

水中ドルフィンキック時における人体周り流れの数値計算

Simulation of Flow around Human in Underwater Dolphin Kick

- 水野 徳人, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎御所海道町
 山川 勝史, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎御所海道町
 松野 謙一, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎御所海道町
 Norihito MIZUNO, Kyoto Inst. Tech., Goshokaido-cho, Matsugasaki, Sakyou-ku, Kyoto
 Masashi YAMAKAWA, Kyoto Inst. Tech., Goshokaido-cho, Matsugasaki, Sakyou-ku, Kyoto
 Kenichi MATSUO, Kyoto Inst. Tech., Goshokaido-cho, Matsugasaki, Sakyou-ku, Kyoto

In competitive swimming, dolphin kick swimming is utilized after dives and turns, and is a factor largely affects the results in competition. Hence it is essential to know and control fluid dynamics in dolphin kick swimming. In this paper, changes of 5 joint angles are captured from the video footage, and a moving grid finite volume method is used to compute complex flow around swimmer model with the dolphin kick movement. This computational approach completely fulfills geometric conservation law, so that moving boundary problems become resolvable. Also, a moving computational domain method actualizes unrestricted move of swimmer model. Furthermore, coupling of kinematics and these methods allows swimmer model to dynamically accelerate and decelerate by the forces applied to itself. The result shows that most of the thrust is produced in down-kick, and the ring vortex is generated in the wake, which appears in practical dolphin kick swimming.

1. 緒 言

ドルフィンキックは競泳において飛び込みやターン後に用いられ、競泳記録に大きな影響を与える泳法である。そこで、低コストで泳動作の比較が容易なことから、流体シミュレーション等の非実験的手法を用いて、より大きな推進力を得るドルフィンキックの泳動作に関する研究が行われている。しかし、従来の研究ではドルフィンキック時の泳動作を詳細に再現し、推進力もしくは流れの計算を行うことが可能であるが、流れの計算から得られる流体力に基づいて人体の移動を再現し、異なる泳動作の推進力を比較することは十分になされていない。例えば、剛体の運動方程式により全身の運動を求める水泳人体シミュレーションモデル (SWUM) ⁽¹⁾⁽²⁾ を用いて、ドルフィンキック時における胴体のうねり方が推進力に与える影響が報告されている。このモデルでは、ドルフィンキック時の詳細な泳動作の再現が可能であるが、流れそのものの計算は行われていない。一方、レーザー स्क্যানを用いて作成した人体モデルに競泳選手の泳動作を適用させることで、ドルフィンキック時の複雑な人体形状と泳動作を伴う流れのシミュレーション⁽³⁾⁽⁴⁾が行われている。ただし、このシミュレーションでは一様流中に固定された人体モデル周りの流れ計算に留まっており、流体力を考慮した人体の移動は再現されていない。しかし、ドルフィンキックの使用される飛び込みやターン直後では、推進速度が 4m/s 程度であり、平均推進速度のおよそ 2 倍の値となる。したがって、より大きな推進力を得るドルフィンキック時の泳動作を明らかにする上で、流体力に起因して動的に推進速度が変化する人体モデル周りの流れ計算を可能にすることが必要であると言える。

本研究では、ドルフィンキックを対象とし、非構造移動格子有限体積法⁽⁵⁾と移動計算領域法 (MCD 法) ⁽⁷⁾および運動方程式との連成を組み合わせることで、人体の複雑な形状・泳動作を伴い、流体から受ける力に基づいて移動する人体モデル周りの流れ計算を行った。

2. 基礎方程式

本研究では、基礎方程式として式 (1), (2) に示す連続の式と 3 次元非圧縮性ナビエ・ストークス方程式を用いる。

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{q}}{\partial t} + \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial y} + \frac{\partial \mathbf{G}}{\partial z} = \frac{1}{\text{Re}} \left(\frac{\partial \mathbf{E}_v}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{F}_v}{\partial y} + \frac{\partial \mathbf{G}_v}{\partial z} \right) \quad (2)$$

ここで、以下に示すように、

$$\mathbf{q} = \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix}, \mathbf{E} = \begin{pmatrix} u^2 + p \\ uv \\ uw \end{pmatrix}, \mathbf{F} = \begin{pmatrix} uv \\ v^2 + p \\ vw \end{pmatrix}, \mathbf{G} = \begin{pmatrix} uv \\ vw \\ w^2 + p \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{E}_v = \begin{pmatrix} u_x \\ v_x \\ w_x \end{pmatrix}, \mathbf{F}_v = \begin{pmatrix} u_y \\ v_y \\ w_y \end{pmatrix}, \mathbf{G}_v = \begin{pmatrix} u_z \\ v_z \\ w_z \end{pmatrix}$$

