

博士論文

水中ドルフィンキックにおける体幹動作が
進行方向への速度生成に与える貢献
-足部の運動および渦の生成からの検討-
(Contribution of trunk movement for horizontal
velocity during underwater undulatory swimming:
analysis of foot kinematics and vortex generation)

2022年9月

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科
スポーツ健康科学専攻博士課程後期課程

田中 貴大

立命館大学審査博士論文

水中ドルフィンキックにおける体幹動作が
進行方向への速度生成に与える貢献

-足部の運動および渦の生成からの検討-

(Contribution of trunk movement for horizontal
velocity during underwater undulatory swimming:
analysis of foot kinematics and vortex generation)

2022年9月

September 2022

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻博士課程後期課程

Doctoral Program in Sport and Health Science

Graduate School of Sport and Health Science

Ritsumeikan University

田中 貴大

TANAKA Takahiro

指導教員：伊坂 忠夫教授

Supervisor: Professor ISAKA Tadao

目次

副論文一覧.....	i
用語の定義.....	ii
略語一覧.....	iii
第1章 緒論.....	1
1-1 序.....	1
1-2 文献研究.....	3
1-2-1 競泳とは.....	3
1-2-2 競泳における水中ドルフィンキックの重要性.....	4
1-2-3 水中ドルフィンキックで行われる身体動作.....	5
1-2-4 水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度生成に関連する運動学的要因.....	6
1-2-5 水中ドルフィンキックを含めた泳動作における流体力学的分析手法.....	7
1-2-6 水中ドルフィンキックに関する流体力学的研究.....	9
1-2-7 水中ドルフィンキックにおける体幹動作の運動学および流体力学的重要性.....	10
1-3 先行研究の問題点.....	12
1-4 目的および仮説.....	12
第2章 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度の生成が可能な泳者の体幹部の運動学的特徴.....	14
2-1 背景.....	14
2-2 方法.....	15
2-2-1 対象者.....	15
2-2-2 実験試技.....	15
2-2-3 実験設定およびデータ収集.....	16

2-2-4 データ解析	17
2-2-5 統計処理	18
2-3 結果	20
2-4 考察	26
2-5 小括	28
第3章 流体解析のためのシミュレーションモデルの構築およびその妥当性の検証.....	29
3-1 背景	29
3-2 方法	30
3-2-1 3次元身体形状モデルの取得および対象者	30
3-2-2 水中ドルフィンキック動作の再構築.....	32
3-2-3 流体シミュレーションモデル.....	33
3-2-4 モデルの妥当性の検証およびデータ解析.....	34
3-3 結果	37
3-4 考察	40
3-5 小括	41
第4章 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度の生成に効果的な渦の動態	46
4-1 背景	46
4-2 方法	47
4-2-1 対象者および流体シミュレーション	47
4-2-2 データ解析	48
4-2-3 統計処理	49
4-3 結果	51
4-4 考察	54

4-5 小括	55
第5章 体幹部の運動による高い進行方向への速度の発揮に効果的な渦の生成.....	57
5-1 背景	57
5-2 方法	59
5-3 結果	63
5-4 考察	67
5-5 小括	69
第6章 総括論議.....	70
6-1 高い進行方向への速度生成に対する体幹部の貢献	70
6-2 競技記録改善を目指した指導現場への提言	74
6-3 今後の展望	77
6-4 本博士論文の研究限界	77
第7章 結論.....	80
参考文献.....	81
付録A CFDにおける初期設定値.....	91
付録B 計算格子メッシュにおける境界条件.....	92
付録C 標準k-εモデル.....	93
付録D 圧力-速度連成手法	95
付録E 離散化のためのスキーム設定	98
付録F メッシュ移動のアルゴリズム	99
付録G 運動データの座標変換.....	100
謝辞	

副論文一覧

本博士論文は、下記副論文をもとに作成したものである。

【第2章（研究課題①）】

Tanaka, T., Hashizume, S., Sato, T., & Isaka, T. (2022). Competitive-level differences in trunk and foot kinematics of underwater undulatory swimming. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(7), 3998. <https://doi.org/10.3390/ijerph19073998>

【第3章, 第4章（研究課題②）】

Tanaka, T., Hashizume, S., Kurihara, T., & Isaka, T. (2022). The large and strong vortex around the trunk and behind the swimmer is associated with great performance in underwater undulatory swimming. *Journal of Human Kinetics*, In press.

用語の定義

うねり動作

遊泳中の魚は、頭部から尾部にかけて順々に位相ずれを生じさせながら、身体を振動させるような運動を繰り返す。このような運動のことをうねり動作と呼び、水中ドルフィンキックにおいても手部から足部にかけて、順々に位相ずれを生じながら身体を振動させるような運動が行われる。本博士論文では、この身体セグメントごとに位相ずれを生じながら身体を振動させるように行う周期的運動を「うねり動作」と定義する。

水中ドルフィンキック

競泳において、水中を推進する際には、全身のうねり動作を用いた泳技術が用いられている。日本ではこの泳技術を、伏臥位で行う時はドルフィンキック、仰臥位で行う時はバサロキックと一般的に呼ぶが、本博士論文ではこの2種類の呼び方を総じて「水中ドルフィンキック」と定義する。

動作範囲

運動学的分析では、関節の最大屈曲、伸展角度といった角度の差分値を関節可動域 (Range of Motion) として算出することがある。本博士論文では、この関節可動域を泳者が動作した範囲とみなして、「動作範囲」と定義する。

迎角

流体力学では、流体中にある物体と水や空気の流れの方向がなす角度を、迎角と呼ぶ。本博士論文では、水が流れる方向は矢状面上における水平方向と同じであると仮定し、矢状面上の水平方向の軸と身体セグメントがなす角度を「迎角」と定義する。

略語一覽

CFD	Computational Fluid Dynamics
CI	Confidence Interval
COV	Center of Vorticity
FINA	Fédération Internationale de Natation
ISL	International Swimming League
MAD system	Measuring Active Drag system
MCD	Moving Computational Domain Method
MRT	Measured values of Residual Thrust
PIV	Particle Imaging Velocimetry
SWUM	Swimming Human Model
UUS	Underwater Undulatory Swimming

第1章 緒論

1-1 序

競泳は定められた距離を泳ぐ時間で順位を競う競技であり、スタート、ストローク、ターン、フィニッシュの4つの局面で構成される(日本水泳連盟, 2014)。自由形、背泳ぎおよびバタフライ種目では、それら4局面のうちスタートおよびターン局面において水中ドルフィンキックが用いられる。近年、水中ドルフィンキックは「第5の泳法」と呼ばれ(Collard et al., 2013)、水中で行う泳動作である。そのため水中ドルフィンキックでは、身体に作用する造波抵抗の影響を低減でき、自由形のように身体の一部が水面上に出る泳動作と比較して、進行方向への速度を生成しやすいため(Lyttle et al., 1998; Veiga et al., 2014)、競技記録向上の観点から注目されている。水中ドルフィンキックが用いられるスタートおよびターン局面の所要タイムは、競技記録と強い相関関係にあり(Arellano et al., 1994)、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度を生成するメカニズムの解明は、競泳の記録向上につながる方策を考えるうえで有用な情報をもたらし得る。

スタートおよびターン局面で用いられる水中ドルフィンキックは、“全身のうねり動作”もしくは“ムチのしなり動作”として捉えられ(小林ほか, 2016; Maglischo, 2003; Sanders et al., 1995)、それによる進行方向への速度生成メカニズムの解明を目的として、全身の運動学的および流体力学的分析が行われてきた。それら一連の研究成果によると、水中ドルフィンキック中の進行方向への速度生成には足部で作用する流体力が最も貢献し(Cohen et al., 2012; 杉本ほか, 2008a; von Loebbecke et al., 2009)、進行方向への速度生成に関連する運動学的因子として、キック頻度やダウンキックおよびアップキック中における足部の最大鉛直速度、ダウンキック中の足関節底屈角度増大による足部の最大迎角の増加が重要であると報告されている(Atkison et al., 2014; Cohen et al., 2012; Higgs et al., 2017; Houel et al., 2013; 杉本ほか, 2008a; Willems et al., 2014)。また、流体力学的解析の結果によると、全身で生成した

渦が泳者の後方へ放出されることにより，進行方向への速度が生成されていることが明らかにされている（Cohen et al., 2012; Pacholak et al., 2014; Shimojo et al., 2019a; von Loebbecke et al., 2009）．しかしながら，水中ドルフィンキックに関するこれまでの研究は，主に足部あるいは全身の運動に着目したものに限られる．

ムチのしなり動作が含まれる他のスポーツ動作においては，体幹部の運動が遠位部の運動の大きさや動作速度に影響し，高いパフォーマンスの発揮に貢献することが指摘されている（Kreighbaum & Barthels, 1996; Stodden et al., 2001）．したがって，水中ドルフィンキックにおいても，進行方向への速度生成に重要な足先の速度や足部の迎角を増加するうえで，体幹部の動作が重要な役割を果たすと考えられる．海洋生物においては，体幹部も含めた全身のうねり動作によって速度生成に効果的な渦を生成し放出していることが示唆されている（Nauen & Lauder, 2002）．このような海洋生物に観察される流体力学的特徴がヒトの水中での動きにも当てはまるのであれば，水中ドルフィンキックでは，体幹部の動作を起点として，高い速度生成に効果的な渦が生成および放出されている可能性がある．

以上のように，水中ドルフィンキックにおいて，体幹部は進行方向への速度を生成する役割を担っていると推察される．しかし，その実際について体幹の動きに関する運動学および渦の生成と放出に関わる流体力学の観点から解明した研究はない．そこで本博士論文は，水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献について，運動学および流体力学的分析の結果に基づき明らかにすることを目的とする．

1-2 文献研究

本博士論文では、水中ドルフィンキックの進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献について、運動学的および流体力学的分析の結果に基づき明らかにすることを目的とする。本章では、競泳の歴史の変遷についてふれた後に、競泳のレースにおける水中ドルフィンキックの重要性と水中ドルフィンキックに関する運動学的および流体力学的研究の知見について、1) 高い進行方向への速度生成に関わる運動学的因子、2) 進行方向への速度生成に関与する渦の動態、ならびに3) 高い進行方向への速度生成に関わる体幹部の運動の重要性の3点から概説する。

1-2-1 競泳とは

競泳は、近代オリンピック第1回大会（1896年）より正式種目として採用され、現在では生涯スポーツとしてジュニアから成人男女が参加するマスターズ水泳まで、幅広い層で盛んに実施されている（Godldblatt, 2018; Knechtle et al., 2016; 日本水泳連盟, 2014; 日本水泳連盟, 2011; Unterweger et al., 2016）。競泳種目には、自由形、背泳ぎ、平泳ぎおよびバタフライに加え、4泳法全てを泳ぐ個人メドレー種目があり、それらは50 m, 100 m, 200 m, 400 m, 800 m および 1500 m のいずれかの距離で実施される。競技が行われるプールは50 mの長水路および25 mの短水路があり、それぞれのプールでの記録は、国際水泳連盟（Fédération Internationale de Natation: FINA）および日本水泳連盟の公認記録として認められている（FINA, 2022; 日本水泳連盟, 2014; 日本水泳連盟, 2011）。また、競技会として、長水路では2年に1回の世界選手権および4年に1回のオリンピックとパンパシフィック選手権、短水路では2年に1回の世界選手権や国際水泳リーグ（International Swimming League: ISL）といった国際大会が行われている（FINA, 2022; ISL, 2022; 日本水泳連盟, 2022）。また、新しい泳技術の提案に加え、記録の改善に貢献しうる器具や水着が開発されており、競技記録の向上をめざし、様々な領域において研究が行われてきている。

1-2-2 競泳における水中ドルフィンキックの重要性

競泳のレースは、スタート、ストローク、ターンおよびフィニッシュの 4 局面で構成され、記録向上には各局面における所要タイムの短縮が重要である (Arellano et al., 1994; 日本水泳連盟, 2014; Veiga et al., 2014). レース 4 局面のうち、スタート局面はスタートから 15 m までの距離、ターン局面はターン前 5 m からターン後 15 m までの距離と定義されている (日本水泳連盟, 2014). このスタートとターン局面を合わせた局面は、長水路レースでは全体の約 30 %, 短水路レースでは約 60 % と大きな割合を占めている. スタート局面では陸上から動作を開始することができ、ターン局面では壁を蹴ることができるため、ストローク局面よりも高い進行方向への速度を得ることができる (Takeda et al., 2009). また、100 m 種目におけるスタートおよびターン局面の所要タイムは、競技記録と強い相関関係が認められている (Arellano et al., 1994). これらの知見は、スタートおよびターン局面の通過タイムの短縮が競泳記録の改善に重要であることを示すものに他ならない.

競技規則において、自由形、背泳ぎ、バタフライおよび個人メドレーの平泳ぎ局面以外では、スタートおよびターン後 15 m までに泳者は頭の一部を水面に出さなければならない (FINA, 2022). 換言すると、15 m までは水中で推進することが可能であり、一般的に「第 5 の泳法」と呼ばれる水中ドルフィンキックが用いられている (Collard et al., 2013). 水中ドルフィンキックでは、水面で発生する波の抵抗を低減できることから、水面で泳ぐ泳法よりも進行方向への速度を生成しやすい (Lyttle et al., 1998; Veiga & Roig, 2016). 実際の競泳レースにおいても、バタフライや背泳ぎの 100 m および 200 m 種目における水中局面は、水面での泳動作を行うストローク局面よりも泳速度が高い (Veiga & Roig, 2016). また、これら短距離から中距離の競泳種目において、競技力の高い選手は低い選手よりも、水中ドルフィンキックを用いた距離が長い (Veiga et al., 2014). これらの点を考慮に入れると、競泳短・中距離種目において、高い進行方向への速度を可能にする水中ドルフィンキックの技術の

獲得は、スタートおよびターン局面の所要タイムの短縮による競技記録の向上に重要な役割を果たすといえる。

1-2-3 水中ドルフィンキックで行われる身体動作

水中ドルフィンキックは、足部の蹴り上げ動作および蹴り下げ動作が繰り返される周期的運動である (Fig. 1-1)。また、手部から足部まで順々に位相ずれを生じながら身体を振動させるような運動であることから、全身のうねり動作もしくはムチのしなり動作とも呼ばれている (小林ほか, 2016; Maglischo, 2003; Sanders et al., 1995)。水中ドルフィンキックは、両上肢を頭上にあげた状態の「ストリームライン」姿勢で行われ、足を蹴り下ろす動作である「ダウンキック」と、蹴り上げ動作である「アップキック」の2局面に分けられる (Atkison et al., 2014)。それらの局面について、全身の関節の運動に着目すると、ダウンキック時では、胸部の伸展、骨盤後傾、股関節屈曲、膝関節伸展および足関節底屈運動、アップキック時では胸部の屈曲、骨盤前傾、股関節伸展、膝関節屈曲、足関節背屈運動が、位相ずれを生じながら順々に行われる (小林ほか, 2016; Maglischo, 2003; Matsuura et al., 2020)。このような動作上の特徴を踏まえ、水中ドルフィンキックに関しては、そのすぐれた泳技術および推進メカニズムの解明を目的として、全身の関節および身体動作に着目した運動学および流体力学的研究がなされてきた。

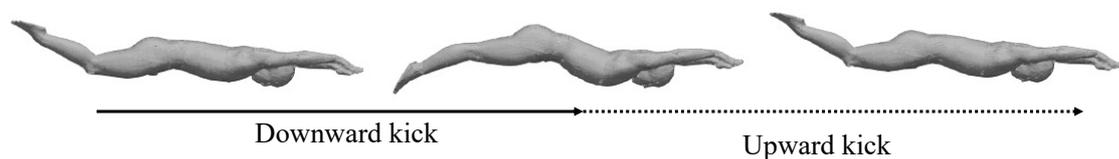


Figure 1-1. The underwater undulatory swimming

1-2-4 水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度生成に関連する運動学的要因

水中環境で行われる泳動作の運動学的データの計測は、陸上運動を対象とした場合と同様の方法を用いて行われる。すなわち、反射マーカー等が貼付された実験参加者の身体動作を、ビデオカメラやモーションキャプチャーシステムを用いて撮影し、撮影された映像から反射マーカー等の位置座標データを手動および自動デジタイズにより運動学データに変換する (Robertson et al., 2014; Winter, 2009)。陸上運動における運動データの取得は、1900年代初頭から徐々に行われてきたが (深代ほか, 2000)、水中環境における泳動作の水中映像の取得は、撮影設備上の問題から長年実現が困難な課題とされてきた。しかし、1990年代から2000年代初頭より、防水加工されたビデオカメラやプールの側面に設置された水中窓から映像を撮影する手法が普及したことにより (Cappaert et al., 1995; Deschodt et al., 1999; Shimojo et al., 2014; Yamakawa et al., 2017)、泳動作の2次元および3次元運動解析を行なった研究が急速にその数を増した (Psycharakis & Sanders, 2010; Ruiz-Navarro et al., 2022)。さらに、2010年代後半に水中モーションキャプチャーシステムが開発され、ビデオ撮影を用いた方法よりも精度の高いデータを容易に取得することが可能となり、近年では同システムを用いた泳動作の運動解析が数多く行われている (Kudo et al., 2021; Kudo et al., 2019; Kudo et al., 2017; Matsuda et al., 2021; Matsuda et al., 2018; Shimojo et al., 2019a; Shimojo et al., 2019b; Tsunokawa et al., 2019; Washino et al., 2019; Washino et al., 2021; Yamakawa et al., 2022)。

水中ドルフィンキックによる進行方向への速度生成メカニズムの解明を目的に、これまでに運動学的アプローチによる研究が数多く実施されてきている。そのなかで下肢の関節に着目した研究によると、股関節の伸展角速度、膝関節および足関節の最大角速度が進行方向への速度と関連することが報告されている (Connaboy et al., 2016; Higgs et al., 2017)。また、水中ドルフィンキック中の関節可動域に着目した先行研究の結果によると、膝関節の最大伸展角度や足関節の最大底屈角度が高い進行方向への速度と関連し (Atkison et al., 2014)、足関節の底屈可動域が増加すると進行方向への速度は増加するが (杉本ほか, 2008a)、足関

節可動域を制限すると低下することが示されている (Shimojo et al., 2019b; Willems et al., 2014). そのほかにも, 進行方向への速度を高めるためには, 1 キックサイクルに対してダウンキックとアップキックの動作時間が等しいことが条件となること (Atkison et al., 2014), 進行方向への速度はキック頻度やつま先の鉛直速度および身体の波速度と関連することが示されている (Atkison et al., 2014; Higgs et al., 2017; Houel et al., 2013). また, 重回帰分析を行った研究によると, つま先の鉛直速度は進行方向への速度決定の 72 %を占めており (Higgs et al., 2017), スタートから 7.5 m 以降における速度生成の要因はキック頻度であることが報告されている (Houel et al., 2013). これら一連の研究成果は, 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度生成に対し, 足部の運動学的因子が重要な役割を果たしていることを示唆している.

1-2-5 水中ドルフィンキックを含めた泳動作における流体力学的分析手法

水中ドルフィンキックを含めた泳動作は, 水中環境で行われる動作であるため, 様々な流体力学的解析が試みられている. 泳動作における流体力学的解析の始まりは 1980 年代後半であり, 現在でも用いられている自己推進時抵抗計測システム (Measuring Active Drag system: MAD system) による, 泳動作中に身体へ作用する流体力計測の試みが最初である (Berger et al., 1999; Moriyama et al., 2021; 荻田ほか, 2009; Ribeiro et al., 2017; 角川ほか, 2019; Toussaint et al., 1988; van der Vaart et al., 1987). その後, 1990 年代後半より, 泳者を水上からケーブルを用いて牽引した際に計測される力を泳者に作用する流体抵抗として評価する研究が行われた (Kolmogorov et al., 1997; Lyttle et al., 1998; Lyttle et al., 2000; 高木ほか, 1997). また同時期に, 流水プール内に人型や手部の模型を設置することで泳動作を模した環境を構築し, 模型に作用する流体力を計測する手法も活用されている (Berger et al., 1995; Kudo et al., 2008; Sanders, 1999; Taïar et al., 1999). 2000 年代以降では, これらの方法に加えて, 水の流れや渦の構造, および水泳中に身体へ作用する力をより正確に計測する試みが行われ

た. 例えば, 実際の水の流れや渦の構造を実測する方法として, 粒子画像流速測定法 (Particle Imaging Velocimetry: PIV) が, 水中ドルフィンキックや自由形中の手部周りにおける渦の構造の検討などに幅広く活用されている (Hochstein & Blickhan, 2011; Matsuuchi et al., 2009; Shimojo et al., 2019a; Takagi et al., 2013; Takagi et al., 2014). また, 近年では圧力分布計を用いることにより, 自由形といった泳動作中に泳者の手部に作用した流体力を実測する研究や (Koga et al., 2020; Kudo et al., 2019; Kudo et al., 2017; Tsunokawa et al., 2019; 角川ほか, 2019; 古賀ほか, 2021), 余剰推進力を計測する方法 (Measured values of Residual Thrust: MRT) を用いた研究が行われている (成田ほか, 2018; Narita et al., 2017; Narita et al., 2018). 一方で, 1990 年後半より, ナビエ・ストークス方程式を用いた流れ場の解析を行う流体シミュレーション (Computational Fluid Dynamics: CFD) が, 泳者の全身に作用する流体力や渦の構造を推定する際に活用され始め, 現在においても様々な泳動作の流体解析に多く用いられている (Bixler et al., 2007; Bixler & Riewald, 2002; Bixler & Schloder, 1996; Cohen et al., 2012; Cohen et al., 2020; Hochstein et al., 2012; Marinho et al., 2011; Pacholak et al., 2014; Takagi et al., 2016; von Loebbecke et al., 2009). さらに, 水泳中に全身に作用する流体力の推定が可能な水泳シミュレーションモデル (Swimming Human Model: SWUM) が 2005 年に開発され (Nakashima, 2007; 中島ほか, 2005), それを活用した研究がいくつか実施されている (中島, 2005; Nakashima, 2009; Nakashima et al., 2013; Nakashima et al., 2012; Nakashima & Ono, 2014; 中島ほか, 2005; 杉本ほか, 2008a; 杉本ほか, 2008b). このように, 泳動作を対象とした流体力学的分析は多岐にわたる手法が開発されており, 研究の実施に当たっては, 研究の目的および対象とする泳動作に合った分析手法の選択が重要となる.

水中ドルフィンキックを対象とした流体力学的解析では, PIV 法, CFD および SWUM のいずれかを用いた手法が主に用いられている. また, それぞれの手法を用いる際の問題点およびその解決方法について指摘されている (Takagi et al., 2016). PIV 法では実際の水の流れや渦の構造の検討が可能であるが, 測定範囲が限られているため PIV 法を用いた研究のほ

とんどが足部や手部といった身体の一部周りでの分析にとどまっている (Matsuuchi et al., 2009; Shimojo et al., 2019a; Takagi et al., 2016). また, SWUM は全身で作用する流体力の推定が可能だが, 流れ場が解かれない手法のため, 全身周りの水の流れや渦の動態の検討をすることができない (Nakashima, 2009; Nakashima et al., 2013; Nakashima et al., 2012; Nakashima & Ono, 2014; 中島ほか, 2005; 杉本ほか, 2008a; 杉本ほか, 2008b). 一方 CFD では, 泳者の全身の身体形状情報を用いることができること, 流れ場を解く演算を行えるため, 泳者の全身に作用した流体力に加えて, 全身周りで生成した渦の動態を調査することが可能である. 実際に CFD を用いることで, PIV 法では検討できなかった泳者が全身周りで生成した渦の動態の解明がなされた (Cohen et al., 2012; Cohen et al., 2020; Pacholak et al., 2014; von Loebbecke et al., 2009). しかし, CFD といった数値シミュレーションでは, 研究の目的達成に適したモデルの構築, およびその妥当性の検証が必要である. CFD におけるモデルの妥当性に関しては, PIV 法による実測や先行研究の結果と比較することで検証する方法が提案されており (Takagi et al., 2016), いくつかの先行研究でも実施されてきた (Hochstein & Blickhan, 2011; von Loebbecke et al., 2009). 以上のことから, 水中ドルフィンキックにおける泳者の全身を対象とした流体解析には, 研究の目的達成に対して妥当なモデルを用いた CFD の実施が適していると考えられる.

1-2-6 水中ドルフィンキックに関する流体力学的研究

水中ドルフィンキックにおける推進メカニズムの解明を目的として, PIV 法, CFD および SWUM いずれかを用いた流体力学的研究がいくつか実施されてきている. それらの知見によると, ダウンキック時には足部周辺で生成された渦が, 進行方向に対して後方へ放出されることにより, 進行方向への速度が生み出されることが PIV 法や CFD による計測で確認されている (Cohen et al., 2012; Hochstein et al., 2012; Pacholak et al., 2014; Shimojo et al., 2019a; von Loebbecke et al., 2009). また, 体幹部周りでは, 胸部, 肩や腰部付近で生成された渦が,

蹴り下ろし動作によって、徐々に進行方向に対して後方へ移動し放出されることが報告されている (Pacholak et al., 2014). これら生成される渦は、水の運動量の変化を示しており、その際に推進もしくは抵抗に働く流体力が泳者に作用する (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2016; von Loebbecke et al., 2009). 実際に、渦が生成および放出された際に、身体に推進方向への流体力が作用し、進行方向への速度が生成されていることが示されている (Nakashima 2009; Pacholak et al., 2014; von Loebbecke et al., 2009). このように、水中ドルフィンキックでは、全身で生成および進行方向に対して後方へ放出される渦によって、進行方向への速度が生成されることが明らかにされている.

1-2-7 水中ドルフィンキックにおける体幹動作の運動学および流体力学的重要性

水中ドルフィンキックのようにムチのしなり動作と捉えられるスポーツ動作では、体幹部における関節運動の大きさや動作速度が、身体の末端である足部や手部の動作速度といった運動学的因子の改善に関与することから、高いパフォーマンス発揮に重要であるといわれている (Fullenkamp et al., 2015; Kreighbaum & Barthels, 1996; Landlinger et al., 2010; Stodden et al., 2001). 例えば、投球動作において、骨盤や上脗の高い回旋角度や角速度は、手部の速度増加をもたらし、高い投球速度の達成に貢献すると報告されている (Stodden et al., 2001). また、テニスサーブにおけるラケットの速度増加には、体幹部の回旋角度や角速度が重要であることが示唆されており (Landlinger et al., 2010), サッカーにおけるインステップキック時のボール速度と体幹部の回旋速度に有意な相関関係が認められている (Fullenkamp et al., 2015). このような知見を考慮に入れると、水中ドルフィンキックにおいても、体幹部の運動は高い進行方向への速度を獲得するうえで重要な貢献をなしていると考えられる.

