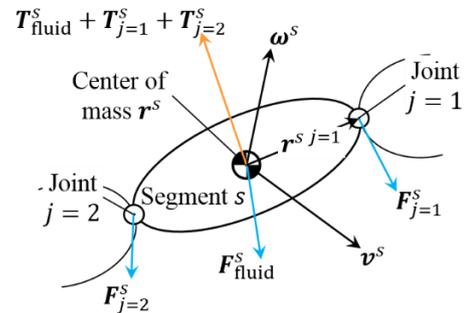


Fig. 3 Force and torque applied to a segment s (when s is connected with 2 other segments at joint $j = 1, 2$).

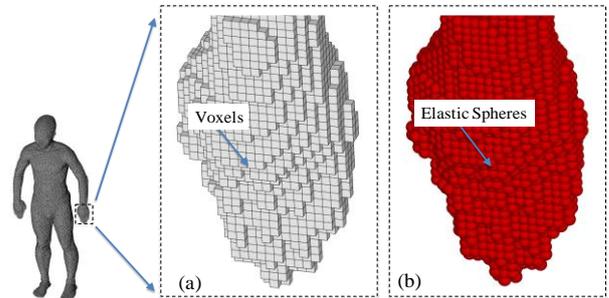


Fig. 4 Elastic spheres placed on the surface-voxels.

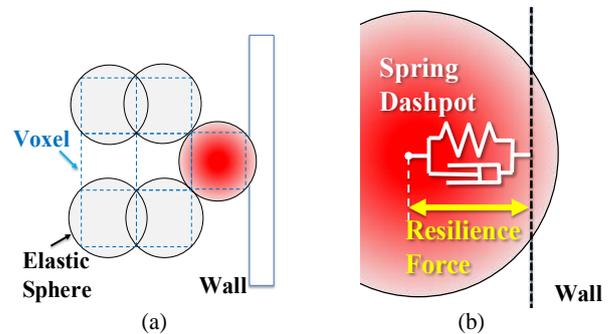


Fig. 5 Contact force estimated with DEM. (a) Elastic spheres are placed on all of voxels which locates on the surface of human body and (b) a spring-dashpot model is used to represent the resilience force when the elastic sphere contacts to a wall.

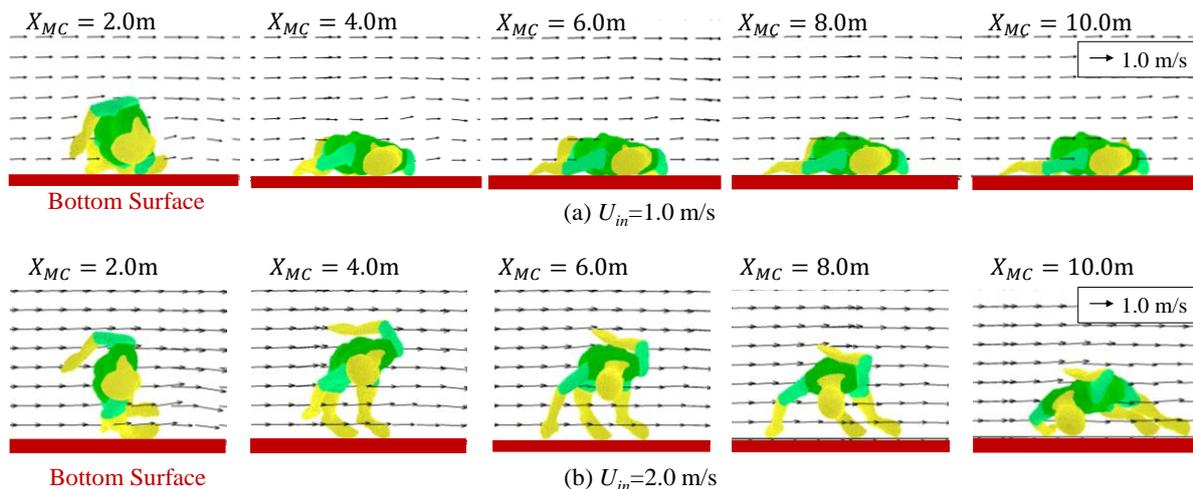


Fig. 6 Transport of human body in a straight flat channel with (a) $U_{in}=1.0$ m/s and (b) 2.0 m/s.

