

全身の剛体動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*

中島 求^{*1}, 佐藤 憲^{*2}, 三浦 康郁^{*2}

Development of Swimming Human Simulation Model Considering Rigid Body Dynamics and Unsteady Fluid Force for Whole Body

Motomu NAKASHIMA^{*3}, Ken SATOU and Yasufumi MIURA

^{*3} Graduate School of Tokyo Institute of Technology, Department of Mechanical and Environmental Informatics,
2-12-1 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8552, Japan

The purpose of this study is to develop a swimming human simulation model considering rigid body dynamics and unsteady fluid force for the whole body, which will be utilized to analyze various dynamical problems in human swimming. First, the modeling methods and their formulations for the human body and the fluid force are respectively described. Second, experiments to identify the coefficients of the normal drag and the added mass are conducted by use of an experimental setup, in which a limb model rotates in the water, and its rotating angle and the bending moment at the root are measured. As the result of the identification, the present model for the fluid force was found to have satisfactory performance in order to represent the unsteady fluctuations of the experimental data, although it has 10% error. Third, a simulation for the gliding position is conducted in order to identify the tangential drag coefficient. Finally, a simulation example of standard six beat front crawl swimming is shown. The swimming speed of the simulation became a reasonable value, indicating the validity of the present simulation model, although it is 7.5% lower than the actual swimming.

Key Words : Bio-fluid Mechanics, Biomechanics, Bio-Motion, Swimming, Simulation, Fluid Force

1. 緒 言

人間の水泳についてはこれまで多くの力学的研究が行なわれている。まずクロール泳における主な推力源である手部のかきについては、定常流における手部の揚力・抗力を実験的に求めた後、手部の運動を与えて流体力を論じる研究が行われている^{(1)~(4)}。また手部の運動⁽⁵⁾や手まわりの圧力⁽⁶⁾を実験的に測定する研究や、手部や前腕部まわりの流れをCFDにより解く研究も行われている^{(7) (8)}。一方、泳者の全身の動力学については、泳いでいる状態で身体が受ける動的な抵抗とされている、自己推進時抵抗の実験による測定^{(9) (10)}、クロール泳における特徴的な動きであるロール運動に関する考察⁽¹¹⁾、浮力により下半身が沈むかどうかの検証⁽¹²⁾などの研究が行われている。

しかし、手のかきだけでなく全身各部に働く流体力をすべて考慮し、かつそれらと全身の動力学を統合した詳細な議論はこれまで十分なされておらず、議論

のための解析ツールも無いのが現状である。よって、水泳における全身の動力学が関係する多くの力学的問題、すなわち動力学的原理の解明、泳ぎの不得手者や肢体不自由者のための補助具の設計開発、さらにはより高速な泳法の発見など、に対処するためには、手のかきだけでなく全身各部に働く非定常流体力と全身の動力学を考慮した汎用的な解析ツールの開発が望まれる。

そのような解析ツールに近いものとして、篠原らのシミュレーションモデル⁽¹³⁾が挙げられる。篠原らは、人体各部に働く流体力を、流れ場は解かず抵抗係数で与えることにより簡便に求め、最適化計算により背泳ぎに似た動作を得ている。しかし篠原らのシミュレーションモデルにおいては、人体モデルの体節数や形状に関してかなりの単純化がなされており、水中と空中の違いも考慮されておらず、流体力としても速度の2乗に比例する抵抗力と全身に働く抵抗力しか考慮されておらず、さらに速度の2乗に比例する抵抗力の係数値についても実験的に求めたものでなく、解析ツールとして用いるには十分とは言えなかった。

以上の状況に鑑み、本研究では水泳における全身の動力学を詳細に表現することができ、力学的諸問題の

* 原稿受付 2004 年 月 日。

^{*1} 正員，東京工業大学大学院情報理工学研究所 (〒 152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)。

^{*2} 東京工業大学大学院

E-mail : motomu@mei.titech.ac.jp

ための汎用解析ツールとなることを目指した水泳人体シミュレーションモデル SWUM (SWimming hUman Model) を提案する．本シミュレーションモデルにおいては，身体各部において付加質量力，法線方向抵抗力，接線方向抵抗力，浮力が考慮され，全身の相対運動を関節角として与えることにより，一つの剛体とみなした全身の絶対運動が求まる．本報告ではまず本シミュレーションモデルにおける，身体と流体力のモデル化および定式化について述べる．次に流体力モデルにおける流体力係数を同定する．ここで同定にあたり，速度の2乗に比例する成分である法線方向抵抗力については，上で述べたように特に手部に関して多くの実験的研究が行われているが，そのほとんどが定常流における測定であり，非定常運動における測定，特に非定常時のみに発生する付加質量力の測定およびモデル化はほとんど行われていない．そこで本研究では非定常運動を行わせた四肢模型に働く流体力を測定することにより，非定常運動における法線方向抵抗力係数と付加質量力係数の同定を行う．また接線方向抵抗力については，けのび状態の泳者に働く抵抗の従来研究による実験値を用いて，けのび状態のシミュレーションにより同定を行う．そして解析例として，6ビートクロール泳の解析結果を示す．

2. シミュレーションモデル

2.1 概要 本シミュレーションモデルは，人間の身体の相対運動を関節角として与え，一つの剛体としての全身の6自由度の絶対運動を，身体についての剛体の運動方程式により求めるものである．よって，泳速度，身体の浮き具合，さらには身体全体のロール・ピッチ・ヨーの回転運動などが計算結果として求まる．また身体に働く外力としては，浮力を含む非定常流体力および重力を考慮する．非定常流体力については，流れ場は解かずに，身体各部位の運動状態（位置，速度，加速度，向き，角速度，角加速度）から流体力が求まると仮定する．このような流体力のモデル化は，平泳ぎのキックにおける最後の局面の足部のように，二つの身体部位が近くなり互いの干渉の影響が大きい場合には誤差が大きくなると考えられるが，干渉が小さい範囲においては有効であると考えられる．