水中ドルフィンキックを対象とした研究において、体幹部に着目した例は下肢のそれに比較して少なく、これまでのところ3報のみである. 体幹部の運動に着目した研究例が限られている理由として、進行方向への速度生成には、足部で作用する流体力が最も貢献し、体

幹部は速度生成に貢献しないと報告されていることによると考えられる (Cohen et al., 2012; Nakashima, 2009; von Loebbecke et al., 2009). しかしながら, 体幹部に着目した研究のいずれにおいても, 水中ドルフィンキックの高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の重要性を示唆する知見が得られている. 例えば, Nakashima (2009) は, 体幹部のうねり動作を大きくすることにより, 高い進行方向への速度を生み出せることを報告しており, 他の研究においては, 胸部や下胴の角度と進行方向への速度との間に正の相関関係を見出している (Atkison et al., 2014; Ikeda et al., 2021). また, 水中ドルフィンキックにおいて, 体幹部の腰部や胸部における, 屈曲伸展角度の大きさや動作範囲は, 幾何学的に足部の迎角やけり幅を増大させ, 進行方向への流体力増加に関与する可能性が考えられる. さらに, ムチのしなり動作といわれる他スポーツ動作でも観察されたように, 体幹部における仮想関節の高い角速度は, つま先の鉛直速度やキック頻度を増大させ, 進行方向への速度生成に貢献すると考えられる (Kreighbaum & Bartheles, 1996).

上記の一連の知見から, 体幹部の動作は進行方向への推進に関与する足部の迎角や鉛直速度およびキック頻度の増加に関与していることを示唆するものといえる. また, それらの知見に加え, 流体力学的な解析結果によると, 水中ドルフィンキックでは体幹部周辺で推進にかかわる渦が生成され, 身体に沿って後方へ移動および放出されることが明らかとなっている (Hochstein et al., 2012; Pacholak et al., 2014). 海洋生物においても, 胴体も含めた全身のうねり動作によって速度生成に効果的な渦を生成し放出していることが確認されている (Drucker & Lauder, 2005; Nauen & Lauder, 2002). このような海洋生物に観察される流体力学的特徴がヒトの動きにも当てはまるのであれば, 水中ドルフィンキックにおいても体幹部の動作によって, 高い速度生成に効果的な渦が生成および放出されている可能性がある.

以上のことから, 水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動は, 渦を生成し放出することによる直接的作用に加え, 大きく速い足部の運動を可能にするという間接的な作用によ

って、高い進行方向への速度生成に貢献すると考えられる。

1-3 先行研究の問題点

先行研究の知見を要約すると、水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動は、直接的および間接的作用によって、高い進行方向への速度生成に貢献している可能性が示唆される。これまでの先行研究では、水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動と進行方向への速度との関連性が検討されている。ムチのしなり動作では体幹部の運動は足部の運動改善に貢献すると言われていることから (Kreighbaum & Bartheles, 1996)、水中ドルフィンキックにおいて高い進行方向への速度を生成する泳者は、足部の運動学的因子改善に効果的な体幹部の動作方略を有していると考えられる。しかし、この点について、未だ検討した研究はない。加えて、水中ドルフィンキックによる推進のために、泳者が全身で渦を生成していることが定性的に確認されているが (Cohen et al., 2012; Hochstein et al., 2012; Pacholak et al., 2014; Shimojo et al., 2019a; von Loebbecke et al., 2009)、生成された渦の面積といった定量的な指標を分析することによる進行方向への速度増大に関連する渦の動態については明らかとされていない。さらに、すぐれた泳者が持つ身体運動が高い進行方向への速度を生み出す流体力学的メカニズムについて、全身で生成される渦の観点から解明がなされていない。よって、1) 高い進行方向への速度生成に重要な足部の運動につながる体幹部の動作、2) 高い進行方向への速度生成を可能にする体幹部周辺の渦の動態、ならびに 3) 体幹部の運動によってもたらされる進行方向への速度増大の流体力学的メカニズムは不明であり、水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動の重要性および競技力向上に有効な体幹部の動作方略は不明である。

1-4 目的および仮説

本博士論文は、水中ドルフィンキックにおける体幹動作が直接的および間接的作用によ

って、高い進行方向への速度生成に貢献することを運動学および流体力学的分析の結果に基づき明らかにすることを目的とする。この目的の達成のためには、高い進行方向への速度を生成している泳者における体幹部の運動学的因子(研究課題①)、高い進行方向への速度生成に関連する全身の渦の動態(研究課題②)、および高い進行方向への速度を発揮した泳者が有する身体動作によって生成される全身周りの渦の動態(研究課題③)の解明が必要である。本博士論文では、1) 高い進行方向への速度を生成している泳者は、足部の迎角およびつま先の鉛直速度を増加させるために、体幹部の動作範囲と速度を高めている、2) 体幹部周辺で生成される渦の生成と放出は、高い進行方向への速度生成に関連する、3) 高い進行方向への速度発揮に効果的な渦は、大きな体幹部の動作範囲および動作速度により生成されているという仮説を立てた。その仮説の検証を目的として、

1. 高い進行方向への速度の生成が可能な泳者の体幹部の運動学的特徴(第2章:研究課題①)
2. 流体解析のためのシミュレーションモデルの構築およびその妥当性の検証(第3章)
3. 高い進行方向への速度の生成に効果的な渦の動態(第4章:研究課題②)
4. 体幹部の運動による高い進行方向への速度発揮に効果的な渦の生成(第5章:研究課題③)

について検討した。そして、第6章で高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献について第5章までの知見に基づき総括的に議論し、最後に第7章で結論を述べた。

第 2 章 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度の生成が可能な泳者の体幹部の運動学的特徴

2-1 背景

水中ドルフィンキックのようなムチのしなり動作と捉えられるスポーツ動作では、体幹部の運動が、身体末端である足部や手部の動作速度といった運動学的因子の増大に関与するため、高いパフォーマンス発揮に重要であるといわれている (Fullenkamp et al., 2015; Kreighbaum & Barthels, 1996; Landlinger et al., 2010; Stodden et al., 2001). したがって泳者は、水中ドルフィンキックによる高い進行方向への速度生成に効果的な足部の運動を有するために、体幹部の仮想関節において、1) 動作範囲の増大あるいは 2) 角速度の増加のいずれか、もしくは両方の動作方略が必要であると考えられる。よって、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度を発揮する泳者は、足部の迎角の増加、つま先の鉛直速度やキック頻度増加に効果的な体幹部の動作方略を有していると推察されるが、未だ検討されていない。すぐれた泳者が実際に発揮している体幹部の動作方略の解明は、本博士論文の目的達成および、その泳者が持つ身体動作によってもたらされる高い進行方向への速度生成メカニズムを流体力学的に解明するために必要である。そこで本章では、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度が高い泳者と低い泳者における足部および体幹部の運動学的因子を比較し、足部の運動学的因子改善のための体幹部の動作方略について明らかにすることを目的とした。本章の検証では、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度が高い泳者は低い泳者と比較して、1) ダウンキックおよびアップキック開始時の足部の迎角を大きくするために、体幹部の動作範囲を増大させていること、2) つま先の鉛直速度およびキック頻度を増大させるために、体幹部の高い角速度を増加させていると仮説を立てた。

2-2 方法

2-2-1 対象者

男性競泳選手 13 名が本章の実験に参加した（年齢, 20.62 ± 2.40 歳; 身長, 1.71 ± 0.05 m; 身体質量, 67.15 ± 6.21 kg; 平均値 \pm 標準偏差). 参加した選手の競技歴は 8~15 年であり, 専門種目は, 自由形 4 名, 平泳ぎ 4 名, バタフライ 3 名, 個人メドレー 2 名であった. 泳者の長水路レースにおける自己ベストをもとに計算した競技力を示す FINA スコアは, 627.46 ± 77.84 であった. なお, 日本学生選手権出場経験者は 2 名, 全国高等学校総合体育大会出場経験者は 1 名, その他は地方から都道府県大会出場レベルであった. 本章の実験の実施には, 立命館大学のヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を受け (BKC-人医-2019-016), 対象者には口頭および文書で研究の目的, 方法や本実験における安全性に対する内容等について説明し, 全対象者より書面による実験参加の同意を得た.

2-2-2 実験試技

本章の実験は, 日本水泳連盟公認の屋内プール (7 レーン \times 25 m, 水深; 1.35 m, 水温; 30 °C) にて実施した. 実験試技として, 対象者は最大努力での 15 m 水中ドルフィンキックを 3 回行なった (Fig. 2-1). なお, 本章の実験では壁を蹴ることによるスタート方法を採用した. 対象者には, 造波抵抗の影響を小さくするために, 水面から 0.75 m 以上の深い位置で試技を行うように指示した (Arellano et al., 2002; Lyttle et al., 1998). 水中ドルフィンキック試技の前には, 中程度強度で 10 分間のウォーミングアップを実施させ, 試技間は疲労の影響を低減するために最低 2 分間の休憩を挟んだ.

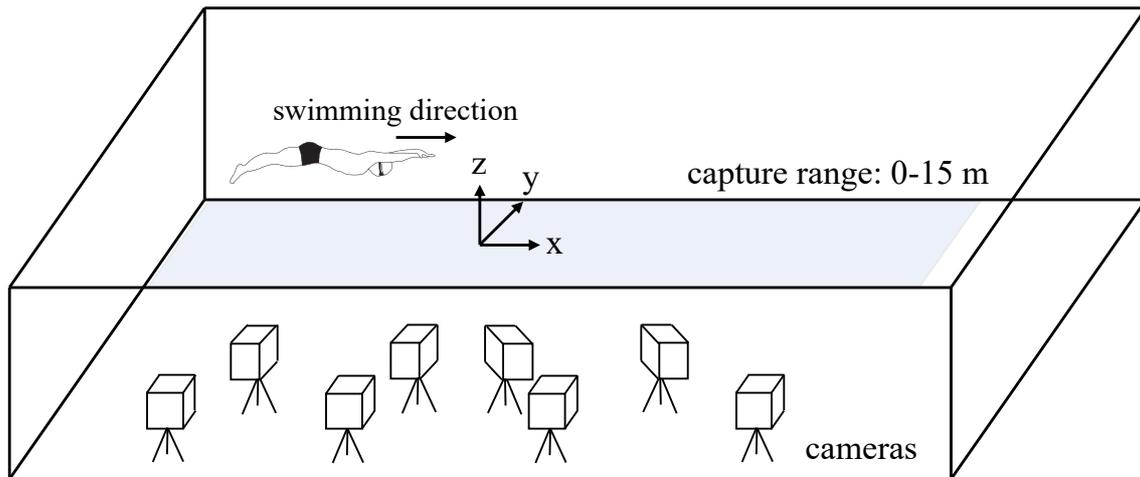


Figure 2-1. The experimental setup for the data collection on study 1

2-2-3 実験設定およびデータ収集

先行研究を参考に，対象者に 12 点の反射マーカを貼付した (Fig. 2-2)．貼付した反射マーカ位置は，第 5 中足骨端，足関節外顆，大腿骨外側上顆，大転子，腸骨稜，肋骨下端，剣状突起，耳珠点，肩峰，上腕骨外側上顆，尺骨茎状突起および第 3 指先端とした (Atkison et al., 2014; Nakashima, 2009; Yamakawa et al., 2017)．水中モーションキャプチャーシステム (Qualysis, Sweden) により，サンプリング周波数 100 Hz で貼付した反射マーカの 3 次元位置座標データを取得した．測定範囲は，1 レーンの壁から 15 m までの範囲であった．また，同システムの動的キャリブレーションにおける測定誤差は，キャリブレーションワンドの長さ (600 mm) の標準偏差で表現され，本章の実験においては 1.05 ± 0.22 mm であった．

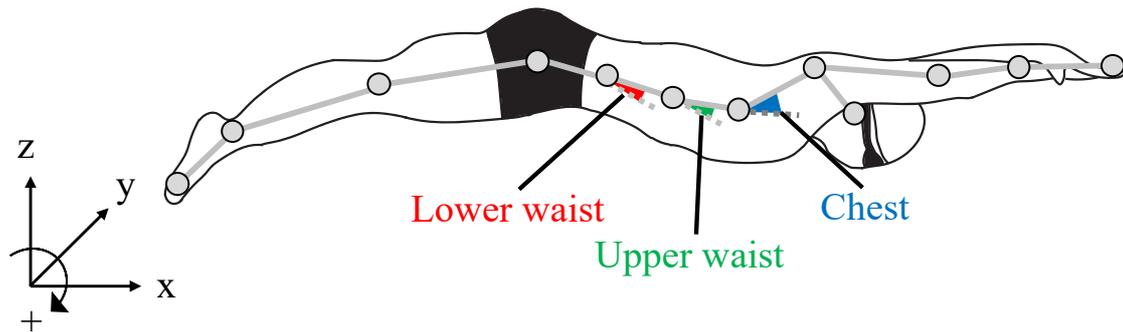


Figure 2-2. The whole-body segment model of study 1.

2-2-4 データ解析

取得した3次元位置座標データは、2次のバターワース型ローパスフィルタを用いて、遮断周波数6 Hzでデータの平滑化を行なった (Higgs et al., 2017; Shimojo et al., 2014). 水中ドルフィンキック中では、頭頂の位置が挙上する上肢によって隠れるため、肩峰および耳珠点の座標データより頭頂の位置を推定した (Shimojo et al., 2014; Yamakawa et al., 2017). 本章で計測した水中ドルフィンキックは、左右対称の動作であると仮定し (Higgs et al., 2017; Yamakawa et al., 2017), 取得したデータは、水平方向をx軸、鉛直方向をz軸とし、矢状面状での運動データとして解析した (Fig. 2-2). 1キックサイクルを、第5中足骨端における鉛直位置が最も高い位置に達してから、次に最高点に達するまでと定義した (Atkison et al., 2014; 小林ほか, 2016; Shimojo et al., 2014). なお、本章の検証では壁を蹴ることによるスタートの影響を低減するため、壁から7.5 m以降における3キックサイクル分の運動データを抽出した (Arellano et al., 2002; Connaboy et al., 2010). 得られた運動データから、対象者における身体の質量中心を、日本人アスリートを対象とした身体部分慣性係数を用いて算出し (阿江ほか, 1992), その水平速度を算出した. そして、得られた3キックサイクル中の身体質量中心の平均水平速度が最も高値を示した試技を分析対象とした.

キック頻度を、1キックサイクルに要した時間の逆数として算出した. また、1キックサイクルで推進した距離を、身体の質量中心の水平速度およびキック頻度から算出した. 水中

ドルフィンキックにおけるけり幅を、第 5 趾中足骨頭の鉛直座標の最大値および最小値の差分として算出した。また、けり幅の大きさは泳者の四肢の長さの影響を受けるため、泳者の身長で正規化した。ダウンキックおよびアップキックそれぞれの局面におけるつま先の最大鉛直速度を、第 5 趾中足骨頭の位置座標データから算出した。x 軸と足部セグメントがなす角度を、足部の迎角として算出した。なお、足部の迎角は、第 5 趾中足骨頭が最高点および最低点にそれぞれ位置した時の値を算出した。

体幹部の仮想関節を算出するためのセグメントを、先行研究 (Atkison et al., 2014; Nakashima, 2009; Nicolas & Bideau, 2009; Wu et al., 2005) の方法を参考に、肩峰から剣状突起を結ぶセグメント、剣状突起から肋骨下端を結ぶセグメント、肋骨下端から腸骨稜を結ぶセグメント、腸骨稜から大転子を結ぶセグメントとそれぞれ定義した (Fig. 2-2)。なお、肩峰から剣状突起を結ぶセグメントは、Wu et al. (2005) が推奨している胸郭セグメントに相当するように、他のセグメントは Atkison et al. (2014) の方法に基づいて作成した。下腰部、上腰部および胸部の仮想関節の角度を、隣接するセグメントの相対角度として算出した (Fig. 2-2)。なお、下腰部は第 4 腰椎と第 5 腰椎がなす関節、上腰部は第 12 胸椎と第 1 腰椎がなす関節、胸部は第 9 胸椎と第 10 胸椎がなす関節に相当する部分である。また、各関節における角速度も算出した。下腰部、上腰部および胸部の角度および角速度は、最大伸展時および最大屈曲時の値を算出した。また、これらの関節における最大伸展角度および屈曲角度の差分を動作範囲として算出した。全ての運動学データの分析には、MATLAB (2019a, Math Works) を用いた。

2-2-5 統計処理

全ての解析データの基本統計量は、平均値 \pm 標準偏差として表示した。また、分析した運動学的データは、先行研究 (Connaboy et al., 2010; Shimojo et al., 2014) に従って、3 キックサイクル分の平均値として処理した。対象者 13 名の身体の質量中心の水平速度の値が中

中央値以上であった faster 群 7 名，中央値未満であった slower 群 6 名の 2 群に分けた (Table 2-1)。分析データの正規性は，Shapiro-Wilk 検定により確認し，正規性が確認されたデータについては，対応なしの t 検定によりグループ間の比較を行なった。一方で，正規性が確認されなかったデータについては，マンホイットニーの U 検定によりグループ間の比較を行なった。全てのデータについて，95%信頼区間を算出した。効果量を Hopkins et al. (2009) の基準により，0-0.2 は trivial，0.2-0.6 は small，0.6-1.2 は moderate，1.2-2.0 は large，2.0-4.0 は very large として評価した (Cohen, 1988; Hopkins et al., 2009)。全ての統計処理は，統計ソフト IBM SPSS (ver. 26.0, IBM Corp) を用いて行い，有意水準は 5%とした。

2-3 結果

キック頻度およびけり幅の絶対値と身長で正規化した相対値、および足部の迎角に faster 群と slower 群の間で有意な差はなかったが（効果量：small）、1 キックサイクルで推進した距離は、faster 群の方が slower 群よりも有意に長かった（効果量：large）（Table 2-2）。また、アップキックおよびダウンキック局面におけるつま先の鉛直速度は、faster 群が slower 群よりも有意に高値であった（効果量：large）。

下腰部、上腰部および胸部の角度および角速度の時系列データを Fig. 2-3 に示した。上腰部および胸部における最大伸展角度はアップキック中に、最大伸展角速度はダウンキック中にそれぞれ観察された。また、上腰部および胸部における最大屈曲角度および角速度は、アップキック中に、下腰部における最大屈曲角度と角速度はダウンキック中に、最大伸展角度と角速度はアップキック中にそれぞれ出現した。下腰部、上腰部および胸部における最大屈曲および伸展角度に、有意な群間差はなかった（効果量：trivial から moderate）。下腰部の動作範囲は、faster 群の方が slower 群よりも有意に大きかったが（効果量：large）、上腰部および胸部には有意な群間差はみられなかった（効果量：small から moderate）（Table 2-3）。下腰部の最大伸展および屈曲角速度は、faster 群が slower 群よりも有意に高かったが（効果量：large）、上腰部のそれらには群間に有意な差はなかった（効果量：small から moderate）（Table 2-4）。また、胸部における最大伸展角速度は faster 群が slower 群よりも有意に高値（効果量：large）であったが、最大屈曲角速度には有意な群間差はなかった（効果量：moderate）。

Table 2-1. The basic data of participants in study 1.

	faster group (n = 7)	slower group (n = 6)	95 % CI of differences	p value	effect size
Age (years)	19.86 ± 0.69	21.50 ± 3.39	-4.00 - 2.00	0.344	0.641
Body height (m)	1.70 ± 0.07	1.70 ± 0.02	-0.07 - 0.05	0.677	0.220
Body mass (kg)	66.19 ± 7.73	68.28 ± 4.23	-9.91 - 5.72	0.567	0.303
FINA points	669.29 ± 69.53*	578.67 ± 58.60	11.28 - 169.95	0.029	1.288

Abbreviations: CI: confidence interval, FINA: Fédération Internationale de Natation; FINA points represents the competitive level of swimmers.; *: significant level at $p < 0.05$.

Table 2-2. The horizontal velocity of the body, kick frequency, horizontal displacement per kick, vertical amplitude of toe position, maximum toe vertical velocity and foot orientation angle.

	faster group	slower group	95 % CI of differences	p value	effect size
Horizontal velocity of the body (m/s)	1.57 ± 0.15*	1.27 ± 0.06	0.15 - 0.45	0.001	2.279
Kick frequency (Hz)	2.32 ± 0.40	2.22 ± 0.29	-0.34 - 0.52	0.644	0.244
Horizontal displacement per kick (m)	0.69 ± 0.08*	0.58 ± 0.07	0.02 - 0.20	0.025	1.328
Vertical amplitude of toe position					
Absolute value (m)	0.49 ± 0.05	0.46 ± 0.07	-0.04 - 0.12	0.528	0.435
Relative value (m/m)	0.29 ± 0.03	0.27 ± 0.04	-0.03 - 0.06	0.373	0.473
Maximum toe vertical velocity (m/s)					
Upward kick	3.16 ± 0.18*	2.80 ± 0.33	0.01 - 0.71	0.047	1.271
Downward kick	-3.89 ± 0.10*	-3.61 ± 0.25	-0.55 - -0.01	0.043	1.364
Foot orientation angle (degree)					
at highest toe position	17.3 ± 5.57	16.7 ± 2.24	-4.71 - 5.85	0.809	0.121
at lowest toe position	-41.7 ± 6.44	-39.8 ± 7.27	-10.35 - 6.37	0.611	0.268

Abbreviations: CI: confidence interval; *: significant level at $p < 0.05$.

Table 2-3. The maximum extension and flexion angle and range of motion of the lower waist, upper waist and chest.

	faster group	slower group	95 % CI of differences	p value	effect size
Lower waist					
Maximum extension (degree)	-13.83 ± 14.16	-14.97 ± 8.77	-13.56 - 15.86	0.867	0.088
Maximum flexion (degree)	13.10 ± 12.74	4.73 ± 11.55	-6.58 - 23.32	0.243	0.631
Range of motion (degree)	26.93 ± 4.75*	19.70 ± 3.00	2.27 - 12.18	0.008	1.647
Upper waist					
Maximum extension (degree)	-3.98 ± 4.41	-3.98 ± 8.33	-8.87 - 8.87	1.000	0.000
Maximum flexion (degree)	7.99 ± 5.16	5.87 ± 8.67	-6.43 - 10.66	0.597	0.278
Range of motion (degree)	11.97 ± 2.79	9.85 ± 3.32	-1.61 - 5.84	0.237	0.639
Chest					
Maximum extension (degree)	-36.74 ± 10.18	-40.55 ± 9.60	-8.34 - 15.96	0.504	0.357
Maximum flexion (degree)	-17.53 ± 12.53	-25.54 ± 11.30	-6.67 - 22.69	0.255	0.615
Range of motion (degree)	19.21 ± 4.17	15.00 ± 3.61	-0.61 - 9.01	0.081	0.985

Abbreviations: CI: confidence interval; *: significant level at $p < 0.05$.

Table 2-4. The maximum extension and flexion angular velocity of the lower waist, upper waist and chest.

	faster group	slower group	95 % CI of differences	p value	effect size
Lower waist					
Maximum extension (degree/s)	-177.81 ± 40.87*	-130.47 ± 28.07	-90.96 - -3.72	0.036	1.225
Maximum flexion (degree/s)	217.28 ± 36.47*	179.95 ± 13.54	2.50 - 72.16	0.038	1.213
Upper waist					
Maximum extension (degree/s)	-100.04 ± 21.94	-81.49 ± 23.06	-46.04 - 8.95	0.166	0.760
Maximum flexion (degree/s)	104.74 ± 33.72	88.18 ± 31.63	-23.59 - 56.71	0.383	0.465
Chest					
Maximum extension (degree/s)	-141.52 ± 28.78*	-104.24 ± 18.57	-67.49 - -7.07	0.020	1.394
Maximum flexion (degree/s)	154.27 ± 38.56	115.83 ± 30.56	-4.60 - 81.49	0.075	1.008

Abbreviations: CI: confidence interval; *: significant level at $p < 0.05$

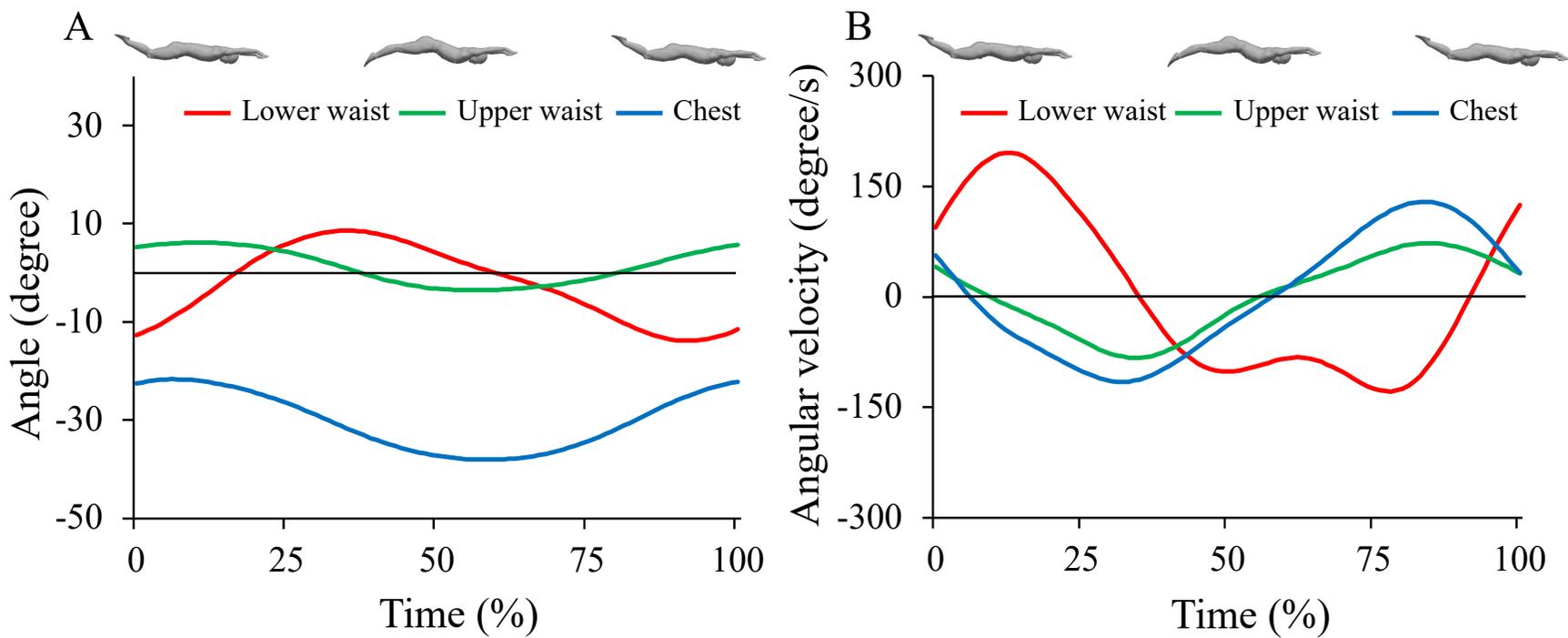


Figure 2-3. The typical time-history data of angles (A) and angular velocities (B) of lower waist, upper waist and chest. The red, green and blue line represent lower waist, upper waist and chest, respectively. The positive and negative values represent the flexion and extension directions, respectively. 0 %, 50 % and 100 % represent at the starting point of downward kick, starting point of upward kick and finishing point of upward kick, respectively.