ている。

(3)障害物との接触の計算

水底面や障害物などへの接触を表現するため Discrete Element Method (DEM) を人体モデルへ導入した⁽⁸⁾。図 4 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 (5) と (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 5(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を仮定して、弾性球と障害物間で生じる斥力を計算する (図 5(b))。DEM では斥力のように球中心に向かう法線方向の力の他に、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単純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バネ定数を計算した。人体表面の弾性球の物性値は、筋肉の代表値である 0.5 GPa と 0.49 をヤング率とポアソン比それぞれに使用した⁽⁹⁾。なお、水底面と障害物の材質には岩石に相当する 1.47 GPa 及び 0.35 をヤング率とポアソン比それぞれに設定した。

3. 平坦直線水路

単純矩形断面を持つ平坦な直線水路を取り上げ、底面上に人体を仰臥させ、流れによる移動の解析を行った。流速に対する移動形態と移動速度の変化を検討するため、複数の流速について解析を行った。

(1)計算条件

および $\nu_{air}=1.49 \times 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$ 、水は $\rho_{water}=998 \times 10^2 \text{ kg/m}^3$ および $\nu_{water}=1.01 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ を用いた。

表 1 に人体の各部位ごとの密度を示す。密度は部位ごとに様とし、体重に対する各部位の代表的な重量率を用いて形状データ提供者の体重 62.7kg を部位ごとの重量に換算し決定している⁽¹⁰⁾。なお、人体の平均密度は 1.04 g/cm^3 で水よりも重く、人体は浮力だけでは浮上できない。状態時間刻み幅 Δt は各ステップで、CFL 数が 0.5 以下かつ関節角各成分の変化量が 0.1 rad 以下になるよう定めた。計算結果からは各時刻における姿勢から全身の重心座標 ($X_{MC}(t)$, $Y_{MC}(t)$, $Z_{MC}(t)$) を算出し、移動速度等の検討に用いた。計算

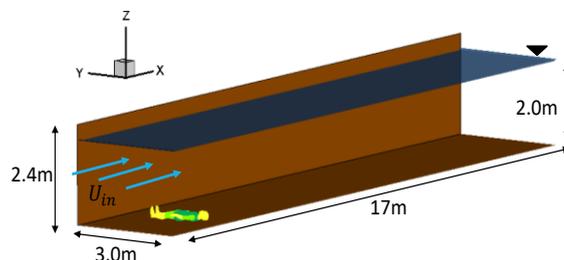


Fig. 7 A straight water channel with a flat bottom surface.

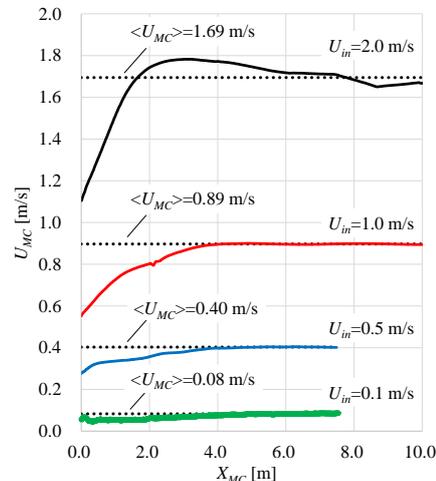


Fig. 8 Acceleration of longitudinal velocity of the human body.

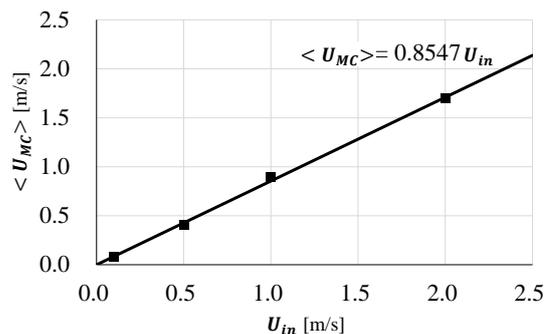


Fig. 9 Dependency of terminal velocity $\langle U_{MC} \rangle$ on flow velocity U_{in} .

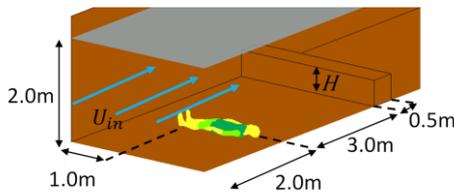


Fig. 10 A barrier placed on the bottom surface.

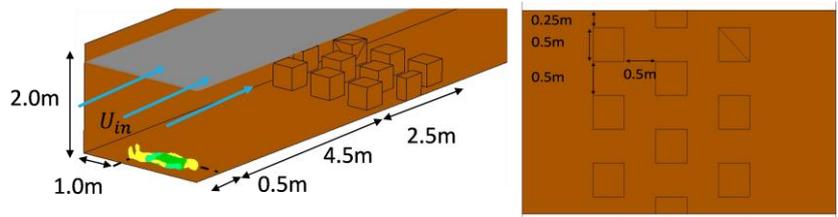


Fig. 11 Group of obstacles on the bottom surface.

