

博士論文

水球競技選手における巻き足動作時の
足部流体力に関する研究

平成 30 年度

筑波大学大学院 人間総合科学研究科 体育科学専攻
次世代健康スポーツ科学学位プログラム

川合 英介

目次

I. 緒言	1
1. 研究の背景	1
2. 研究の目的	4
II. 文献研究.....	5
1. 巻き足 (立ち泳ぎ) に関する研究.....	5
1.1 水球競技における巻き足の位置付け.....	5
1.2 他の水中での競技や活動における巻き足の位置付け.....	6
1.3 巻き足の局面構造.....	7
1.5 巻き足の推進メカニズム.....	12
1.6 巻き足の推進力.....	13
1.7 巻き足の技術やパフォーマンスを評価するためのテスト.....	15
2. 水中で身体に作用する流体力に関する研究.....	17
2.1 準定常解析法による流体力の推定.....	17
2.2 圧力分布分析による流体力の推定.....	18
2.3 粒子画像流速計測法による流れの可視化.....	23
III. 研究の課題と仮説.....	26
1. 文献研究から指摘された問題点.....	26

2. 研究の課題	26
3. 研究の仮説	27
IV. 研究課題 I	28
1. 目的	28
2. 方法	28
2.1 対象者	28
2.2 前提条件と仮定.....	29
2.3 重りを用いた漸増負荷テスト.....	31
2.4 圧力分布の計測と流体力の推定.....	32
2.5 正味の鉛直負荷 (<i>NVL</i>) の測定.....	35
2.6 統計処理	35
3. 結果	36
4. 考察	37
5. まとめ	38
V. 研究課題 II	39
1. 目的	39
2. 方法	39
2.1 対象者	39
2.2 実験設定	40
2.3 座標系の定義.....	41

2.4	キネマティックデータと巻き足の局面構造.....	42
2.5	流体力の推定.....	43
2.6	推進力の算出.....	44
3.	結果.....	45
4.	考察.....	48
5.	まとめ.....	51
VI.	研究課題 III.....	53
1.	目的.....	53
2.	方法.....	53
2.1	対象者.....	53
2.2	実験設定.....	54
2.3	計測エリアのキャリブレーションおよび座標系の定義.....	56
2.4	キネマティックデータと巻き足の局面構造.....	57
2.5	流体力の推定.....	59
2.6	推進力の算出.....	59
2.7	統計処理.....	60
3.	結果.....	60
4.	考察.....	67
5.	まとめ.....	71
VII.	総合討論.....	72

1. 圧力分布分析を用いた流体力推定法の信頼性および妥当性.....	72
2. 圧力分布分析による流体力推定法の限界.....	73
3. 圧力分布分析を用いた流体力推定法と他の方法論との組み合わせ.....	75
4. 圧力分布分析を用いた流体力推定法のコーチング現場での活用.....	76
5. 他の水中動作と比較した巻き足の力発揮の特徴.....	77
6. 巻き足のパフォーマンス向上のための示唆.....	79
VIII. 結論.....	81
IX. 謝辞.....	82
X. 参考・引用文献.....	84

表のタイトル一覧

Table 1	Characteristics of participants in Study 1.....	28
Table 2	Results of test-retest reliability.....	36
Table 3	Linear regression results of each participant.....	36
Table 4	Experimental results of each participant in Study 3.....	61
Table 5	Ranking score and total score of each participant.....	62

図のタイトル一覧

Fig. 1	Water polo field.	1
Fig. 2	Eggbeater kicking.	2
Fig. 3	Definition of in- and out-kicks in eggbeater kick motion (Homma, 2008).	8
Fig. 4	Paths of the heels viewed from the front (top) and side (bottom) of the players who maintained the greatest height (left) and least the height (right) (Sanders, 1999a).....	10
Fig. 5	Pitch angle profile of the left foot of (a) the player who maintained the greatest height and (b) the player who maintained the least height (Sanders, 1999a).....	10
Fig. 6	Stick figure of the eggbeater kick in the normal position for swimmer A, Excellent Group and swimmer E, Poor group, of Japanese elite synchronized swimmers (Homma & Homma, 2005).....	11
Fig. 7	Device for measuring the levitation force (Hara et al., 1988).....	15
Fig. 8	Jacket allowing the application of an overload submerged in water (Melchiorri et al. 2015).....	16
Fig. 9	Contents of qualifying trial (JASF, 2017) (left) and picture of supporting weight test (right).	16
Fig. 10	Schematic of forces acting on a hand (Tsunokawa et al., 2018).....	18
Fig. 11	Photographs of hands with reflecting markers and pressure sensors (left) and typical temporal profiles of pressure and pressure forces around a right hand during underwater	

phase (right) (Tsunokawa et al., 2018).....	20
Fig. 12 Absolute value of the pressure at each point (Tsunokawa et al., 2015).....	21
Fig. 13 Typical pattern of the fluid forces and the pressure (Tsunokawa et al., 2015).....	22
Fig. 14 Particle Image Velocimetry (PIV).....	23
Fig. 15 Still images of hand (column a), computer-generated maps of vorticity and velocity (column b), and pressure distribution around the hand (column c) at each of the four critical phases (rows I–IV) in the in-scutt (Takagi et al., 2014b).....	25
Fig. 16 Interrelations of several forces acting on the body while doing eggbeater kick.	29
Fig. 17 Incremental load test using weights.....	31
Fig. 18 Pressure sensors and their attachment positions on the right foot.	32
Fig. 19 Procedures of the fluid force estimation.	34
Fig. 20 Measurement of <i>NVL</i>	35
Fig. 21 Schematic of the experiment in Study 2.	41
Fig. 22 Definitions of the angle of attack, kick velocity and kick acceleration.	42
Fig. 23 Motion structure of the eggbeater kick in Study 2.....	43
Fig. 24 Definition of the propulsive force.....	44
Fig. 25 F_{foot} and F_Z fluctuations over one eggbeater kick cycle (averaged over $n = 6$). Stick graphics represent the eggbeater kicking motion of the right-foot side viewed from the frontal plane. Vertical dashed line shows the motion-phase boundary.....	45
Fig. 26 Pressure fluctuations of each segment over one eggbeater kick cycle (averaged over n	

= 6). Black and gray solid lines plot the pressures on the plantar and dorsal sides of the foot (P_{plantar} and P_{dorsal}), respectively. Vertical dotted and dashed lines indicate the time of peak F_Z and the motion-phase boundary, respectively.....	46
Fig. 27 Kinematic fluctuations over one eggbeater kick cycle (averaged over $n = 6$). Panels (i), (ii), and (iii) plot the time courses of the angle of attack, kick velocity, and kick acceleration, respectively.	47
Fig. 28 Schematic of the maximum effort eggbeater kick test in Study 3.	55
Fig. 29 Definition of the sweepback angle.....	57
Fig. 30 Motion structure of the eggbeater kick in Study 3.....	58
Fig. 31 Relationships between weight, weight support time and mean F_Z	61
Fig. 32 Stick graphics over one eggbeater kick cycle for participant A (best ranking total score) and participant K (worst ranking total score).....	62
Fig. 33 Paths of the heels and movement diagrams of the foot planes over one eggbeater kick cycle for participant A and participant K. Blue dots of the foot plane diagrams represent the first toe.	63
Fig. 34 F_{foot} and F_Z fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Stick graphics represent the eggbeater kicking motion viewed from the frontal plane. Black and gray solid lines plot the forces of the right and left foot, respectively. Black and gray bars show the motion-phases of the right and left foot, respectively. In each bar, dark color and light color represent the out-kick and in-kick	

phase, respectively.64

Fig. 35 Pressure fluctuations of each segment over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Black and gray dashed lines plot the pressures on the dorsal side of the right and left foot, respectively. Black and gray solid lines plot the pressures on the plantar side of the right and left foot, respectively. Black and gray vertical dotted lines indicate the time of peak F_z of the right and left foot, respectively....65

Fig. 36 Kick velocity, kick acceleration and angle of attack fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Black and gray solid lines plot the data of the right and left foot, respectively.66

Fig. 37 Sweepback angle fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left) and participant K (right)]. Black and gray solid lines plot the angles of the right and left foot, respectively.67

略語の定義

FINA : 国際水泳連盟 Federation International de Natation

JASF : 日本水泳連盟 Japan Swimming Federation

PIV : 粒子画像流速計測法 Particle Image Velocimetry

B : 身体に作用する浮力 [N]

G : 身体に作用する重力 [N]

NVL : 水中で一定の身体高を維持している泳者に作用する正味の負荷 (水上荷重負荷) [N]

Net Vertical Load

SMS : 胸骨上縁 Superior Margin of the Sternum

RF_{foot} : 右足で発揮した流体力 [N]

LF_{foot} : 左足で発揮した流体力 [N]

$ResF_{\text{foot}}$: 合成流体力ベクトル (右足と左足のカベクトルの合計) [N]

$|ResF_{\text{foot}}|$: 合成流体力の絶対値の平均 [N]

A_i : 足部第 i 区分の投影面積 ($i = 1-4$) [m^2]

P_{dorsal_i} : 足部第 i 区分における足背側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m^2]

P_{plantar_i} : 足部第 i 区分における足底側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m^2]

P_{differ_i} : 足部第 i 区分における足底側と足背側の圧力差 ($i = 1-4$) [kN/m^2]