\mathbf{q} は保存量ベクトル, $\mathbf{E}, \mathbf{F}, \mathbf{G}$ は x, y, z 方向の非粘性流束ベクトル, $\mathbf{E}_v, \mathbf{F}_v, \mathbf{G}_v$ は x, y, z 方向の粘性流束ベクトルであり, u, v, w は x, y, z 方向の速度, p は圧力, Re はレイノルズ数を表す。また, $\mathbf{E}_v, \mathbf{F}_v, \mathbf{G}_v$ における添字 x, y, z は各方向の微分を表している。

3. 計算手法

3. 1 離散化手法

離散化には非構造移動格子有限体積法を用いる。本手法は、時間・空間を含めた 4 次元の検査体積に有限体積法を適用しており、計算格子が移動・変形しても幾何保存則を厳密に満足する。したがって、ドルフィンキック時の泳動作に伴い移動・変形する計算格子を用いた流れ計算が可能となる。

3. 2 評価法

移流項の評価には 2 次精度風上差分型離散近似, 粘性項と圧力項の評価には中心差分型離散近似を用いる。また、本研究では非圧縮性流れを解くため、式 (2) を二段階に分割して計算するフラクショナルステップ法を適用しており、第一段階での反復解法には LU-SGS 法, 第二段階における圧力方程式の反復解法には Bi-CGSTAB 法を用いている。

3. 3 移動計算領域法 (MCD 法)

動的に加減速する人体モデル周りの流れ計算を行う際には、計算領域中にある物体が制限なく移動することを可能にする必要がある。そこで、Fig.1 に示すように物体を計算領域ごと移動させる MCD 法を用いる。この手法は、非構造移動格子有限体積法をベースにしているため、幾何保存則を満足する。また、計算領域を物体の移動を考慮して大きくする必要がないため、計算コストを増加させることなく自由度の高い移動を伴う流れ計算を行うことが可能となる。

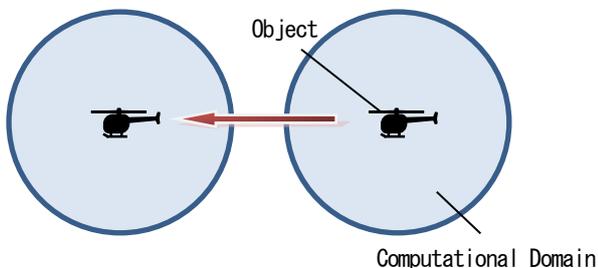


Fig.1 Summary of a moving computational domain method

3. 4 運動方程式との連成

運動方程式との連成により、1 ステップ毎に流れ計算より得られる推進力から人体モデルを加減速させる。ここで、人体モデルの運動は直進方向のみの 1 自由度のみとし、運動方程式との連成方法は弱連成とした。

4. ドルフィンキック時の流れ計算

4. 1 人体モデル

人体モデルは Fig.2 に示すドルフィンキック時の映像を参考に Metasequoia を用いて作成した。ここで、Fig.2 の映像はドルフィンキック時の泳動作を真横から固定カメラで撮影したものであり、泳者の平均推進速度は 1.6m/s である。Fig.3 に作成した人体モデルを示す。本モデルは、泳者である身長 2.2m、体重 65.0kg の男性をモデル化している。

4. 2 泳動作の捕捉

ドルフィンキック時における泳動作の再現のため、まず Fig.2 に示すように、肩、腰、尻、膝、踝の 5 点に関節を定義する。次に、映像をフレームに分け、各フレームにおける 5 つの関節角度を捉える。フレーム間の関節角度を補間することによって得られた各関節角度の時間変化を Fig.4 に示す。Fig.4 の角度変化を同様に定義した人体モデルの関節に与え、ドルフィンキック時の泳動作を再現する。ここで、ドルフィンキック 1 サイクルの周期は 0.65s であり、無次元時間になると $T=0.445$ である。

4. 3 計算格子

複雑な人体形状を表現するため、計算格子には非構造格子を用いることとし、MEGG3D[®]によって計算格子を作成した。ここで、計算領域は人体モデルの全長を 1 とすると、半径が 20 の球としており、人体モデル表面においては Fig.5 に示すように、プリズム格子およびピラミッド格子を生成している。計算格子の構成は、四面体が 1420617、プリズム格子が 726499、ピラミッド格子が 18047 で、全要素数は 2165163 である。