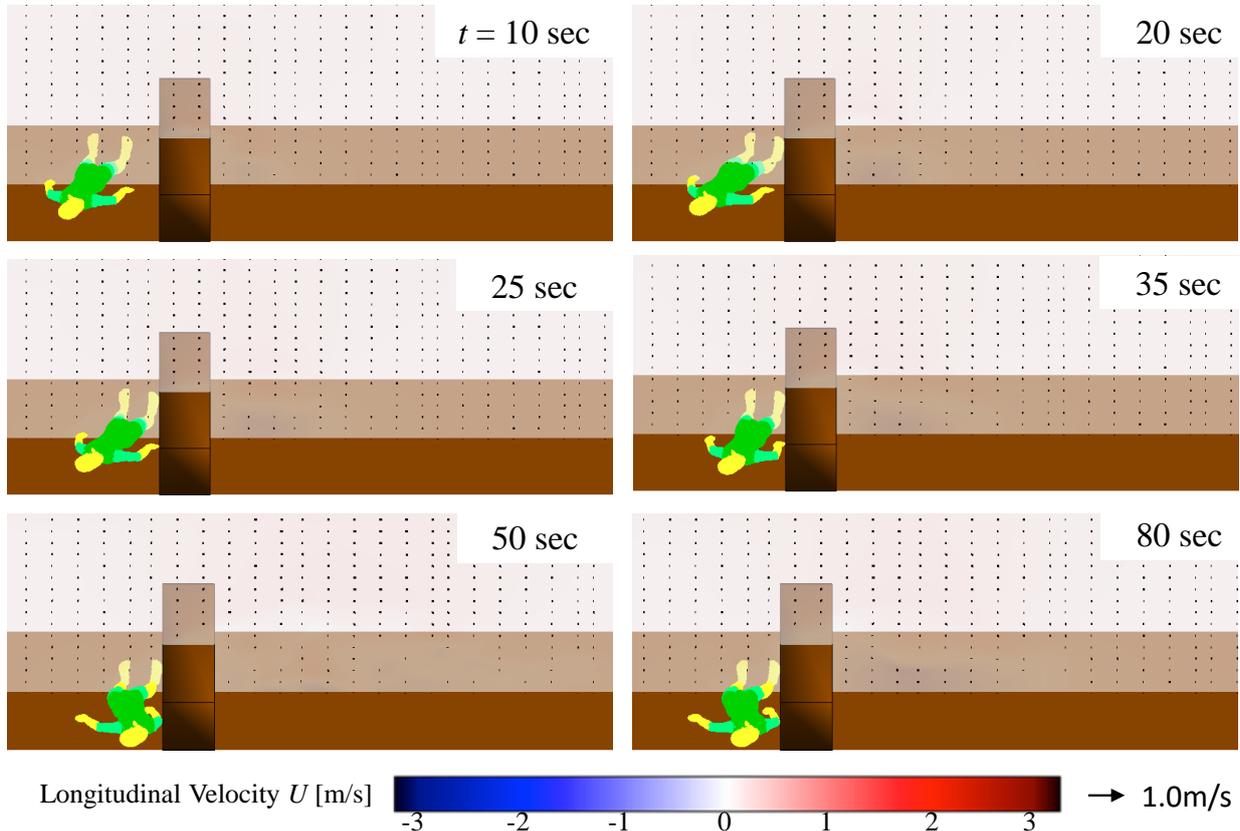


Fig. 12 Transport of human body in a water channel with a barrier ($U_{in}=0.1$ m/s, $H=0.5$ m).

開始時には直立姿勢の人体を回転させた仰臥位(仰向け)で水路中央に配置した(図 7).