F_{segment_i} : 足部第 i 区分に作用する流体力 ($i = 1-4$) [N]

F_{foot} : 足部全体に作用する流体力 (1 から 4 の F_{segment_i} の合計, すなわち, 合力) [N]

F_{weight_n} : n 個の重りに作用する浮力を考慮した正味の負荷 ($i = 0-4$) [N]

C : 足部平面を構成する 3 点の解剖学的ランドマーク (研究課題 II では第 1 趾, 第 5 趾, 踵, 研究課題 III では第 1 中足骨頭, 第 5 中足骨頭, 踵) の中点

F_Z : 足部で発揮した推進力 [N]

RF_Z : 右足部で発揮した推進力 [N]

LF_Z : 左足部で発揮した推進力 [N]

RP_{dorsal_i} : 右足部第 i 区分における足背側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m²]

LP_{dorsal_i} : 左足部第 i 区分における足背側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m²]

RP_{plantar_i} : 右足部第 i 区分における足底側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m²]

LP_{plantar_i} : 左足部第 i 区分における足底側の圧力 ($i = 1-4$) [kN/m²]

用語の定義

1. 巻き足

本研究において、巻き足は、膝関節を中心に左右の下腿を交互に回旋（左脚は時計回り、右脚は反時計回り）させて水中で身体を支持するための力を発揮する動作と定義した。水球競技においては、様々なプレーの局面やポジションに応じていくつかの姿勢での巻き足（垂直姿勢、仰臥位姿勢、腹臥位姿勢、シュート姿勢など）を使い分けているが、本研究では最も基本的かつ全ポジションの選手において共通の姿勢である垂直姿勢での巻き足を分析の対象とした。

2. 推進技術

一般に、人間の平均比重は1に近いので、肺に空気を入れた状態で全身を水に浸けると、重力と浮力は釣り合う（日本水泳連盟, 2014a）。しかしながら、そこから水面上に身体の一部を出すには、その際の浮力の減少分を補うだけの上方への支持力を何らかの方法で発揮しなければならない。言い換えれば、水面上に身体の一部を出すと、水面上に出た体積と同等の浮力が減少するため、その身体位置を維持するには減少した浮力と同等の支持力を何らかの方法で得る必要がある（本間, 2000; 本間, 2017）。そのため、現象としては身体の移動を伴わず、水面で浮揚しているような状態であっても、泳者は水平方向へ移動する際と同様の技術を用いて上方（水上）へと推進し、身体が水中へ沈むことを防いでいると考えること

ができる。以上のことから、本研究では、分析対象である身体を水面で支持するための巻き足を推進技術として定義した。

3. 流体力，推進力

水中での動作中に働く力には、身体の推進に貢献するものや、推進を妨げるもの、推進には関与しないものなど様々であるが、これらのことに関わらず、本研究では泳者が水から受ける、あるいは泳者が水に作用させる全ての力を流体力と定義した。また、前項 (2. 推進技術) で述べたように、泳者は身体を支持するために巻き足 (推進技術) を用いて上方 (水上) へと推進していることから、本研究における推進力は、上方へと発揮した流体力を指す。そのため、本研究では、足部に働く流体力の鉛直方向成分を上方への推進力と定義した。

関連論文

本博士論文は、以下の原著論文に未投稿の実験結果を加えてまとめたものである。

- 1) Kawai, E., Tsunokawa, T., Takagi, H. (2018). Estimating the hydrodynamic forces during eggbeater kicking by pressure distribution analysis. *Heliyon*, 4(12), e01095.
- 2) Kawai, E., Tsunokawa, T., Takagi, H. (2018). Estimation of fluid forces on the foot during eggbeater kicking by water polo players: Application to eggbeater kicking using pressure distribution analysis. *Human Movement Science*. (査読中)

I. 緒言

1. 研究の背景

水球競技 (Water Polo) は, 7 名 (フィールドプレーヤー6 名, ゴールキーパー1 名) で構成された 2 つのチームが, プールに作られたコート (縦: 男子 30 m・女子 25 m, 横: 20 m) の中で得点を競い合うゴール型の球技であり (Fig. 1), 多くの複合的な活動によって特徴付けられる: 様々な強度でのスイムや立ち泳ぎ, 相手選手とのコンタクト, ボールのパスやゴールへのシュート, オン・ザ・ボールやオフ・ザ・ボールの動き (Melchiorri et al., 2010; Platanou, 2004; Smith, 1998). 水球選手は, 競技規則上, これらの活動を水中で身体を浮揚させながら行う必要がある (FINA, 2017; 日本水泳連盟, 2014b), そのための技術の 1 つとして巻き足が挙げられる.

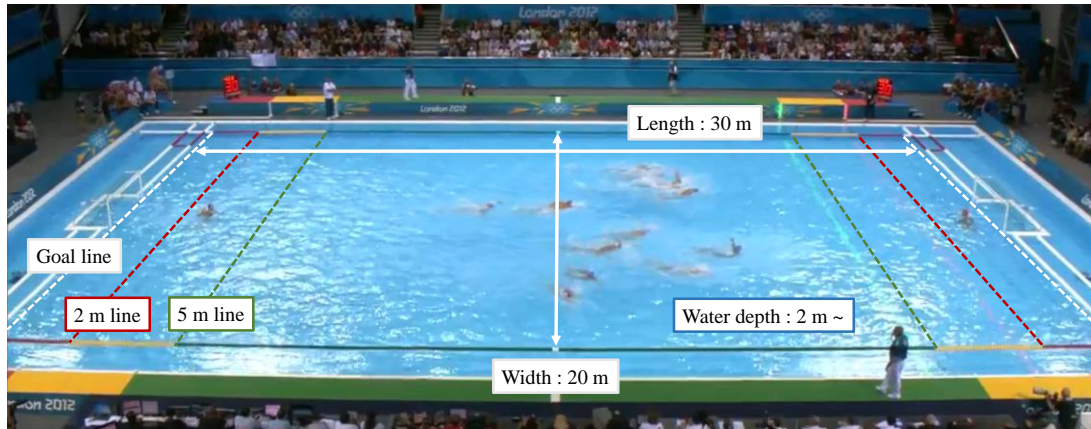


Fig. 1 Water polo field.

巻き足は, 膝関節を中心に左右の下腿を交互に回旋 (左脚は時計回り, 右脚は反時計回り) させ, 上方への推進力を発揮する立ち泳ぎの技術である (Fig. 2). この技術は, 脚の交互動作により休息局面が存在せず, 他の立ち泳ぎの技術と比較して, 安定した推進力を発揮でき

るという特徴がある (本間, 2008; 日本水泳連盟, 2005a; 高木, 2007). そのため, 巻き足は, 主にパスやシュート, ブロックを行うために上半身を水上に上昇させた状態を維持する時や, 相手選手からのプレス (水中への抑え込み) に耐える時などに用いられる. 実際の水球の試合では, これらの巻き足が関与しているプレー時間の割合が, 総試合時間の約半分 (45~55%程度) に及ぶと報告されている (Platanou, 2004; 清水と高木, 2007; Smith, 1998). また, 水球の指導書や投球動作の研究等においては, 巻き足の推進力によって身体を上昇させることが上肢を伴うプレー (パス, シュート, ブロックなど) のパフォーマンスに寄与すると報告されている (荒木, 1971; ベラ, 1973; 舟崎, 2008; 乙女, 2012; McCluskey et al., 2010; 高木, 2003). これら

のことから, 巻き足による推進力の発揮は, 水球選手のパフォーマンスにおいて必要不可欠であると言える.

巻き足に関するいくつかの先行研究では, 巻き足中の下肢キネマティクスに焦点を当てて分析を行っており, パフォーマンスレベルが高い選手と低い選手の動作パターンの違いや詳細な足部のキネマティックデータ (例えば, 軌跡や速度, 迎角, 流入角) などを報告している (Alexander & Taylor, 2005; Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a, 1999b; 鳥海と森下,

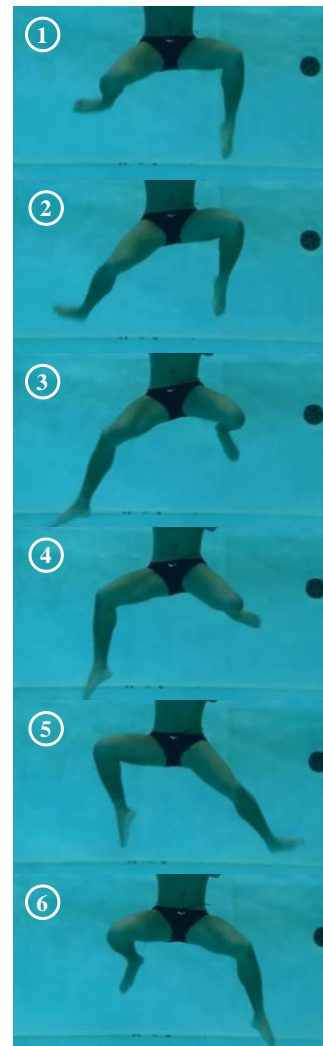


Fig. 2 Eggbeater kicking.