2.2 身体モデル化と基礎方程式 まず図1に身体モデルの概念図を示す．身体は J 個の楕円錐台の連なりとして表現される．このとき絶対座標系 $O-xyz$ における身体全体の並進の運動方程式は次式で与えられる．

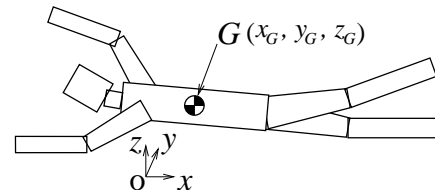


Fig. 1 Analytical model of swimming human

$$\left(\sum_{j=1}^J m_j \right) \ddot{x}_G = \sum_{j=1}^J F_j \quad (1)$$

ここで， m_j は j 番目の楕円錐台要素の質量であり， x_G は全体の重心 G の変位ベクトル， F_j は j 番目の楕円錐台要素に加わる外力のベクトルである．一方回転運動の運動方程式は，身体全体の慣性主軸まわりのオイラーの運動方程式として次式で与えられる．

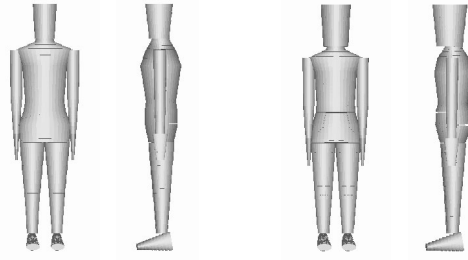
$$I_{\hat{x}\hat{x}} \dot{\omega}_{\hat{x}} - (I_{\hat{y}\hat{y}} - I_{\hat{z}\hat{z}}) \omega_{\hat{y}} \omega_{\hat{z}} + \dot{I}_{\hat{x}\hat{x}} \omega_{\hat{x}} = M_{G\hat{x}} \quad (2)$$

$$I_{\hat{y}\hat{y}} \dot{\omega}_{\hat{y}} - (I_{\hat{z}\hat{z}} - I_{\hat{x}\hat{x}}) \omega_{\hat{z}} \omega_{\hat{x}} + \dot{I}_{\hat{y}\hat{y}} \omega_{\hat{y}} = M_{G\hat{y}} \quad (3)$$

$$I_{\hat{z}\hat{z}} \dot{\omega}_{\hat{z}} - (I_{\hat{x}\hat{x}} - I_{\hat{y}\hat{y}}) \omega_{\hat{x}} \omega_{\hat{y}} + \dot{I}_{\hat{z}\hat{z}} \omega_{\hat{z}} = M_{G\hat{z}} \quad (4)$$

ここで $I_{\hat{x}\hat{x}}$ は重心 G を原点とし各慣性主軸を軸とする座標系 $G-\hat{x}\hat{y}\hat{z}$ における \hat{x} 軸まわりの慣性モーメント（主慣性モーメント）であり， $\omega_{\hat{x}}$ はその回転角速度， $M_{G\hat{x}}$ は \hat{x} 軸まわりの外力によるモーメントである． \hat{y} ， \hat{z} 軸についても同様である．また式 (2)，(3)，(4) の左辺の最後の項は身体全体の主慣性モーメントの時間変化により加わる項である．

具体的な身体モデル化について述べる．まず身体を次の21個の体節に分割する．すなわち，頭部，頸部，肩口（胸部と頸部の間），胸部（上，下），腰部（上，下），臀部（上，下），上腕，前腕，手部，大腿部，下腿部，足部である．そしてそれぞれの体節の楕円錐台の形状と位置関係については，文献⁽¹⁴⁾の日本人の人体形状データとのリンクを考慮し，文献における178個の計測箇所の中の57箇所の値から，各楕円錐台の寸法と位置関係を算出するアルゴリズムを開発した．アルゴリズムについての詳細は省略するが，算出結果例を図2に示す．図2(a)は日本人20代男性の場合であり，図2(b)は日本人7才女子の場合である．7才女子は20代男性に比べ頭が大きく華奢であり，年代や性別の体型の特徴が良く表れていることが確認できる．また身体各部の水に対する比重については，胸部以外は一様に1.042とし，胸部（上，下）においては0.7とした．これらの値は，生体の密度や肺活量を参考にしつつ，かつ身体モデルの体積に比重をかけて求まる体重が，実際の人体寸法での体重となるべく合うように決定された．なお20代男性の場合，浮力と



(a) Male of 20 to 29 years (b) Female of seven years

Fig. 2 Examples of body geometry determined using existing body size data

重力の差である余剰浮力を本モデルにおいて求めると 2.3 kg となる．高木⁽¹⁵⁾によれば，成年男子水泳選手では余剰浮力は 1.7~3.0 kg とされており，本モデルでの値はその範囲のちょうど中央付近となる．

2.3 流体力のモデル化 身体を分割した各楕円錐台に作用する流体力について述べる．まず各楕円錐台は，長手方向に沿って楕円の長径・短径が一次的に変化するが，長軸・短軸の向きは変わらないとする．各楕円錐台に働く流体力として，付加質量力，法線方向抵抗力，接線方向抵抗力，および浮力を考慮する．そして楕円錐台を図 3 (a) に示すように長手方向に微小な楕円板に分割し，浮力以外の流体力は楕円板中心に働くとする．また浮力は図 3 (b) に示すように，楕円板をさらに円周方向に分割してできる微小四辺形に働く，静止流体において重力により発生する圧力の力を積分することにより求める．