2-4 考察

本章では、水中ドルフィンキックで高い進行方向への速度を生成した泳者と、速度が低い泳者における足部および体幹部の運動学的因子の違いを検討した。その結果、**faster** 群が **slower** 群よりも、下腰部の動作範囲が有意に大きかったが、足部の迎角に有意差はなかった。この結果は、一つ目の仮説を否定するものであった。一方で、下腰部および胸部の角速度とつま先の鉛直速度は、**faster** 群が **slower** 群より有意に高値であったが、キック頻度には群間に有意な差はみられなかった。よって、二つ目の仮説は部分的に支持される結果となった。

faster 群は **slower** 群よりも、水中ドルフィンキックにおける下腰部の動作範囲が有意に大きい結果となった。幾何学的に、腰部や下肢における大きな屈曲と伸展運動によって、足部の迎角増大がもたらされ推進方向への流体力の増大および進行方向への速度が増大すると考えられる。しかしながら本章では、足部の迎角には群間で有意な差は認められなかった。Ikeda et al. (2021) によると、水中ドルフィンキック中に下胴の動作範囲を大きくすることで、矢状面上における長軸に対する大腿セグメント角度が小さくなる。このような大腿部の運動により、下腰部の動作範囲増大による足部の迎角増大効果が相殺されたと考えられる。これら一連の結果から、**faster** 群は水中ドルフィンキック中における足部の迎角を増大させるために、体幹部の動作範囲を大きくしているわけではないことが示唆される。

faster 群は **slower** 群よりも、下腰部の最大屈曲、伸展角速度および胸部の伸展角速度が有意に高い結果となった。また、ダウンキックおよびアップキックにおけるつま先の鉛直速度においても、**faster** 群の方が **slower** 群よりも有意に高い結果となった。水中ドルフィンキックのようなムチのしなり動作では、身体の近位部から遠位部にかけて身体セグメントの速度が加算されていく速度加算現象によって、足先の速度増大がもたらされる (Kreighbaum & Barthels, 1996)。この速度加算現象は、質量が大きい体幹部で生成された力学的エネルギーが、質量が小さい足先へ徐々に転移していくことで生じると考えられている (Kreighbaum & Barthels, 1996; 阿江 & 藤井, 2008)。このような力学的機序が水中ドルフィンキックにおい

でも生じ、ダウンキックにおいては下腰部の屈曲角速度および胸部の伸展角速度、アップキックでは下腰部の伸展角速度によって、つま先の鉛直速度が高められていると考えられる。さらに、高いつま先の鉛直速度は、幾何学的にキック頻度の増大をもたらすと考えられるが、本章の検証ではキック頻度に有意な群間差はみられなかったため、二つ目の仮説は部分的に支持された。水中ドルフィンキックにおけるけり幅においても有意な群間差はなかったが、faster 群の方が slower 群よりもけり幅が 0.03 m 大きかった。先行研究において、蹴り幅が大きくなることで、キック頻度が小さくなる結果が得られている (Yamakawa et al., 2017; Yamakawa et al., 2022)。よって、faster 群は slower 群よりもつま先の高い鉛直速度でけり幅が大きいドルフィンキックを行った結果、1 キックサイクルに要する時間の短縮が生じなかったため、両群間でキック頻度に有意な差が見られなかったと考えられる。一方で、1 キックサイクルで推進する距離は、faster 群の方が slower 群よりも有意に長い結果となった (Table 2-2)。推進や抵抗に作用する流体力は物体の速度の 2 乗に比例することから、つま先の高い鉛直速度は進行方向への流体力増加をもたらす (Cohen et al., 2012)。よって、faster 群はつま先の速度を増大させ 1 キックサイクルで大きな推進方向への流体力を生成したと考えられる。本章での結果は、水中ドルフィンキックにおいて体幹部の高い角速度は足先の鉛直速度の増加をもたらし、高い進行方向への速度生成に貢献していることを示唆するものである。

先行研究の報告では、キック頻度は高い進行方向への速度生成に重要な要因とされているが (Arellano et al., 2002; Houel et al., 2013)、本章における faster 群と slower 群との間に有意な差は見られなかった (Table 2-2)。これは、対象とした泳者の競技レベルの違いによるものが要因であると考えられる。全国大会出場経験がある競技力がすぐれた泳者では、キック頻度が高い進行方向への速度生成に重要であるが、それ未満の競技レベルではキック頻度以外の運動学的因子が重要である可能性が指摘されている (Ruiz-Navarro et al., 2022)。実際、FINA スコアが平均 700 点台から 600 点台の泳者を対象とした先行研究では、つま先の

鉛直速度や胸部および下脗の角度，膝の最大伸展角度といったキック頻度以外の運動学的因子が，高い進行方向への速度生成に関連するものとして報告されている（Atkison et al., 2014; Ikeda et al., 2021）. FINA スコアが平均 600 点台であった faster 群においても，本章の結果よりキック頻度以外の運動学的因子によって高い進行方向への速度を生み出していることが示唆された. 以上のことから，本章の結果は競技力が日本学生選手権出場レベル以下の泳者の特徴を反映していると考えられる.

2-5 小括

第 2 章（研究課題①）では，水中ドルフィンキックで高い進行方向への速度を生み出した泳者と，速度が低い泳者における足部および体幹部の運動学的因子の違いを検討した. その結果，進行方向への速度が高い泳者は低い泳者と比較して，水中ドルフィンキック中，1) 下腰部の動作範囲が大きい，足部の迎角には有意な差がない，および 2) 下腰部と胸部の角速度，つま先の鉛直速度および 1 キックサイクルで推進する距離が有意に高いことが明らかになった.

以上の結果より，1) 泳者は，キック頻度ではなく 1 キックサイクルで推進する距離を長くすることで，水中ドルフィンキックの進行方向への速度を高めていること，および 2) 1 キックサイクルで推進する距離の延伸は，体幹部における高い角速度によるつま先の鉛直速度の増大効果によるものであることが示唆された.

第 3 章 流体解析のためのシミュレーションモデルの構築およびその妥当性の検証

3-1 背景

第 1 章で述べたように、水中ドルフィンキックにおける全身を対象とした流体力学的解析には CFD が適している。CFD を含む数値シミュレーションでは、研究の目的に応じて、目的達成に必要なデータが得られるモデルの構築が必要となる。CFD では、非定常流体におけるシミュレーションの際に考慮される乱流モデルにおいて、標準 $k-\varepsilon$ モデルや、 $k-\omega$ モデルといった多様な演算方法が開発されており、使用するモデルによって計算結果が異なる (Takagi et al., 2016; Zaidi et al., 2010)。また、使用する泳者の身体モデルや計算格子を構成するメッシュの分解能が、計算結果の誤差の原因になりうることが指摘されている (Takagi et al., 2016)。したがって、CFD における計算結果は、PIV 法といった別の手法による実測や先行研究の結果との比較に基づき、構築したモデルが研究の目的達成に適していることを評価する必要がある。そこで、本章では本博士論文における流体力学解析に必要な流体シミュレーションモデルの構築方法について述べ、そのモデルの妥当性を検証する。なお、本博士論文は矢状面上での運動を対象としており、先行研究ではこの平面での渦の分析により進行方向への速度生成メカニズムが説明されている (Cohen et al., 2012; Pacholak et al., 2014; von Loebbeck et al., 2009)。よって、本博士論文の流体力学的解析においても、矢状面上における渦の生成を分析対象とする。

3-2 方法

3-2-1 3次元身体形状モデルの取得および対象者

第2章（研究課題①）で対象となった泳者の3次元身体形状モデルを、3次元身体計測装置（Body Line Scanner C9036, 浜松ホトニクス）を用いて取得した。対象者には、白の水泳帽およびスパッツを着用させ、立位姿勢（Fig.3-1, A）および膝立ち姿勢（Fig.3-1, B）にて両上肢を頭上へ挙上させた「ストリームライン」姿勢での形状モデルを取得した。取得した立位姿勢での身体形状モデルでは、手部の欠損が認められたため、3次元アニメーションソフト（Blender Ver.2.80, Blender Foundation）を用いて、計測した2つの形状モデルを合成および修正することによってストリームライン姿勢での泳者の身体形状モデルを取得した（Fig.3-1, C）。3次元アニメーションソフト上で得られたストリームライン姿勢での身体モデルにおける手先からつま先までの長さを泳者の代表長さとした。なお、シミュレーションモデルの構築およびモデルの妥当性の検証は、先行研究（Pacholak et al., 2014）で対象となった泳者の身長と身体質量が最も近かった泳者1名を対象に行った（Table 3-1）。

Table 3-1. The UUS velocity and morphological data for verification of validity of the current simulation results

	Body mass (kg)	Body height (m)	Body length (m)	Velocity during UUS (m/s)
One swimmer in the current study	60.85	1.66	2.18	1.18
Pacholak et al. (2014)	56.5	Not presented	2.20	1.18

Abbreviation: UUS; underwater undulatory swimming

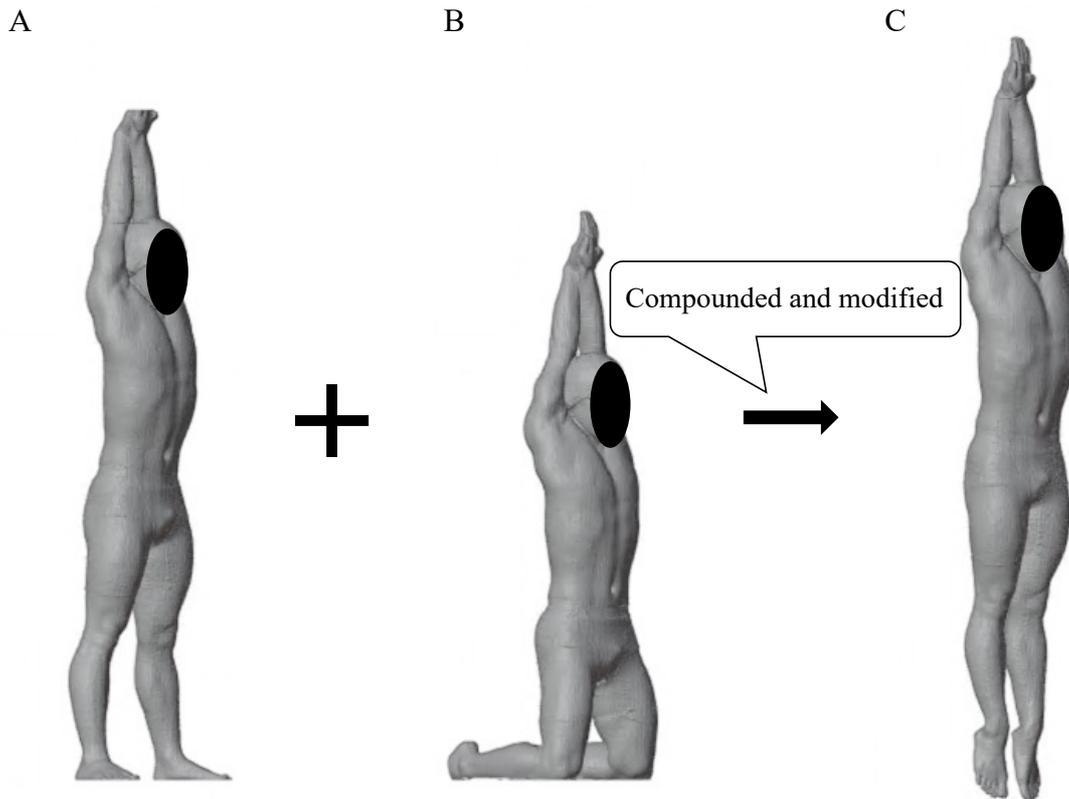


Figure 3-1. The swimmers' model of standing (A) and kneeling position (B) were obtained using 3D laser body scanner, and glide position (C) was created by compounded and modified from two models.

3-2-2 水中ドルフィンキック動作の再構築

身体形状モデルへ入力する運動データを，第2章（研究課題①）で取得したデータをもとに作成した．まず，泳者の第3指先端をシミュレーションモデルの座標系における原点に設置した（Fig. 3-2, A）．泳者の第3指先端の水平および左右方向の位置座標は原点に固定し，鉛直方向の位置座標はドルフィンキック動作中の第3指先端の鉛直位置座標の変位分だけ移動させることとした．その後，シミュレーションモデルの座標系における第3指先端の位置座標，第2章（研究課題①）で設定した矢状面上における各身体セグメント長およびセグメント角度を用いて，各関節位置座標を幾何学的に算出した（付録G，式G1）．なお，身体のセグメントは上肢，上胸部，下胸部，上腰部，下腰部，大腿部，下腿部，足部の8セグメ

ントとし、関節位置は第3指先端、肩峰、剣状突起、肋骨下端、腸骨稜、大転子、大腿骨外側上顆、足関節外顆および第5中足骨端とした (Fig. 3-2)。そして、シミュレーションモデルの座標系に変換した各関節位置座標およびセグメント角度を身体形状モデルへ入力し、OpenFOAM に実装されているメッシュ移動アルゴリズムを用いて、水中ドルフィンキック動作を再構築した (Fig. 1-1, 付録 F)。

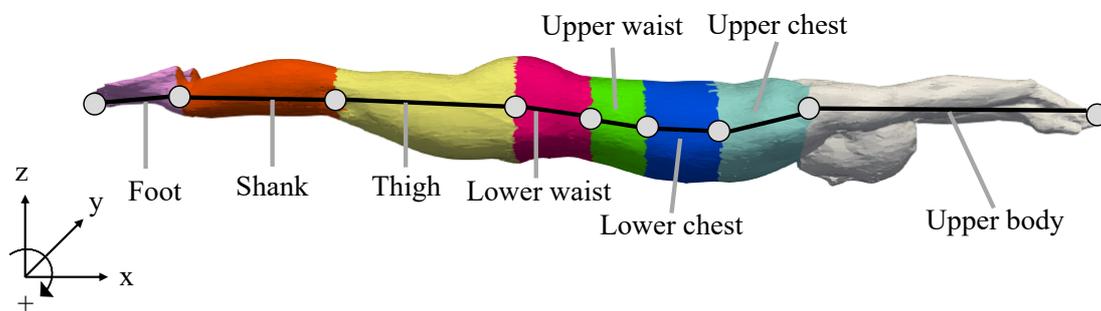


Figure 3-2. The segment model and patch name of swimmers' model of study 2

3-2-3 流体シミュレーションモデル

本博士論文では、OpenFOAM (Ver.6, OpenFOAM foundation) により、非定常流体におけるナビエ-ストークス方程式を解くモデルを作成した。なお、乱流モデルは標準 $k-\varepsilon$ モデルとした (付録 C)。

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad \text{Eq. 1}$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla P + \frac{\eta}{\rho} \Delta \mathbf{u} \quad \text{Eq. 2}$$

ここで、 P は水の圧力 (m^2/s^2)、 \mathbf{u} は流れの速度ベクトル (m/s)、 ρ は水の密度 (995.65 kg/m^3)、 η は水の動粘性係数 (m^2/s)、 t は時間 (s) を示す。水の動粘性係数は式 3 より算出した。

$$\eta = \frac{UL}{Re} \quad \text{Eq. 3}$$

ここで、 U は水中ドルフィンキックにおける身体の質量中心の平均水平速度 (m/s)、 L は泳

者の代表長さ (m), Re はレイノルズ数 (2.6×10^6) を示す (Pacholak et al., 2014). OpenFOAM では, これらの支配方程式を有限体積法による離散化によって流れ場が解かれる.

まず, 6 面体メッシュで構成された計算格子 (x-y-z : 11 m \times 3 m \times 3 m) を作成した (Fig. 3-3,A). その内部に, 取得した泳者の 3 次元身体形状モデルを設置し, 泳者の身体モデルの形状に適合するように, 計算格子内部および身体モデルの周辺のメッシュを再度分割した (Fig. 3-3,B). 計算格子の境界条件として, 泳者の身体および水底に相当する面を水が通過しない壁条件であるとした. 泳者の手先側を水が流入する面, 後方を水が流出する面とし, 計算格子の側面および水面に相当する面を水が通過する滑り条件とした (付録 B). なお, 構築された計算格子のメッシュ数は, 667222 セルであった.

本博士論文では, 泳者の手先側の面から水が流入されるモデルとして作成した. シミュレーションの初めのステップとして, ストリームライン姿勢における 1 秒間のシミュレーションを実施した. その後, 第 2 章 (研究課題①) で分析対象とした水中ドルフィンキック 3 キックサイクルにおける CFD を実施した. なお, メッシュの歪みによる計算の発散を防ぐため, 0.4 msec ごとに, メッシュの切り直しを行った (Pacholak et al., 2014). また, 最大クーラン数を 0.5 に設定し, シミュレーションにおける時間の刻み幅を制御した.

3-2-4 モデルの妥当性の検証およびデータ解析

本博士論文で構築したシミュレーションモデルにおける妥当性の検証のために, 流入させる水の速度を先行研究 (Pacholak et al., 2014) と同値に設定した際の CFD を実施した (Table 3-1).

シミュレーションにより, ストリームラインおよびドルフィンキック中に, 泳者の身体モデルに作用した抗力の最大値を算出した. また, 速度勾配テンソルの第 2 不変量である Q 値を, 渦が生じた領域を示す渦度として算出し, 定性的に渦の形成を確認した.

$$Q = \frac{1}{2} \left\{ \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_i} \right)^2 - \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right\} \quad i, j = 1, 2, 3 \quad \text{Eq. 4}$$

ここで、 u はメッシュにおける任意の位置の水の流速 (m/s) を表す。渦が生じた領域は $Q > 0$ とし、矢状面上での渦度を評価した。本博士論文での検証のように 3 キックサイクルといった複数回の水中ドルフィンキックを行なっている際の CFD におけるデータの解析には 1 回目や 2 回目のキックサイクルにおけるシミュレーション結果の使用を避ける方が良いとされている (Pacholak et al., 2014)。よって、本博士論文では、3 回目のキックサイクルにおけるシミュレーション結果のみを分析対象とした。

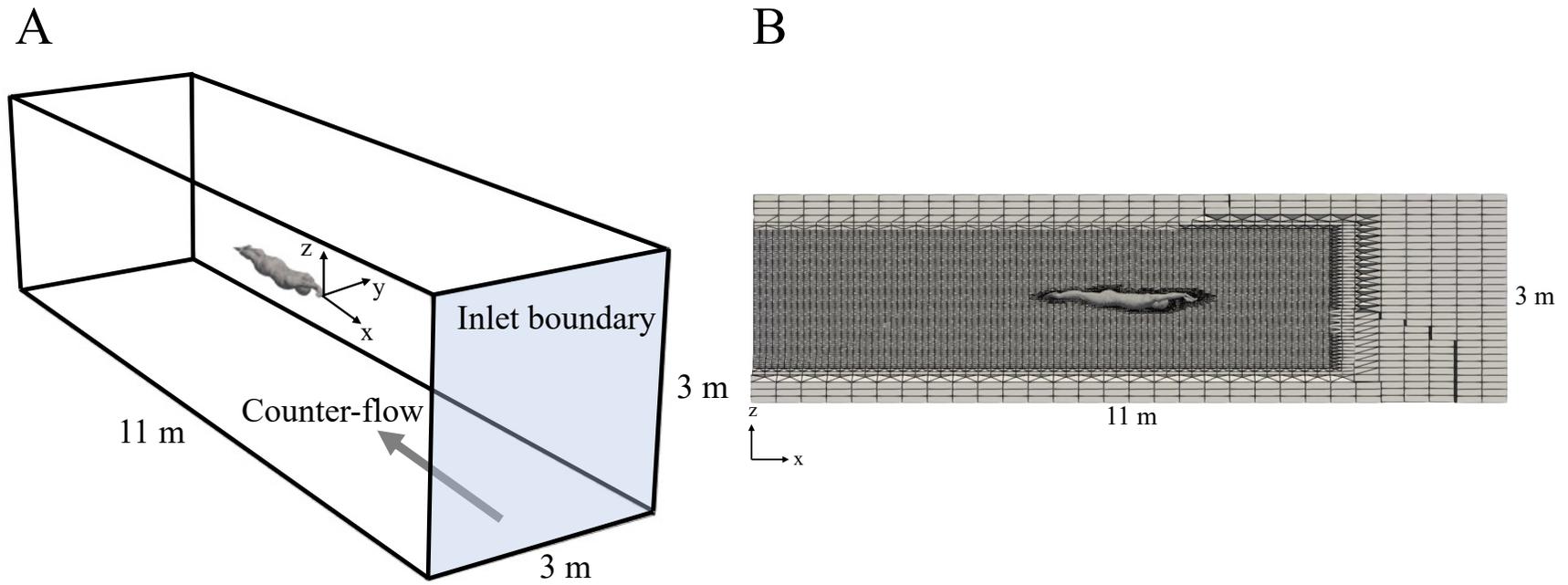


Figure 3-3. A; Outline of outer block mesh of the CFD of study 2 B; The slice picture of calculation mesh of study 2

3-3 結果

ストリームラインおよび水中ドルフィンキック中に泳者の身体に作用した抗力に関する本章の検証および先行研究の結果を Fig. 3-4 に示した。本章における抗力の最大値は、ストリームライン中では 19.32 N, 水中ドルフィンキック中では 153.41 N であった。なお, Pacholak et al. (2014) が報告した抗力の最大値は、ストリームライン中で 15.9 N, 水中ドルフィンキック中で 207.7 N であった。よって、本章と Pacholak et al. (2014) との結果の差は、ストリームライン中で 3.42 N (17.69 %), 水中ドルフィンキック中で 54.29 N (35.39 %) であった。

Fig. 3-5 に水中ドルフィンキック中に生成された渦の結果を示す。体幹部の腹側において、胸部から腹部にかけて生成された渦がダウンキック中に身体に沿って移動し、アップキック中に大腿部付近で進行方向に対して後方へ放出されていた (Fig. 3-5, A to D)。足部周りにおいてダウンキック中に渦が生成され、ダウンキック終了時に泳者の後方へ放出されていた (Fig. 3-5, B to C)。腰付近の背側においても、生成された渦がダウンキック中に進行方向に対して後方へ移動していた (Fig. 3-5, A to C)。また、肩付近の背側では、1 キックサイクル中に渦が常に生成されている結果となった (Fig. 3-5, A to E)。

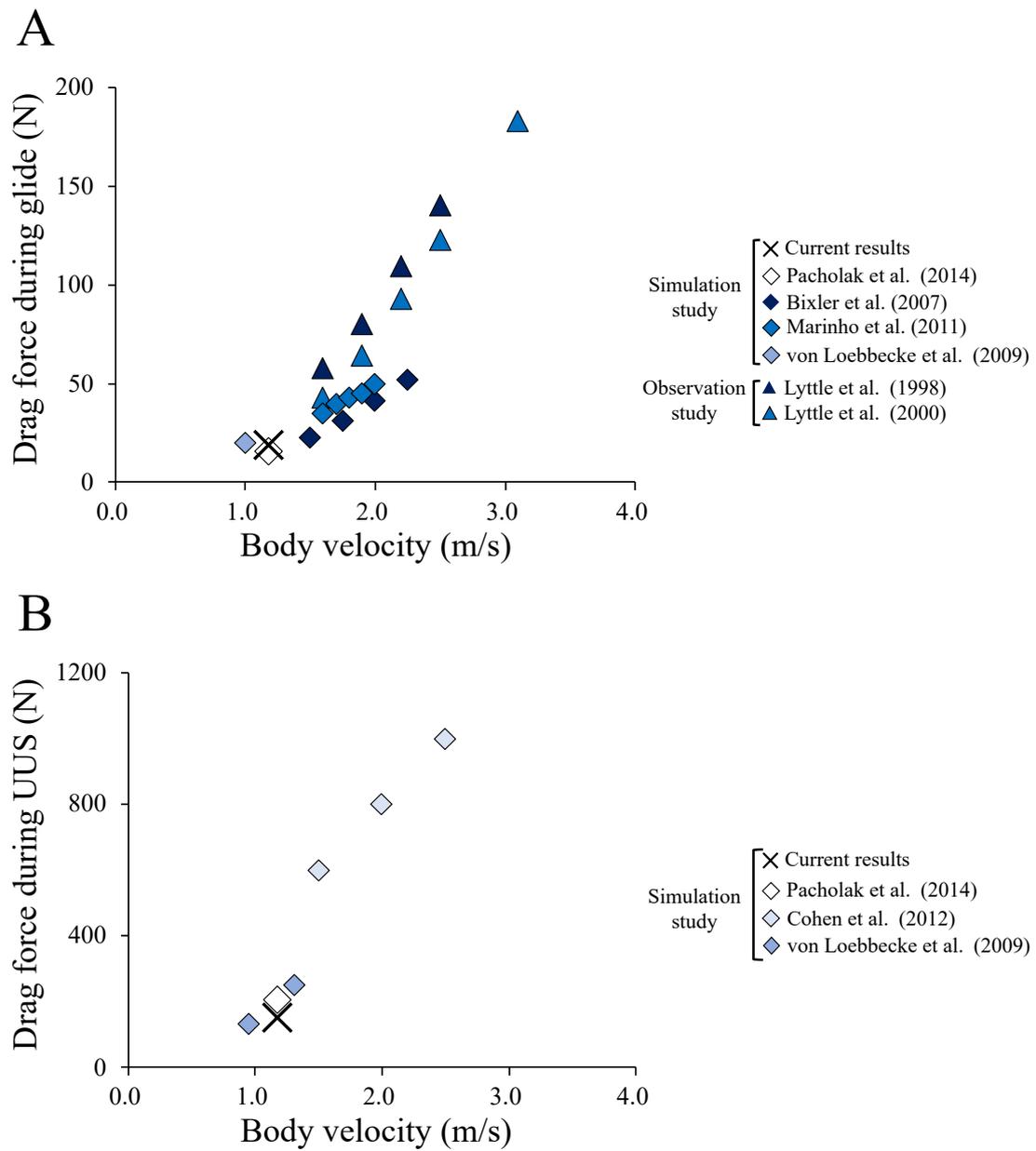


Figure 3-4. The drag force during glide (A) and UUS (B) of one swimmer of the current doctoral thesis compared with previous studies. The cross and rhombus marks represent the current data and the simulation data of previous studies (Bixler et al., 2007; Marinho et al., 2011; Pacholak et al., 2014; von Loebbecke et al., 2009), respectively. The triangle marks represent the observation data of previous studies (Lyttle et al., 1998; Lyttle et al., 2000).