2011; 鳥海ほか, 2013). しかしながら, 巻き足中に発揮される推進力の評価を試みた研究は極めて少ない. これは, 巻き足における力発揮の媒体が流体である水であり, その非定常性の影響 [例えば, 動作によって生じる渦を伴う非定常流 (Takagi et al., 2014b) や下肢と共に加速される水の付加質量 (Ungerechts & Arellano, 2011)] を考慮して力を評価することが困難であることに起因する. わずかに存在する研究において, 巻き足中の推進力 (鉛直力) は, 浮力を考慮した体重と動作によって生じる (鉛直方向の) 力の変動を足し合わせることで推定されている (Oliveira et al., 2015; 2016; Oliveira & Sanders, 2015). これらの研究の中で用いられた方法は, 巻き足のキネティクスの分析を可能にし, コーチング現場に役立つ多くの知見をもたらした. しかしながら, この方法は, 上述した水の非定常性の影響についてアプローチすることができない. 同じ水泳競技である競泳の研究では, 水中における動作と力生成の関連をよりよく理解するために, 水の非定常性の影響を考慮に入れた推進力分析の重要性が既に指摘されている (Kudo et al., 2017; Takagi et al., 2016; 角川ほか, 2015; Tsunokawa et al., 2018). したがって, 巻き足においても, 水の非定常状態を前提とした (水の非定常性の影響についてアプローチ可能な) 推進力の推定 (分析) 方法が必要であると考えられる.

その様な中で近年, 競泳の研究において, 圧力分布分析を用いた推進力の推定法が発展してきている (Takagi et al., 2014b; Takagi & Wilson, 1999; 角川ほか, 2012; 2015; Tsunokawa et al., 2015; 2018). これは, 泳者に装着した圧力センサによって計測された圧力分布から流体力を推定する方法であり, 身体部位が発揮する推進方向への流体力 (すなわち, 推進力) を経時的に明らかにするために用いられている. さらに, 泳者の身体部位周りの圧力分布は, 動作によって生成される渦などの非定常流や水の付加質量の影響を反映する. 言い換えれば, こ

の方法を用いて得られた流体力 (推進力を含む) のデータは, 水の非定常性の影響を含んでおり, 非定常状態を前提とした力の分析を可能にする. 下肢の動作に関しては, 平泳ぎのキック動作において圧力分布分析を用いた足部流体力の推定法が確立されており, その妥当性 (Tsunokawa et al., 2015) や泳技術の評価における有用性 (角川ほか, 2015; 2014; 2012) が報告されている. 平泳ぎのキック動作と巻き足は, 推進に大きく貢献する部位が共に足部であり (Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a; 角川ほか, 2012), 下肢を同時に動かさず, 交互に動かすことを除いては動作的にも類似している点が多い (Clarys, 1975). したがって, 平泳ぎのキック動作において確立された方法論を巻き足に応用することは可能であると考えられる. もし仮にこの方法によって巻き足中の流体力を分析できれば, 非定常状態における推進力発揮の特徴を明らかにすることができ, 巻き足における動作と力生成の関連のさらなる理解や, 現場でのコーチングに役立つ有益な示唆を得られると考えられる.

2. 研究の目的

そこで本研究では, 圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用を検討し, 水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力 (推進力) の特徴について明らかにすることを目的とした.

II. 文献研究

1. 巻き足 (立ち泳ぎ) に関する研究

1.1 水球競技における巻き足の位置付け

巻き足は、膝関節を中心に左右の下腿を交互に回旋 (左脚は時計回り, 右脚は反時計回り) させ、上方への推進力を発揮する立ち泳ぎの技術である。立ち泳ぎとは、身体を水面に対して垂直に立てて泳ぐ泳技術の総称であり、水球においては主に巻き足と蹴り足が用いられる (Melchiorri et al., 2015)。蹴り足は、平泳ぎのキック動作と同様に左右の脚を同時に動かして水を蹴り、上方への推進力を得る。一瞬で爆発的な推進力を得ることができるが、持続性はない。一方、巻き足は、左右の脚を交互に動かすため、動作全体として休息局面が存在せず、持続的かつ安定した推進力を発揮できるという特徴がある (本間, 2008; 日本水泳連盟, 2005a; 高木, 2007)。そのため、巻き足は、主にパスやシュート、ブロックを行うために上半身を水上に上昇させた状態を維持する時や、相手選手からのプレス (水中への抑え込み) に耐える時など、非常に多くの場面で用いられる。実際の水球の試合では、これらの巻き足が関与しているプレー時間の割合が、総試合時間の約半分 (45~55%程度) に及ぶと報告されている (Platanou, 2004; 清水と高木, 2007; Smith, 1998)。言い換えると、巻き足ができなければ、水球において対人での (ボールを伴った) プレーを行うことは困難である。以上ことから、巻き足は、水球において最も基本的かつ重要な技術の1つとして位置付けられており (荒木, 1971; ベラ, 1973)、水球を習い始めた選手が最初に指導される技術であるほか、熟練者においてもそのパフォーマンス向上のためのトレーニングに多くの時間が費や

されている。巻き足は、全てのポジションの選手において重要であるが、その中でも最も重要なのがゴールマウスを守るキーパーであり、次に相手選手とのコンタクトプレーが多いセンターポジション [センターフォワード (フローター) とセンターディフェンダー (センターバック)] が続く (Stirn et al., 2014)。

1.2 他の水中での競技や活動における巻き足の位置付け

巻き足は、その汎用性の高さから、水球以外にも様々な競技や活動の中で用いられている。我が国では、古くから日本泳法 (古式泳法) が全国各地に興隆しており、その遊泳術の1つとして立ち泳ぎが存在する。もともとは四方を海に囲まれ、河川も多く存在する我が国において、戦に備える武術、すなわち水術として奨励され、水を制することを主眼に各流派で秘密裏に様々な技術が開発・伝承されてきた (白山, 1975)。現在では正しい伝統と深遠な由緒を持つ13の流派が日本水泳連盟において登録されている。各流派によって用いられる足の動きや呼称が多少異なるが、あおり足、挟み足、蹴り足、踏み足などの種類があり、その中に水球で用いられるものと同様の巻き足も存在する。13流派の中でも特に「小堀流踏水術」は、立ち泳ぎに特化した流派である。

アーティスティックスイミング (シンクロナイズドスイミング) では、水中での様々な表現や技 [アームシークエンス (腕での表現動作) やアクロバティック動作 (リフト)] を行うために、巻き足が頻繁に用いられている。また、アーティスティックスイミングの採点において、水面からの高さは重要なファクターであり、巻き足の推進力によって身体高を上昇・維持することは極めて重要である (本間, 2008)。これらのことから、巻き足は、水球と

同様にアーティスティックスイミングにおいても最も基本的かつ重要な技術の 1 つとして位置付けられている。2005 年に日本で始まったバッジテストという進級システムにおいても、初級の段階の課題に巻き足が含まれており、選手が最初にクリアしなければならない課題として設定されている (本間, 2006; 日本水泳連盟, 2018)。

また、水の事故防止や水難救助などを目的とした水上安全法 (Water Safety) においても、立ち泳ぎは重要なサバイバルスキルでかつ救助技術における基礎泳法の 1 つであるとされ、その中に巻き足も存在する (日本赤十字社, 2008; Schnitzler et al., 2015)。水上安全法で巻き足は、主に水中での手を使う作業や自己保全、溺者の搬送 [特にヘッドキャリー (頭を両手で押さえて運ぶ方法) やリアキャリー (後方から両脇を抱えて運ぶ方法)] において有効であるとされている。

1.3 巻き足の局面構造

指導書や先行研究 (本間, 2008; Homma & Homma, 2005; 日本水泳連盟, 2005a) において、巻き足の動作は大きく 2 局面に分類されており、内から外への動作 (膝関節の最大屈曲から最大伸展まで) をアウトキック局面、外から内への動作 (膝関節の最大伸展から最大屈曲まで) をインキック局面と呼ぶ (Fig. 3)。また、アウトキック局面とインキック局面は、それぞれ次の足部の動きによって特徴付けられる (日本水泳連盟, 2005a; Oliveira et al., 2010; 2017; 吉川, 2011): 蹴り下ろし (ダウンキック) 動作 (Fig. 2 の①～③)。アウトキック局面において足部を背屈させた状態から水底に向かって (斜め下方に) 蹴り下ろす動作。巻き足において最も大きな推進力を発揮できる動作とされ、熟練者ほど水平に近い方向にキックを

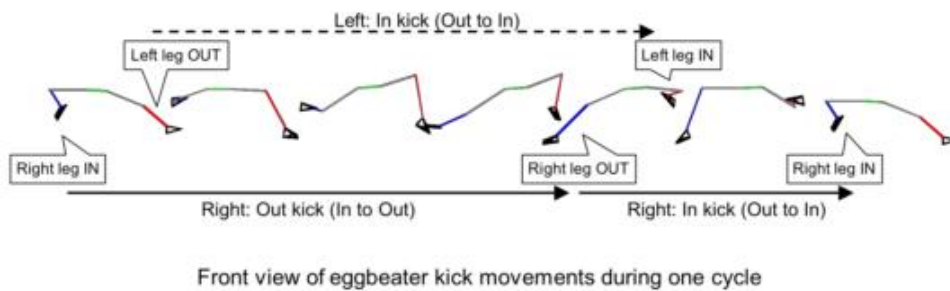
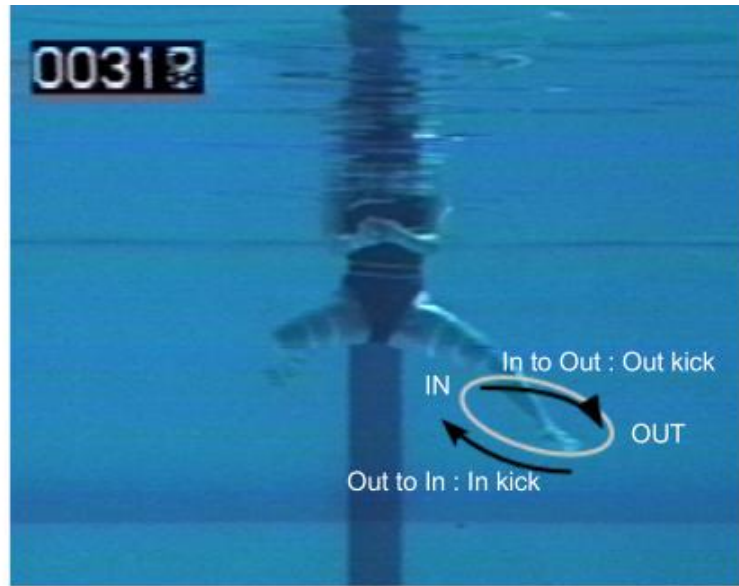


Fig. 3 Definition of in- and out-kicks in eggbeater kick motion (Homma, 2008).