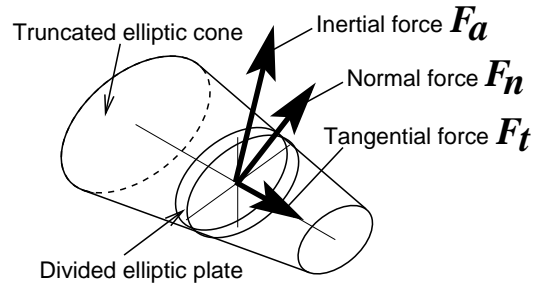
まず付加質量力 F_a に関しては，図 3 (c) に示すように楕円板の短軸・長軸 2 方向の単位ベクトル，それぞれの径の半分および楕円板の厚さを e_1, e_2, r_1, r_2, dl とし，楕円中心の絶対加速度ベクトルの法線成分（長手軸に垂直な成分）を a_n とすると， F_a は次式で与えられると仮定する．

$$F_a = -C_a \epsilon_f dl \pi \times \{r_2^2(a_n \cdot e_1)e_1 + r_1^2(a_n \cdot e_2)e_2\} \quad (5)$$

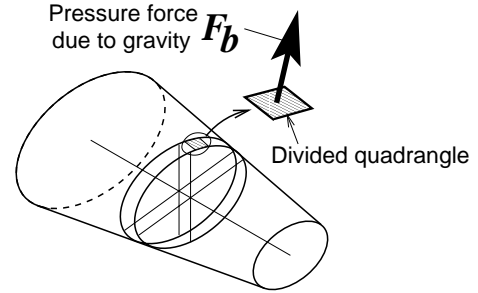
ここで C_a は付加質量力係数で，二次元理想流体では 1 であり，三次元性等を考慮するための補正の効果を表す． ϵ_f は楕円板が水中に没している割合（没水率と呼ぶ）であり，後に定義を示す．

次に法線方向抵抗力 F_n に関しては，楕円板中心の絶対速度ベクトルの法線方向成分（長手軸に垂直な成分）を v_n とすると， F_n は次式で与えられると仮定する．

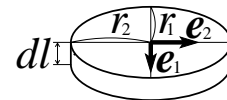
$$F_n = -C_n \epsilon_f dl$$



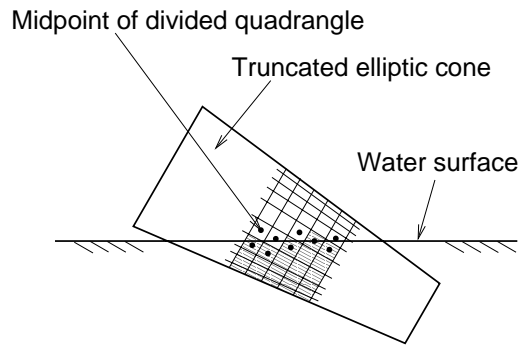
(a) Fluid forces except buoyancy



(b) Buoyancy is calculated by integrating pressure force on divided quadrangles



(c) Divided elliptic plate



(d) Judgement whether quadrangles submerge or not

Fig. 3 Analytical models for fluid force

$$\times \left\{ r_2 \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^p |v_n| (v_n \cdot e_1) e_1 + r_1 \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^p |v_n| (v_n \cdot e_2) e_2 \right\} \quad (6)$$

ここで C_n は法線方向抵抗係数である．本式は，法線方向速度 v_n を楕円板の長軸・短軸方向に分解し，それぞれについて速度の 2 乗に比例する流体力が発生することを表現しており，抗力成分と揚力成分の両方に相当する．また p は楕円の偏平度により流体力が変化する効果を表す．

次に接線方向抵抗力 F_t に関しては、楕円板中心の絶対速度ベクトルの接線方向成分（長手軸に平行な成分）を v_t 、楕円の周を c とすると、 F_t は次式により与えられると仮定する。

$$F_t = -\frac{1}{2}C_t \epsilon_f dl c |v_t|v_t \quad (7)$$

ここで C_t は接線方向抵抗係数である。本式は楕円板中心軸の方向に、楕円板の側面積に比例した接線方向力が働くことを表現している。

次に浮力に関しては、図 3(b) の微小四辺形の面積を ds とし、微小四辺形に垂直なベクトルを e_n 、微小四辺形中心の z 座標を z_q とすると、微小四辺形に働く、静止流体において重力により発生する圧力の力 F_b は次式で与えられる。

$$F_b = -z_q ds g e_n \quad (8)$$

なお g は重力加速度である。上記の F_b を積分することにより浮力が求まる。ここで、 F_b は水上では発生しないので、本解析ではそれぞれの微小四辺形において $z_q < 0$ (水面を $z = 0$ とする) かどうかでその微小四辺形が水中にあるかどうかを判定し、水中にあると判断された微小四辺形にのみ F_b が発生するとする。図 3 (d) にその判定の様子を模式的に表す。黒点が微小四辺形の中心であり、網掛の微小四辺形が水中にあると判断され F_b が計算される要素である。なおこの判定はシミュレーションプログラム中にて一つの微小楕円板をさらに円周方向に分割して行なわれるため、一つの微小楕円板について、($z_q < 0$ となる四辺形の数)/(全四辺形数) が計算できる。本解析ではこの量を簡易的にそれぞれの楕円板の没水している割合、すなわち没水率 ϵ_f と考え、付加質量力、法線・接線方向抵抗力に関しては式 (5), (6), (7) 中にあるように、この ϵ_f をかけることとする。

上記の流体力を、有限個に分割した各楕円板について求め長手方向に数値的に積分し、一つの楕円錐台要素に働く流体力および重心まわりのモーメントが計算され、さらに全楕円錐台について足し合わせることで、式 (1), (2), (3), (4) における右边が求まる。

2.4 計算の流れ 計算の流れを以下に示す。

- (1) まず身体各部である各楕円錐台要素の形状および密度の諸元を与える。
- (2) 次に泳動作は周期運動であるので、1 周期分の身体の相対運動をあらかじめ与える。この相対運動を与える際の座標系を $O_b-x_b y_b z_b$ とすると、身体の相対運動を与えれば $O_b-x_b y_b z_b$ 上での身