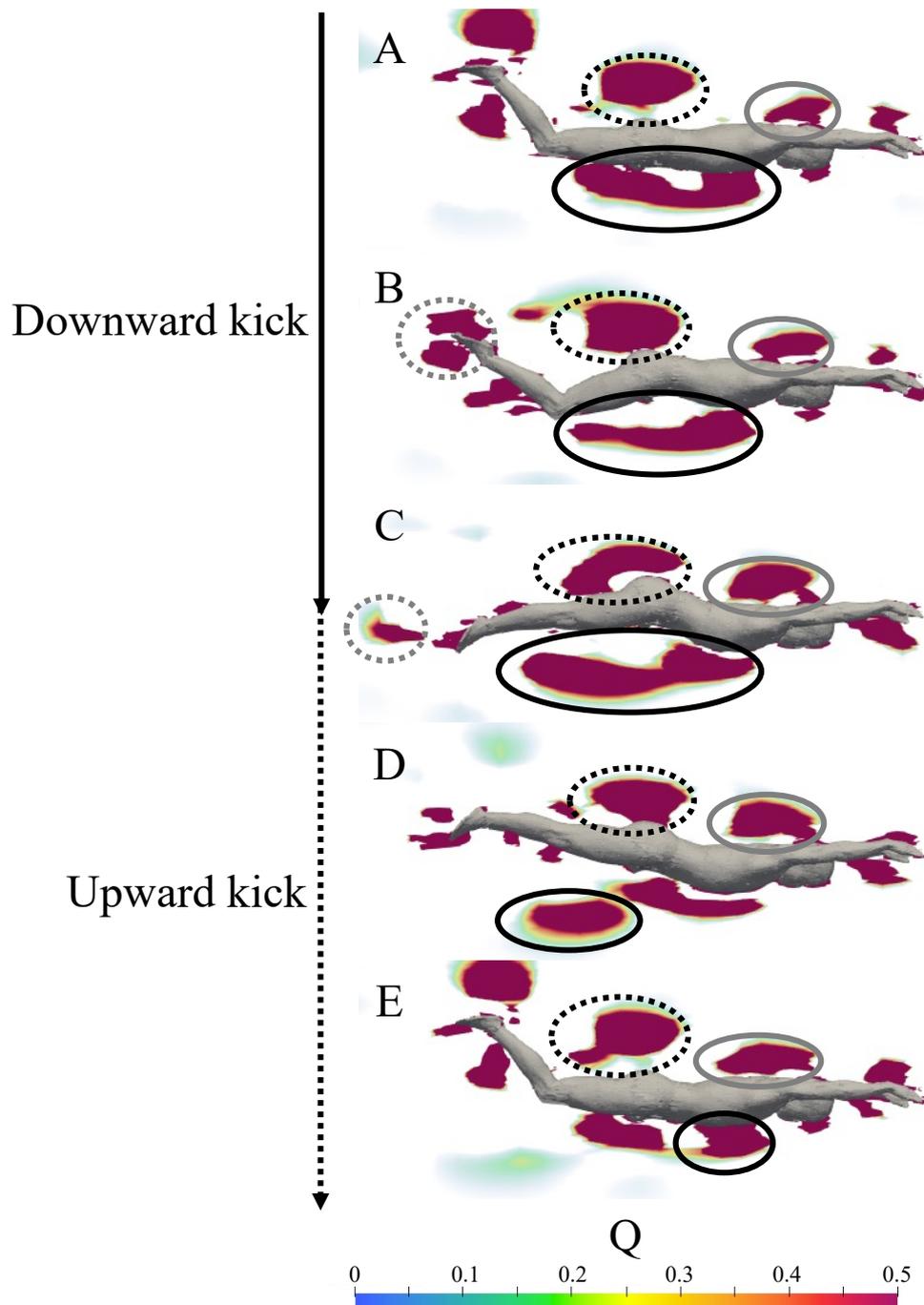


Figure 3-5. The solid black, dot black, solid gray and dot gray circle (or ellipse) indicate the vortices of the venal side of the trunk, dorsal side of the waist and shoulder, and behind the swimmer, respectively. A: the starting point of the downward kick, B: during the downward kick, C: the finishing point of the downward kick and starting point of the upward kick, D: during the upward kick, E: the finishing point of the upward kick.

3-4 考察

先行研究および本章の結果を統合すると、ストリームライン中および水中ドルフィンキック中において流入させた水の速度の増加に伴い、泳者の身体に作用した抗力も増加する結果となった (Fig. 3-4). 流体力学的に、身体に作用する抗力は流速の2乗に比例し、先行研究においても同様の結果が得られている (Bixler et al., 2007; Cohen et al., 2012; Lyttle et al., 1998; Lyttle et al., 2000; Marinho et al., 2011; von Loebbecke et al., 2009). 本章と先行研究 (Pacholak et al., 2014) との抗力の差は、ストリームライン中で 3.42 N、水中ドルフィンキックでは 54.29 N であった (Fig. 3-4). さらに、ストリームライン中の抗力に関して、CFD を用いて推定した研究 (Marinho et al., 2011) と泳者を牽引することで実測した研究 (Lyttle et al., 2000) の結果の差は、約 7.30 N (20.28%) であった. よって、本章と先行研究 (Pacholak et al., 2014) の抗力の差は、他の先行研究でも見られる差と同程度である.

また、生成された渦の動態について Pacholak et al. (2014) は、ダウンキック開始時に胸部付近で生成された渦がダウンキック中に身体に沿って移動し、アップキック中に大腿部付近で進行方向に対して後方へ放出されることを確認した (Fig. 3-6, A to D). 加えて、肩付近の背側では大きさの変化はあるものの、1 キックサイクル中に渦が生成され続けていた (Pacholak et al., 2014) (Fig. 3-6, A to D). 腰付近の背側においても、ダウンキック開始時に渦が生成され、ダウンキック終了時にその渦は大腿部付近まで、進行方向に対して後方へ移動していた (Fig. 3-6, A to C) (Pacholak et al., 2014). 足部付近では、ダウンキック中に背側から底側で渦が生成され、ダウンキック終了時からアップキック中にかけて進行方向に対して後方へ放出されることが、CFD および PIV 法を用いた研究で確認されている (Fig. 3-6, A-D; Fig. 3-7, A to D; Fig. 3-8, A) (Pacholak et al., 2014; Shimojo et al., 2019a; von Loebbecke et al., 2009). よって、渦の形状や大きさの違いは認められるものの、本章での検証における渦の動態は、CFD および PIV 法を用いた先行研究と類似した結果が得られた.

本章の検証結果と先行研究の結果との間で認められた抗力や生成された渦の動態の違い

は、泳者の体格やストリームライン中の姿勢および水中ドルフィンキックの動作における個人差に加えて、使用した乱流モデル、メッシュの分解能、水の密度や動粘性係数、レイノルズ数といった CFD の設定値によって生じたと考えられる。よって、本博士論文で実施する CFD では、前述した要因が解析結果に影響しうるパラメータとして挙げられる。進行方向への速度が 1.9 m/s から 2.5 m/s 未満であれば、泳者の体格における個人差が与える流体力への影響は小さいと報告されている (Benjanuvatra et al., 2001; Kolmogorov et al., 1997; Lyttle et al., 2000)。CFD の設定値において、水の密度は本博士論文では 995.65 kg/m^3 、先行研究 (Pacholak et al., 2014) は 1027.27 kg/m^3 であった。したがって、本博士論文と先行研究 (Pacholak et al., 2014) の結果との間で認められた解析結果の差は、主に設定した水の密度および泳者の身体動作の違いによって生じたものであると考えられる。本博士論文では、流入させる水の速度、流速と泳者の体長を用いて算出する乱流エネルギー k 、渦の消散率 ϵ および動粘性係数 η (付録 A, C) 以外のパラメータは全対象者で統一する。CFD の設定値を統一したモデルでの分析では、得られるシミュレーション結果において生じると予想される対象者間における個人差は、流速以外では主に身体動作によって生じるものであると考えられる。これらのことを考慮すると、本章で構築したモデルを使用することで得られる結果において、流速と身体動作以外のパラメータによる影響は小さいと予想できる。換言すると、高い進行方向への速度を達成した泳者が生成した身体周りの渦、および身体動作によって生成される渦の動態を検討する際に、流速と身体動作の個人差の観点から、分析結果に対する議論が行える。したがって、流速以外の CFD の設定値が統一されたシミュレーションモデルは、本博士論文の目的を達成するうえで、十分な妥当性を有していると考えられる。

3-5 小括

本章では、流体解析のために構築したシミュレーションモデルの詳細とその妥当性につ

いて検討した。構築したシミュレーションモデルによって得られる身体に作用する抗力と生成される渦の結果の差は、主に泳者が発揮した進行方向への速度と身体動作の個人差によって生じるものであることが示唆された。よって、流速以外の CFD の設定値が統一されたシミュレーションモデルは、本博士論文の目的を達成するうえで十分な妥当性を有していることが確認された。

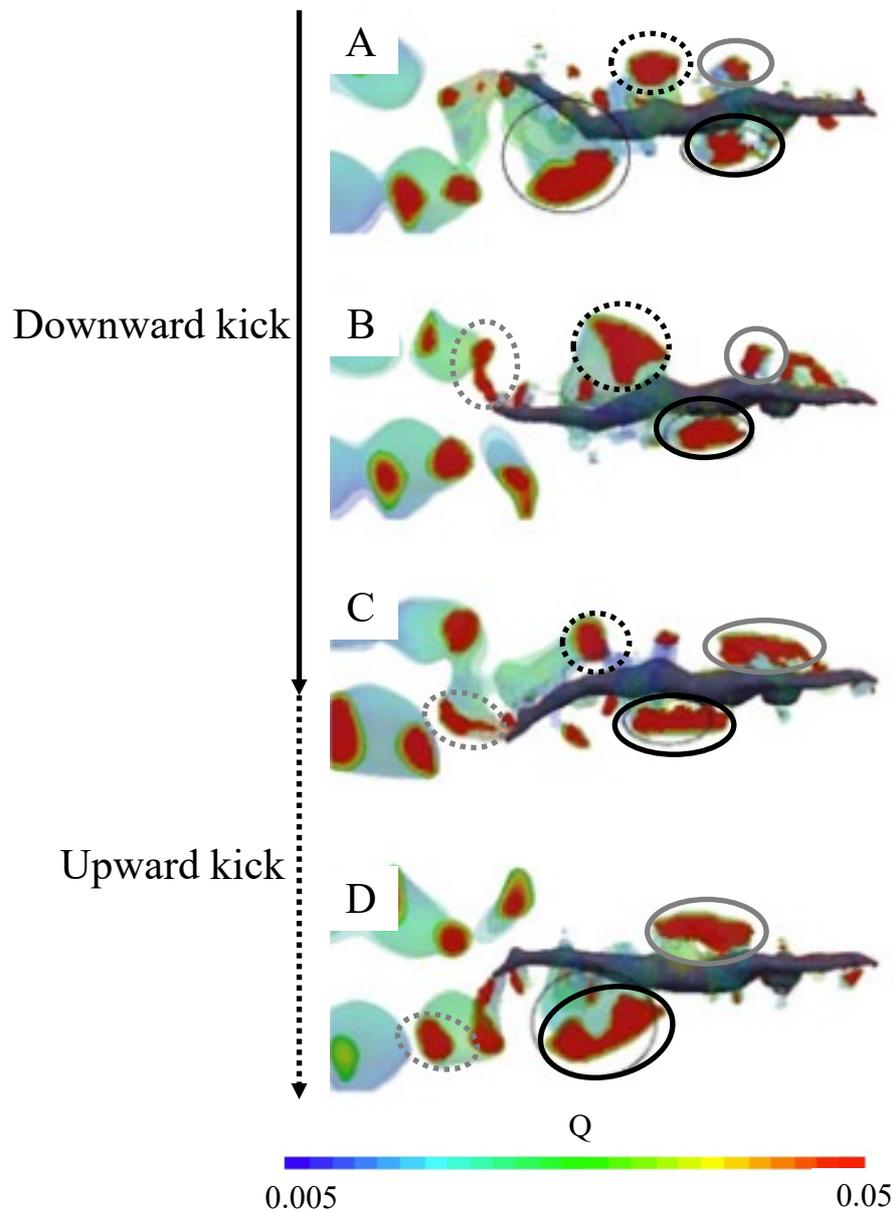


Figure 3-6. The simulation result of a previous study (based on Pacholak, S., Hochstein, S., Rudert, A., & Brücker, C. (2014). Unsteady flow phenomena in human undulatory swimming: a numerical approach. *Sports Biomechanics*, 13(2), 176-194. www.tandfonline.com). The solid black, dot black, and solid gray and dot gray circle (or ellipse) indicate the vortices of the venal side of the trunk, dorsal side of the waist and shoulder, and behind the swimmer, respectively. A: the starting point of the downward kick, B: during the downward kick, C: the finishing point of the downward kick and starting point of the upward kick, D: during the upward kick.

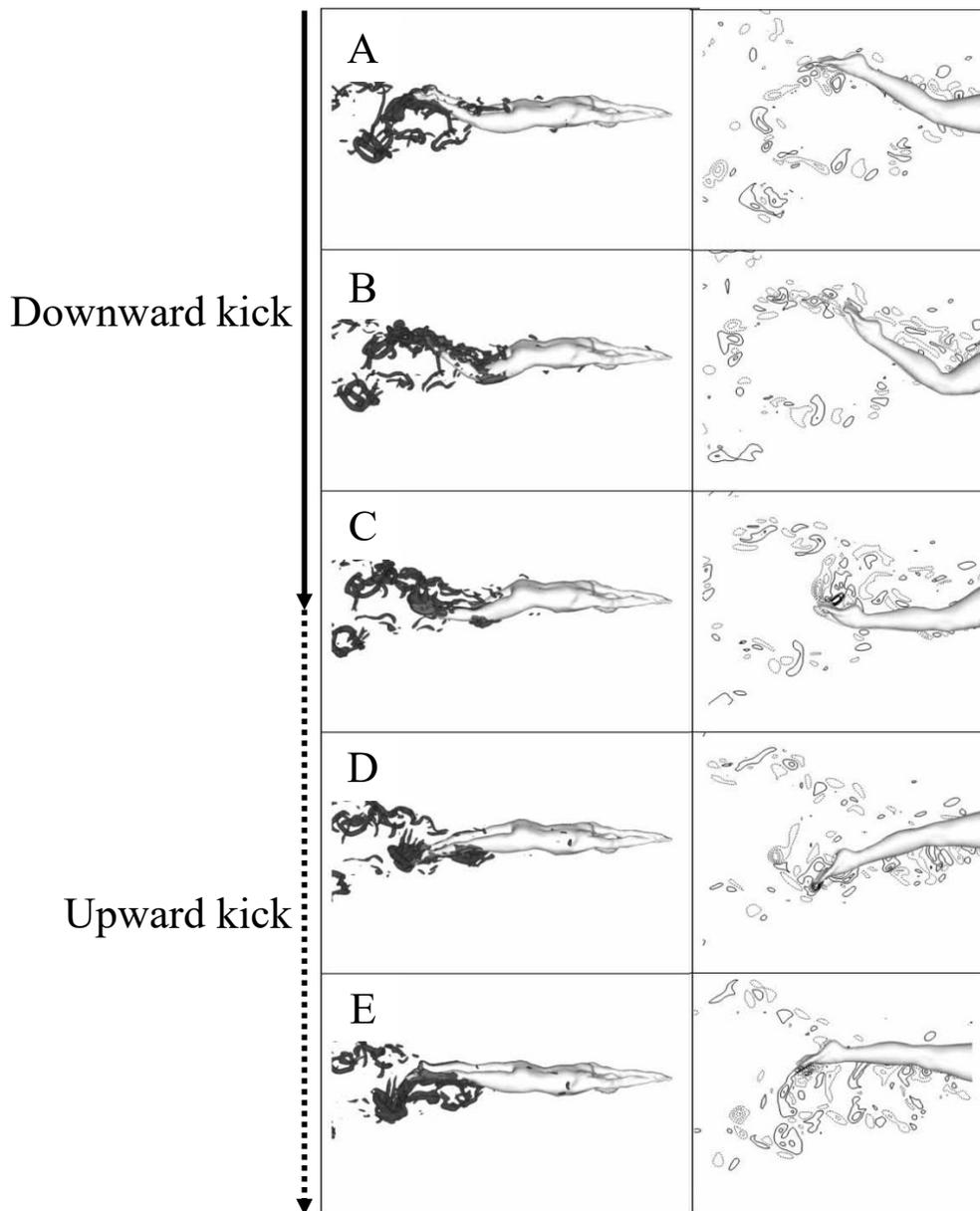


Figure 3-7. The simulation result of a previous study (based on von Loebbecke, A., Mittal, R., Mark, R., & Hahn, J. (2009). A computational method for analysis of underwater dolphin kick hydrodynamics in human swimming. *Sports Biomechanics*, 8(1), 60-77. www.tandfonline.com). The vortex structure for around swimmer's whole-body (left), a slice containing vorticity counters around lower leg (right). A: the starting point of the downward kick, B: during the downward kick, C: the finishing point of the downward kick and starting point of the upward kick, D: during the upward kick, E: the finishing point of the upward kick.

A: Downward kick

B: Upward kick

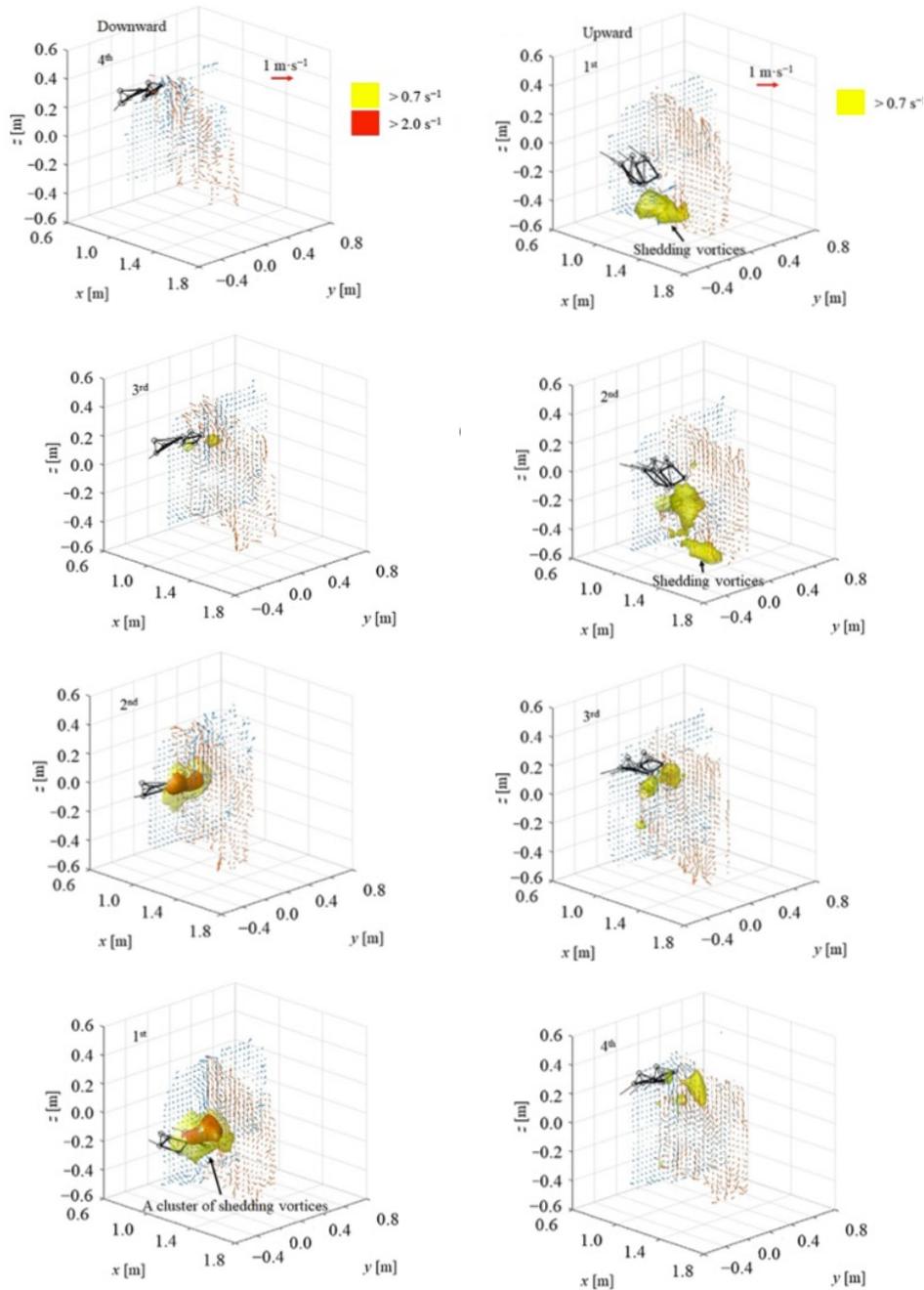


Figure 3-8. The vortex structure around feet which was observed using PIV (based on Shimojo, H., Gonjo, T., Sakakibara, J., Sengoku, Y., Sanders, R., & Takagi, H. (2019a). A quasi three-dimensional visualization of unsteady wake flow in human undulatory swimming. *Journal of Biomechanics*, 93, 60-69.). A: the vortex structure during downward kick, B: the vortex structure during upward kick.

第 4 章 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度の生成に効果的な渦の動態

4-1 背景

近年では、水中ドルフィンキックにおける推進メカニズムの解明のために、生成される渦の動態に着目されている (Cohen et al., 2012; Hochstein & Blickhan, 2011; Pacholak et al., 2014; von Loebbecke et al., 2009). 流体力学的に渦の生成は水の運動量の変化を示しており、水の速度が増加もしくは減少することによる単位時間あたりの水の運動量の変化によって、推進もしくは抵抗に働く流体力が泳者の身体に作用する (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2016; von Loebbecke et al., 2009). よって、生成された渦の後方への放出速度の増加は、泳者に大きな推進方向への流体力を作用させると考えられる。また、大きい渦の生成および強い渦の循環は流体力の増大に重要な要因である (Imamura & Matsuuchi, 2013). 以上の知見より、競泳選手は水中ドルフィンキックにて、生成した渦の放出速度の増大もしくは大きく循環が強い渦の生成によって、高い進行方向への速度を生成できると考えられる。

これまでの研究では、水中ドルフィンキックにおける渦の生成と放出を定性的に評価したのみに留まり、定量的な評価として渦の大きさや循環、放出速度を評価した研究は存在しない。定量的な評価によって、泳者の全身で生成される渦のうち、高い進行方向への速度生成のために重要な渦を明らかにすることができると考えられる。よって本章では、シミュレーションの結果を定量的に評価することで、水中ドルフィンキック中に泳者の全身周りで生成されるどの渦が進行方向への速度生成に関係するかを明らかにすることを目的とした。

4-2 方法

4-2-1 対象者および流体シミュレーション

第2章（研究課題①）に参加した泳者13名を対象とした。本章の実験においても、立命館大学のヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を受け（BKC-人医-2019-016）、対象者には口頭および文書で研究の目的、方法や本実験における安全性に対する内容等について説明し、全対象者より書面による実験参加の同意を得た。

第3章と同様の方法により、3次元身体形状モデルの取得、シミュレーションモデルの構築および水中ドルフィンキック動作の再構築を行い、CFDを実施した。なお、メッシュの歪みによる身体形状の変形が大きく計算が安定しなかった4名のデータを除く泳者9名の分析結果を以後の解析に用いた（Table 4-1）。構築された泳者9名の計算格子のメッシュ数は $672.4k \pm 3.5k$ セルであった。また、CFD実施の際に泳者の手先側にある流入面から流入させる水の速度は、各泳者の水中ドルフィンキック中における身体質量中心の平均水平速度とした（Table 4-1）。

Table 4-1. The basic data of participants of the study 2

The basic data of participants (n = 9)		
Age (years)	20.67	± 2.83
Body mass (kg)	66.77	± 4.74
Body height (m)	1.69	± 0.03
Body length (m)	2.25	± 0.06
FINA points	633.56	± 88.32
UUS velocity (m/s)	1.41	± 0.22

Abbreviations: UUS; underwater undulatory swimming, FINA; Fédération Internationale de Natation.

FINA points represents the competitive level of swimmers.