し、効率よく推進力を発揮できる (Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a) ; かき込み (スカーリング) 動作 (Fig. 2 の③~⑤). アウトキック局面の終わりからインキック局面にかけて足部を底屈させながら身体の内側に向かってはらうように (水を練るように) かき込む動作. 巻き足の熟練者は、この動作によって推進力を持続させることができるが、未熟練者にはそれがあまり見られない. したがって、かき込み動作は、巻き足の熟練者と未熟練者を分ける動作とされている (Schnitzler et al., 2015). このかき込み動作が見られない (少ない) 立ち泳ぎは、踏み足と呼ばれ、巻き足と区別される場合もある (Schnitzler et al., 2015; 白山,

1975); リカバリー動作 (Fig. 2 の⑤~⑥). インキック局面に見られる次の蹴り下ろし動作のための準備動作. 膝の位置を高く保ちながら足部を臀部近くまで引き上げる. その際, かき込み動作における足部の底屈位を背屈位に戻す. リカバリー動作は, 巻き足における非推進動作とされる; 蹴り出し動作 (Fig. 2 の⑥~①). リカバリーした足部を身体の外側へと蹴り出していく動作. インキック局面からアウトキック局面へ移行するための動作となる.

右足が蹴り下ろし動作を行っている時は, 左足がかき込み動作からリカバリー動作を行っており, 逆に右足がかき込み動作からリカバリー動作を行っている時は, 左足が蹴り下ろし動作を行っている. 結果として, 動作全体で見ると推進力を発揮できない局面が存在せず, 安定して身体を支持することができる. 熟練者ほどこの左右の動作の連携が巧みに行われる.

1.4 巻き足のキネマティクスの分析

巻き足のキネマティクスの分析は, 水球選手やアーティスティックスイミング選手を対象に行われてきている (本間, 2006; 高木, 2007). Sanders (1999a; 1999b) は, 水球選手を対象に巻き足の3次元動作分析を行い, 詳細な足部のキネマティックデータ (軌跡や速度, 迎角, 流入角など) を報告した. この中で, 著者は, 熟練者が膝関節を中心に足部を大きく回すようにキックしながら (卵型の足の軌跡) 小さな迎角を保っていたのに対し, 未熟練者は足部を上下にキックして (しづく型の足の軌跡) 迎角が大きくなっていたことから (Fig. 4 と 5), 手部のスカーリング動作と同様に足部をできる限り水平に近い方向へとキックすることが推進力を効率よく発揮するために重要であると指摘している. さらに, 巻き足での高さの維

持に關係する要因を検証したところ、足部の動作速度が最も強い關係性を示したことを報告している。

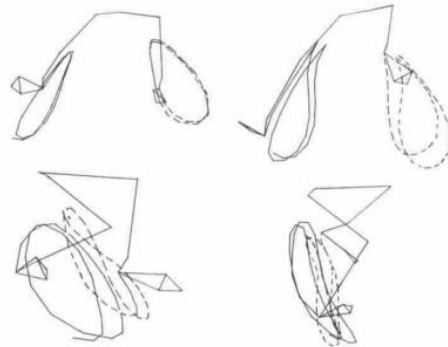


Fig. 4 Paths of the heels viewed from the front (top) and side (bottom) of the players who maintained the greatest height (left) and least the height (right) (Sanders, 1999a).

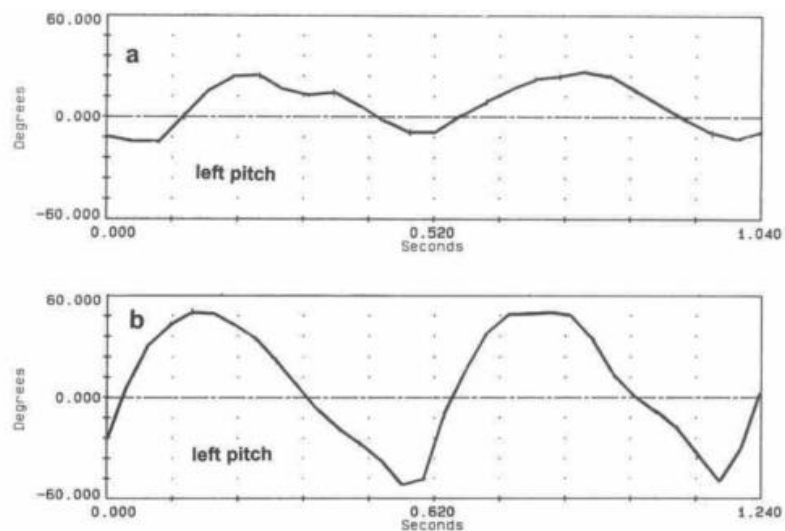


Fig. 5 Pitch angle profile of the left foot of (a) the player who maintained the greatest height and (b) the player who maintained the least height (Sanders, 1999a).

アーティスティックスイミングの日本代表選手を分析した Homma & Homma (2005) の研究においても、巻き足の技術が高い選手の動作の特徴として同様の点を挙げている。 Fig. 6

に示された様に、巻き足の技術が高い選手の方が低い選手よりも蹴り下ろし動作の際に水平に近い方向にキックしているのが分かる。また、巻き足の技術が高い Excellent group と巻き足の技術が低い Poor group のキネマティックデータ (大転子を基準とした膝と踵の高さ、左右大腿部のなす相対角, 足関節の軌跡平面と水面のなす角, 各関節の角速度) の違いから、巻き足の重要な指導観点として以下の点を挙げている：①膝をできるだけ水面近くの高い位置で保つこと；②踵を臀部に近い位置で維持すること；③鉛直方向ではなく、可能な限り水平に近い方向にキックすること；④蹴り下ろし動作は、踵を水面近くまで引き上げ、股関節を大きく内旋させた状態で行うこと；⑤脚を横に大きく開き、姿勢を安定させること；⑥

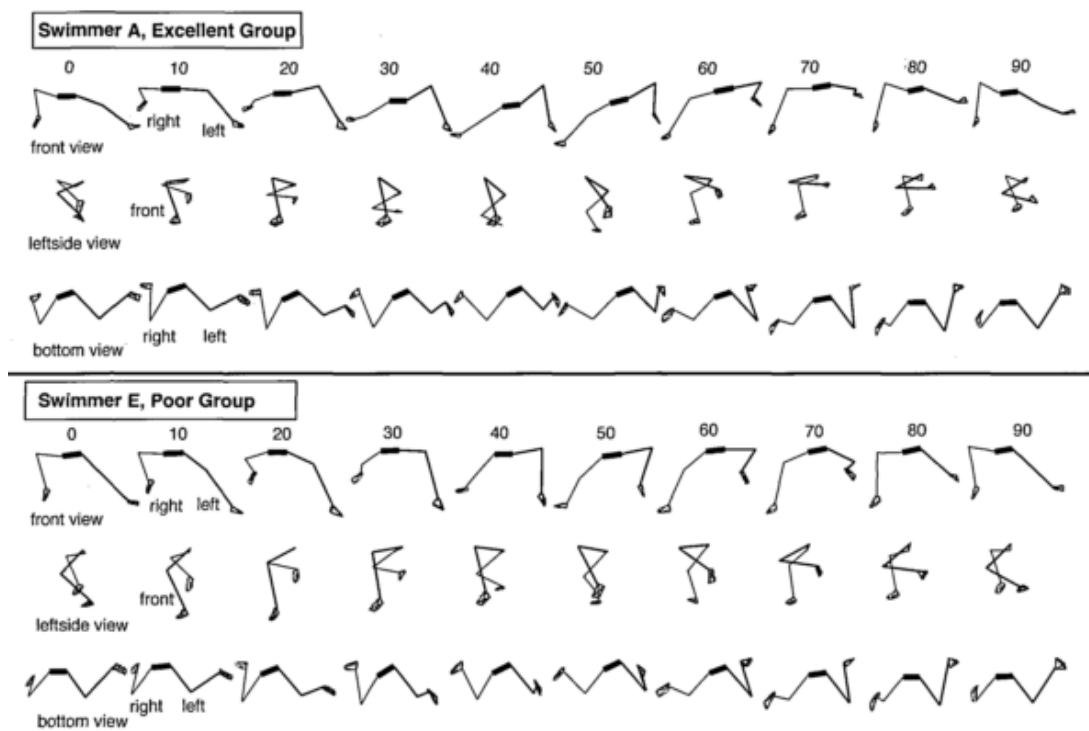


Fig. 6 Stick figure of the eggbeater kick in the normal position for swimmer A, Excellent Group and swimmer E, Poor group, of Japanese elite synchronized swimmers (Homma & Homma, 2005).