また、人体モデルの変形に伴う計算格子の移動制御は、3 次元非構造格子において有用とされるねじりバネ系移動格子法⁹⁾を用いて行う。この手法は、一般的な引張バネ系を模擬した移動格子法に、ねじりバネと半ねじりバネの効果を組み合わせた手法であり、従来の引張バネ系移動格子法に比べ、ロバスト性を大幅に向上させることができる。

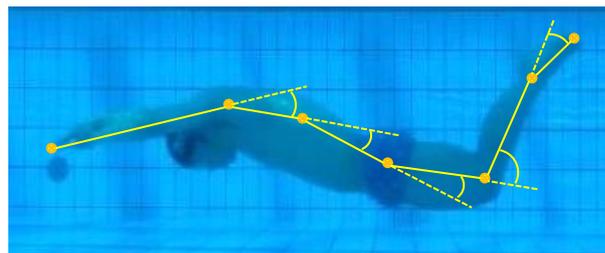


Fig.2 Video footage of human dolphin kick swimming

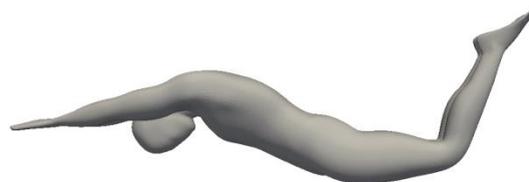


Fig.3 Swimmer model

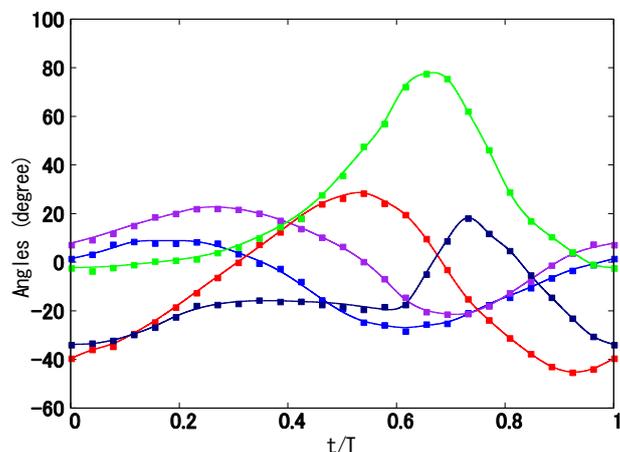


Fig.4 Changes of 5 joint angles in a dolphin kick cycle

4. 3 計算条件

今回の計算では、人体モデルは静止状態から Fig.4 の関節角度変化を与える。境界条件は、人体モデル表面で移動滑りなし条件、外部境界では外挿とし、計算コストを削減のためレイノルズ数を 5×10^4 とした。ただし、水と空気の界面の影響は考慮せず、単相流計算によりドルフィンキック時の流れ計算を行うこととした。

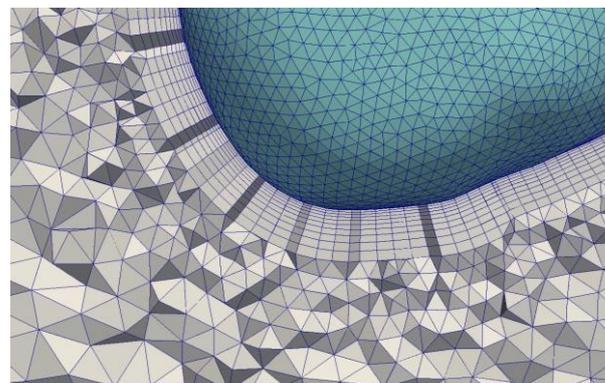


Fig.5 Hybrid mesh generated on surface of swimmer model

4. 4 計算結果

以上の条件で流れの計算を行ったところ、人体モデルは静止状態から加速し、ドルフィンキック 1 サイクルの平均速度は $u=0.96$ で一定となった。平均速度が一定となった後の無次元時刻 $t = 2.2$ における Q 値の等値面を Fig.6 に示す。ここで、人体モデルは蹴り下ろしの動作を終えた姿勢にある。Fig.7 に、人体モデル後方における Q 値の等値面を示す。Fig.7 から、人体モデルの後流にリング状の渦が発生していることが分かるが、これは、Fig.8 に示す Hochstein⁽¹⁰⁾らのドルフィンキック時の流れの可視化実験結果と同様の結果である。この結果から、本シミュレーション結果の妥当性を示すことができたと考える。