(2)計算結果

図 6 に計算された人体の移動の様子を示す。右岸側から観測した $x-z$ 断面の様子を示し、水路中央断面における流速分布をベクトルで示している。左から右に向かい時間が進行し、流速 $U_{in}=1.0$ m/s 及び 2.0 m/s の場合で同じ移動距離となった状況を比較して示している。計算開始時には人体と底面との間に若干の隙間が存在している。そのため、計算開始直後には人体背面の流れから上向きの流体力を受けて、下流方向へ体正面が向かう向きの回転がいずれの流速でも見られた。その後、 U_{in} が 1.0 m/s 以下と比較的遅い場合には、再度仰臥姿勢に戻ったのち、底面に接触したまま滑動した(図 6(a))。一方、 $U_{in}=2.0$ m/s の高流速の場合には、図 6(b) に示すように回転を継続しつつ水中を浮遊しながら約 6 m を移動した(図 6(b))。この場合にも最終的には底面上へ沈下して、その後は底面上を滑動するようになった。図 8 には重心の流下方向への移動距離 X_{MC} と速度 U_{MC} の関係を示す。いずれのケースでも初期に加速を受けた後、平衡状態となって黒破線で示された一定の終端速度 $\langle U_{MC} \rangle$ へ収束することが分かる。平衡状態の平均から求めた終端速度 $\langle U_{MC} \rangle$ を図 9 に示す。黒実線は人体の移動速度 $\langle U_{MC} \rangle$ と流速

U_{in} の値を線形近似したものである。いずれの流速でも人体の移動速度 $\langle U_{MC} \rangle$ は流速 U_{in} よりも低下し、流速に関わらず U_{in} の大凡 15% 低下した。

4. 構造物を持つ直線水路

前章で用いた水路内に構造物を設置し、構造物が人体の移動に与える影響を検討した。

(1)計算条件

水路の形状以外は前章で用いた条件と同一とした。水路の大きさ等の概形は前章と同一としたが、図 10, 11 に示すように構造物を配置した水路で計算を行った。人体の初期位置から 3 m 下流の位置に長型障害物、障害物群を新たに設置した。長型障害物は幅 0.5 m、高さ H の断面を持つ角柱とし、水路幅いっぱい設置した。高さ H は人体の厚みと同程度の 0.3 m に加え、二倍程度の 0.5 m の二種類を設定した。障害物群は巨石を想定し、 $0.5 \times 0.5 \times 0.5$ m のものを図 11 に示すように等間隔に配置した。まず、長型障害物の場合について、流速は $U_{in}=0.1$ m/s, 0.5 m/s, 1.0 m/s 及び 2.0 m/s の四種類を用いて計算を行い、次に障害物群の場合について、流速 $U_{in}=1.0$ m/s の一種類を用い計算を行った。