4-2-2 データ解析

渦度として式 4 より Q 値を算出した。全身周りを泳者の後方、体幹部の腹側、腰部および肩の背側周りに分割したそれぞれの空間領域で生成された渦について解析を行った (Fig. 4-1, A)。鉛直方向の範囲を、泳者から 0.75 m 下方、1.5 m 上方までとし、水平方向の範囲は泳者のセグメント長より決定し、前方を第 3 指先端、泳者の後方を泳者のつま先から 1.0 m 後方の間とした。分析対象とした渦は、泳者の後方以外の領域においては生成された渦の中で最も大きいものとし、泳者の後方では生成された渦全てを分析対象とした。さらに、1 キックサイクル中に渦が分離した際は、分離元の渦から離れていくものを分析対象とした。なお、泳者の後方以外の範囲における分離元の渦は、ダウンキック開始時にこれらの範囲で生成された最も大きい渦とし、泳者の後方では生成された際に最も身体に近い渦とした。分析対象となった渦における渦度中心 (Center of Vorticity: COV) を重み付けの計算を用いて算出した (式 5)。

$$\mathbf{COV} = \frac{\sum Q \mathbf{P}_Q}{\sum Q} \quad \text{Eq. 5}$$

ここで、 \mathbf{COV} は渦度中心の位置ベクトル (m)、 Q は式 4 から算出した渦度 Q 値、 \mathbf{P}_Q はその位置ベクトル (m) を示す。なお、本章では $Q > 0.5$ となった渦領域を解析に使用した。渦度中心の移動量を、渦度中心が手先に最も近く位置した値から、最も遠い位置での値との差として算出した。また、渦度中心の移動量を、移動に要した時間で除することで、水平移動速度を算出した (Fig. 4-1, B)。なお、渦度中心の水平移動速度から、流入された水の色度を引いた。泳者の後方、体幹部の腹側、腰部および肩の背側周りで生成された渦それぞれの面積を求め、渦度中心が移動した範囲での最大値を算出した。渦の面積が最大値となった時点における渦の循環 (Γ) を式 6 により算出した。

$$\Gamma = \oint \mathbf{u} \cdot d\mathbf{r} \quad \text{Eq. 6}$$

ここで、 \mathbf{u} は渦の外周における流速ベクトル (m/s)、 $d\mathbf{r}$ は渦の外周の位置の変位ベクトル

(m) を表す。渦度中心，渦の面積および循環の算出には，MATLAB (2019a, Math Works) を用いた。

4-2-3 統計処理

全ての解析データの基本統計量は，平均値 \pm 標準偏差として表示した。全てのデータの正規性の確認には，Shapiro-Wilk 検定を行なった。水中ドルフィンキックにおける身体質量中心の水平速度と渦度中心の水平速度，渦の面積および循環との相関関係を，データに正規性が認められた場合は，パラメトリック検定として，ピアソンの積率相関係数を用いて評価した。一方，データに正規性が認められなかった場合，ノンパラメトリック検定として，スピアマンの順位相関係数を用いて，相関関係を評価した。なお，全ての統計処理には，統計ソフト IBM SPSS (Ver. 26.0, IBM Corp) を用いて行い，有意水準は 5%とした。

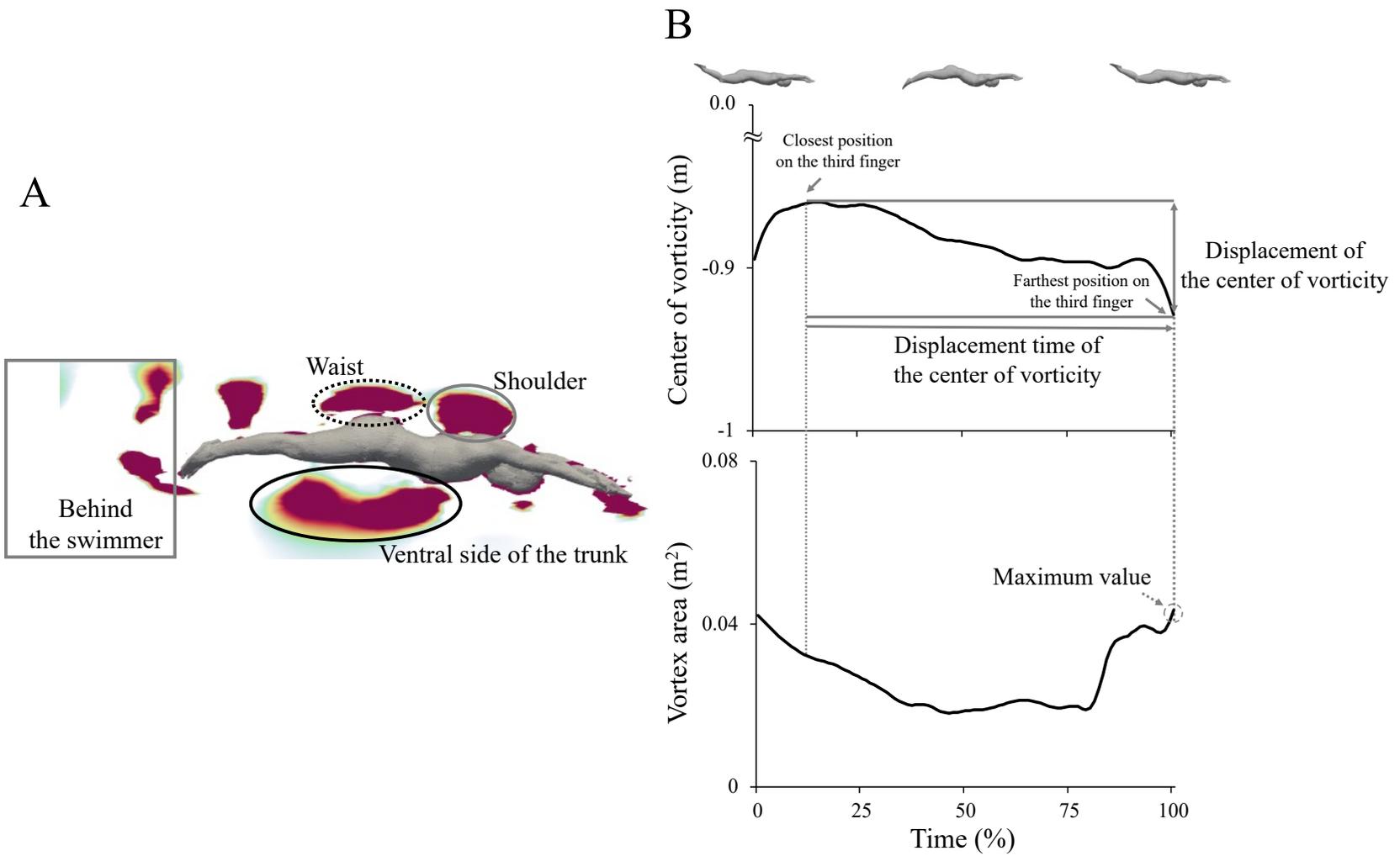


Figure 4-1. A; The calculation of the vortex area. B; The typical time history data of the center of vorticity (above) and the vortex area (below).

4-3 結果

渦度中心の水平速度，渦の面積および循環の結果を Table 4-2 に，また身体質量中心の水平速度との相関係数を Table 4-3 に示した．体幹部の腹側の渦の面積および循環は，身体質量中心の水平速度と有意な正の相関関係を示した．加えて，身体質量中心の水平速度は，泳者の後方で生成された渦の面積と有意な正の相関関係を示し，循環とは有意な負の相関関係を示した（Table 4-3）．一方で，体幹部の腹側，腰部，肩の背側および泳者の後方における渦度中心の水平速度，腰部および肩の背側での渦の面積ならびに循環は，身体質量中心の水平速度と有意な相関関係を示さなかった．

Table 4-2. The data of horizontal velocity of center of vorticity, the peak values of vortex area and circulation

Site of the vortex	Ventral side of the trunk	Waist	Shoulder	Behind the swimmer
Horizontal velocity of center of vorticity (m/s)	-0.50 ± 1.34	0.54 ± 0.75	0.31 ± 0.80	-1.05 ± 1.16
Peak value of vortex area (m ²)	0.13 ± 0.07	0.07 ± 0.02	0.05 ± 0.03	0.03 ± 0.03
Circulation (m ² /s)	0.69 ± 0.34	-0.45 ± 0.23	-0.36 ± 0.21	-0.09 ± 0.09

The positive and negative values of circulation indicate the clockwise and counterclockwise, respectively.

Table 4-3. The correlation coefficient between the horizontal center of mass velocity and vortex parameters during UUS.

Site of the vortex	Ventral side of trunk		Waist		Shoulder		Behind the swimmer	
	r	p	r	p	r	p	r	p
Horizontal velocity of center of vorticity	-0.434	0.243	-0.433	0.244	0.283	0.460	0.259	0.501
Peak value of vortex area	0.938	<0.01	0.217	0.576	-0.533	0.139	0.738	0.023
Circulation	0.915	<0.01	-0.460	0.212	0.350	0.356	-0.680	0.044

4-4 考察

これまでのところ、水中ドルフィンキックにおける身体周りの渦の放出速度、面積および循環と進行方向への速度との関係を定量的に評価した例はなく、本章における検討は筆者の知る限り世界初である。本章の結果において、体幹部の腹側および泳者の後方で生成された渦の面積および循環は、進行方向の速度と有意な相関関係を示した。一方で、体幹部の腹側、腰部と肩の背側、泳者の後方で生成された渦の水平速度と進行方向への速度との間には、有意な相関関係は認められなかった。このような結果は、水中ドルフィンキックにおいて体幹部の腹側および泳者の後方で大きくて強い渦を生成することが、高いパフォーマンス発揮に関連することを示唆する。

水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度と、体幹部の腹側で生成された渦の面積と循環および泳者の後方で生成された渦の面積には有意な正の相関関係がみられた。また、泳者の後方で生成された渦の循環と進行方向への速度には有意な負の相関関係が認められた。体幹部の腹側や泳者の後方で生成された渦は、ダウンキック開始からダウンキック中に生成され、ダウンキック終了時からアップキック中に進行方向に対して後方へ放出されていることが第3章の検証により観察された (Fig. 3-4, A to D)。これらの渦は単位時間あたりの水の運動量が変化した際に生成および放出され、それによる反作用によって身体に流体力が作用する (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2016; von Loebbecke et al., 2009)。本章で対象とした泳者の後方の渦は、主に足部で生成および放出されたものであり、この渦によって生じた前方への推進に働く流体力が泳者の身体に作用することで、進行方向への速度が生成される (Fish et al., 2014; Shimojo et al., 2019a; von Loebbecke et al., 2009)。また、生成した渦を身体の近くに滞留させることで、推進するための流体力を得ていることが示唆されている (Müller et al., 2000; Hochstein & Blickhan, 2011; Pacholak et al., 2014)。この渦の動態は、体幹部の腹側で生成される渦において、本博士論文および先行研究で同様の現象が確認されている (Hochstein et al., 2012; Pacholak et al., 2014) (Fig. 3-5)。このことから、水中ドル

フィンキックにおいて身体付近で生成され、進行方向に対して後方へ放出される体幹部の腹側および泳者の後方での渦は、推進方向への流体力生成に貢献していると考えられる。循環が強く大きい面積を有した渦の生成は、流体力増加をもたらすことが明らかとされている (Imamura & Matsuuchi, 2013)。また、うねり動作を用いて推進する魚が進行方向への速度を増大させる際にも大きく循環が強い渦を生成している (Drucker & Lauder, 2005; Nauen & Lauder, 2002)。これらの結果は、水中ドルフィンキックにおいて、大きく循環が強い渦を進行方向に対して泳者よりも後方および身体付近で生成および放出することは、高い進行方向への速度生成に貢献していることを示唆している。

水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度生成は、体幹部の腹側、背側の肩および腰部、泳者の後方における渦度中心の水平速度と有意な相関関係を示さなかった。遊泳している魚がヒレを使って押し出す水の速度は、進行方向への速度増大に貢献しない (Drucker & Lauder, 2005)。また、その時の押し出された水の速度 (0.004 m/s) は進行方向への速度 (0.0196 m/s) よりも小さいことが報告されている (Drucker & Lauder, 2005)。本章の結果においても、泳者が水中ドルフィンキック中に放出した各渦の速度は、進行方向への速度よりも低値であった (Table 4-2)。本章での検証およびこれら先行研究の知見から遊泳中の魚と同様に、水中ドルフィンキックにて泳者が進行方向への速度を増大させる際にも、渦の放出速度を大きく高めることができない可能性が考えられる。よって、泳者は水中ドルフィンキックにおいて進行方向への速度を高める際に、渦の放出速度を高めるよりも大きく循環が強い渦を生成する戦略を採用している可能性がある。

4-5 小括

本章では、水中ドルフィンキック中に生成された全身周りの渦のうち、どの渦が進行方向への速度と関連するかを定量的に明らかにすることを目的とした。その結果、体幹部の腹側および泳者の後方で生成された渦の面積および循環は、高い進行方向への速度と有意な正

もしくは負の相関関係が認められた。しかし、渦度中心の水平速度と進行方向への速度との間にはいずれの領域の渦についても有意な相関関係はみられなかった。したがって、体幹部および泳者の後方で大きく強い渦を生成することが、水中ドルフィンキックの高いパフォーマンスに関連することが示唆された。

第5章 体幹部の運動による高い進行方向への速度の発揮に効果的な渦の生成

5-1 背景

第2章（研究課題①）に関する検討の結果、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度が高い泳者の体幹部の運動学的特徴が明らかとなった。さらに第4章（研究課題②）にて、体幹部および泳者の後方での大きく循環が強い渦の生成は、高い進行方向への速度発揮に関連することが解明された。尾ひれモデルを用いてCFDを実施した先行研究では、尾ひれモデルの大きく速いうねり動作によって、大きい渦の生成が観察されている（Imamura & Matsuuchi, 2013; Wang et al., 2010）。また、魚類が進行方向への速度を増大させた際には、キック頻度が増大し生成される渦の循環が強くなることが確認されている（Nauen & Lauder, 2002）。この尾ひれモデルや魚類における大きく速いうねり動作は、水中ドルフィンキックにおける大きな体幹部および足部の速い動きに相当する（Atkison et al., 2014; Higgs et al., 2017; Ikeda et al., 2021; Nakashima, 2009）。第2章（研究課題①）において、高い進行方向への速度を達成した泳者は速度が低い泳者よりも、体幹部の大きな動作範囲と角速度およびつま先の高い鉛直速度を有していることが明らかとなった。これら一連の結果を考慮に入れると、水中ドルフィンキックにて高い進行方向への速度を生成した泳者は、体幹動作の大きさや速度、体幹部の運動による足先の速度増大によって、身体周りで進行方向への速度増加に効果的な渦を生成していると考えられる。

上記のように、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度発揮に効果的な渦の生成は、競技力の高い泳者が有する大きく速い体幹部の運動によるものであることが推察される。しかし、すぐれた泳者が発揮する身体運動によって進行方向への速度増大に効果的な渦が生成されるかどうか未だ検討した研究は存在しない。そこで本章では、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度増大に関わる身体運動によって生成される渦の動態を解明することを目的とした。本章の目的達成のため、水中ドルフィンキックにおける進

行方向への速度が高かった泳者と低かった泳者の運動学的データをそれぞれ入れ替えた CFD の実施により渦を分析する。この手法によって、生成される渦の面積や循環が変化した場合、第 4 章（研究課題②）で解明された進行方向への速度生成に関連する渦は、身体動作によって生成されるといえる。

5-2 方法

第 2 章（研究課題①）で分析対象となった泳者 13 名のうち、速度が最も高い泳者（fast swimmer）および平均値よりも低い泳者（slow swimmer）を対象とした（Table 5-1）。なお、対象となった 2 名のキック頻度およびつま先の鉛直速度の結果を Table 5-1 に、体幹部から下肢の関節角度および角速度の時系列データをそれぞれ Fig. 5-1 と Fig. 5-2 に示した。第 3 章と同様の方法によりシミュレーションモデルを構築し、fast swimmer の身体形状モデルに slow swimmer の運動学的データを入力、slow swimmer の身体形状モデルに fast swimmer の運動学的データを入力することで水中ドルフィンキック動作を再構築した。泳者の手先側にある流入面から流入させる水の水の速度は、fast swimmer のモデルは 1.89 m/s、slow swimmer のモデルは 1.25 m/s とした（Table 5-1）。CFD の実施後、式 4 より Q 値を算出した。第 4 章（研究課題②）と同様の方法により、体幹部の腹側と泳者の後方で生成された渦について、渦の面積および式 6 より渦の循環を算出した。また、1 キックサイクル中に泳者のモデルに作用した抗力の最大値を算出した。

Table 5-1. The basic data of participants in study 3

	Fast swimmer	Slow swimmer
Age (year)	20	27
Body mass (kg)	67.00	68.25
Body height (m)	1.68	1.70
Body length (m)	2.23	2.32
FINA Points	724	522
Horizontal velocity during UUS (m/s)	1.89	1.25
Kick frequency (Hz)	3.09	2.27
Toe vertical velocity		
Upward kick (m/s)	3.45	2.34
Downward kick (m/s)	-3.80	-3.26

Abbreviations: UUS: underwater undulatory swimming, FINA: Fédération Internationale de Natation; FINA points: The evaluation of competitive level of swimmers.

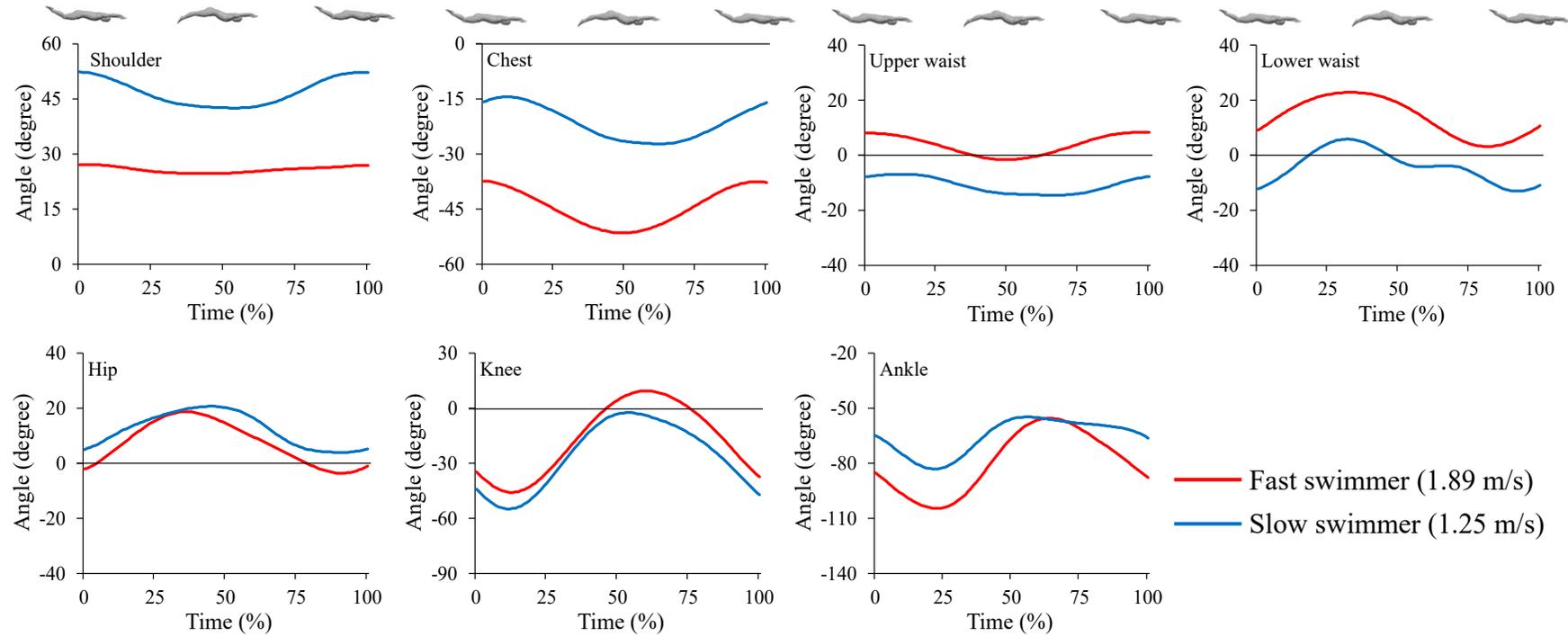


Figure 5-1. The time-history data of the trunk and lower leg joint angles. The red and blue line indicates the data of the fast and the slow swimmer, respectively. The positive and negative value for shoulder, chest, upper waist, lower waist and hip represent flexion and extension, respectively. The positive and negative value for knee and ankle indicates extension (dorsal flexion) and flexion (planter flexion), respectively.

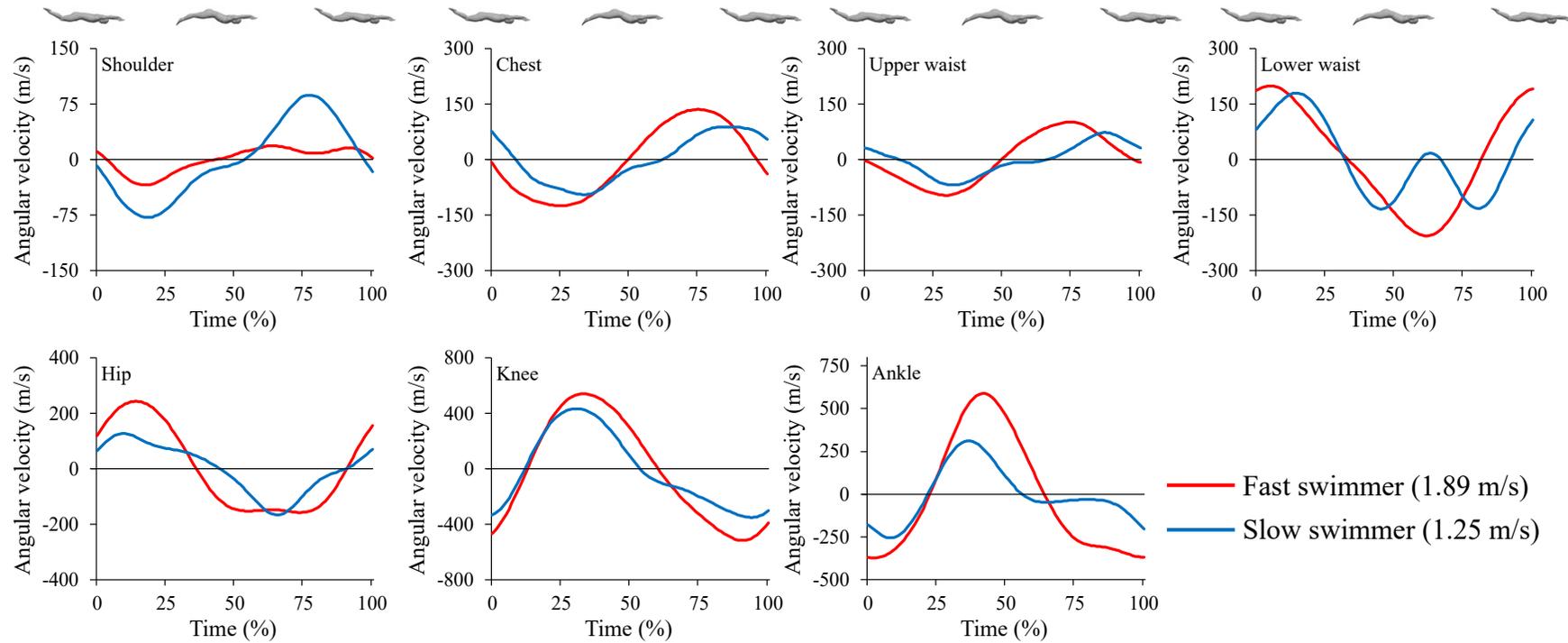


Figure 5-2. The time-history data of the trunk and lower leg joint angular velocities. The red and blue line indicate the data of the fast and the slow swimmer, respectively. The positive and negative value for shoulder, chest, upper waist, lower waist and hip represent flexion and extension, respectively. The positive and negative value for knee and ankle indicates extension (dorsal flexion) and flexion (planter flexion), respectively.

5-3 結果

水中ドルフィンキック中に生成された渦について、Fig. 5-3 に fast swimmer のモデルに対して fast swimmer および slow swimmer の身体動作をそれぞれ入力した結果を示した。また、Fig.5-4 に slow swimmer のモデルに対して slow swimmer および fast swimmer の身体動作をそれぞれ入力した結果を示した。fast swimmer の運動を有した slow swimmer のモデルでは (Fig. 5-4 右側)、体幹部の腹側で生成された渦の面積および循環が大きくなり、泳者の後方における渦の循環は大きくなったものの、その面積は小さくなった (Table 5-2)。一方、slow swimmer の運動を有した fast swimmer のモデルでは (Fig. 5-3 右側)、泳者の後方で生成された渦の面積と循環は小さくなり、体幹部の腹側では渦の面積は小さくなったが、循環は大きくなった (Table 5-2)。また、泳者に作用する抗力の最大値は、fast swimmer の運動を有した slow swimmer のモデルでは大きくなり、slow swimmer の運動を有した fast swimmer のモデルでは小さくなった (Table 5-2)。

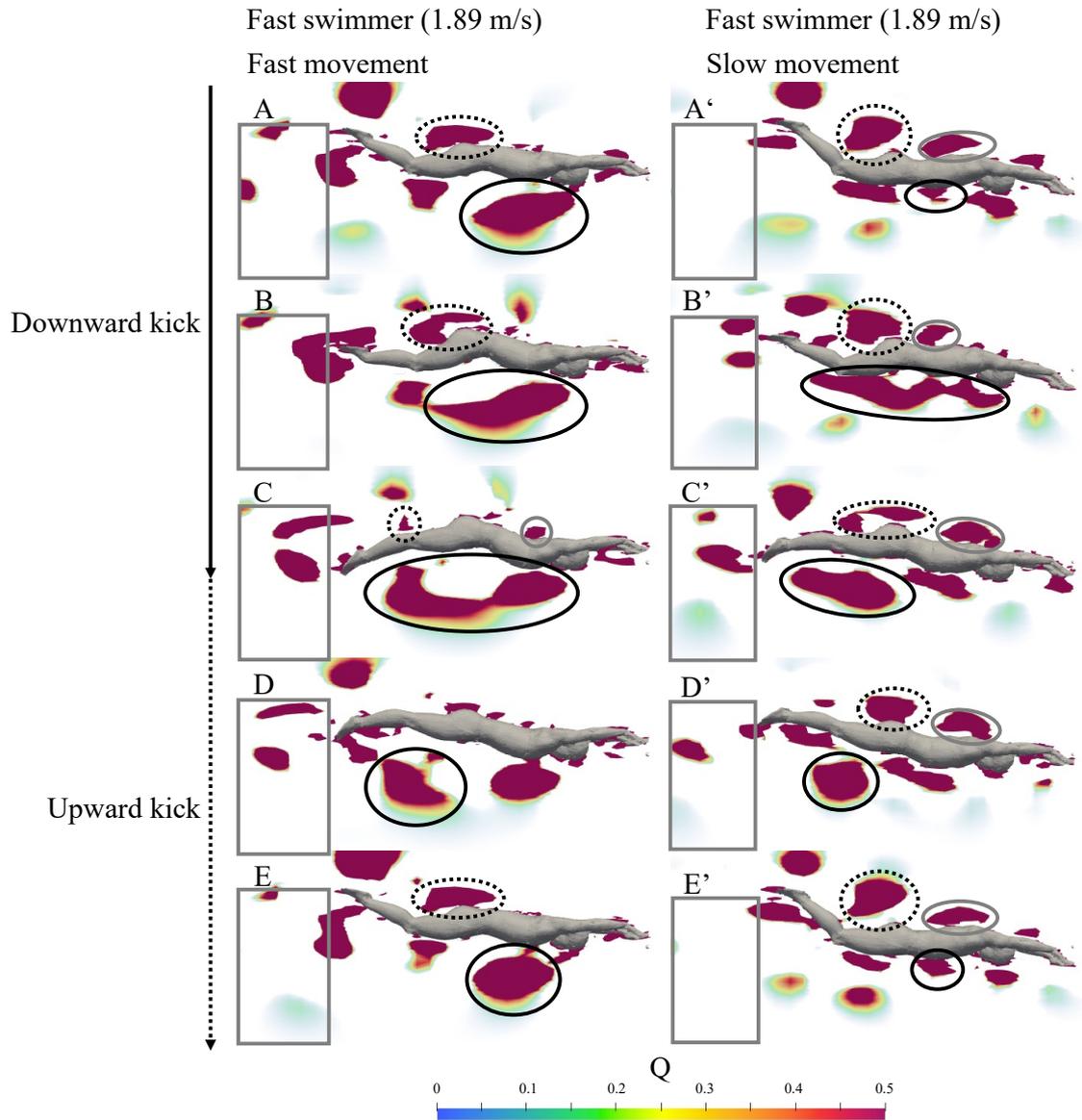


Figure 5-3. The solid black, dot black, and gray circle (or ellipse) indicate the vortices of venal side of trunk, dorsal side of the waist and shoulder, respectively. The gray rectangle indicates the vortex of behind of the swimmer. A (A'): at starting point of downward kick, B (B'): during downward kick, C (C'): at finishing point of downward kick and starting point of upward kick, D (D'): during upward kick, E (E'): at finishing point of upward kick.