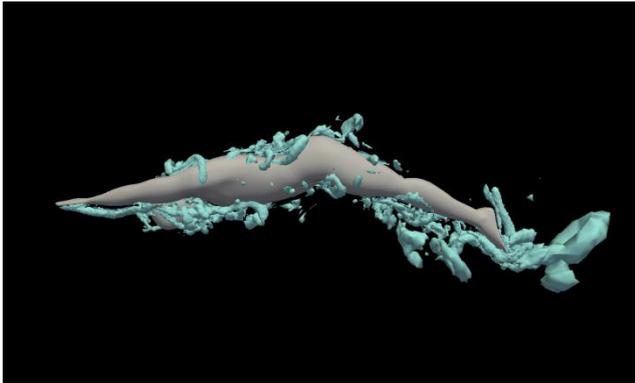


Fig.6 Iso-surface of value Q at $t = 2.2$

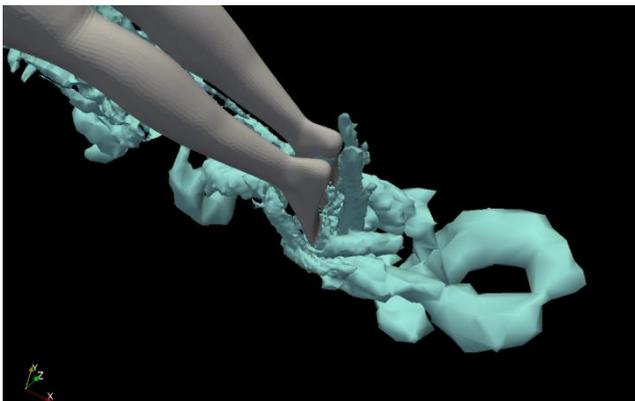


Fig.7 A ring vortex in the wake at $t = 2.2$

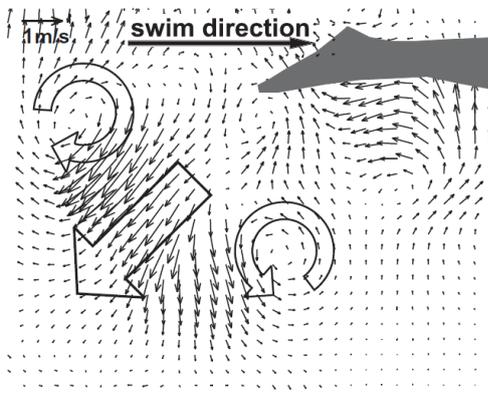


Fig.8 Two counter-rotating vortices and a jet stream were generated behind swimmer after the down kick

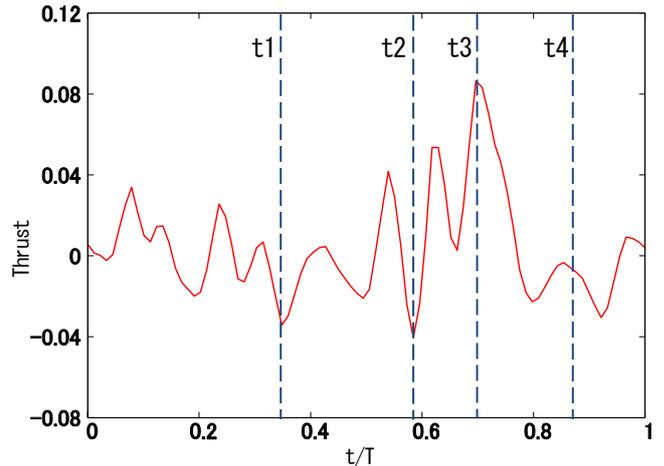
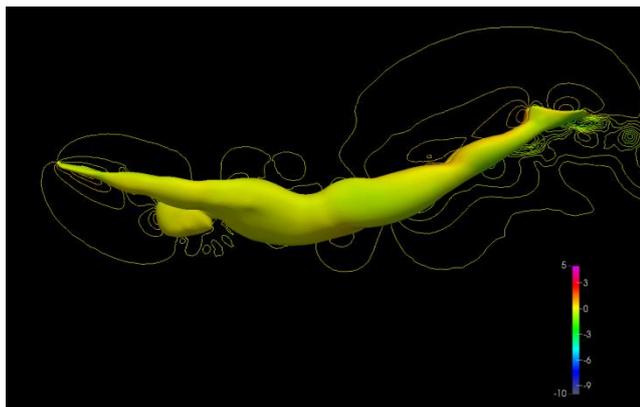
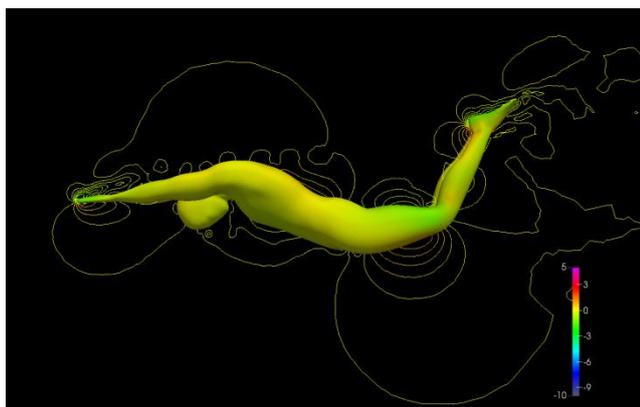