体全体の重心の位置、主慣性モーメントおよび慣性主軸の向きをあらかじめ 1 周期分計算できる。

- (3) 重心の位置・速度および慣性主軸の向きと各慣性主軸まわりの角速度の初期値を与える。
- (4) 各楕円錐台の絶対座標 $O-xyz$ に対する位置、速度および加速度を求める。
- (5) 前節で述べた方法により各楕円錐台に働く流体力・モーメントを計算する。
- (6) 運動方程式 (1), (2), (3), (4) より新たな重心位置・速度および慣性主軸の向きと角速度を求める。

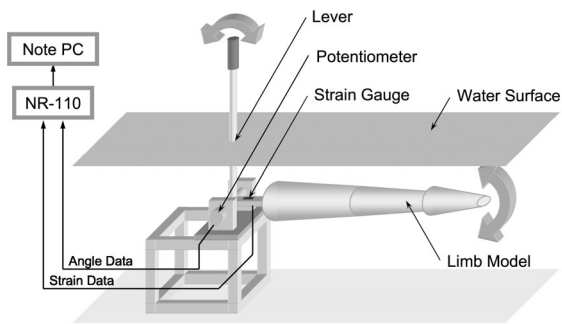
そして (4)~(6) を繰り返して時間を進行させていく。時間積分には Runge-Kutta 法を用いた。なお、流体力のうち加速度による付加質量力に関しては、全身についての重心の並進および慣性主軸の回転による成分と、身体の相対運動による成分とにわけることができる。そこで、身体の相対運動による成分は外力として計算し、重心の並進および慣性主軸の回転による成分は身体自身の質量・慣性モーメントの項に加え合わせて計算を行う。

3. 流体力係数の同定

前章で述べた流体力のモデル化において用いられている、付加質量力係数 C_a 、法線・接線方向抵抗係数 C_n, C_t の同定を行う。付加質量力係数 C_a および法線方向抵抗係数 C_n については実験により同定し、接線方向抵抗係数 C_t については、身体にけのび姿勢を取らせたシミュレーションにより同定する。

3.1 実験による付加質量力係数・法線方向抵抗係数の同定

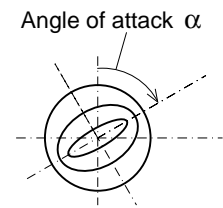
3.1.1 実験装置および実験方法 図 4(a),(b) に、付加質量力係数・法線方向抵抗力係数の同定のために製作した実験装置の模式図および写真を示す。本実験装置は、人体の四肢をモデル化した四肢模型を水中で非定常運動させ、そのときの変位および流体力を測定するものである。なお頭部や体幹部の四肢以外の部位についても本実験により同定した流体力係数を用いる。これは、水泳運動において法線方向抵抗力や付加質量力が主に作用しているのは四肢であり、体幹部には接線方向抵抗力は大きく働くものの、法線方向抵抗力や付加質量力については小さく、四肢の結果を適用しても誤差は少ないと考えられるためである。四肢模型は 3 個の楕円錐台を連結したものとし、人体の上肢と下肢を平均化した寸法とした。測定方法としては、水中の四肢模型をレバーを用いて水上から鉛直面で回転軸まわりに手動で揺動運動させる。そして四肢模型の回転角変位を回転軸に取り付けたポテンショメー



(a) Schematic view



(b) Photograph in laboratory



(c) Definition of angle of attack α

Fig. 4 Experimental setup

タにより測定し、四肢模型に働く流体力を四肢模型根本部にかかる曲げモーメントとして歪みゲージにより測定した。測定されたデータはデータ収集システム(応用計測研究所製, NR-110)を通じてPCに記録される。このとき、四肢模型を長手軸まわりに回転させて取り付けることにより、迎え角を 0° 、 30° 、 60° 、 90° の4種類に変化させて実験を行った。迎え角の定義については、図4(c)に示されるように四肢模型を長手軸上から見た場合の長手軸まわりの回転角 α として定義し、手足のひらが流れに対して垂直な場合を 90° とする。また揺動運動の速度は、速い・中間・遅いの3段階に調節し、それぞれの揺動運動速度および迎え角に対して2回ずつ試技を行った。よって全試技数は(速度3) × (迎え角4) × 2 = 24回である。

3.1.2 同定方法 同定方法については、まずシミュレーション上で四肢模型の形状、密度、および実験で測定した揺動運動を入力とした、実験の再現シミュレーションを行う。なお四肢模型の揺動運動をシミュレーションに入力する際には、ポテンシオメータにより測定される角度変位に加え、歪みゲージにより測定される根本部の曲げたわみによる角度変位も加え合わせた。そして再現シミュレーションにおいて、付加質量力係数 C_a および法線方向抵抗係数 C_n の値を仮定し、四肢模型に作用する流体力を求め、実験装置と同様に根本の歪みゲージ部に作用する曲げモーメントを算出する。図5に実験の再現シミュレーションの一例の様子を示す。四肢模型から出ている濃い色の線は、各部に働く流体力の向きと大きさを表しており、本図は下向きに流体力が発生している瞬間である。

そしてシミュレーションにより求めた根本部の曲げモーメントと実験による実測値との誤差の2乗平均値が最も小さくなるように、付加質量力係数 C_a および法線方向抵抗係数 C_n を最適化手法により決定する。すなわち、ある流体力係数の値における実験と

の誤差の2乗平均値を求め、最適化手法のアルゴリズムにより流体力係数を修正し、再び実験との誤差の2乗平均値を求める。これを実験との誤差の2乗平均値がこれ以上小さくならないところまで繰り返す。最適化手法としては、非線形最適化手法としてNETLIB (<http://www.netlib.org/>) のOPTパッケージのSUBPLEXモジュールを用いた。

3.1.3 実験結果および同定結果 図6に実験結果の一例を示す。図6(a)は迎え角 $\alpha = 90^\circ$ で遅い運動の場合、(b)は $\alpha = 30^\circ$ で速い運動の場合であり、実線が歪みゲージによる曲げモーメント、破線がポテンシオメータによる角度変位である。ともにノイズの成分を除去するため、データ収集システムのスムージング機能を用いているが、それでも曲げモーメントの方にはやや凸凹が見られる。