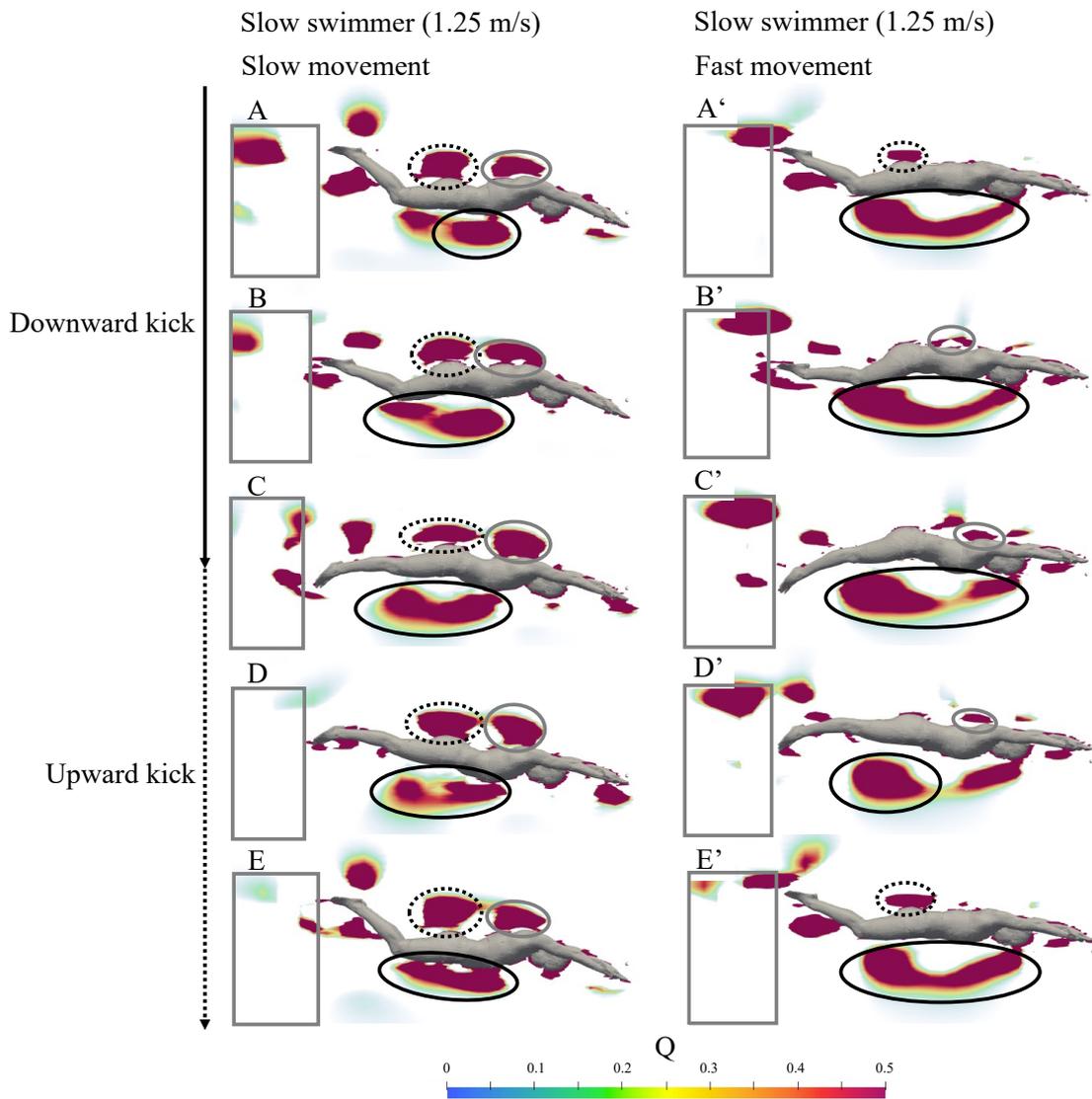


Figure 5-4. The solid black, dot black, and gray circle (or ellipse) indicate the vortices of venal side of trunk, dorsal side of the waist and shoulder, respectively. The gray rectangle indicates the vortex behind of the swimmer. A (A'): at starting point of downward kick, B (B'): during downward kick, C (C'): at finishing point of downward kick and starting point of upward kick, D (D'): during upward kick, E (E'): at finishing point of upward kick.

Table 5-2. The result of peak value of the vortex area, circulation and peak value of the drag force for fast and slow swimmer.

Horizontal body velocity (m/s)	1.89			1.25		
Swimmer	Fast swimmer		Δ	Slow swimmer		Δ
Movement	Fast swimmer	Slow swimmer		Slow swimmer	Fast swimmer	
Peak value of vortex area (m ²)						
Ventral side of the trunk	0.29	0.20	-0.09	0.11	0.17	+0.06
Behind of the swimmer	0.10	0.06	-0.04	0.03	0.02	-0.01
Circulation (m ² /s)						
Ventral side of the trunk	1.26	1.50	+0.24	0.52	0.77	+0.25
Behind of the swimmer	-0.22	-0.15	-0.07	-0.06	-0.12	+0.06
Peak value of drag force (N)	636.27	147.09	-489.18	183.94	702.98	+519.04

The positive and negative values of circulation indicate the clockwise and counterclockwise, respectively.

5-4 考察

本検証により、泳者の水中ドルフィンキック動作が変化したことによって、体幹部の腹側および泳者の後方で生成される渦の面積や循環が大きく、もしくは小さくなる結果となった。この渦の動態の変化に伴い身体に作用する抗力は、fast swimmer の運動学的データを入力した slow swimmer のモデルでは大きくなり、slow swimmer の運動学的データを入力した fast swimmer のモデルでは小さくなった。本章では、流入させる水の水の速度といった CFD の設定値の変更はせず、対象とした泳者が発揮した身体動作とは異なる運動学的データをその泳者の身体形状モデルに入力した。よって、水中ドルフィンキックにおける進行方向への流体力の増減は、身体動作の変化による渦の動態が変化することによるものであるといえる。

fast swimmer の運動を有した slow swimmer のモデルでは、体幹部の腹側で生成された渦の面積と循環、および泳者の後方で生成された渦の循環が大きくなった (Table 5-2)。また、slow swimmer の運動学データを入力した fast swimmer のモデルでは、体幹部の腹側で生成された渦の面積、および泳者の後方で生成された渦の面積と循環が小さくなる結果となった (Table 5-2)。fast swimmer と slow swimmer の体幹部および足部の運動学的因子を比較すると、下腰部の動作範囲においては、fast swimmer の方が slow swimmer よりも 0.7 度大きい結果となり、第 2 章 (研究課題①) で示された 95%信頼区間の下限よりも小さな差であった (Table 2-3, Fig. 5-1)。一方で、第 2 章 (研究課題①) の結果同様、fast swimmer は slow swimmer よりも、胸部と下腰部の高い角速度、つま先の鉛直速度を有していた (Table 5-1, Fig. 5-2)。尾ひれモデルや魚類における大きく速いうねり動作によって、大きく循環が強い渦の生成が観察されている (Nauen & Lauder, 2002; Imamura & Matsuuchi, 2013; Wang et al., 2010)。よって、fast swimmer と slow swimmer の運動学的データを入れ替えた際に生じた渦の動態の変化は、主に動作速度に関わる運動学的因子によるものであると考えられる。

一方で、fast swimmer のモデルが slow swimmer の身体動作を有した際には、体幹部の腹

側における渦の循環は大きくなり、slow swimmer のモデルが fast swimmer の身体動作を有すると泳者の後方で生成される渦の面積が小さくなった (Table 5-2). 魚類において、体長や表面積が大きい成魚は、身体が小さい幼魚と比較して、推進する際に生成した渦の面積や循環が大きいことが確認されている (Müller et al., 2000). よって、体幹部の腹側における渦の循環および泳者の後方で生成される渦の面積は、両泳者間における体幹部や足部の長さ、表面積の個人差による結果への影響が生じた可能性がある。しかし、本章で対象となった泳者 2 名の身長および身体質量は類似していたため (Table 5-1)、表面積といった身体形状の個人差は小さいと考えられる。また流体力学的に、身体の表面積や前面投影面積といった身体形状パラメータが流体力に影響するが、水中ドルフィンキックを含む泳動作中では、生成した進行方向への速度が 1.9 m/s から 2.5 m/s 未満であれば、身体形状の違いがもたらす流体力や進行方向への速度への影響は小さいと報告されている (Benjanuvatra et al., 2001; Kolmogorov et al., 1997; Lyttle et al., 2000). よって、本検証において、1.9 m/s 未満の進行方向への速度を有する両泳者の運動データの入れ替えにより生じた約 500 N の流体力の増減や渦の動態の変化は、身体形状よりも身体動作による影響の方が大きいと考えられる。

身体に作用する抗力において、fast swimmer の運動学的データを入力した slow swimmer のモデルでは大きくなり、slow swimmer の運動学的データを入力した fast swimmer のモデルでは小さくなる結果となった。泳者が水中でドルフィンキックを行った際に、身体周りの水の運動量に変化することで渦が生成および放出され、その反作用として泳者の身体に流体力が作用すること (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2016; von Loebbecke et al., 2009)、面積が大きく循環が強い渦の生成は、流体力増大をもたらすと報告されている (Imamura & Matsuuchi, 2013). また、生成した渦は身体付近に停留させることで、推進に作用する流体力が獲得できるが、この渦が身体から剥離すると抵抗に作用する流体力が身体に作用すると考えられている (Connaboy et al., 2009). fast swimmer の運動学的データを入力した、fast swimmer および slow swimmer のモデルでは、体幹部の腹側で生成される渦がダウンキック

中に身体から剥離している可能性が定性的に確認できるため (Fig. 5-3 B, 5-4 B), *fast swimmer* の身体運動を發揮した条件において, この渦は推進ではなく抵抗に作用する流体力発生の原因となりうる. しかし, この渦はダウンキック開始時から終了時かけて, 胸部付近から大腿部付近まで移動すること (Fig. 5-3 C, 5-4 C), 本博士論文の対象者のうち, 水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度が最も高い泳者の身体動作で確認された渦の生成ということを検討すると, この渦において剥離による抵抗は生じていない可能性が考えられる. これら先行研究の知見および本章での検証により, 推進に作用する流体力獲得に関わる泳者の後方および体幹部の腹側で生成される渦の循環および面積が大きくなったことによって, *fast swimmer* の運動学的データを入力した *slow swimmer* のモデルでは抗力の最大値が増大したと考えられる. なお, 本章では流入させる水の速度は変更していないため, 抗力の変化による身体質量中心の水平速度の増減を評価することは不可能である. 本博士論文のような流速が一定条件では, 推進に作用する力と抵抗に作用する力はほぼ釣り合うため, 本章の検証で算出した抗力は推進方向への力と同程度であると考えられる (Narita et al., 2017; Narita et al., 2018). よって, 抗力が増加した *fast swimmer* の運動を行う *slow swimmer* のモデルでは進行方向への速度が増加しうると考えられる.

5-5 小括

本章では, 水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度發揮に関連する身体運動によって生成される渦の動態を検討した. その結果, *fast swimmer* の運動学データを入力した *slow swimmer* のモデルでは, 泳者の後方で生成される渦の循環, および体幹部の腹側で生成される渦の面積と循環が大きくなり, 身体に作用する抗力の最大値も大きくなった. よって, 水中ドルフィンキックにおける進行方向への大きな流体力および速度は, すぐれた身体動作によって生成される大きい渦, もしくは循環の強い渦によるものであることが示唆された.

第6章 総括論議

本博士論文は、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献について、運動学および流体力学的分析の結果に基づき明らかにすることを目的とした。この目的達成のために、高い進行方向への速度を生成した泳者における体幹部の運動学的因子の特徴（研究課題①：第2章）、高い進行方向への速度生成に関連する全身の渦の動態（研究課題②：第4章）、体幹部の運動による進行方向への速度増加に効果的な渦の生成（研究課題③：第5章）を検討した。その結果、1) 泳者は体幹部の動作範囲ではなく角速度を増加することで高い進行方向への速度を生成していること、2) 体幹部の腹側および泳者の後方で大きく循環が強い渦の生成が、水中ドルフィンキックの高い進行方向への速度生成に関連すること、3) 高い進行方向への速度生成に効果的な渦は、主に動作速度に関わる運動学的因子によるものであることが示唆された。以上の結果から、本章では高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献について総括的に議論する。

6-1 高い進行方向への速度生成に対する体幹部の貢献

本博士論文で得られた知見より、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度生成に対する体幹部の貢献について説明できる。まず、第2章（研究課題①）の検証により、泳者は体幹部の高い角速度を発揮し、足先の速度を増大させることで、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度を生成していることが示唆された。また、第4章（研究課題②）の検証により、泳者の後方で生成される循環が強い渦は進行方向への速度と関連することが明らかとなり、この渦の生成は足先の高い速度によるものであることが第5章（研究課題③）の検証により解明された。なお、第4章（研究課題②）および、第5章（研究課題③）で対象とした泳者の後方での渦は、主に足部で生成および放出される渦であった。水中ドルフィンキックでは、泳者の全身で作用する力のうち、足部で作用する流体力が進行

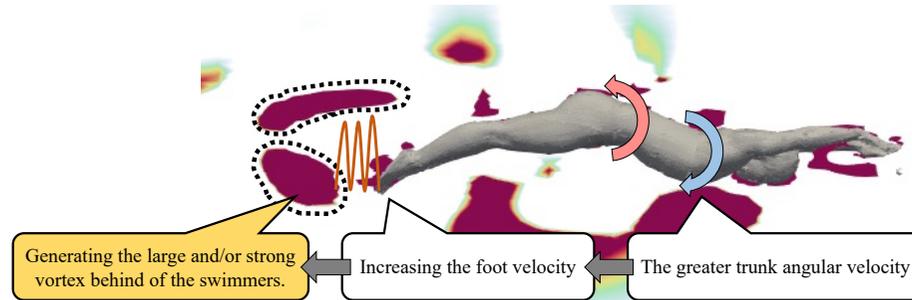
方向への速度生成にもっとも貢献すること (Cohen et al., 2012; Nakashima, 2009; von Loebbecke et al., 2009), 循環が強い渦の生成は流体力の増加をもたらすことが報告されている (Nauen & Lauder, 2002; Fish et al., 2014; Imamura & Matsuuchi, 2013). これら先行研究の知見から, 足部で循環が強い渦を生成することは, 足部に作用する流体力の増加をもたらすと言える. また, 水中ドルフィンキックのようなムチのしなり動作では, 体幹部の高い動作速度は足部の動作速度の増加に関与する (Kreighbaum & Barthels, 1996). 以上の本博士論文および先行研究の知見は, 水中ドルフィンキックにおける体幹部の高い角速度は, 足先の速度を増大することによって泳者の後方で循環が強い渦の生成をもたらすという間接的な作用により, 推進に作用する流体力の増加および進行方向への速度生成に貢献することを意味している (Fig. 6-1, A).

さらに, すぐれた体幹部の運動によって体幹部の腹側で進行方向への速度増大に効果的な渦が生成されることが示唆された. 第4章(研究課題②)の検証により, 体幹部の腹側で大きく循環が強い渦を生成することが, 水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度に関連することが明らかとなった. また, 第2章(研究課題①)で解明された, 水中ドルフィンキックですぐれたパフォーマンスを発揮した泳者が有する体幹部の高い角速度によって, 大きく循環の強い渦が生成されることが第5章(研究課題③)の検証により明らかとなった. 流体中における物体の速いうねり動作によって, 流体力増加をもたらす大きく循環が強い渦の生成をもたらされる (Nauen & Lauder, 2002; Imamura & Matsuuchi, 2013; Wang et al., 2010). また, 魚のロボットにおいてヒトの体幹部に相当する胴体の運動は, 推進方向への流体力や速度の向上に関わることが報告されている (Xia et al., 2016). よって, 水中ドルフィンキックにおける体幹部の高い角速度は, 体幹部の腹側における大きく循環の強い渦の生成をもたらす直接的作用によって, 推進に作用する流体力の増加および進行方向への速度生成に貢献すると考えられる (Fig. 6-1, B).

以上のように, 水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動は直接および間接的作用

によって、高い進行方向への速度生成に貢献していることが示唆された。これまで、体幹部は進行方向への速度生成に貢献しないと報告されていることから、体幹動作の重要性について検討した研究が限られていた (Atkison et al., 2014; Ikeda et al., 2021; Nakashima, 2009)。それに対し本博士論文は、体幹動作における足部の運動改善への効果や、速度増大に効果的な渦の生成、およびすぐれた泳者が有する身体動作によって生成される渦を検討することで、体幹動作は直接的および間接的に高いパフォーマンス発揮に貢献することを初めて明らかにした。これまでの研究では、水中ドルフィンキックにて高い進行方向への速度生成を可能にする運動学的メカニズムが解明されてきたが、その流体力学的メカニズムは未だ不明な点が多かった。本博士論文はヒトの泳動作を対象とする分野において流体力学的観点より渦の動態を初めて定量化し、ヒトが水中で速く泳ぐメカニズムを運動学および流体力学的検討から包括的に解明した。このようなアプローチを最初に行った本博士論文は、ヒトの泳動作における流体力学的推進メカニズムの解明を試みる研究を促進するという観点から、学術的な発展への貢献が期待できる。

A: Indirect contribution of trunk movement



B: Direct contribution of trunk movement

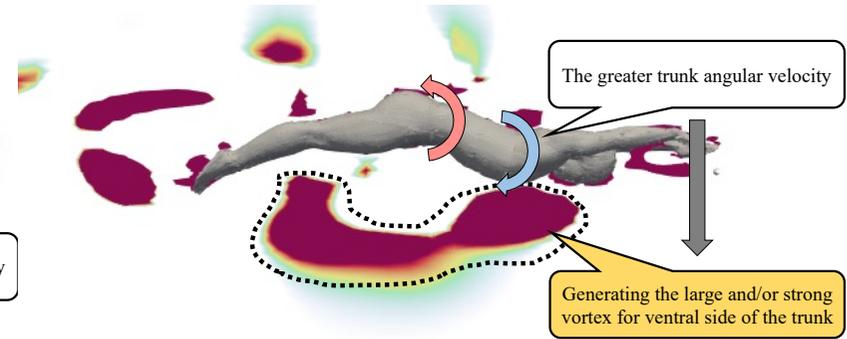


Figure 6-1. Summary of the contribution of trunk movement for great UUS performance, A) indirect contribution and B) direct contribution.

6-2 競技記録改善を目指した指導現場への提言

本博士論文の研究成果は水中ドルフィンキックの技術向上によるパフォーマンス向上への寄与が期待できる。選手や指導者は、水中ドルフィンキックの技術向上トレーニングの際に、しばしば体幹部の動作を重要視し、泳技術について解説した書籍においても、体幹動作の重要性について言及されることがある（原, 2015; Ian, 2010）。これまで指導現場では、体幹部の動作を大きくする、もしくは速く動かすかのいずれかに着目されてきた。そのいずれかの動作改善が進行方向への速度増加に効果的かは定かではなかったことから、本博士論文の知見はこの点についての情報を提供できると考えられる。また、技術習得といった運動学習の方法として、運動実施者が自身の身体運動に意識を置く内部意識、および身体外部に意識を置く外部意識の2通りの方法が提案されている（Wulf et al., 2002）。競泳では、泳者はしばしば外部意識として身体周りの水の流れ方や抵抗を意識した泳動作を行なっている（下門ほか, 2012）。よって、第3章と第5章で図示した渦の動態は（Fig. 3-4, Fig. 5-3, Fig. 5-4）泳者が外部意識によるトレーニングを実施する際の一つのツールとなり得る。なお、運動学習効果は外部意識の方が内部意識よりも高いことから（Al-Abood et al., 2002; Wulf & Dufek, 2009; Wulf et al., 2002; Wulf & Su, 2007）、第3章から第5章の結果は、泳技術改善トレーニングへの活用が可能である。具体例として、体幹部の動作を行いやすいDrill workである「気をつけドルフィンキック」を水中で実施する際に、体幹部の周辺において第4章（研究課題②）で明らかとなった高い進行方向への速度の生成に効果的な渦ができるように意識をする方法が考えられる（太田, 2011）（Fig. 6-2）。これらの方法は、ジュニア競泳選手を対象とした水中ドルフィンキックにおける内部意識によるトレーニング（Ruiz-Navarro et al., 2021）よりも、大きな効果が期待できると考えられる。

競泳のレースにおいて、スタートおよびターン局面を合わせた局面は、長水路レースで約30%、短水路レースで約60%を占めており、これら2局面の通過タイムは競技記録と強い相関関係が認められている（Arellano et al., 1994）。よって、水中ドルフィンキックの身体動

作の改善は、スタートおよびターン局面のタイム短縮による競技記録向上が期待できる。

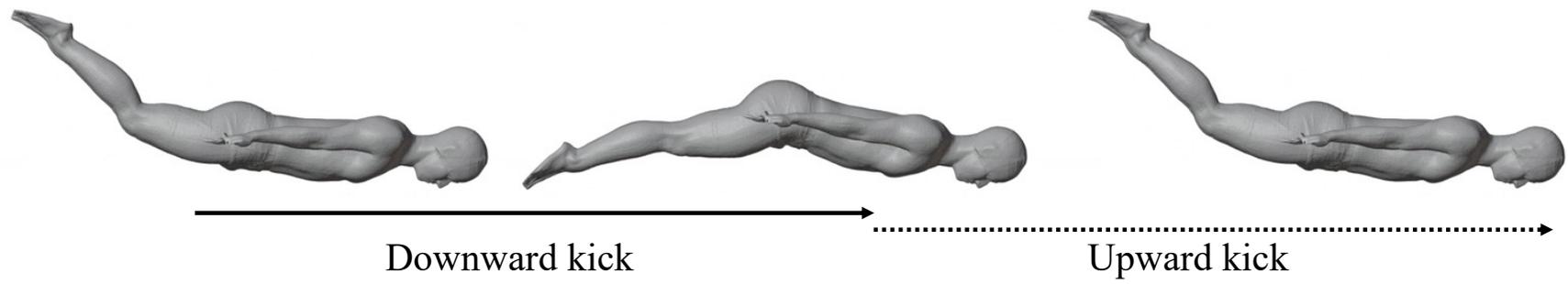


Figure6-2. The underwater undulatory swimming with side position of upper body (based on Ota, 2011).

6-3 今後の展望

本博士論文の研究手法によって、泳者が発揮した関節モーメントの解明が期待できる。本博士論文で使用した OpenFOAM では、身体の微小領域に作用する流体力や流体力モーメントおよび力とモーメントが作用する位置情報の算出が可能である。この身体に作用する流体力と流体力モーメント、運動データと身体の慣性情報を用いることで、逆動力学計算による関節モーメントの算出が可能となる。この分析により、水中ドルフィンキックにおける進行方向への速度が高い泳者の力発揮特性の解明が期待できる。

6-4 本博士論文の研究限界

本博士論文には、5つの研究限界が挙げられる。1つ目に、本博士論文の検証に参加した泳者において、多くの先行研究 (Arrelano et al., 2002; Higgs et al., 2017; Yamakawa et al., 2017; Yamakawa et al., 2022) での対象者と比較すると競技レベルが低い。Ruiz-Navarro et al. (2022) は、対象とする泳者の競技レベルによって、水中ドルフィンキック中における高い進行方向への速度生成に重要な運動学的因子が異なることを指摘している。したがって、本博士論文の結果は日本学生選手権から都道府県大会出場レベルの泳者の特徴を反映しており、日本選手権や国際大会に出場するトップ層の選手への適応は難しい。しかし、このトップ層の選手は、2020年度競技者登録数のうち約0.6%であることから (日本水泳連盟, 2022)、本博士論文の結果は多くの競泳選手の特徴を反映していると考えられる。

2つ目に、本博士論文における胸部、上腰部および下腰部の運動学的因子は、それぞれ第9胸椎と第10胸椎、第12胸椎と第1腰椎および第4腰椎と第5腰椎がなす3つ関節運動のみを反映している。体幹部は胸椎で12個、腰椎で5個の椎骨から16個の関節が構築されるため自由度が高い。よって、体幹部における仮想関節を設定する位置によって得られる結果が異なる可能性がある。胸椎において、屈曲伸展可動域が最も小さい第2胸椎と第3胸椎の関節と、最も大きい第11胸椎と第12胸椎の関節可動域の差は約5度である (Neumann

et al., 2017). 腰椎においても、最も可動域が小さい第 1 腰椎と第 2 腰椎の関節と最も大きい第 4 腰椎と第 5 腰椎の関節可動域の差は約 5 度である (Neumann et al., 2017). このことを考慮に入ると、本博士論文で設定した胸部および下腰部においては、それぞれ胸椎および腰椎で構成される仮想関節が対象であれば、本博士論文と同等の結果が得られると考えられる。

3 つ目に、本博士論文は水中ドルフィンキック中に身体周りで 3 次元的に生成された渦を任意の矢状面で切り取った際の結果のみを反映している。3 次元的な渦を分析した先行研究では、泳者の足部の底側において、左右の足それぞれで渦が生成されていることや (Shimojo et al., 2019a), 放出された渦は渦輪を形成していることが確認されている (Cohen et al., 2012; Pacholak et al., 2014; von Loebbecke et al., 2009). また、体幹部の腹側や背側の腰部および肩付近の渦は、身体を取り囲むように生成されており、推進に作用する流体力の獲得につながっている可能性が示唆されている (Pacholak et al., 2014). よって、本博士論文において進行方向への速度との相関関係が見られなかった背側の腰部および肩で生成されている渦の大きさおよび循環においても、3 次元的な分析によってパフォーマンスとの関連が認められる可能性がある。今後、3 次元的な解析による渦の体積および循環の分析によって、より詳細な推進メカニズムの解明につながると考えられる。

4 つ目に、本博士論文における CFD では、一定の速度で水が流入される回流水槽を模したモデルであったが、競泳は静水条件であるプールで行われる。よって、本博士論文は、泳者が競技を行う静水条件での渦の生成を反映できていない。しかし、本博士論文や回流水槽を模したモデルを用いた CFD や PIV 法で見られた渦の生成が、静水条件となる牽引泳を模した CFD を行なった先行研究においても確認されている (Cohen et al., 2012). したがって、この研究限界による本博士論文の結果への影響は小さいと考えられる。近年、静水条件における泳者が遊泳中に生成した渦を分析するために、牽引泳を模した CFD 中にモデルに作用した流体力から牽引速度を再計算し、泳者の移動速度を時々刻々と変化させる方法 (Cohen

et al., 2012) や、移動計算領域法 (Moving Computational Domain Method: MCD 法) (水野 & 山川, 2017) を用いた分析も実施されている。今後、このような分析により、実際の競技環境に近いモデルでの渦の生成を検討することができる。

最後に第 4 章 (研究課題②) および第 5 章 (研究課題③) では、ダウンキック中に生成された渦のみを分析対象とした。水中ドルフィンキックでは、ダウンキック中に進行方向への加速が生じ、アップキック中では減速することが確認されている (Atkison et al., 2014; Ikeda et al., 2021; Ruiz-Navarro et al., 2021)。よって、本博士論文の結果は水中ドルフィンキックにて加速に関わるダウンキック中の渦の生成のみを反映しており、アップキック中に生成される渦の大きさや循環の強さが減速の原因になりうる要因かどうかについては未だ不明のままである。近年、アップキック中におけるつま先の鉛直速度増大といった運動学的因子が進行方向への速度増大に関連することや (Atkison et al., 2014)、足部で推進に作用しうる渦の生成が確認されている (Shimojo et al., 2019a)。したがって、アップキック中における進行方向への速度増大もしくは減速に関与する渦の定量的な分析も、水中ドルフィンキックの高いパフォーマンス発揮メカニズムの解明に必要であると考えられる。