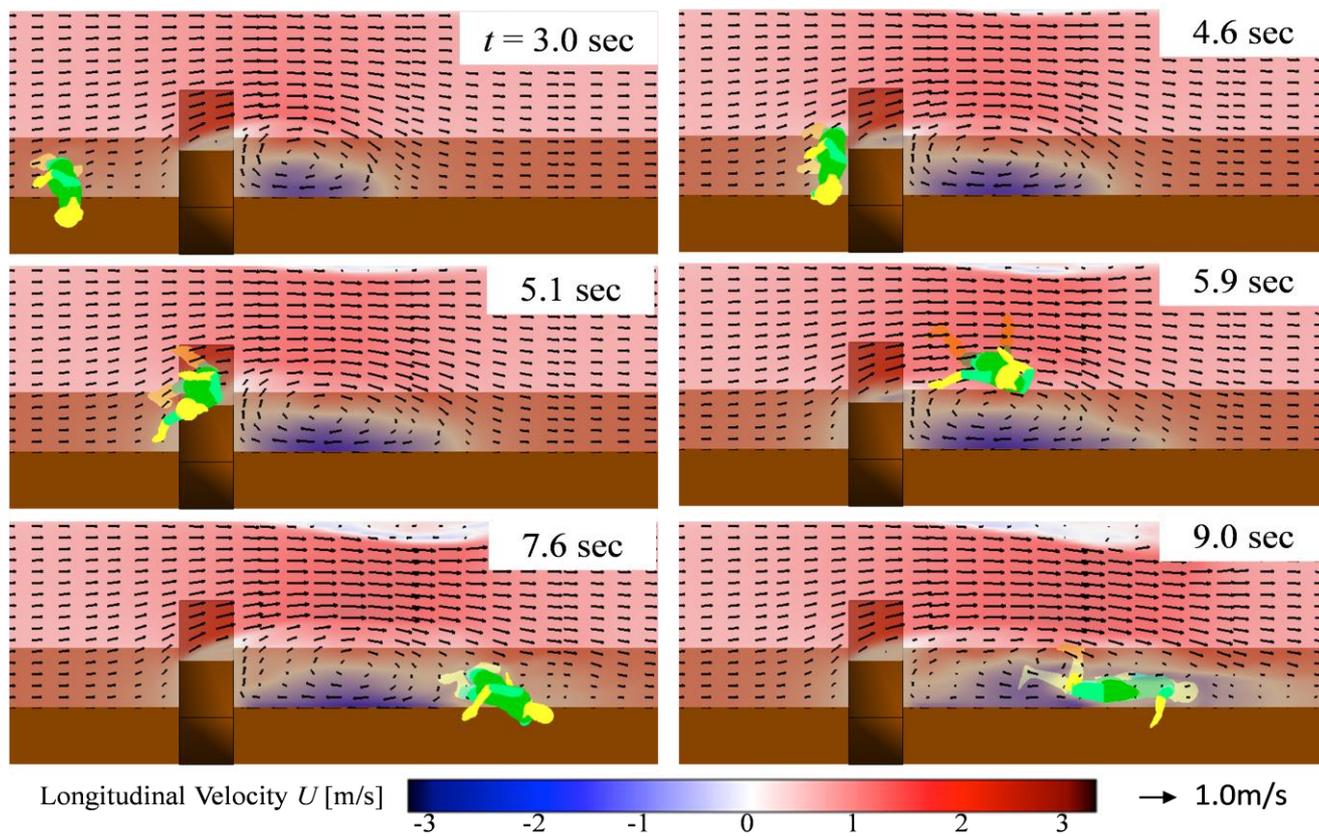


Fig. 13 Transport of human body in a water channel with a barrier ($U_m = 1.0$ m/s, $H = 0.5$ m).