次にこれらの実験データを用いて実験再現シミュレーションを行い流体力係数の同定を行ったところ、すべての試技について、 $C_a = 0.472 \sim 0.831$ 、 $C_n = 0.994 \sim 1.192$ であった。なお式(6)における楕円の扁平度を表す乗数 p については、最適化は行なわず0.2ずつふって C_a 、 C_n の迎え角 α 依存性が最も小さくなる値として $p = 1.0$ とした。同じ迎え角、同じ運動速度の試技に関しては試技間の値のばらつきは少

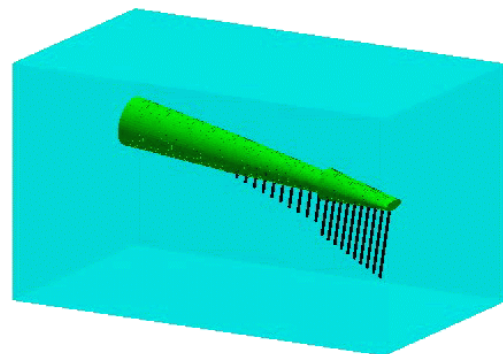
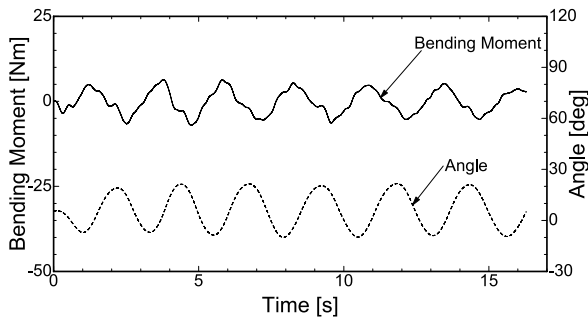
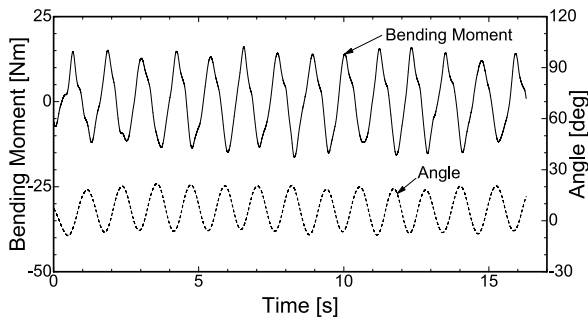


Fig. 5 Simulation in which the experiment is reproduced

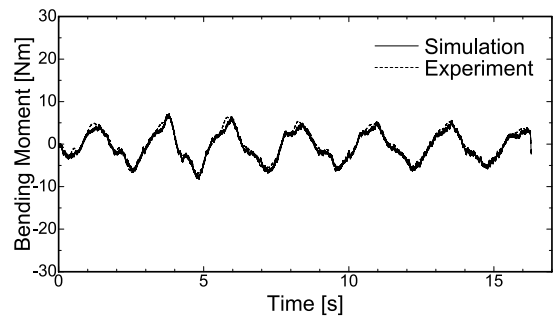


(a) Angle of attack $\alpha = 90^\circ$; slow motion

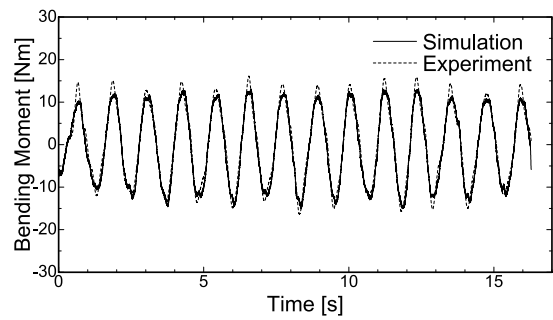


(b) Angle of attack $\alpha = 30^\circ$; fast motion

Fig. 6 Examples of experimental results



(a) Angle of attack $\alpha = 90^\circ$; slow motion



(b) Angle of attack $\alpha = 30^\circ$; fast motion

Fig. 7 Results of experiment and simulation with identified fluid coefficients

なかった．また付加質量力係数 C_a の方にはやや迎え角・速度依存性が見られたが，法線方向抵抗係数 C_n の方にはあまりなかった．以上から，すべての試技の平均を取ることで $p = 1.0$, $C_a = 0.65$, $C_n = 1.08$ と決定した．ここで C_n については，単純な円柱の場合，式 (6) の p の項は消え通常の抵抗係数の定義と同じとなる．そして従来では (長さ)/(直径) = 2 ~ 10 で $Re = 10^4 \sim 10^6$ の定常流のとき $C_n = 0.68 \sim 0.82$ とされており⁽¹⁶⁾，本実験の結果 1.08 はこれより大きめである．その理由の一つには非定常流であることが考えられるが，本実験による非定常運動も実際の水泳の運動とは依然としてかなり異なるので，詳細な原因解明にはより水泳に近い運動での実験を行うなどのさらなる検討が必要と考えられる．

次に，以上の決定した係数を用いてそれぞれの試技について曲げモーメントを再び計算し，各試技での曲げモーメントについての実験とシミュレーションの比較検討を行った．まず図 7 に，図 6 と同様に $\alpha = 90^\circ$ で遅い運動の場合と $\alpha = 30^\circ$ で速い運動の場合について，決定した係数を用いて行ったシミュレーションと実験の比較結果を示す．数値微分により高周波成分が発生し，ピーク近傍で若干誤差が大きくなっているが，シミュレーションは実験の波形の特徴を良く捉えていることがわかる．次にシミュレーションと実験の誤差をより詳細に検討するため，各試技についてすべ