第7章 結論

本博士論文は、水中ドルフィンキックにおける高い進行方向への速度生成に対する体幹動作の貢献を運動学的および流体力学的研究手法により検討した。その結果、体幹部における高い角速度を発揮している運動により、つま先鉛直速度の増加と体幹部の腹側および泳者の後方で進行方向への速度増大に効果的な大きく循環が強い渦の生成がもたらされていることが明らかとなった。

以上の結果より、水中ドルフィンキックにおける体幹部の運動は、高い進行方向への速度生成に直接的および間接的に貢献しており、体幹部の動作改善によって競技記録向上が期待できることが示唆された。

参考文献

- 阿江通良, 藤井範久 (2008). スポーツバイオメカニクス 20 講. 株式会社朝倉書店.
- 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志 (1992). 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニクス*, *11*, 23-33. <https://doi.org/10.3951/biomechanisms.11.23>
- Al-Abood, S. A., Bennett, S. J., Hernandez, F. M., Ashford, D., & Davids, K. (2002). Effect of verbal instructions and image size on visual search strategies in basketball free throw shooting. *Journal of Sports Sciences*, *20*(3), 271-278. <https://doi.org/10.1080/026404102317284817>
- Arellano, R., Brown, P., Cappaert, J., & Nelson, R. C. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m freestyle swimmers at the 1992 Olympic games. *Journal of Applied Biomechanics*, *10*(2), 189-199. <https://doi.org/10.1123/jab.10.2.189>
- Arellano, R., Pardillo, S., & Gavilán, A. (2002). Underwater undulatory swimming: kinematic characteristics, vortex generation and application during the start, turn and swimming strokes. *XXth International Symposium on Biomechanics in Sports*, Universidad de Granada.
- Atkison, R. R., Dickey, J. P., Dragunas, A., & Nolte, V. (2014). Importance of sagittal kick symmetry for underwater dolphin kick performance. *Human Movement Science*, *33*, 298-311. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.08.013>
- Benjanuvatra, N., Blanksby, B., A., & Elliott, B., C. (2001). Morphology and hydrodynamic resistance in young swimmers. *Pediatric Exercise Science*, *13*(3), 246-255. <https://doi.org/10.1123/pes.13.3.246>
- Berger, M. A., de Groot, G., & Hollander, A. P. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*, *28*(2), 125-133. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00053-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00053-7)
- Berger, M. A. M., Hollander, A. P., & de Groot, G. (1999). Determining propulsive force in front crawl swimming: a comparison of two methods. *Journal of Sports Sciences*, *17*(2), 97-105. <https://doi.org/10.1080/026404199366190>
- Bixler, B., Pease, D., & Fairhurst, F. (2007). The accuracy of computational fluid dynamics analysis of the passive drag of a male swimmer. *Sports Biomechanics*, *6*(1), 81-98. <https://doi.org/10.1080/14763140601058581>
- Bixler, B., & Riewald, S. (2002). Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, *35*(5), 713-717. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00246-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00246-9)
- Bixler, B., & Schloder, M. (1996). Computational fluid dynamics: An analytical tool for the 21st century swimming scientist. *Journal of Swimming Research*, *11*, 4-22.
- Cappaert, J. M., Pease, D. L., & Troup, J. P. (1995). Three-dimensional analysis of the men's 100-m freestyle during the 1992 olympic games. *Journal of Applied Biomechanics*, *11*(1), 103-112. <https://doi.org/10.1123/jab.11.1.103>

- Caretto, L. S., Gosman, A. D., Patankar, S. V., & Spalding, D. B. (1973). Two calculation procedures for steady, three-dimensional flows with recirculation. *Proceedings of the Third International Conference on Numerical Methods in Fluid Mechanics*, 19, 60-68.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (Second Edition). Lawrence Erlbaum Associates.
- Cohen, R. C. Z., Cleary, P. W., & Mason, B. R. (2012). Simulations of dolphin kick swimming using smoothed particle hydrodynamics. *Human Movement Science*, 31(3), 604-619.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.008>
- Cohen, R. C. Z., Cleary, P. W., Mason, B. R., & Pease, D. L. (2020). Studying the effects of asymmetry on freestyle swimming using smoothed particle hydrodynamics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23(7), 271-284.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1718663>
- Collard, L., Gourmelin, E., & Schwob, V. (2013). The fifth stroke: the effect of learning the dolphin-kick technique on swimming speed in 22 novice swimmers. *Journal of Swimming Research*, 21(1), 1-15.
- Connaboy, C., Coleman, S., Moir, G., & Sanders, R. (2010). Measures of reliability in the kinematics of maximal undulatory underwater swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(4), 762-770. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181badc68>
- Connaboy, C., Coleman, S., & Sanders, R. (2009). Hydrodynamics of undulatory underwater swimming: a review. *Sports Biomechanics*, 8(4), 360-380.
<https://doi.org/10.1080/14763140903464321>
- Connaboy, C., Naemi, R., Brown, S., Psycharakis, S., McCabe, C., Coleman, S., & Sanders, R. (2016). The key kinematic determinants of undulatory underwater swimming at maximal velocity. *Journal of Sports Sciences*, 34(11), 1036-1043.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1088162>
- Deschodt, V. J., Arsac, L. M., & Rouard, A. H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 80, 192-199.
<https://doi.org/10.1007/s004210050581>
- Drucker, E. G., & Lauder, G. V. (2005). Locomotor function of the dorsal fin in rainbow trout: kinematic patterns and hydrodynamic forces. *Journal of Experimental Biology*, 208(23), 4479-4494. <https://doi.org/10.1242/jeb.01922>
- Fédération Internationale de Natation. (2022). Fédération Internationale de Natation. Retrieved 1st April 2022 from <https://www.fina.org/>
- Fish, F. E., Legac, P., Williams, T. M., & Wei, T. (2014). Measurement of hydrodynamic force generation by swimming dolphins using bubble DPIV. *Journal of Experimental Biology*,

- 217(2), 252-260. <https://doi.org/10.1242/jeb.087924>
- 深代千之, 桜井伸二, 平野裕一, 阿江通良 (2000). スポーツバイオメカニクス. 株式会社朝倉書店.
- Fullenkamp, A. M., Campbell, B. M., Laurent, C. M., & Lane, A. P. (2015). The Contribution of trunk axial kinematics to poststrike ball velocity during maximal instep soccer kicking. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 370-376. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0188>
- Goldblatt, D. (2018). The games: a global history of olympics, W W Norton & Co Inc.
- 原英晃 (2015). 差がつく練習法 水泳 実践的練習ドリル. 株式会社ベースボール・マガジン社.
- Higgs, A. J., Pease, D. L., & Sanders, R. H. (2017). Relationships between kinematics and undulatory underwater swimming performance. *Journal of Sports Sciences*, 35(10), 995-1003. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1208836>
- Hochstein, S., & Blickhan, R. (2011). Vortex re-capturing and kinematics in human underwater undulatory swimming. *Human Movement Science*, 30(5), 998-1007. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.07.002>
- Hochstein, S., Pacholak, S., Brücker, C., & Blickhan, R. (2012). Experimental and numerical investigation of the unsteady flow around a human underwater undulating swimmer. *Nature-Inspired Fluid Mechanics*, 293-308. https://doi.org/10.1007/978-3-642-28302-4_18
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3-12. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Houel, N., Elipot, M., André, F., & Hellard, P. (2013). Influence of angles of attack, frequency and kick amplitude on swimmer's horizontal velocity during underwater phase of a grab start. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 49-54. <https://doi.org/10.1123/jab.29.1.49>
- Ian, M. (2010). Swimming Anatomy. Human Kinetics.
- Ikeda, Y., Ichikawa, H., Shimojo, H., Nara, R., Baba, Y., & Shimoyama, Y. (2021). Relationship between dolphin kick movement in humans and velocity during undulatory underwater swimming. *Journal of Sports Sciences*, 39(13), 1497-1503. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1881313>
- International Swimming League. (2022). International Swimming League. Retrieved 1st April 2022 from <https://isl.global/>
- Imamura, N., & Matsuuchi, K. (2013). Relationship between vortex ring in tail fin wake and propulsive force. *Experiments in Fluids*, 54, 1605. <https://doi.org/10.1007/s00348-013-1605-4>
- 一般社団法人オープン CAE 学会 (2018). OpenFOAM による熱移動と流れの数値解析. 森北

- 出版株式会社.
- Issa, R. I. (1986). Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics*, 62(1), 40-65.
[https://doi.org/10.1016/0021-9991\(86\)90099-9](https://doi.org/10.1016/0021-9991(86)90099-9)
- 株式会社テラバイト (2020). OpenFOAM ライブラリリファレンス. 森北出版株式会社
- Knechtel, B., Nikolaidis, P. T., Rosemann, T., & Rüst, C. A. (2016). Performance trends in age group breaststroke swimmers in the FINA World Championships 1986-2014. *The Chinese Journal of Physiology*, 59(5), 247-259. <https://doi.org/10.4077/CJP.2016.BAE406>
- 小林啓介, 下門洋文, 高木英樹, 椿本昇三, 仙石泰雄 (2016). エリート女性競泳選手の水中毒ルフィンキックにおける体幹, 大腿, 下腿の筋活動様式. *体育学研究*, 61(1), 185-195. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.15111>
- Koga, D., Gonjo, T., Kawai, E., Tsunokawa, T., Sakai, S., Sengoku, Y., Homma, M., & Takagi, H. (2020). Effects of exceeding stroke frequency of maximal effort on hand kinematics and hand propulsive force in front crawl. *Sports Biomechanics, Ahead of Print*, 1-13.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1814852>
- 古賀大樹, 角川隆明, 仙石泰雄, 本間三和子, 高木英樹 (2021). クロール泳におけるストローク頻度と手部推進力の関係. *体育学研究*, 66, 207-218.
<https://doi.org/10.5432/jjpehss.20123>
- Kolmogorov, S. V., Romyantseva, O. A., Gordon, B. J., & Cappaert, J. M. (1997). Hydrodynamic characteristics of competitive swimmers of different genders and performance levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 88-97. <https://doi.org/10.1123/jab.13.1.88>
- 公益財団法人日本水泳連盟 (2014). 水泳コーチ教本 [第3版]. 株式会社大修館書店.
- 公益財団法人日本水泳連盟 (2022). 公益財団法人日本水泳連盟. Retrieved 1st April 2022 from <https://swim.or.jp/swim/>
- Kreighbaum, E., & Barthels, K. M. (1996). Biomechanics a qualitative approach for studying human movement (Fourth Edition). Allyn and Bacon.
- Kudo, S., Mastuda, Y., Yanai, T., & Sakurai, Y. (2021). Forwards-backwards hand velocity induced by the upper trunk rotation in front crawl strokes and its association with the stroke frequency. *Journal of Sports Sciences*, 39(15), 1669-1676.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1892266>
- Kudo, S., Mastuda, Y., Yanai, T., Sakurai, Y., & Ikuta, Y. (2019). Contribution of upper trunk rotation to hand forward-backward movement and propulsion in front crawl strokes. *Human Movement Science*, 66, 467-476. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.05.023>
- Kudo, S., Sakurai, Y., Miwa, T., & Matsuda, Y. (2017). Relationship between shoulder roll and hand propulsion in the front crawl stroke. *Journal of Sports Sciences*, 35(10), 945-952.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1206208>

- Kudo, S., Yanai, T., Wilson, B., Takagi, H., & Vennell, R. (2008). Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions. *Journal of Biomechanics*, *41*(5), 1131-1136. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.12.007>
- Landlinger, J., Lindinger, S. J., Stöggl, T., Wagner, H., & Müller, E. (2010). Kinematic differences of elite and high-performance tennis players in the cross court and down the line forehand. *Sports Biomechanics*, *9*(4), 280-295. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.535841>
- Lyttle, A. D., Blanksby, B. A., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (1998). The effect of depth and velocity on drag during the streamlined glide. *Journal of Swimming Research*, *13*, 15-22.
- Lyttle, A. D., Blanksby, B. A., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2000). Net forces during tethered simulation of underwater streamlined gliding and kicking techniques of the freestyle turn. *Journal of Sports Sciences*, *18*(10), 801-807. <https://doi.org/10.1080/026404100419856>
- Maglischo, E. W. (2003). Swimming fastest. *Human Kinetics*.
- Marinho, D. A., Barbosa, T. M., Rouboa, A. I., & Silva, A. J. (2011). The hydrodynamic study of the swimming gliding: a two-dimensional computational fluid dynamics (CFD) analysis. *Journal of Human Kinetics*, *29*, 49-57. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0039-4>
- Matsuda, Y., Kaneko, M., Sakurai, Y., Akashi, K., & Yasuo, S. (2021). Three-dimensional lower-limb kinematics during undulatory underwater swimming. *Sports Biomechanics*, *Ahead of Print*, 1-15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1995475>
- Matsuda, Y., Sakurai, Y., Akashi, K., & Kubo, Y. (2018). A practical estimation method for center of mass velocity in swimming direction during front crawl swimming. *Journal of Applied Biomechanics*, *34*(4), 342-347. <https://doi.org/10.1123/jab.2017-0188>
- Matsuuchi, K., Miwa, T., Nomura, T., Sakakibara, J., Shintani, H., & Ungerechts, B. E. (2009). Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. *Journal of Biomechanics*, *42*(1), 42-47. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.009>
- Matsuura, Y., Matsunaga, N., Iizuka, S., Akuzawa, H., & Kaneoka, K. (2020). Muscle synergy of the underwater undulatory swimming in elite male swimmers. *frontiers in Sports and Active Living*, *2*, 62. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00062>
- 水野徳人, 山川勝史 (2017). 水中ドルフィンキック時における人体周り流れの数値シミュレーション. *日本機械学会論文集*, *83*(845), 16-00049. <https://doi.org/10.1299/transjsme.16-00049>
- Moriyama, S., Mankyu, H., Tsunokawa, T., Kurono, T., Mizukoshi, H., & Ogita, F. (2021). Does a jammer-type racing swimsuit improve sprint performance during maximal front-crawl swimming? *Sports Biomechanics*, *Ahead of Print*, 1-13. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1878263>
- Müller, U. K., Smit, J., Stamhuis, E. J., & Videler, J. J. (2001). How the body contributes to the wake in undulatory fish swimming: flow fields of a swimming eel (*Anguilla Anguilla*). *The Journal*

- of *Experimental Biology*, 204(16), 2751-2762. <https://doi.org/10.1242/jeb.204.16.2751>
- Müller, U. K., Stamhuis, E. J., & Videler, J. J. (2000). Hydrodynamics of unsteady fish swimming and the effects of body size: comparing the flow fields of fish larvae and adults. *The Journal of Experimental Biology*, 203(2), 193-206. <https://doi.org/10.1242/jeb.203.2.193>
- Nakashima, M. (2007). Mechanical study of standard six beat front crawl swimming by using swimming human simulation model. *Journal of Fluid Science and Technology*, 2(1), 290-301. <https://doi.org/10.1299/jfst.2.290>
- 中島求 (2005). 水泳人体シミュレーションモデルによる標準的 6 ビートクロール泳の力学考察. *日本機械学会論文集 B 編*, 71(705), 1370-1376. <https://doi.org/10.1299/kikaib.71.1370>
- Nakashima, M. (2009). Simulation analysis of the effect of trunk undulation on swimming performance in underwater dolphin kick of human. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 4(1), 94-104. <https://doi.org/10.1299/jbse.4.94>
- Nakashima, M., Hasegawa, T., Kamiya, S., & Takagi, H. (2013). Musculoskeletal simulation of the breaststroke. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 8(2), 152-163. <https://doi.org/10.1299/jbse.8.152>
- Nakashima, M., Maeda, S., Miwa, T., & Ichikawa, H. (2012). Optimizing simulation of the arm stroke in crawl swimming considering muscle strength characteristics of athlete swimmers. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 7(2), 102-117. <https://doi.org/10.1299/jbse.7.102>
- Nakashima, M., & Ono, A. (2014). Maximum joint torque dependency of the crawl swimming with optimized arm stroke. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 9(1), 1-9. <https://doi.org/10.1299/jbse.2014jbse0001>
- 中島求, 佐藤憲, 三輪康郁 (2005). 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. *日本機械学会論文集 B 編*, 71(705), 1361-1369. <https://doi.org/10.1299/kikaib.71.1361>
- 成田健造, 中島求, 仙石泰雄, 本間三和子, 椿本昇三, 高木英樹 (2018). 多段階の泳速度におけるクロール泳中の自己推進時抵抗とストリームライン姿勢中の受動抵抗の比較. *体育学研究*, 63(2), 505-515. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.17051>
- Narita, K., Nakashima, M., & Takagi, H. (2017). Developing a methodology for estimating the drag in front-crawl swimming at various velocities. *Journal of Biomechanics*, 54, 123-128. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.037>
- Narita, K., Nakashima, M., & Takagi, H. (2018). Effect of leg kick on active drag in front-crawl swimming: Comparison of whole stroke and arms-only stroke during front-crawl and the streamlined position. *Journal of Biomechanics*, 76, 197-203. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.027>
- Nauen, J. C., & Lauder, G. V. (2002). Hydrodynamics of caudal fin locomotion by chub mackerel,

- Scomber japonicus (Scombridae). *The Journal of Experimental Biology*, 205(12), 1709-1724. <https://doi.org/10.1242/jeb.205.12.1709>
- Neumann, D. A., Kelly, E. R., Kiefer, C. L., Marrens, K., & Grosz, C. M. (2017). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation [Third edition]*. Elsevier, Inc.
- Nicolas, G., & Bideau, B. (2009). A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Human Movement Science*, 28(4), 480-493. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2009.02.004>
- 荻田太, 黄忠, 黒部一道, 西脇雅人, 小澤源太郎, 田中孝夫, 田口信教 (2009). 新型競泳用水着が水泳運動中の抵抗指標に及ぼす影響. *スポーツパフォーマンス研究*, 1, 238-250.
- 太田伸 (2011). 水泳レベルアップシリーズ バタフライ. 株式会社バールボール・マガジン社.
- Pacholak, S., Hochstein, S., Rudert, A., & Brücker, C. (2014). Unsteady flow phenomena in human undulatory swimming: a numerical approach. *Sports Biomechanics*, 13(2), 176-194. <https://doi.org/10.1080/14763141.2014.893609>
- Psycharakis, S. G., & Sanders, R. H. (2010). Body roll in swimming: a review. *Journal of Sports Sciences*, 28(3), 229-236. <https://doi.org/10.1080/02640410903508847>
- Ribeiro, J., Figueiredo, P., Morais, S., Alves, F., Toussaint, H., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2017). Biomechanics, energetics and coordination during extreme swimming intensity: effect of performance level. *Journal of Sports Sciences*, 35(16), 1614-1621. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227079>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics (Second Edition)*. Human Kinetics.
- Ruiz-Navarro, J. J., Cano-Adamuz, M., Andersen, J. T., Cuenca-Fernández, F., López-Contreras, G., Vanrenterghem, J., & Arellano, R. (2021). Understanding the effects of training on underwater undulatory swimming performance and kinematics. *Sports Biomechanics, Ahead of Print*, 1-16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1891276>
- Ruiz-Navarro, J. J., Cuenca-Fernández, F., Sanders, R., & Arellano, R. (2022). The determinant factors of undulatory underwater swimming performance: A systematic review. *Journal of Sports Sciences, Ahead of Print*. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2061259>
- Sanders, R. H. (1999). Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(1), 3-26. <https://doi.org/10.1123/jab.15.1.3>
- Sanders, R. H., Cappaert, J. M., & Devlin, R. K. (1995). Wave characteristics of butterfly swimming. *Journal of Biomechanics*, 28(1), 9-16. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)80002-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)80002-6)
- Shimojo, H., Gonjo, T., Sakakibara, J., Sengoku, Y., Sanders, R., & Takagi, H. (2019a). A quasi three-dimensional visualization of unsteady wake flow in human undulatory swimming. *Journal of Biomechanics*, 93, 60-69. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.013>

- Shimojo, H., Nara, R., Baba, Y., Ichikawa, H., Ikeda, Y., & Shimoyama, Y. (2019b). Does ankle joint flexibility affect underwater kicking efficiency and three-dimensional kinematics? *Journal of Sports Sciences*, 37(20), 2339-2346. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1633157>
- Shimojo, H., Sengoku, Y., Miyoshi, T., Tsubakimoto, S., & Takagi, H. (2014). Effect of imposing changes in kick frequency on kinematics during undulatory underwater swimming at maximal effort in male swimmers. *Human Movement Science*, 38, 94-105. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.09.001>
- 下門洋文, 仙石泰雄, 椿本昇三, 高木英樹 (2012). 大学競泳選手が泳技能改善時に重視している身体感覚. *体育学研究*, 57(1), 201-213. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.11033>
- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P., Lyman, S. L., & Andrews, J. R. (2001). Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 164-172. <https://doi.org/10.1123/jab.17.2.164>
- 杉本誠二, 中島求, 市川浩, 三輪飛寛, 武田剛, 野村武男 (2008a). シミュレーション解析による水中ドルフィンキック時の足関節底屈角度の増加がパフォーマンスに与える影響. *体育学研究*, 53(1), 51-60. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.0522>
- 杉本誠二, 中島求, 市川浩, 野村武男 (2008b). 水中ドルフィンキックの推進力と関節トルクのシミュレーション解析. *バイオメカニズム学会誌*, 32(2), 90-97. <https://doi.org/10.3951/sobim.32.90>
- Taiar, R., Sagnes, P., Henry, C., Dufour, A. B., & Rouard, A. H. (1999). Hydrodynamics optimization in butterfly swimming: position, drag coefficient and performance. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 803-810. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00066-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00066-4)
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., & Matsuuchi, K. (2013). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1825-1832. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.05.006>
- Takagi, H., Nakashima, M., Sato, Y., Matsuuchi, K., & Sanders, R. H. (2016). Numerical and experimental investigations of human swimming motions. *Journal of Sports Sciences*, 34(16), 1564-1580. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1123284>
- 高木英樹, 野村照夫, 松井敦典, 南隆尚 (1997). 日本人競泳選手の抵抗係数. *体育学研究*, 41(6), 484-491. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.KJ00003391463>
- Takagi, H., Shimada, S., Miwa, T., Kudo, S., Sanders, R., & Matsuuchi, K. (2014). Unsteady hydrodynamic forces acting on a hand and its flow field during sculling motion. *Human Movement Science*, 38, 133-142. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.09.003>
- Takeda, T., Ichikawa, H., Takagi, H., & Tsubakimoto, S. (2009). Do differences in initial speed persist to the stroke phase in front-crawl swimming? *Journal of Sports Sciences*, 27(13), 1449-1454. <https://doi.org/10.1080/02640410903046228>
- Toussaint, H. M., de Groot, G., Savelberg, H. H. C. M., Vervoorn, K., Hollander, A. P., & van Ingen

- Schenau, G. J. (1988). Active drag related to velocity in male and female swimmers. *Journal of Biomechanics*, 21(5), 435-438. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90149-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90149-2)
- 角川隆明, 萬久博敏, 萩田太 (2019). クロールにおける泳速度の変化とストロークパラメーターの関係 : 圧力分布計と水中モーションキャプチャを用いた分析. *体育学研究*, 64(1), 385-400. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.18053>
- Tsunokawa, T., Mankyu, H., Takagi, H., & Ogita, F. (2019). The effect of using paddles on hand propulsive forces and Froude efficiency in arm-stroke-only front-crawl swimming at various velocities. *Human Movement Science*, 64, 378-388. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.03.007>
- Unterweger, C. M., Knechtle, B., Nikolaidis, P. T., Rosemann, T., & Rüst, C. A. (2016). Increased participation and improved performance in age group backstroke master swimmers from 25-29 to 100-104 years at the FINA World Masters Championships from 1986 to 2014. *Springerplus*, 5, 645. <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2209-2>
- van der Vaart, A. J. M., Savelberg, H. H. C. M., de Groot, G., Hollander, A. P., Toussaint, H. M., & van Ingen Schenau, G. J. (1987). An estimation of drag in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 543-546. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90254-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90254-5)
- Veiga, S., Cala, A., Frutos, P. G., & Navarro, E. (2014). Comparison of starts and turns of national and regional level swimmers by individualized-distance measurements. *Sports Biomechanics*, 13(3), 285-295. <https://doi.org/10.1080/14763141.2014.910265>
- Veiga, S., & Roig, A. (2016). Underwater and surface strategies of 200 m world level swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 34(8), 766-771. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1069382>
- von Loebbecke, A., Mittal, R., Mark, R., & Hahn, J. (2009). A computational method for analysis of underwater dolphin kick hydrodynamics in human swimming. *Sports Biomechanics*, 8(1), 60-77. <https://doi.org/10.1080/14763140802629982>
- Wang, Z.-d., Lao, Y.-j., Li, L.-j., & Cong, W.-c. (2010). Experiment on the characteristics of 3-D vortex ring behind a flexible oscillating caudal fin. *Journal of Hydrodynamics*, 22(3), 393-401. [https://doi.org/10.1016/s1001-6058\(09\)60070-6](https://doi.org/10.1016/s1001-6058(09)60070-6)
- Washino, S., Mayfield, D. L., Lichtwark, G. A., Mankyu, H., & Yoshitake, Y. (2019). Swimming performance is reduced by reflective markers intended for the analysis of swimming kinematics. *Journal of Biomechanics*, 91, 109-113. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.017>
- Washino, S., Murai, A., Mankyu, H., Ogita, F., Kanehisa, H., & Yoshitake, Y. (2021). Lower lung-volume level induces lower vertical center of mass position and alters swimming kinematics during front-crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 121, 110428. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110428>
- Willems, T. M., Cornelis, J. A., De Deurwaerder, L. E. P., Roelandt, F., & De Mits, S. (2014). The

- effect of ankle muscle strength and flexibility on dolphin kick performance in competitive swimmers. *Human Movement Science*, 36, 167-176.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.05.004>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (Fourth Edition). John Wiley & Sons, Inc.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., Mcquade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion -Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Wulf, G., & Dufek, J. S. (2009). Increased jump height with an external focus due to enhanced lower extremity joint kinetics. *Journal of Motor Behavior*, 41(5), 401-409.
<http://doi.org/10.1080/00222890903228421>
- Wulf, G., Mcconnel, N., Gärtner, M., & Schwarz, A. (2002). Enhancing the learning of sport skills through external-focus feedback. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 171-182.
<https://doi.org/10.1080/00222890209601939>
- Wulf, G., & Su, J. (2007). An external focus of attention enhances golf shot accuracy in beginners and experts. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78(4), 384-389.
<https://doi.org/10.1080/02701367.2007.10599436>
- Xia, D., Chen, W.-s., Liu, J.-k., & Wu, Z. (2016). Effect of head swing motion on hydrodynamic performance of fishlike robot propulsion. *Journal of Hydrodynamics*, 28(4), 637-647.
[https://doi.org/10.1016/s1001-6058\(16\)60668-6](https://doi.org/10.1016/s1001-6058(16)60668-6)
- Yamakawa, K. K., Shimojo, H., Takagi, H., Tsubakimoto, S., & Sengoku, Y. (2017). Effect of increased kick frequency on propelling efficiency and muscular co-activation during underwater dolphin kick. *Human Movement Science*, 54, 276-286.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.06.002>
- Yamakawa, K. K., Shimojo, H., Takagi, H., & Sengoku, Y. (2022). Changes in kinematics and muscle activity with increasing velocity during underwater undulatory swimming. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4, 829618. <http://doi.org/10.3389/fspor.2022.829618>
- 財団法人日本水泳連盟 (2011). 水泳指導教本 [改訂版]. 株式会社大修館書店
- Zaïdi, H., Fohanno, S., Taïar, R., & Polidori, G. (2010). Turbulence model choice for the calculation of drag forces when using the CFD method. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 405-411.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.010>

付録 A CFD における初期設定値

Table A1. The anthropometric data of participants and the initial parameters of CFD

Swimmer	Body mass (kg)	Body height (m)	Body length (m)	Velocity (m/s)	k (m ² /s ²)	ε (m ² /s ³)	Dynamic viscosity (m/s ²)
A	67.00	1.68	2.23	1.89	5.36e-4	1.31e-5	1.62e-6
B	68.25	1.70	2.32	1.25	2.34e-4	3.62e-6	1.12e-6
C	72.00	1.74	2.32	1.31	2.58e-4	4.19e-6	1.17e-6
D	62.20	1.63	2.14	1.50	3.36e-4	6.77e-6	1.23e-6
E	65.75	1.73	2.23	1.23	2.27e-4	3.60e-6	1.05e-6
F	64.00	1.68	2.22	1.18	2.11e-4	3.23e-6	1.01e-6
G	65.05	1.71	2.25	1.34	2.71e-4	4.66e-6	1.16e-6
H	60.85	1.66	2.18	1.49	3.33e-4	6.54e-6	1.25e-6
I	75.85	1.73	2.32	1.54	3.55e-4	6.78e-6	1.37e-6

k: kinetic energy of turbulence, ε: dissipation rate

k, ε および動粘性係数はそれぞれ, 式 C4, C5 および式 3 から求めた. なお, 圧力の初期値は 0 m²/s² とした.