Fig.9 Change of thrust in a dolphin kick cycle

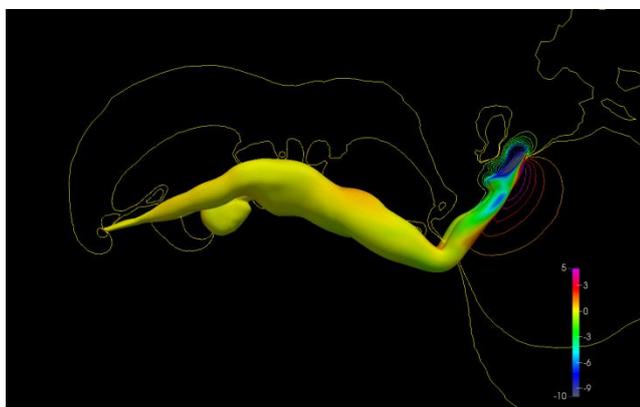
また、平均速度が一定となった際のドルフィンキック 1 サイクルにおける推進力を Fig.9 に示す。ここで、 $t/T=0.33, 0.58, 0.70, 0.83$ をそれぞれ t_1, t_2, t_3, t_4 とし、それぞれの場合における人体モデル表面圧力分布と等圧力線を Fig.10 (a) - (d) に示す。まず、Fig.9 より、推進力の推移をみると、 t/T が 0 から t_2 にかけて低下した後に、 t_3 で最大となり、大きく低下する。その後、 t_3 の場合に比べ変化は小さいが、 $t/T=1.0$ にかけて上昇することが分かる。このような推進力の傾向は、von Loebbecke らのドルフィンキック時における流れ計算の結果と同様の結果となる。まず、 t_1 において人体モデルは身体を反らした状態であり、Fig.9 より推進力は低下していることが分かる。ここで、Fig.10 (a) の圧力分布を見ると、下肢の上面が高圧となっていることが分かる。これより、身体を反らすことで下肢の上面が抵抗となり、推進力の低下に起因していると考えられる。次に、 t_2 ではドルフィンキック 1 サイクルにおいて推進力が最低値となる点であるが、この時、人体モデルは蹴り下ろしのため膝を曲げている状態である。ここで、Fig.10 (b) の圧力分布を見ると、かかと周辺で圧力が高くなっていることが分かる。 t_2 の状態から膝を曲げることで、 t_1 の状態に比べ更に推進に対する抵抗が大きくなるため、推進力が最低値となると考えられる。 t_3 では、推進力が最大値となるが、この時、人体モデルは蹴り下ろし動作の初期段階にある。ここで、Fig.10 (c) の圧力分布を見ると、脛から足の甲にかけて極端な高圧、足の裏に極端な負圧が生じていることが確認できる。したがって、蹴り下ろし動作の際に膝から下の部位に生じる大きな圧力差がドルフィンキックにおいて推進力を生じる最大の要因であることが分かる。最後に t_4 では、推進力の値は低くなっているが、 t_4 から $t/T=1.0$ にかけて推進力が上昇する傾向が見られる。この時、人体モデルは膝を完全に伸ばし、蹴り下ろし動作を終えると同時に尻の位置を上昇させている。Fig.10 (d) の圧力分布を見ると、膝の裏周辺に高い圧力が生じており、推進力の要因となっていることが分かる。これらの結果から、蹴り下ろし動作を行う際には、単に尻の関節を軸に下肢を下ろすだけでなく、尻を上昇させることが、膝から下の圧力差以外にも推進力を生む重要な動作であると考えられる。このように、本シミュレーションから得られる推進力の変化と人体モデルの表面圧力を照らし合わせることで、ドルフィンキックにおいてどのような泳動作が推進力の発生に関与しているかを明らかにすることができる。