足関節の背屈，底屈，内転を上手く用いて（足部を柔らかく用いて）手部のスカーリング動作の様に足底で水を練るような感覚でキックすること。

また，吉川 (2011) は，外的負荷のない通常状態での巻き足と重りを用いて外的負荷を増大させた状態での巻き足で動作にどのような違いが見られるのかを 3 次元動作分析によって調査した。その結果，外的負荷を増大させた状態での巻き足において鉛直方向への蹴り下ろし動作が強く現れたことを報告している。この理由について，吉川 (2011) は，負荷の増大によって水平に近い方向への蹴り下ろし動作やかき込み動作が持続できなくなり，瞬発的ではあるが，より大きな推進力を発揮することができる鉛直方向への蹴り下ろし動作にシフトする必要があったためであると結論付けている。さらに，鳥海ほか (2013) は，重りを用いた巻き足の支重テストにおいて，テスト開始直後の動作（下肢の疲労なし）とテスト終了（負荷を支えきれなくなり頭頂が完全に水没した時）直前の動作（下肢の疲労あり）を 3 次元動作分析によって比較し，テスト終了直前の動作において同様の特徴が見られたことを報告している。この結果について，鳥海ほか (2013) は，支重による下肢の疲労により，優れた巻き足を行うためのポイントとして Homma & Homma (2005) によって指摘された水面近くでの膝の高さの維持ができなくなったためであると考察している。

1.5 巻き足の推進メカニズム

巻き足における推進力生成のメカニズムは，主に 2 つの理論によって説明がなされている (Alexander & Taylor, 2005; 本間, 2006; 日本水泳連盟, 2005a; Schnitzler et al., 2015)。1 つ目は流体力学の応用で，巻き足の足部を翼と仮定し，翼に最適な傾きを持たせて水を押すこと

によって翼の上部と下部の圧力差が増大し、上方への推進力が発生するという理論 (翼理論) である。2つ目は、蹴った水の反作用としての力が推進力として作用するという Newton の運動の第3法則 (作用・反作用の法則) に基づく理論である。これらの2つのうち、巻き足では、キネマティクスの分析による動作の特徴から、特に前者の翼理論による推進力の貢献が大きいとされている。この翼理論には、翼の上下を流れる水の速度の違いによって圧力差が生じ、圧力の高い方から低い方へと力が作用するという Bernoulli の定理が説明によく用いられる。しかしながら、Bernoulli の定理は、粘性がない非圧縮性流体 (= 理想流体) の定常流 (定常状態) を前提としている。実際の巻き足動作時の足部は、移動方向や速度、加速度が時々刻々と変化しているため、水の流れは非定常な状態である。したがって、定常状態の理論を巻き足にそのまま応用することには問題があると考えられ、今後の研究による詳細なメカニズムの解明が待たれるところである。

1.6 巻き足の推進力

Oliveira ほかの研究グループは、水球選手の巻き足中に発揮された推進力 [鉛直方向に作用する力 (*V Force*)] を3次元動作分析と水中体重 (体重 + 浮力) の測定で得られた変数から、次の式を用いて計算している。

$$V Force_i = ((Weight + buoyancy)_i \times 9.8) + (yFST com_i \times FSTmass) + (yHAT_i \times HATmass) \quad (1)$$

i = sample number

ここで、 $yFSTcom_i \times FSTmass$ は、下体 [足部 (Feet), 下腿部 (Shanks), 大腿部 (Thighs)] の鉛直方向の力を示す。また、 $yHAT_i \times HATmass$ は、上体 [頭部 (Head), 腕部 (Arms), 体幹部 (Trunk)] の鉛直方向の力を示す。この Oliveira ほかが考案した方法は、巻き足のキネマティック的分析を可能にし、コーチング現場に役立つ多くの知見をもたらした。例えば、Oliveira et al. (2015) の研究の中では、重回帰分析によって巻き足中の推進力を最適化するモデルが検討され、股関節最大外転角度、股関節屈曲動作範囲、膝関節平均屈曲角速度の3つのキネマティックパラメーターが重要であることが明らかにされた。また、Oliveira et al. (2016) の研究の中では、鳥海ほか (2013) の着眼点と同様に、最大巻き足動作の持続による下肢の疲労が推進力とキネマティックパラメーターに与える影響に関して調査された。その結果、下肢の疲労は推進力を低下させ、さらに、キネマティックパラメーターでは股関節外転および屈曲の動作を減少、股関節内旋の動作を増加させる傾向にあることが明らかにされた。

しかしながら、この方法は、あくまで動作分析と水中体重の測定によって得られた変数から推進力を推定しており、力発揮の媒体である水 (すなわち、流体) の非定常性の影響 [例えば、動作によって生じる渦を伴う非定常流 (Takagi et al., 2014b) や下肢と共に加速される水の付加質量 (Ungerechts & Arellano, 2011)] についてアプローチすることができない。同じ水泳競技である競泳の研究では、水中における動作と力生成の関連をよりよく理解するために、水の非定常性の影響を考慮に入れた推進力の推定 (分析) が重要であり、動作分析の結果のみからの間接的な推定ではそれが困難であることが既に指摘されている (Kudo et al., 2017; Takagi et al., 2016; 角川ほか, 2015; Tsunokawa et al., 2018)。さらに、この方法は、下体

を1つのまとまったシステムとして考えているため、左右の下肢で発揮された推進力を別々に推定することができない。以上のように、巻き足中の推進力とその推定方法に関しては、まだ多くの研究の余地が残っている。

1.7 巻き足の技術やパフォーマンスを評価するためのテスト

巻き足の技術やパフォーマンスの評価については、様々な観点からテストが行われている。原ほか (1988) は、水上へと浮き上がる力を計測する特別な装置 (プールサイドから突き出されたバーに力-電気変換器が取り付けられており、それを頭部で押すことによって力を計測する) を作成し、巻き足による浮上力を計測した (Fig. 7)。その結果、計測した値の平均値は、男子で 9.4 kgf (92.2 N)、女子で 7.2 kgf (70.6 N) であったと報告している。

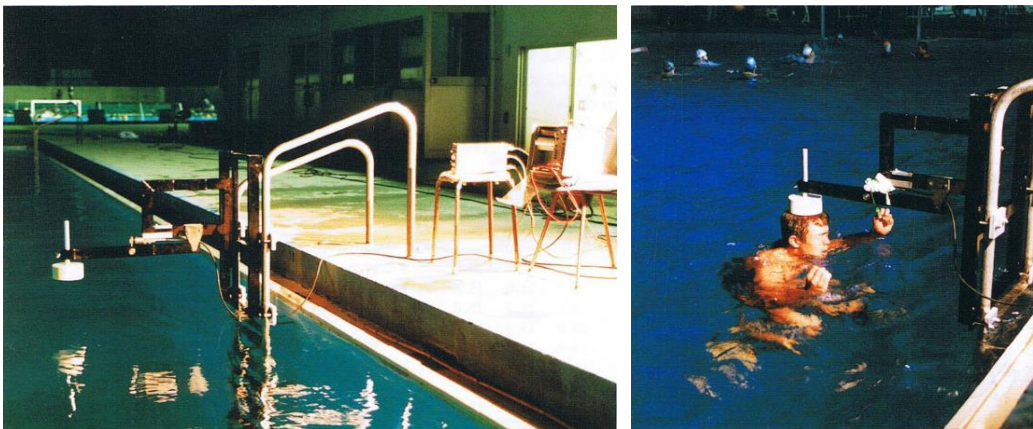


Fig. 7 Device for measuring the levitation force (Hara et al., 1988).

Stirn et al. (2014) は、巻き足と蹴り足に関する合計 10 種類のテストを行い、巻き足のパフォーマンスの評価に有効なテストとして、水平方向への牽引力と水上への飛びつき (ジャンプ) の高さの計測を挙げている。この水上への飛びつきの高さに関しては、Sanders (1999b) の研究においても、巻き足動作時の足部の速度と正の相関関係にあることが報告されてお

り、関連性が指摘されている。また、Melchiorri et al. (2015) は、重りを装着することが可能な特製のジャケットを作成し (Fig. 8), それを用いた巻き足の漸増負荷テストの性能を検証した結果、巻き足のパフォーマンスを評価する上で非常に優れた性能を有していたことを報告している。重りを用いた支重は、古くから巻き足のトレーニングや評価に用いられており、水球の日本代表候補トライアルの中にも、巻き足のパフォーマンス (脚のパワー) を評価する項目として組み込まれている (日本水泳連盟, 2017) (Fig. 9).



Fig. 8 Jacket allowing the application of an overload submerged in water (Melchiorri et al. 2015).