付録 B 計算格子メッシュにおける境界条件

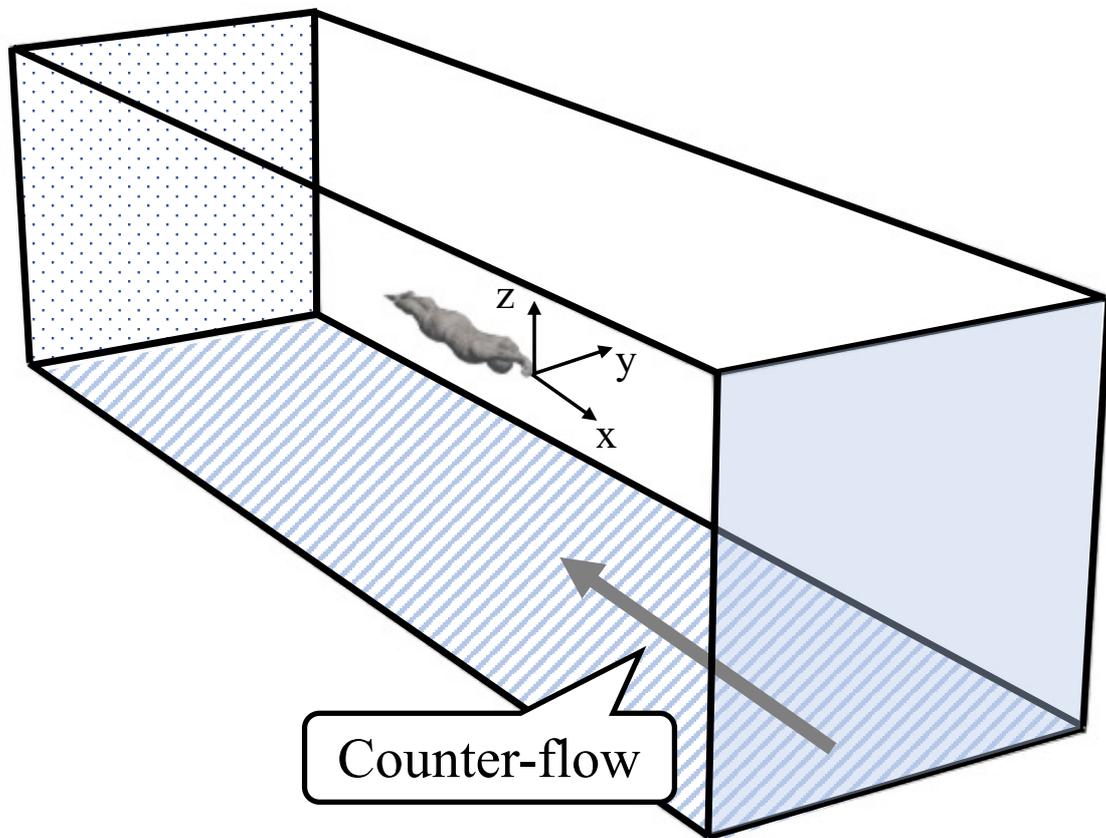


Figure B1. The blue semitransparent, blue dot, blue oblique line and white plane represent the inlet, outlet, wall and slip boundary, respectively. The swimmers' model also set as a wall boundary.

水が流入する面は、泳者の手先に対して前方にある面、水が流出する面は泳者に対して後方にある面とした。また、泳者の上方と側方の面を滑り条件、泳者の下方の面と泳者の形状モデルを壁条件とした (Fig. B1)。流入条件は、流速が一定および圧力はゼロ勾配条件とし、流出条件は、圧力を一定条件とした。壁条件は、壁面で流速ベクトルの各成分が 0 となる条件、滑り条件は、壁面で流速ベクトルの各成分が 0 にならない条件である。

付録 C 標準 k-ε モデル

標準 k-ε モデルは，乱流粘性係数を，乱流の運動エネルギー k および消散率 ε から算出するモデルである（オープン CAE 学会, 2018）.

$$v_t = C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad C1$$

ここで， v_t は乱流粘性係数 (m^2/s)， k は乱流の運動エネルギー (m^2/s^2)， ε は消散率 (m^2/s^3)， C_μ は定数である．乱流エネルギー k の輸送方程式は次式で表される（オープン CAE 学会, 2018）.

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \frac{\partial k \bar{u}_j}{\partial x_j} = P_k - \varepsilon + D_k \quad C2$$

ここで， \mathbf{u} はメッシュにおける任意の位置の水の流速 (m/s)， P_k はレイノルズ応力の渦粘性表現であり，次式で表される．

$$P_k = 2v_t \bar{D}_{ij} \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} - \frac{2}{3} k \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} \delta_{ij} \quad C2'$$

D は速度勾配の対称成分， δ_{ij} はクロネッカのデルタを示す． D は次式で表される．

$$D = \frac{1}{2} \{ \nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T \} \quad C2''$$

また， D_k は，

$$D_k = \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ \left(\eta + \frac{v_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right\} \quad C2'''$$

で表され，ここで η は動粘性係数 (m^2/s^2)， σ_k は乱流プラントル数 (1.0) である．次に，消散率 ε の輸送方程式は次式で表される．

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \frac{\partial \varepsilon \bar{u}_j}{\partial x_j} = \frac{\varepsilon}{k} (C_{\varepsilon 1} P_k - C_{\varepsilon 2} \varepsilon) + D_\varepsilon \quad C3$$

ここで， $C_{\varepsilon 1}$ および $C_{\varepsilon 2}$ は定数であり， D_ε は次式で表される．

$$D_\varepsilon = \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ \left(\eta + \frac{v_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right\} \quad C3'$$

ここで， σ_ε は，定数である．

OpenFOAM では、式 C1, C2''' , C3 および C3' で用いられている各定数は、下記のように設定されている (Table C1).

Table C1. Constants of the standard k-ε model

C_μ	σ_k	σ_ε	$C_{\varepsilon 1}$	$C_{\varepsilon 2}$
0.09	1.0	1.3	1.44	1.92

シミュレーションに必要な、k および ε の初期値の設定には、次式を用いた。

$$k = \frac{3}{2}(UI)^2 \quad C4$$

$$\varepsilon = \frac{C_\mu^{\frac{3}{4}} k^{\frac{3}{2}}}{l_m} \quad C5$$

ここで、U は流入する水の速度 (m/s)、I は乱流強度、 C_μ は定数 (0.09)、 l_m は混合長 (m) を示す。本博士論文では、乱流強度を 1% とし (Bixler & Riewald, 2002)、混合長は、次式で得た。

$$l_m = 0.07L \quad C6$$

ここで、L は泳者の代表長さ (m) である。

付録 D 圧力-速度連成手法

OpenFOAM における非定常流体解析の方法として、SIMPLE 法 (Caretto et al., 1973) と PISO 法 (Issa, 1986) を組み合わせ、反復法によって流れ場が解かれる PIMPLE 法が実装されている (オープン CAE 学会, 2018; 株式会社テラバイト, 2020). 本博士論文では PIMPLE 法を用いた解析を行なった (Fig. D1).

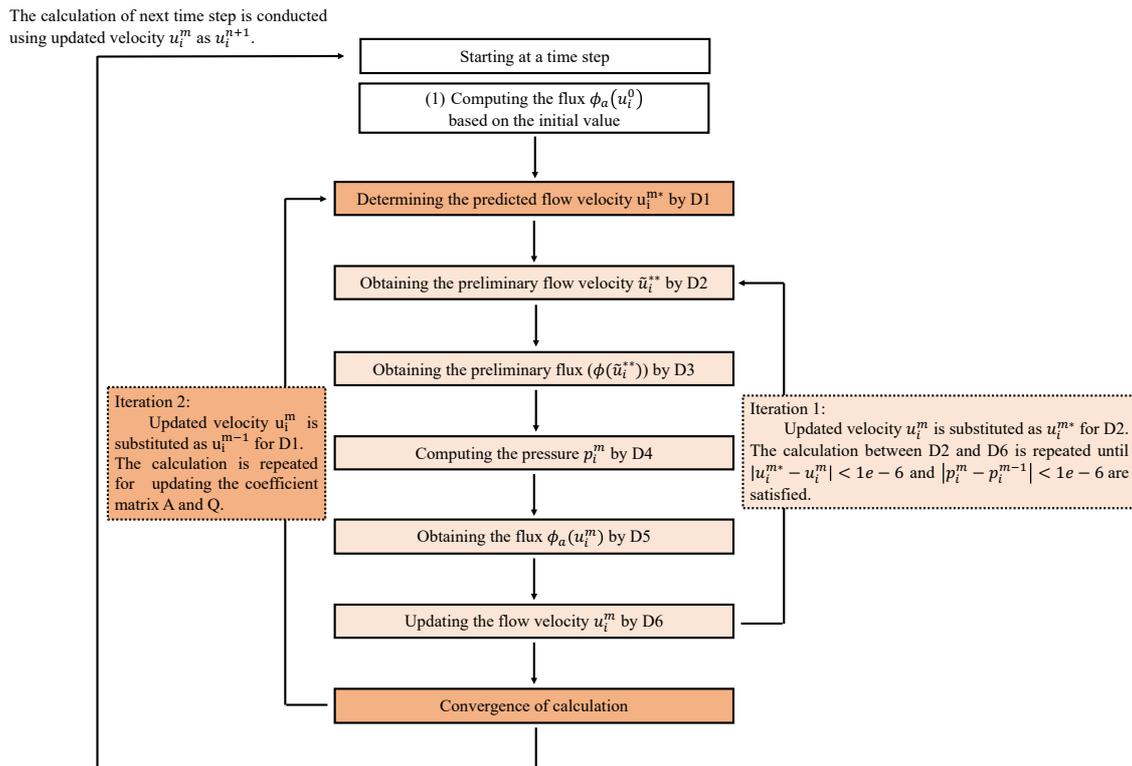


Figure D1. The flowchart of PIMPLE algorithm

(1) 流速の初期値に基づき，セル界面での流束 $\phi(u_i^0)$ を計算する．

(2) 運動量保存式を解くことによって，流速 u_i^{m*} を得る．

$$A_p u_{ip}^{m*} + \sum_l^{NC} A_l u_{il}^{m*} = Q_{ip}^{m-1} - \left(\frac{\delta p^{m-1}}{\delta x_i} \right)_p \Delta V \quad D1$$

ここで， u_{ip} はセルPでの流速のi成分， A_p はセルPにおける非定常項を含む係数行列， Q_{ip} はセルPにおけるi成分のソース項， p は圧力 (m^2/s^2)， \mathbf{V} は流速ベクトル (m/s)，添字 m は計算の反復回数，添字*は予測値であることを示す．また，左辺第2項はセルPに隣接する全てのセルの総和である．

(3) 式 D1 より得られた流速 u_i^{m*} を用いて，式 D2 より暫定流速 \tilde{u}_i^{**} を求める．

$$\tilde{u}_{ip}^{**} = \frac{1}{A_p} \left\{ - \sum_l^{NC} A_l u_{il}^{m*} + Q_{ip}^{m-1} \right\} \quad D2$$

(4) 暫定流速 \tilde{u}_i^{**} を用いて，式 D3 より暫定セル界面流束 $\phi(\tilde{u}_i^{**})$ を得る．

$$\phi(\tilde{u}_i^{**}) = \langle \tilde{u}_i^{**} \rangle_a S_{ia} + \left\langle \frac{\Delta V}{A_p} \right\rangle_a \left[\frac{\phi_a(u_i^{n-1}) - \langle u_i^{n-1} \rangle_a S_{ia}}{\Delta t} \right] L(\phi(u_i^{n-1})) \quad D3$$

ここで右辺第2項はRhie-Chow補間によるもので，制限関数 $L(\phi(u_i^{n-1}))$ は下記の式である．

$$L(\phi(u_i^{n-1})) = 1 - \min \left(\frac{|\phi(u_i^{n-1}) - \langle u_i^{n-1} \rangle_a S_{ia}| \Delta t}{d_{CF} |\mathbf{S}|}, 1 \right) \quad D3'$$

ここで，添字 n はタイムステップ ($t_n = n\Delta t$)， d_{CF} はセルCの中と隣接セルFの中心を結ぶベクトルの長さ， \mathbf{S} はベクトルCFとセルCとFの境界との交点より伸びるベクトルを示す (Fig. D2)．

(5) 圧力方程式を解き，圧力 p^m を得る．

$$\sum_a^{NS} \left\langle \frac{\Delta V}{A_p} \right\rangle_a \left(\frac{\delta p^m}{\delta x_i} \right) S_{ia} = \sum_a^{NS} \phi_a(\tilde{u}_i^{**}) \quad D4$$

ここで，NSはコントロールボリュームとなるセルの面数を示す．

(6) 次の計算サイクルで必要となるセル界面流束 $\phi_a(u_i^m)$ を式 D5 より求める．

$$\phi_a(u_i^m) = \langle \tilde{u}_i^{**} \rangle_a S_{ia} + \left\langle \frac{\Delta V}{A_p} \right\rangle_a \left[\frac{\phi_a(u_i^{n-1}) - \langle u_i^{n-1} \rangle_a S_{ia}}{\Delta t} \right] L(\phi(u_i^{n-1})) - \left\langle \frac{\Delta V}{A_p} \right\rangle_a \left(\frac{\delta p^m}{\delta x_i} \right)_a S_{ia} \quad D5$$

(7) 流速を式 D6 より更新する.

$$u_i^m = \tilde{u}_i^{**} - \frac{\Delta V \delta p^m}{A_p \delta x_i} \quad D6$$

(8) 圧力および速度の残差が収束条件を満たすまで, $u_i^{m*} = u_i^m$ として, (3) から (7) まで反復計算が行われる. さらに, 運動方程式 D1 の係数行列を更新するために, $u_i^{m-1} = u_i^m$ として, (2) から (8) までを再度計算する. そして, 圧力および流速の残差が収束条件を満たした場合は, $u_i^{n+1} = u_i^m$ として, 次のタイムステップの計算が実行される. 本博士論文では, 計算の収束条件として残差の許容値を $1e-6$, 相対許容値を 0% とした. 反復法は, 圧力はマルチグリッド法, 速度, k および ε は Gauss-Seidel 法を用いた. また, 計算の安定性や収束までの反復回数低減のため, 緩和係数 ($1e-3$) を導入した計算を実施した.

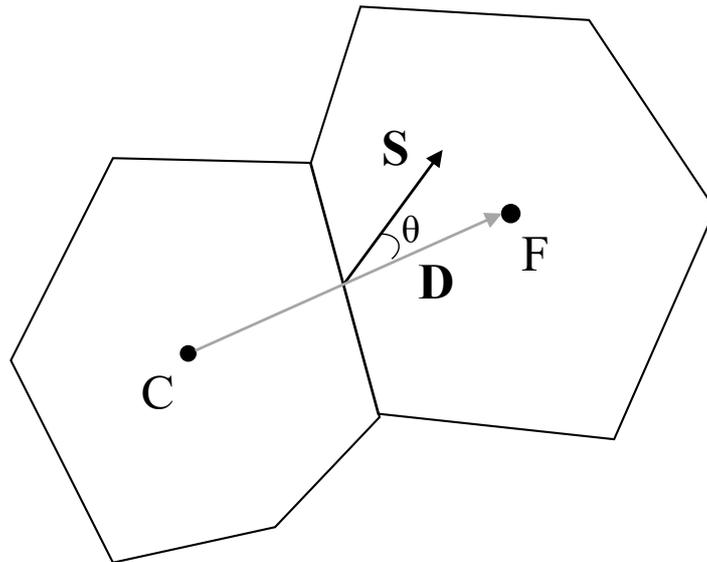


Figure D2. Evaluation of the gradient value at the control volume

付録 E 離散化のためのスキーム設定

有限体積法による離散化に必要な設定について述べる (オープン CAE 学会, 2018; 株式会社テラバイト, 2020). 関数 $\phi(x)$ 時間微分の離散化スキームは, Euler 法を用いた. 勾配の離散化スキームは, 中心差分 (2 次精度) とした.

$$\frac{d\phi_i}{dx} \approx \frac{\phi_{i+1} - \phi_{i-1}}{2\Delta x} \quad E1$$

発散の離散化スキームに関して, 流速は 2 次精度風上差分とした.

$$\phi_{i+\frac{1}{2}} = \begin{cases} \phi_i + \frac{1}{2}(\phi_i - \phi_{i-1}) & (u \geq 0) \\ \phi_{i+1} + \frac{1}{2}(\phi_{i+1} - \phi_{i+2}) & (u < 0) \end{cases} \quad E2$$

また, k および ε は 1 次精度風上差分を用いた.

$$\phi_i^{n+1} = \phi_i^n - \frac{1}{2}c(\phi_{i+1}^n - \phi_{i-1}^n) + \frac{1}{2}c(\phi_{i+1}^n - 2\phi_i^n + \phi_{i-1}^n) \quad E3$$

ここで, c はクーラン数 (≤ 0.5), 添字 n は時間ステップを示す. なお, ラプラシアン of 離散化スキームは, 中心差分 (2 次精度) を用い, 非直行性の補正值は 0.33 とした.

付録 F メッシュ移動のアルゴリズム

第3章から第5章(研究課題②および③)における身体形状モデルのメッシュの移動は、セル中心の変位ベクトル \mathbf{u}_c におけるラプラス方程式を解くことにより行なった(株式会社テラバイト, 2020).

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left(D \frac{\partial u_{ci}}{\partial x_j} \right) = 0 \quad F1$$

ここで、 u_{ci} はセル中心の変位ベクトルにおける*i*成分(m)、 D は拡散係数を示す。拡散係数 D は、指定パッチからセル中心までの最短距離 l_c の逆数とした。

$$D = \frac{1}{l_c} \quad F2$$

ここで、 \bar{l}_c はセル中心で評価した距離 l_c をセル境界面に内挿した値を示す。また、今回の方法ではセル頂点の変位 \mathbf{u}_{va} に式F3を用いて、セル中心の変位ベクトル \mathbf{u}_{ca} が補間される。

$$\mathbf{u}_{va} = \frac{1}{W} \sum_c w_c \mathbf{u}_{ca} \quad F3$$

なお、重み w_c はセル頂点座標 \mathbf{x}_v とセル中心座標 \mathbf{x}_c の間の距離の逆数F3'である。

$$w_c = \frac{1}{|\mathbf{x}_c - \mathbf{x}_v|} \quad F3'$$

これらの式により、セル頂点座標を次式で更新することで、メッシュの移動を行なった。

$$\mathbf{x}_i^n = \mathbf{x}_i^0 + \mathbf{u}_{vi} \quad F4$$

ここで、添字の n は時間ステップ、 \mathbf{x}_i^0 は初期メッシュ座標を示す。

付録 G 運動データの座標変換

第3章, 第4章(研究課題②) および第5章(研究課題③) では, 第2章(研究課題①) で取得した運動データを OpenFOAM における座標系に変換する処理を行なった.

(1) 第3指先端における水平および左右方向の位置座標は定数(0)とし, 鉛直位置座標の変位を取得した (Fig. G1).

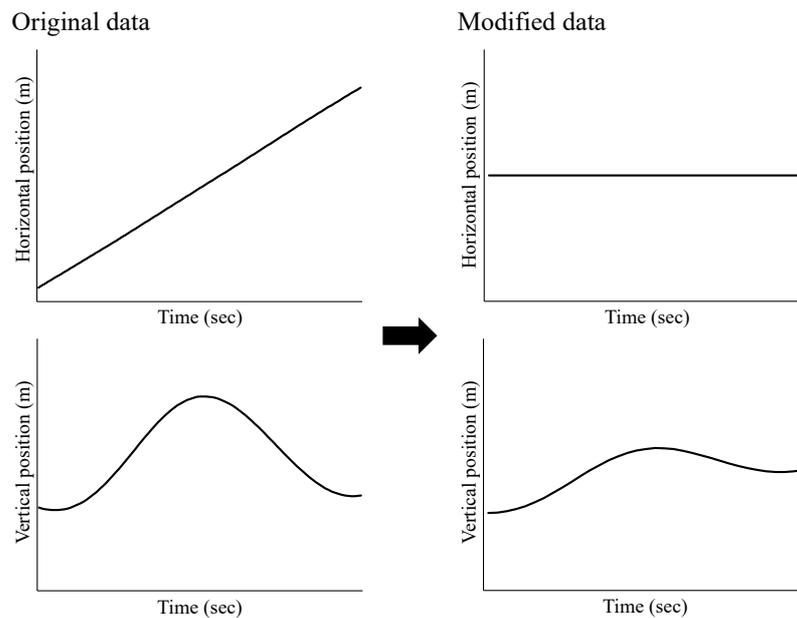


Figure G1. The modification of kinematic parameters for CFD

(2) (1) で取得した第3指位置座標, および各セグメント長およびセグメント角度を用いて, 式 G1 より各関節位置座標を算出した.

$$\mathbf{P}_{i+1} = \mathbf{P}_i + \mathbf{R}_i \mathbf{L}_i \quad G1$$

ただし,

$$\mathbf{R}_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & \sin \theta_i \\ -\sin \theta_i & \cos \theta_i \end{bmatrix}, \quad \mathbf{L}_i = \begin{bmatrix} -i \text{ segment length} \\ 0 \end{bmatrix}$$

ここで, \mathbf{P} は関節の位置ベクトル (m), θ_i は i セグメントにおける角度 (度) を示す. 本博士論文における関節位置は, 第2章(研究課題①) より, 第3指先端, 肩峰, 剣状突起, 肋骨下端, 腸骨稜, 大転子, 大腿骨外側上顆, 足関節外顆および第5中足骨端とした.

謝辞

博士学位審査にあたり，学部3回生から累計7年半という長い間ご指導・ご鞭撻いただきました伊坂忠夫教授に深く御礼を申し上げます。修士課程修了後，一度就職したにも関わらず，博士課程への進学に関してご快諾・温かく迎え入れていただき安心して学生生活を送ることができました。この博士課程で過ごした日々は，学士課程・修士課程と比較できないほど充実した日々となりました。ありがとうございました。

本博士論文の審査にあたり，招聘副査をお引き受けいただきました筑波大学体育系の高木英樹教授，副査をお引き受けいただきました立命館大学スポーツ健康科学部の塩澤成弘教授並びに同学部の長野明紀教授には，丁寧なご指導およびご意見をいただきました。深く感謝申し上げます。

副論文執筆にあたり，共同研究者としてご協力いただきました立命館大学総合科学技術研究機構の栗原俊之准教授（現：国土館大学理工学部），びわこリハビリテーション専門職大学リハビリテーション学部の佐藤隆彦助教，立命館大学スポーツ健康科学部の橋詰賢助教に厚くお礼申し上げます。学術論文執筆および投稿の際に，多くのご助言，ご指導をいただき自身の研究を学術論文として掲載いただくことができました。今後も研究遂行や学術論文執筆の際は学んだことを忘れることなく，精進して参ります。

本博士論文執筆にあたり，執筆開始の時点からご指導いただきました立命館大学スポーツ健康科学部の金久博昭教授（現：鹿屋体育大学学長）に深く感謝いたします。同学部前大純朗助教，杉山敬特任助教には日頃から論文の進捗に関して気にかけていただきましたこと，お礼申し上げます。また，研究遂行にあたりご意見，ご助言賜りました伊坂研究室の皆様，事務的处理のご相談ならびにご対応いただきました奥村悦子氏に感謝いたします。

本博士論文の実験を遂行するにあたり，ご協力を快諾いただきました立命館大学体育会水泳部競泳部門の石水毅部長（立命館大学生命科学部生物工学科教授），部員の皆様，水中

モーションキャプチャの使用を快諾くださいました塩澤成弘教授に感謝いたします。皆様にご協力賜り、研究を遂行することができました。

退職しての博士課程進学にも関わらず応援くださいました株式会社ルネサンス・スポーツクラブルネサンス浦和 24 のスタッフの皆様、教え子たち、保護者様、会員様にお礼申し上げます。最後に、退職し学生に戻ることに否定せず、理解し応援して下さった両親、弟妹、祖母、親戚の皆様には深く感謝を申し上げ、謝辞といたします。

2022 年 9 月

田中 貴大

Reprinted from Journal of Biomechanics, 93, Shimojo, H., Gonjo, T., Sakakibara, J., Sengoku, Y., Sanders, R., & Takagi, H. A quasi three-dimensional visualization of unsteady wake flow in human undulatory swimming. 60-69, (2019), with permission from Elsevier.