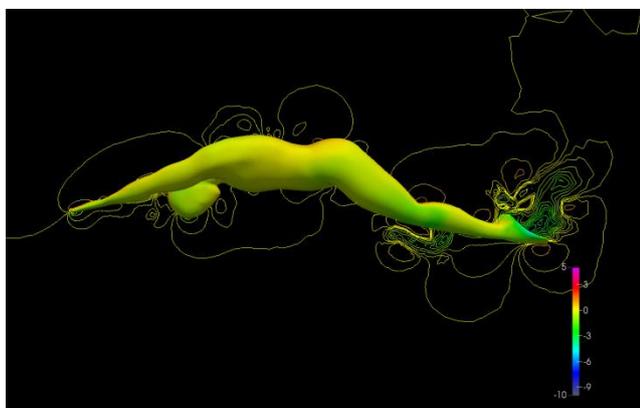
(a) t1 ($t/T=0.33$)



(b) t2 ($t/T=0.58$)



(c) t3 ($t/T=0.70$)



(d) t4 ($t/T=0.83$)

Fig.10 Pressure on surface of swimmer model and pressure distribution around swimmer model on y-plane

5. 結 言

本研究では、ドルフィンキック時の人体周り流れを対象に、非構造移動格子有限体積法と MCD 法、運動方程式との連成を組み合わせることで、人体の複雑な形状・動作、制限のない移動を伴う流れのシミュレーションを可能にした。計算結果から、蹴り下ろし後の人体モデル後流にリング状の渦が発生していることが確認でき、Hochstein らのドルフィンキック時における流れの可視化実験と同様の結果が得られた。これより、定性的ではあるが本シミュレーションに信頼性があることを示した。また、流れの計算から得られた推進力と圧力分布を照合することで、どのような泳動作が推進力を生じる要因となるかを確認でき、より大きな推進力を得る泳動作を明らかにするために、本シミュレーションが有用であることを示した。

参考文献

- (1) 中島, 佐藤, "全身の剛体動力学と非定常流体力学を考慮した水泳人体シミュレーションモデルの開発", 日本機械学会論文編集 B 編, Vol.71, No.705 (2005), pp. 1361-1369.
- (2) Nakashima, M., "Simulation Analysis of the Effect of Trunk Undulation on Swimming Performance in Underwater Dolphin Kick of Human, " Journal of Biomechanical Science and Engineering", Vol.4, No.1 (2009), pp.94-104.
- (3) von Loebbecke, A., Mittal, R., Mark, R., Hahn, J., "A Computational Method for Analysis of Underwater Dolphin Kick Hydrodynamics in Human Swimming, " Sports Biomechanics, 8:1, (2009), pp.60-77.
- (4) von Loebbecke, A., Mittal, R., Fish, F., "Propulsive efficiency of the Underwater Dolphin Kick in Human, " Journal of Biomechanical Engineering, Vol.131, (2009)
- (5) 三原, 松野, 里深, "移動格子有限体積法 (第一報, 基礎定式化と検証)," 機論, 65-637 (1999), pp. 2945-2953.
- (6) 井ノ本, 松野, 山川, "非圧縮性流れに対する非構造移動格子有限体積法と流体力学-運動力学の連成問題への応用", 日本計算工学会論文集, Vol.2015, (2015), pp.2015008
- (7) Watanabe, K., Matsuno, K., "Moving Computational Domain Method and its Application to Flow around a High-Speed Car Passing Through a Hairpin Curve", Journal of Computational Science and Technology, Vol.3, No.2, (2009), pp.449-459.
- (8) Ito, Y., "Challenges in Unstructured Mesh Generation for Practical and Efficient Computational Fluid Dynamics Simulations", Computers and Fluids, Vol.85, (2013), pp.47-52.
- (9) 村山, 中橋, 加藤, "非構造動的移動格子に関する研究," 航空宇宙数値シミュレーション技術シンポジウム 2001 論文集, (2002), pp. 161-166.
- (10) Hochstein, S., Blickhan, R., "Re-capturing and Kinematics in Human Underwater Undulatory Swimming", Human Movement Science, Vol.30, (2011), pp.998-1007.