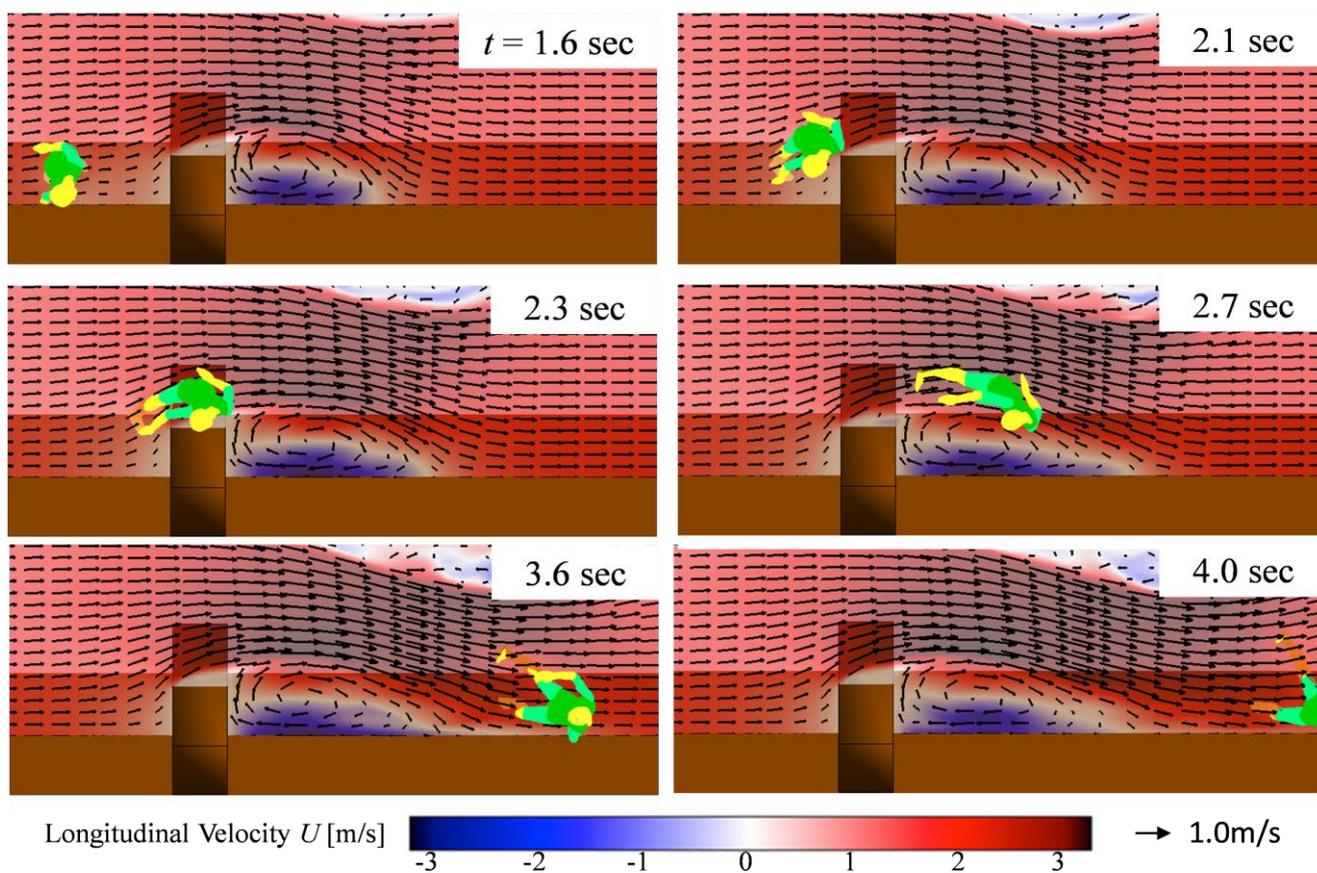


Fig. 14 Transport of human body in a water channel with a barrier ($U_m = 2.0$ m/s, $H = 0.5$ m).

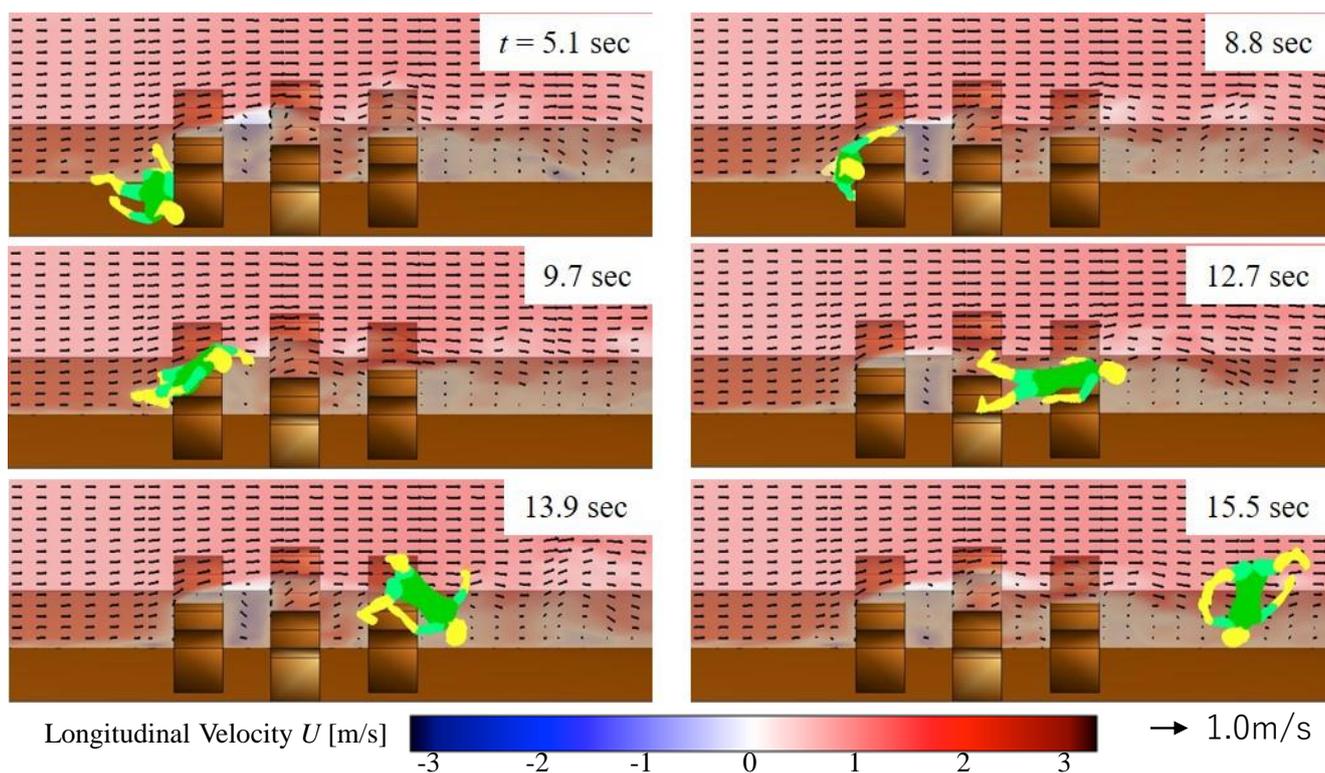


Fig. 15 Transport of human body in a water channel with group of obstacles ($U_{in}=1.0$ m/s).