ての瞬間における実験値とシミュレーションによる計算値の差の絶対値を取り，それを各試技における実験値の最大値と最小値の差で割り，誤差の時間平均を求めたところ，0.036% ~ 0.065% となり，全体の平均は 0.048 と約 5% 程度となった．ここで本誤差量の計算において各試技の最大値と最小値の差を分母としたが，実際には本実験における曲げモーメントの値は正負ほぼ対称となるので，実質的な誤差は 2 倍した 10% 程度と考えられる．よって本シミュレーションモデルにおける付加質量力および法線方向抵抗力の流体力のモデル化誤差も同様に 10% 程度と考えられる．

3.2 けのび姿勢のシミュレーションによる接線方向抵抗係数の同定 開発したシミュレーションモデルでは，接線方向抵抗力を，摩擦抵抗だけでなく身体が流れに対してまっすぐ置かれた際に身体全体に働く全ての抵抗 (摩擦抵抗，圧力抵抗，および造波抵抗全てを含む)，すなわち水泳における受動抵抗 (passive drag) に対応すると考える．ここで受動抵抗はこれまで実験的に測定されており，高木ら⁽⁹⁾はけのび姿勢 (伏が位で両腕を挙上した姿勢) において受動抵抗係数を約 0.03 と得ている．そこで本研究では，高木らの実際受動抵抗測定実験に対応するように，シミュレーションにおいて身体をけのび姿勢として強制的に流速を与え，高木らの測定実験と合うように接線方向

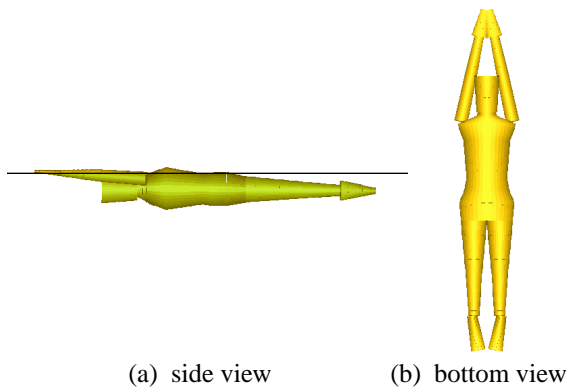


Fig. 8 Simulation results for gliding position

抵抗係数 C_t をふって計算することにより同定した。なお本シミュレーションでは、各諸量は身長、速度および水の密度で無次元化されており、体型は日本人男子20代平均を用いている。図8に結果としてシミュレーションにおける身体を横からと下から見たところを示す。図8(a)の横から見たところにおいて実線が水面を表す。 C_t は調節の結果0.036とした。このときの身体が無次元化した全抵抗は0.00904となり、高木らと同様の推定式を用いた身体の表面積0.609を用いて抵抗係数の次元にすると0.0297とほぼ0.03となった。このように C_t を0.03より大きめの0.036にしないと身体的全抵抗が合わないのは、本シミュレーションにおいて接線方向抵抗力が作用するのは身体の水の中にある部分だけであり(その面積は0.507)、また本シミュレーションにおける身体全表面積自体も0.576と、推定式による値0.609よりもやや小さめなためである。

4. 解析例

本シミュレーションモデルによる解析例として、最も一般的な泳法である6ビートクロール泳の解析を行う。

4.1 関節の運動 本報告では標準的な6ビートクロールの泳動作として、インターネットで公開されている日本水泳連盟監修の教育用画像素材⁽¹⁷⁾の模範泳の映像を参考に各関節の運動を決定した。表1に本泳動作のストローク周期、泳速度、ストローク長(1ストローク周期に進む距離を身長で除したものを)映像から算出した結果を示す。

関節の運動の決定にあたっては、泳動作1ストロー

Table 1 Results of model swimming

Stroke cycle	1.96 s
Swimming speed	1.34 m/s
Stroke length	1.47

クを18分割し、それぞれの時間に対応するフレームでの身体姿勢とシミュレーションでの身体姿勢とがなるべく近くなるように関節角を決定した。ただし目視による決定のため、目視が困難な前腕の回内/回外の角度については最大 $\pm 25^\circ$ 程度、その他の関節角度についても最大 $\pm 15^\circ$ 程度の誤差は有していると考えられ、その範囲においては文献⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾などを参考にし、自然な動きになるよう努めた。なおそれぞれのフレームの間の関節角は、シミュレーションプログラムにより自動的にスプライン関数補間される。

図9に、決定した関節の運動における左手のかきの様子を示す。18分割した各フレームでの状態を重ねて表示している。ただしリカバリー動作の8フレーム分は見やすさのため省略している。一般的にクロール泳において良い手のかき方とされている、いわゆるS字ストロークになっていることが確認できる。

具体的な関節の運動の与え方については、図9中に示される、体幹部に固定した座標系 $O_b-x_b y_b z_b$ のそれぞれの軸方向に身体要素を支点まわりに回転させることにより与える。よって回転させる軸の順番によって得られる運動は異なる。また、足首の距腿関節以外は図2の静止立位状態を基準(関節角が0)とする。距腿関節については、足部が伸展して脛部と一直線になった状態を基準(関節角が0)とする。図10(a)(b)(c)にそれぞれ、左上腕(肩関節)、左前腕(肘関節)および左下肢(股関節、膝関節、距腿関節)の決定した関節角を1ストローク周期分示す。またグラフ中の横軸における(1)~(10)の数字は図9中のそれぞれの上肢の姿勢の瞬間に対応する。なお体幹部などの他の関節の運動は本解析では考慮しなかった。

図10(a)の上腕に関しては、まず支点の肩関節の挙上(elevation)を考慮する。すなわち両上腕の開始点の中点を基準として、 x_b 方向にそれぞれの上腕の支点を回転させることによりそれを表現する(図10(a)中