選考内容： ●体力測定は以下の水球選手体力測定項目の中から行う。

- マルチステージシャトルスイムテスト【持久力】
10m間を、専用音源による信号音にあわせて往復し、2回連続で音源に間に合わなくなるまでの折り返し回数を計測する。
- パワースプリントテスト【総合的スピード能力】
5m間を、全力で3往復行うタイムを計測する。スタート位置ではパートナーとメディシンボール (4kg) を7回パス、ターン位置ではゴールポスト (90cm) まで片手を伸ばして2回ジャンプを、それぞれ行う。
- 遠投テスト【ボール投力】
水球公式ボールを水中よりできるだけ遠くに投げ、到達距離を計測する。
- 支重テスト【脚のパワー】
20kgのバーベルプレートに胸に両手で抱えて立ち泳ぎを行い、頭部が完全に水中に沈むまでの時間を計測する。
- ポストタッチテスト【アジリティ、素早い方向変換】
ゴールポスト間 (3m) を、全力で5往復する時間を計測する。



Fig. 9 Contents of qualifying trial (JASF, 2017) (left) and picture of supporting weight test (right).

2. 水中で身体に作用する流体力に関する研究

2.1 準定常解析法による流体力の推定

Schleihauf (1979) は、定常流状態において手部模型に生じる流体力 (揚力, 抗力) を計測し、流体力係数 (揚力係数, 抗力係数) を算出した後、その係数および水中画像から得た手部速度, 迎角, 水平駆動角, 手部面積, 流体密度を以下の流体力に関する一般式に代入して手部流体力を推定する準定常解析法 (quasi-static approach) を考案した。

$$F_{D,L} = \frac{1}{2} \rho A v^2 C_{D,L} \quad (2)$$

ここで、 $F_{D,L}$ は流体力 (抗力または揚力), ρ は流体の密度, A は断面積, v は速度, $C_{D,L}$ は、流体力係数 (抗力係数または揚力係数) を示す。これまで、手部流体力を推定する際にはこの準定常解析法を用いるのが一般的であり、多くの研究者がこの方法を用いて泳者の手部に生じる流体力の推定を行ってきた (Cappaert et al., 1995; Maglischo et al., 1986; 水藤ほか, 2006)。しかしながら、この方法は、定常流状態で得られた流体力係数を用い、さらに、泳者の手部周りの水の流れが時間的に変化しないという前提で流体力を推定している。実際の水泳中における泳者のストローク動作は非常に複雑であり、手部の移動方向や速度、加速度は常に変化している。そして、それに伴って手部周りの水の流れも非定常な状態となり、時々刻々と変化している (Matsuuchi et al., 2009)。これらのことから、準定常解析法は、ストローク動作中に生じる手部流体力を過小評価している可能性が指摘され、現在では、検証によって実際に推定値が低いことが明らかにされている (Berger et al., 1999; 工藤ほか, 2007;

Sanders, 1999c). しかしながら, Schleihauf (1979) によって考案された準定常解析法によって得られた知見は多く, 水泳中に働く流体力に関する理解を深める上での重要なステップであったと言える. また, これらの研究を経たことで, 水泳時の推進力を議論する際, 水の非定常性を考慮することが重要であるという認識が広がり, 泳者の身体に働く流体力を直接計測, 推定しようとする試みにつながったと言える.

2.2 圧力分布分析による流体力の推定

水泳時の推進力を考える上で, 水の非定常性を考慮する重要性が高まっている中, 近年, 圧力分布分析を用いた推進力の推定法が発展してきている (Homma et al., 2014; 2016; Takagi et al., 2014b; Takagi & Wilson, 1999; 角川ほか, 2012; 2015; 2018; Tsunokawa et al., 2015; 2018). これは, 泳者に装着した小型の圧力センサによって計測された圧力分布から流体力を推定する方法であり, 身体部位が発揮する推進方向への流体力 (すなわち, 推進力) を経時的に明らかにするために用いられている. この方法は, 小型の圧力センサと動作分析用のマーカーを身体に装着する以外は動作を阻害することがないため, 実際の泳動作に近い状況

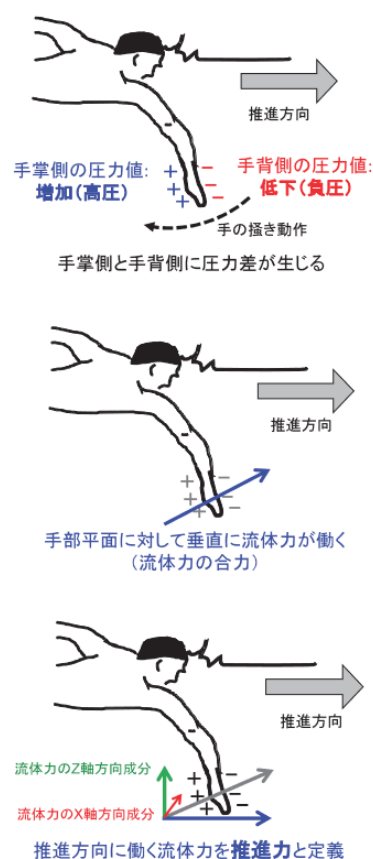


Fig. 10 Schematic of forces acting on a hand (Tsunokawa et al., 2018).

で身体の各部位に働く流体力を推定することができるという特徴がある。さらに、泳者の身体部位周りの圧力分布は、動作によって生じる渦を伴う非定常な水の流れ (Takagi et al., 2014b) や身体部位と共に加速される水の付加質量 (Ungerechts & Arellano, 2011) などの影響を反映する。言い換えれば、この方法を用いて得られた流体力 (推進力を含む) のデータは、水の非定常性の影響を含んでおり、非定常状態を前提とした力の分析を可能にする。圧力分布分析による流体力 (推進力) 推定の基本的な概念を Fig. 10 に示す。

手部が発揮する流体力に関しては、スカーリング動作とクロール泳のストローク動作において分析が行われている。Homma et al. (2016) は、ナショナルレベルのアーティスティックスイミング選手 1 名を対象に、競技で使われる 2 種類の姿勢でのスカーリング動作 [上向き水平姿勢 (仰臥位姿勢) でのフラットスカルと倒立姿勢でのサポートスカル] 中に発揮される流体力を事例的に調査した。その結果、流体力の合力の最大値は、フラットスカルで 41.3 N、サポートスカルで 67.7 N であったと報告している。また、それぞれのスカーリング動作において、流体力の合力の最大値が観察された時、流体力増大の要因となる手部表面 (手背側と手掌側) の圧力差は、手背側の圧力が低下することによって増大していることが明らかにされた。この現象は、クロール泳のストローク動作においても同様に観察されており、プッシュ局面において合力および推進力 [合力の推進方向 (Y 軸方向) 成分] が増大している時、手背側の圧力が大きく低下することが確認されている (Tsunokawa et al., 2018) (Fig. 11)。また、角川ほか (2018) は、大学男子競泳選手 8 名を対象に、クロール泳 (キック動作なし、ストローク動作のみ) における合計 10 回の漸増速度試技 (最後の 10 回目の試技は全力泳) を行わせ、泳速度と圧力分布分析によって算出した推進力との関係を分析した。

その結果、平均推進力は平均泳速度の上昇に伴って指数関数的に増加し、その指数は 2.1 から 3.6 を示した。さらに、最後 (10 回目) の全力泳試技の平均合力と平均推進力は、それぞれ $56.7 \pm 10.6 \text{ N}$ と $44.6 \pm 9.0 \text{ N}$ を示し、ロボットアーム (Takagi et al., 2014a) や立位でのストロークを模した動作 (角川ほか, 2017) で報告されている値よりも高いことが明らかとなった。これらのことから、実際の泳動作に近い動作を対象に分析を行うことは、泳動作中の推進力発揮の特徴をより深く理解する上で重要であると考えられる。

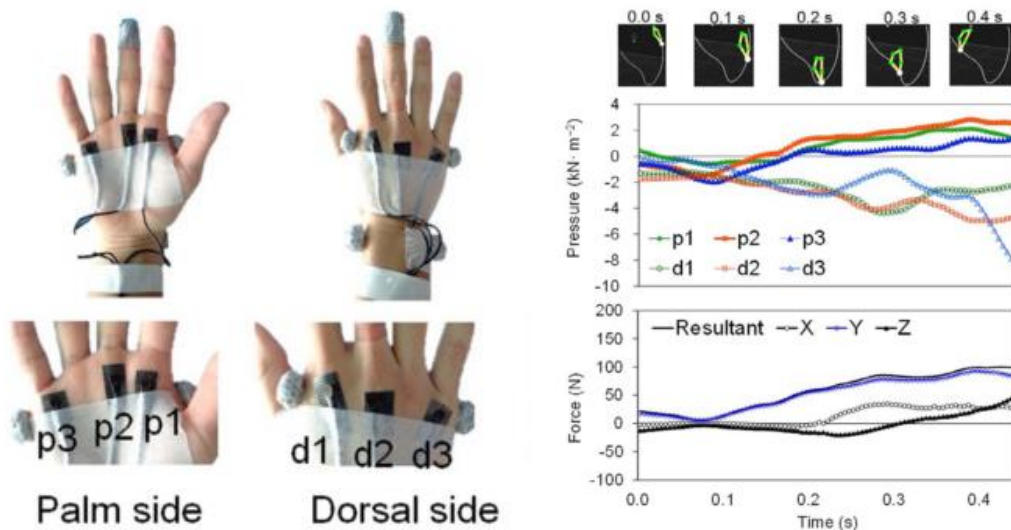


Fig. 11 Photographs of hands with reflecting markers and pressure sensors (left) and typical temporal profiles of pressure and pressure forces around a right hand during underwater phase (right) (Tsunokawa et al., 2018).