(2)長型障害物の計算結果

高い障害物($H=0.5$ m)の場合について、異なる流入流速($U_{in}=0.1$ m/s, 1.0 m/s, 2.0 m/s)に対する計算結果を図 12, 図 13, 図 14 にそれぞれ示す。図 12 に示すように最も流速が遅い $U_{in}=0.1$ m/s の場合、人体は底面を離れることなく滑動して障害物に衝突する。衝突後は障害物前面に押し付けられたまま静止し、障害物を越えて下流へ移動することは出来ない。 $U_{in}=0.1$ m/s の流速では、障害物の高さが人体の厚み程度しかない $H=0.3$ m の場合でさえも人体は障害物を越えることはなかった。一方、流速が $U_{in}=0.5$ m/s より速くなると、障害物の高さが人体の厚みの二倍程度($H=0.5$ m)であっても障害物を越えて下流へ移動するようになった(図 13, 図 14)。障害物を越える際の人体の姿勢変化と運動は概ね以下の様であった。底面上を滑り障害物と衝突する(図 13 の 4.6 sec)。その後、人体の腕部と脚部が障害物の上流部にできる上昇流によって持ち上げられ、障害物上面の領域に引き出される。次に障害物上面の高速な流れに連行された腕部と脚部に引き上げられるように体幹部が障害物を越えていく(図 13 の 5.1 sec)。障害物を越えた後は剥離流に乗って水中を沈降しながら下流へ運ばれる。底面へ再度沈降した後は、流速が速い場合にはそのまま下流へ向かい底面上の滑動を再開する(図 14 の 4.0 sec)。一方、流速が比較的遅い場合には、障害物後背に生じた渦を飛び越えることが出来ず、後背渦の逆流域に引き込まれて逆走し、障害物の後背域で底面上に静止する様子がみられた(図 13 の 9.0 sec)。

「構造物(Barrier)を乗り越えたか」及び「後背渦を通過したか」について表 2 及び表 3 に纏めた。 $H=0.3$ m と 0.5 m の結果を比較すると、障害物が低い場合($H=0.3$ m)には $U_{in}=1.0$ m 以上の流速であれば後背渦を飛び越えることが出来たが、障害物が高い場合($H=0.5$ m)には後背渦が大きくなるためより速い流速($U_{in} \geq 2.0$ m)が後背渦に捕捉されないために必要となっている。障害物自体を越えるために必要となる流速については、本研究で使用した H の範囲

Table 2 Calculation results with the tall barrier ($H=0.3$ m).

Inflow velocity U_{in} [m/s]	0.1	0.5	1.0	2.0
Getting over Barrier †	×	○	○	○
Passing Eddy in Backside ††	—	×	○	○

† ×: Human body is caught by the barrier ○: Human body gets over the barrier
†† ×: Human body is trapped by the eddy ○: Human body passes through the eddy

Table 3 Calculation results with the short barrier ($H=0.5$ m).

Inflow velocity U_{in} [m/s]	0.1	0.5	1.0	2.0
Getting over Barrier †	×	○	○	○
Passing Eddy in Backside ††	—	×	×	○

† ×: Human body is caught by the barrier ○: Human body gets over the barrier
†† ×: Human body is trapped by the eddy ○: Human body passes through the eddy

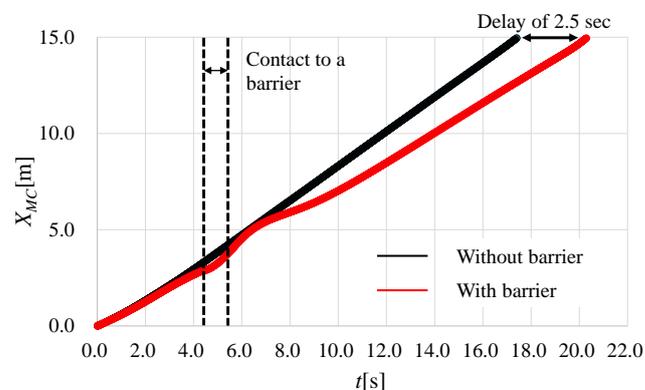


Fig. 16 Temporal change of longitudinal position of center of mass X_{MC} .