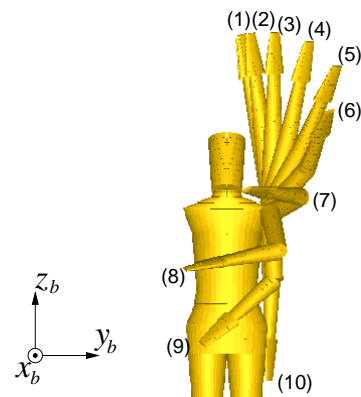


Fig. 9 Body coordinate and resultant arm stroke

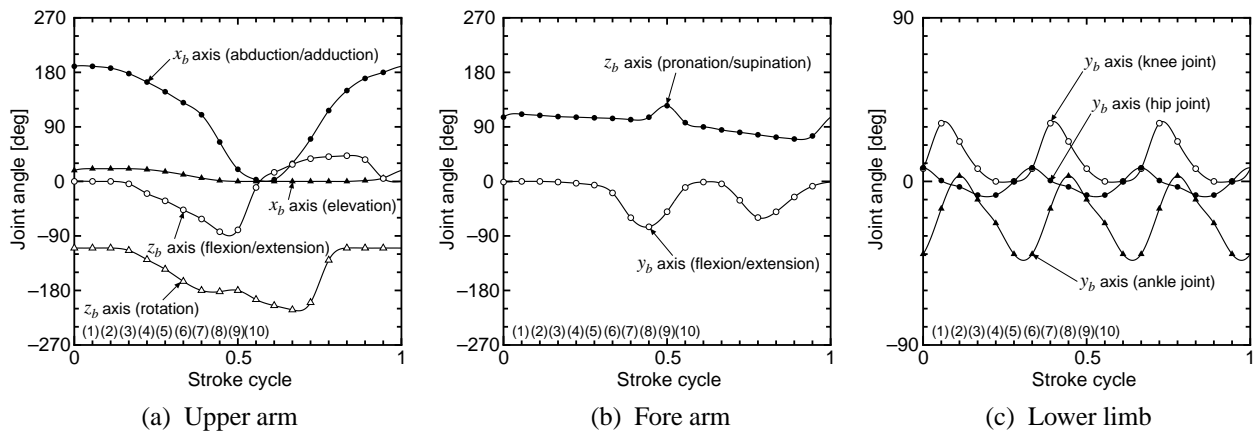


Fig. 10 Joint angles for one stroke cycle

の黒三角)．次に z_b 方向の回旋 (rotation) を与える (白三角)．次に上腕全体に x_b 方向の外転 / 内転 (abduction/adduction) を与える (黒丸)．さらに z_b 方向に再び回転させ肩の屈曲 / 伸展 (flexion/extension) を与える (白丸)．以上により上腕部の姿勢が決定される．次に図 10 (b) に示される前腕に関しては、まず z_b まわりの回旋、すなわち回内 / 回外 (pronation/supination) を与える (黒丸)．次に y_b まわりの回旋、すなわち肘関節の屈曲 / 伸展 (flexion/extension) を与える (白丸)．これらの回旋を与えた後、上腕が行なった回旋をすべて行ない、合成された前腕の姿勢が決定される．図 10 (c) に示される下肢に関しては、いずれの関節も y_b 方向のみの回旋としてバタ足運動を表現する．

4.2 計算条件 シミュレーションにおいては、すべての物理量は時間、長さ、および密度について無次元化された系で計算される．それぞれ基準量は、ストローク周期、身長、水の密度である．表 2 に計算条件を示す．ストローク周期は実際の映像と同じ 1.96 s とした．また身体形状は日本人 20 代男子平均とし、身体を 21 個の楕円錐台に分割し、さらに各楕円錐台の長手方向分割数は 10、円周方向分割数は 36、時間刻みは 0.002 (1 ストローク周期を 500 分割) とした．また身体の重心の初期速度はすべての方向に関して 0 とした．

4.3 解析結果 図 11 に周期毎のストローク長の推移を示す．4 周期程度経過すれば一定値 1.36 に落ち着き、定常状態に達することが分かる．表 1 に示した実際の映像のストローク長 1.47 と比較すると 7.5% ほど低めであるものの、定性的には現象を表現できていると考えられ、本シミュレーションモデルの有効性が確認される．なお実際より低めとなった主な原因としては、前報において述べた流体力のモデル化の誤差と、身体の相対運動 (関節角) の実際との誤差が挙げられる．

Table 2 Specification of calculation

Stroke cycle	1.96 s
Body geometry	20-29 years Japanese male
Number of truncated elliptic cone	21
Number of division of each truncated elliptic cone	
- for longitudinal direction	10
- for circumferential direction	36
Time step	0.002
Initial velocity of whole body	0

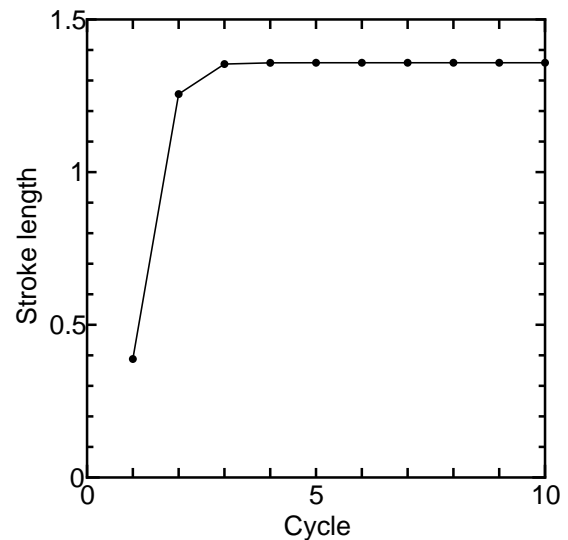


Fig. 11 Time history of stroke length

図 12 には、9 周期がすでに経過した 10 周期目の運動の様子を半周期分示す．ここで無次元化時間 t^* については、9 周期が経過した時点をも $t^* = 0$ とする．水面は進行方向において半周期に進んだ距離ずつ色分けされている．よって水面が濃い色の領域と薄い色の領域の幅を足した長さが 1 ストロークに進んだ距離、すなわちストローク長となる．また身体から出ている