下肢の動作に関しては、平泳ぎのキック動作において圧力分布分析を用いた足部流体力の推定法が確立されている。Tsunokawa et al. (2015) は、ロードセルを介して設置された平泳ぎのキック動作を忠実に再現可能なロボットに、圧力センサを埋め込んだ足部模型を取

り付け、ロードセルによって計測された並進力から算出した足部流体力と埋め込んだ圧力センサによって計測された圧力分布から推定した足部流体力を比較、検証した。その結果、埋め込んだ圧力センサによって計測された圧力分布から推定した足部流体力は、わずかに力を過小評価しているものの、ロードセルで計測された並進力から算出した足部流体力とほぼ同様の変動を示した。さらに、これら2つの変数の間に有意な相関関係が認められ、圧力分布分析による足部流体力推定法の妥当性が確認された。また、角川ほか (2012; 2015) は、この方法を用いて実際の泳者のキック動作中に発揮される流体力やその際の足部周りの圧力分布を詳細に調査した。その結果、平泳ぎのキック動作中に発揮される流体力の合力と推進力は、平均値でそれぞれ約 45 N と 30 N を示した。さらに、スカーリング動作やクロールのストローク動作中の手部と同様に、平泳ぎのキック動作においても流体力増大の要因となる身体部位表面の圧力差は、背面 (足背側) の圧力が低下することによって増大していることが明らかとなった (Fig. 12, 13)。

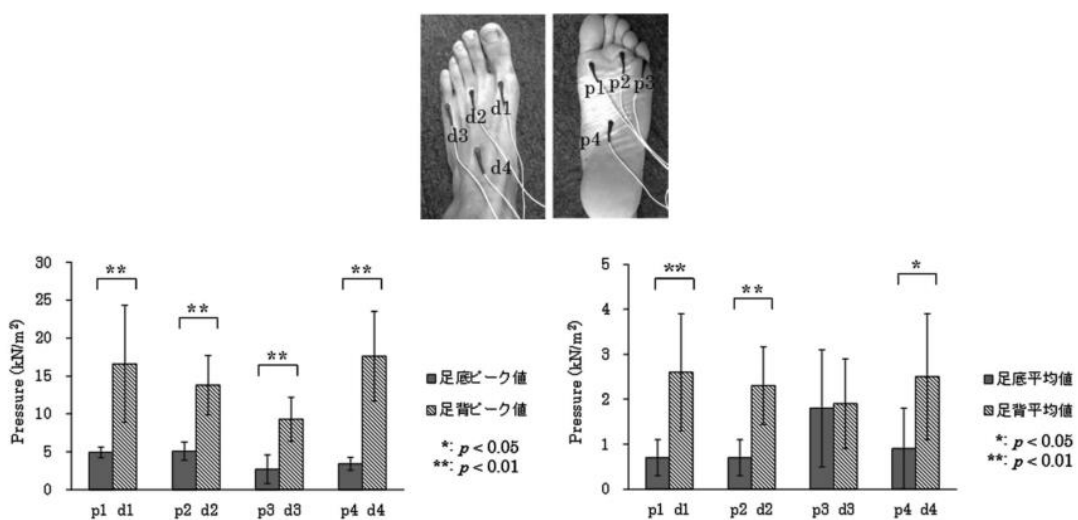


Fig. 12 Absolute value of the pressure at each point (Tsunokawa et al., 2015).

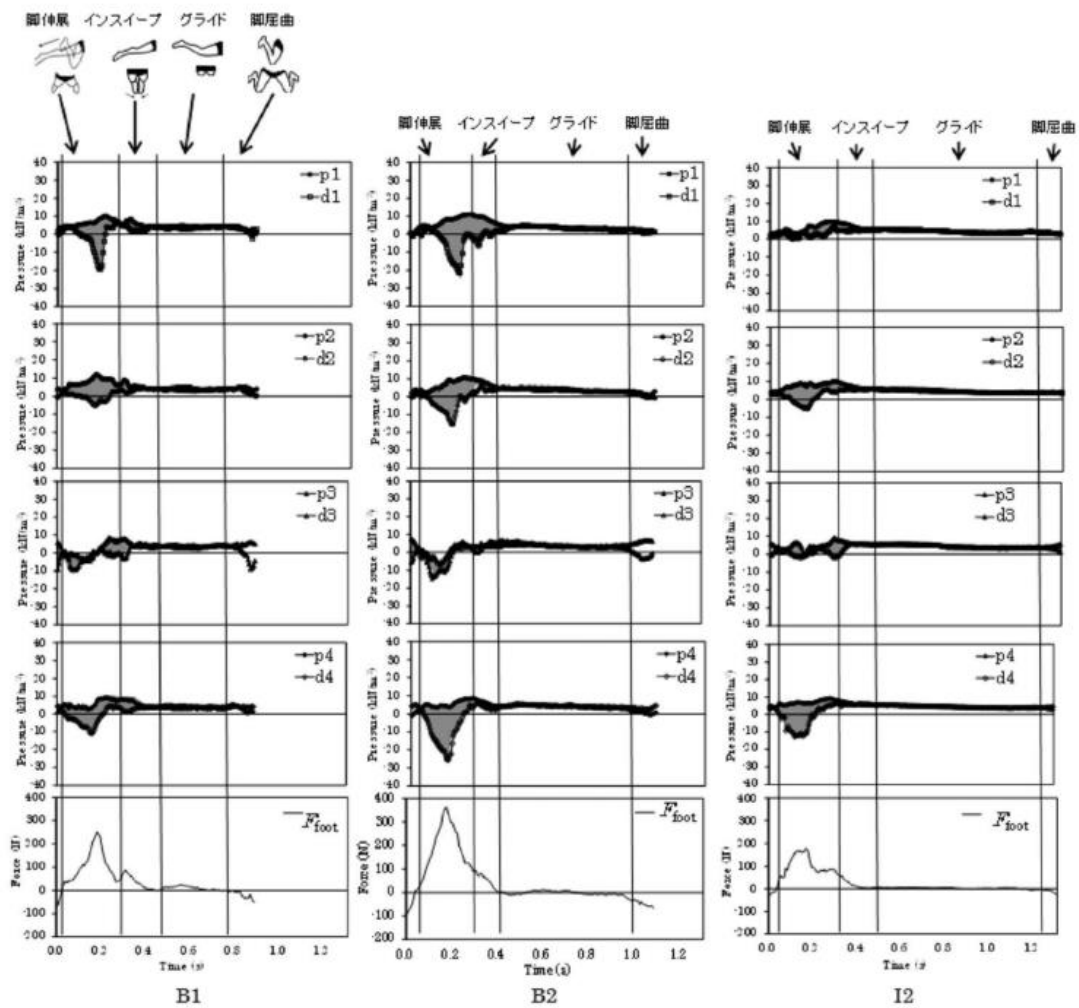


Fig. 13 Typical pattern of the fluid forces and the pressure (Tsunokawa et al., 2015).

圧力分布分析による流体力の推定は、これまで手部において実施されるのが主流であり、足部においてもわずかに試みられてはいたものの (松井ほか, 1984), 方法論として確立されるまでには至っていなかった. したがって, 角川ほかのグループによって圧力分布分析による足部流体力の推定法が確立されたことは非常に大きな成果であり, これは平泳ぎ以外の他の下肢動作にも応用することができる可能性を秘めている. 特に, 巻き足は, 平泳ぎのキック動作と同様に推進に大きく貢献する部位が足部であり, 足底で水を捉える (蹴る) こと

によって推進している (Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a). また, 下肢を同時に動かさず, 交互に動かすことを除いては動作的にも類似している点が多い (Clarys, 1975). したがって, 平泳ぎのキック動作において確立された方法論を巻き足に応用できる可能性は高いと推測される. もし圧力分布分析による推定法によって巻き足中の流体力を分析できれば, 非定常状態における推進力発揮の特徴を明らかにすることができ, 巻き足における動作と力生成の関連のさらなる理解や, 現場でのコーチングに役立つ有益な示唆を得られると考えられる.

2.3 粒子画像流速計測法による流れの可視化

水泳中の非定常状態における推進メカニズムを解明するための技術として, 近年では, 粒子画像流速計測法 (PIV : Particle Image Velocimetry) が注目されている. PIV は, 目に見えない流体の詳細な流れを可視化する可視化技術にデジタル画像処理を加えることで, 流れ場の速度情報を得ることができる手法であり, 流れの速度分布を調べる手法として最も進化した計測法の 1 つである. PIV の計測 (Fig. 14) では, まず, 泳者が泳ぐ流れに微細なトレ

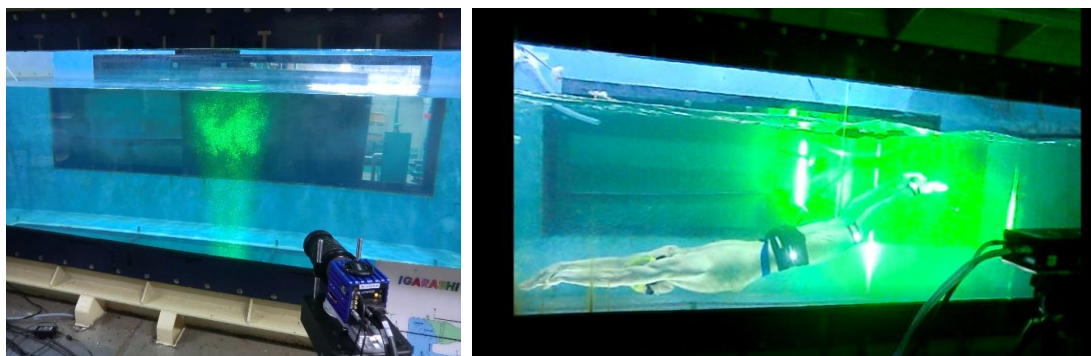


Fig. 14 Particle Image Velocimetry (PIV).