では変化はなかった。また、図 16 には障害物を越え、後背渦にも捕捉されない $U_{in}=1.0$ m, $H=0.3$ m の場合について人体重心の流下方向座標 $X_{MC}(t)$ の時間変化を赤線で示した。同図中の黒線は同じ

U_m を用いた障害物を設置しない場合の計算結果である。障害物を乗り越えようとする期間(4.2 sec~5.0 sec)では人体の移動速度は低下し、その後(5.1 sec~6.1 sec)には障害物上層の速い流れにより再度加速されるなど障害物と後背渦による影響が確認できる。後背渦を通過して底面上を滑動するようになると(9.0 sec以降)、赤線は障害物が無い水路の結果である黒線と同様の傾きに近づき、最終的には障害物の無い場合と同じ終端速度まで加速されることが確認できる。障害物を通過するために必要とする時間を障害物通過後の赤線と黒線の時間方向のズレから求めると 2.5 sec であった。

(3)障害物群の計算結果

障害物群の場合について、流入流速 $U_m = 1.0\text{m/s}$ に対する計算結果を示す。図 15 に示すように人体は障害物に衝突したのち、まず障害物群の間隙に生じる流れにより体が押し付けられる。その後、まず滑るようにして人体の腕部のみが上昇流により持ち上げられる(8.8 sec)。次に障害物上面の高速流により体全体が持ち上げられる。体全体が障害物群上面に出たのち、頭部が障害物群後方にできた上流側の流れにより下方に引き込まれると頭部を除く体全体が起き上がる(13.9 sec)。これにより上面の高速な流れを受け、体全体が下流側に流される(図の 15.5 sec)。長型障害物を越え、その後後背渦に捕捉された条件と同じ流入流速、障害物の高さであったが長型障害物との場合と比べ、障害物を乗り越えるまでより多くの時間がかかった。長型障害物の場合 4.6 sec~5.1 sec の 0.5 sec であったのに対し、障害物群の場合 5.1 sec~9.7 sec の 2.6 sec と 2.1 sec 多く時間がかかっている。これは障害物の間隙により生じる流れによって下流方向への力が加えられていることと、間隙箇所での上昇流が減少していることが原因だと考えられる。また、障害物後方の渦は小さく上流方向への流れの弱いため、人体は障害物後方に停滞せずそのまま下流側に流された。

5. 結論

矩形断面を持つ平坦直線水路について水中に沈んだ人体の流れによる輸送の数値解析を行った。また、人体の厚みと同程度、二倍程度の高さを持つ二種類の長型障害物を設置した場合についても解析を行った。さらに、流速と高さの設定を同じにした障害物群について計算を行い長型障害物との輸送の比較を行った。本研究で得られた主要な知見は以下の通りである。

- 1) 平坦な直線水路における人体の流下方向への移動速度は概ね流速の 85%程度であった。
- 2) 降雨後の出水時に観測されるような速い流速では、人体は底面上から水中へ浮上し、長距離を浮遊しながら移動する可能性がある。
- 3) 人体の厚みと同程度の高さの障害物では、流れの弱い平水時には障害物により人体の移動が阻害されるが、 0.5m/s 以上の比較的流速が速い場合には人体は障害物を越えることができる。
- 4) 腕部・脚部の上層への伸長など人体の姿勢変化が障害物を越える過程で重要であることが示唆された。
- 5) 長型障害物の後背渦内部に巻き込まれることにより、障害物下流側に人体が捕捉される可能性がある。
- 6) 広範囲に間隔をあけて配置された障害物群の場合、後背渦が小さく人体が補足されない可能性が高いことが示唆された。

参考文献

- (1) Pia, F., "Observation of the drowning of nonswimmers, Journal of Physical Education, Vol. 71(1974), pp. 164-167, 181
- (2) 斎藤, 越智, 市川, 生垣, 円山, "溺水の Chain of Survival における着鋭普及の意義," 蘇生, 21 巻 2 号 (2002), pp. 41-47

- (3) 谷, "水死体の浮揚に関する研究," 昭和医学会雑誌, 第 21 巻 1 号 (1961), pp. 56-63.
- (4) 中村, 安嶋, 相澤, 井上, "人体流動連成解析に基づく溺水数値解析シミュレーションモデルの開発", 土木学会論文集 B1(水工学), Vol.73 (2017) pp.I_601-I_606.
- (5) Ajima, D., Nakamura, T., Araki, T., Inoue, T. and Kurisu, A., "Development of a coupled human fluid numerical model for the evaluation of tsunami drowning hazards", Journal of Biomechanical Science and Engineering, Vol. 14 (2019) pp.18-00321.
- (6) 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.
- (7) 中村, 齋藤, 長崎, "基礎運動学 第 6 版", 医歯薬出版 (2016)
- (8) O'sullivan, C., "粒子個別要素法", 鈴木輝一訳, 森北出版 (2014).
- (9) 林紘三郎, "バイオメカニクス", コロナ社 (2000)
- (10) Clauser, C.E., McConville, J.T. and Young J.W., "Weight, volume, and center of mass of segments of the human body" (1969), Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force System Command, Wright-Patterson Air Force Base