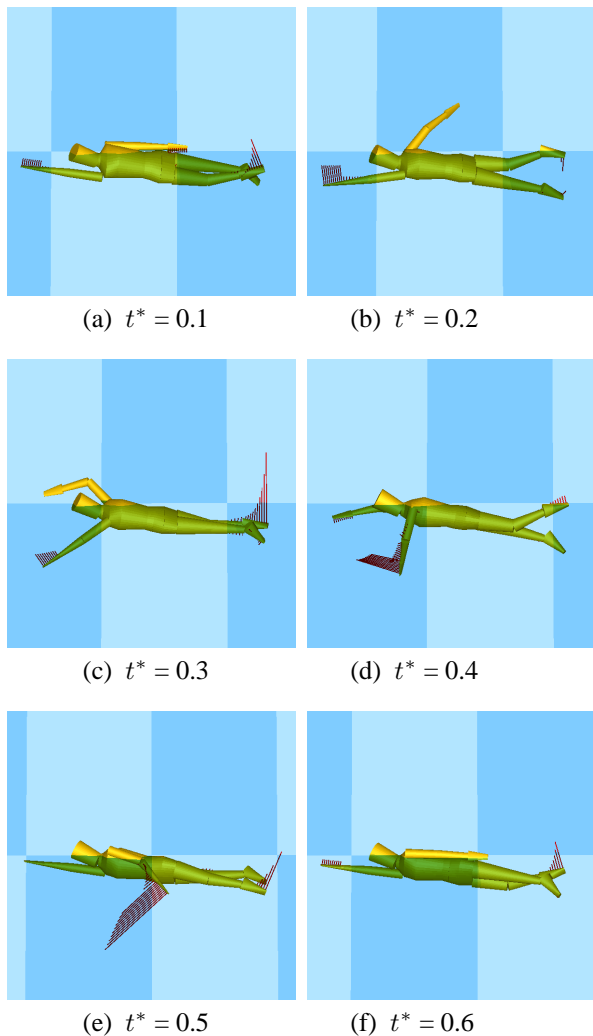


Fig. 12 Simulation results of swimming motion for half cycle from side view

濃い色の線は浮力以外の流体力の向きと大きさを表しており、 $t^* = 0.4 \sim 0.5$ における、左手のかきの後半で大きな推力が出ていることがわかる。

なお計算時間に関しては、Pentium4 プロセッサ 3GHz の PC で、10 周期、時間刻みが 1 ストローク周期 500 分割の場合で約 15 分、100 分割の場合で約 3 分であり、十分実用的な範囲と考える。

5. 結 言

本研究では、人間の水泳における、全身の剛体動力学と非定常流体力を考慮したシミュレーションモデル SWUM を開発した。まず本シミュレーションモデルにおけるモデル化と定式化について述べた後、四肢模型を用いた実験とけのび状態のシミュレーションにより流体力係数の同定を行った。その結果、同定した係数を用いて行った実験再現シミュレーションでは、実験に対して 10% 程度の誤差を有するものの、定性的傾向は良く捉えられることがわかった。さらに解析例

として標準的な 6 ビートクロール泳の解析を行った。シミュレーションにより得られたストローク長は基となった映像よりも 7.5% ほど低めなものの、定性的には現象を表現できていると考えられ、本シミュレーションモデルの有効性が確認された。

今後の課題としては、本報告の実験で四肢模型に行わせたような単純な揺動運動ではなく、より人間の実際の泳動作に近い運動における流体力測定を行い、より詳細で高精度な流体力モデルを構築する必要があると考えている。またより多くの泳動作による解析を行い検証を重ねることも必要と考えている。

シミュレーションソフトウェアについては、GUI などのインターフェースを整備し、フリーソフトウェアとして公開する予定である。

また本シミュレーションモデルに関する情報は web site (<http://www.swum.org/>) にて入手可能である。

最後に、本研究は科学研究費補助金 (課題番号 15650 131) の援助を受けた。記して謝意を表する。

文 献

- (1) Schleihauf, R.E., Gray, L. and DeRose, J., *Biomechanics and Medicine in Swimming IV*, (1983), 173-184.
- (2) Schleihauf, R.E. et al., *Swimming Science V*, (1988), 53-59.
- (3) Berger, M.A.M., de Groot, G. and Hollander A.P., *Journal of Biomechanics*, **28**, (1995), 125-133.
- (4) Ito, S. and Okuno, K., *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, (2003), 39-44.
- (5) Ohgi, Y. and Ichikawa, H., *The Engineering of Sport*, **4**, (2002), 638-644.
- (6) Takagi, H., *The Engineering of Sport*, **4**, (2002), 631-637.
- (7) Bixler, B. and Riewald, S., *Journal of Biomechanics*, **35**, (2002), 713-717.
- (8) Sato, Y. and Hino, T., *Proc. of the Second Int. Symp. on Aqua Bio-mechanisms*, (2003), P.2-07 (CD-ROM).
- (9) 高木英樹・清水幸丸・小段範久, 機論, **64**-618, B(1998), 79-85.
- (10) Toussaint, H.M., et al., *Journal of Biomechanics*, **21** (1988), 435-438.
- (11) Yanai, T., *Journal of Biomechanics*, **37** (2004), 605-612.
- (12) Yanai, T., *Journal of Biomechanics*, **34** (2001), 235-243.
- (13) 篠原主勲・古川知成・矢川元基, 機論, **68**-673, C(2002), 2643-2650.
- (14) 人間生活工学研究センター, 日本人の人体計測データベース 1992-1994 (CD-ROM).
- (15) 高木英樹, 人はどこまで速く泳げるのか, (2002), 90-91, 岩波書店.
- (16) 富田幸雄, 流体力学序説, (1981), 219, 養賢堂.
- (17) CEC・IPA, 教育用画像素材集 (水泳), <http://www2.jyose.pref.okayama.jp/cec/suiei/>.
- (18) Counsilman, E.J., *The Science of Swimming*, (1968), 19-66, Prentice-Hall.
- (19) Maglischo, E.W., *Swimming Even Faster*, (1993), 361-412, Mayfield.