一サー粒子 (またはマイクロバブル) を混入させ、流れを計測したい領域に対してレーザーなどの光源で光を瞬間的かつシート状に (少なくとも) 2 度照射する。流れに混入した粒子からの散乱光は、CCD 素子などの撮影装置 (CCD カメラ) を介して記録媒体に 2 時刻の瞬間的な粒子画像として記録される。そして、得られた 2 画像間における粒子の移動距離から流れの速度分布などが算出される。

Matsuuchi et al. (2009) は、5 名の泳者を対象に、PIV を用いてクロール泳のストローク動作を分析した。その結果、ストローク動作によって手部周りには渦が発生していることが確認され、泳者は渦の発生や剥離といった非定常な流れを利用して推進していることが明らかとなった。また、Takagi et al. (2014b) は、トップスイマー 1 名を対象に、スカーリング動作中の流れの可視化と圧力分布の分析を事例的に行った。その結果、インスカル局面において第 1 指、第 2 指付近の手背側に前縁渦が発生し、その渦が手背側の圧力低下を引き起こして手掌側との圧力差が増大することにより、大きな非定常流体力が生じていることが明らかとなった (Fig. 15)。さらに、Shimojo et al. (2016; 2017) は、泳者が同様の泳動作を行っているとは仮定し、泳者の泳ぐ位置を変えながら複数の断面を計測・補間することによって、水中ドルフィンキック中の流れの 3 次元的な分析を試みた。その結果、水中ドルフィンキックは、蹴り下げ動作によってジェット流を発生させ、その周りに渦輪が形成されることによって相互作用が働き、大きな推進力を発揮している可能性が高いことが示唆された。

このように、PIV を用いて泳動作中の身体周りの流れを可視化する研究は進められているが、現状では計測可能な流れ場の範囲が狭く、さらに泳者が同じ動作を行っているという前提のもとでしか 3 次元的な分析を行うことができない。したがって、泳動作中の推進メカニ

ズムの全容は未だ解明されておらず、PIV の技術的課題を解決した上での今後の研究が待たれている。

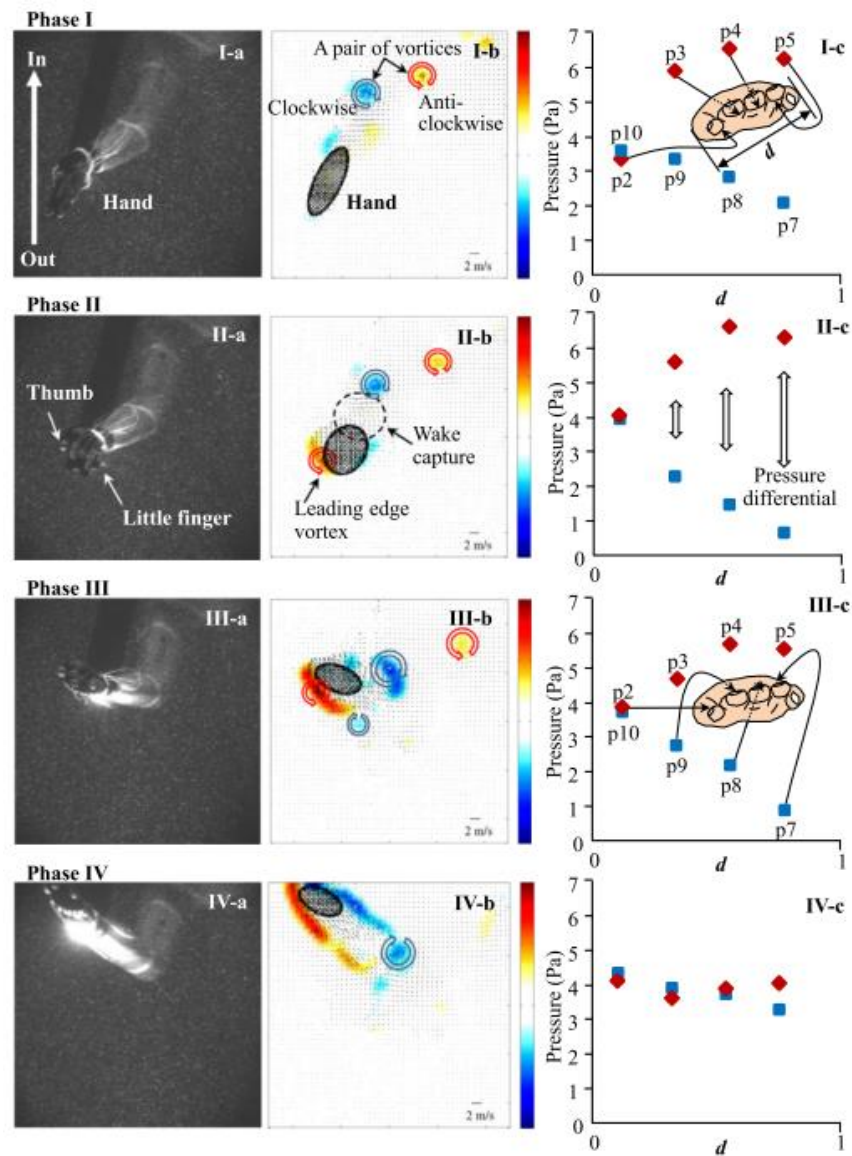


Fig. 15 Still images of hand (column a), computer-generated maps of vorticity and velocity (column b), and pressure distribution around the hand (column c) at each of the four critical phases (rows I–IV) in the in-scul (Takagi et al., 2014b).

III. 研究の課題と仮説

1. 文献研究から指摘された問題点

前項の文献研究により、水球競技選手における巻き足動作中の推進力の推定に関して、以下の問題点が指摘された。

- 1) 既存の巻き足動作中の推進力推定法は、水の非定常性の影響についてアプローチすることができないため、非定常状態における巻き足動作中の推進力を分析した研究は未だ存在せず、その力発揮の特徴についても明らかにされていない。
- 2) 上記の問題点に伴って、巻き足パフォーマンス向上の指針になると考えられる優れたパフォーマンスを有する選手の力発揮の特徴についても明らかにされていない。
- 3) 水の非定常状態を前提とした流体力推定の手法として、これまでに平泳ぎのキック動作において圧力分布分析を用いた方法論が確立されているが (Tsunokawa et al., 2015), 巻き足動作への応用可能性に関しては検討されていない。

2. 研究の課題

上述の問題点を解決するために、本博士論文では以下の3つの研究課題を設定した。

研究課題I 圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用可能性について検討する。

研究課題II 水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力 (推進力) の特徴に

ついて明らかにする。

研究課題III 異なる巻き足パフォーマンスの選手間の比較から，優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴について明らかにする。

3. 研究の仮説

各研究課題において，それぞれ以下のように仮説を立てた。

研究課題I 圧力分布分析による流体力推定法は，巻き足動作中の足部流体力の推定においても高い信頼性 (再現性) と妥当性を示し，方法論として応用可能である。

研究課題II 巻き足動作中の推進力発揮においても，クロール泳のストローク動作や平泳ぎのキック動作と同様に，身体部位背面 (足背側) の圧力低下によって圧力差が増大し，非定常的に力が作用する特徴が観察される。

研究課題III 優れた巻き足パフォーマンスを有する選手は，足部で大きな圧力差を生み出すことができ，それを推進力として上手く利用 (すなわち，推進方向へ大きな力を発揮) している。

IV. 研究課題 I

「圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用可能性についての検討」

1. 目的

水の非定常状態を前提とした流体力推定の手法として、これまでに平泳ぎのキック動作において圧力分布分析を用いた方法論が確立されているが (Tsunokawa et al., 2015), 巻き足動作への応用可能性に関しては検討されていない。

そこで研究課題 I では, 圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用可能性について検討することを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

国内トップレベルの大学チームに所属する 12 名の熟練男子水球選手が本研究に参加した。対象者の特徴を Table 1 に示す。研究に先立ち、対象者には、研究の趣旨と内容、危険性について説明し、書面にて参加の同意を得た。研究は、大学の倫理委

Table 1 Characteristics of participants in Study 1.

Participant (n =12)	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	NVL (N)
A	20	1.71	77.5	61.8
B	22	1.69	77.2	66.8
C	19	1.75	72.9	62.2
D	22	1.78	80.0	53.2
E	19	1.80	88.2	76.2
F	21	1.77	70.8	65.6
G	22	1.80	88.8	72.8
H	21	1.74	71.0	66.4
I	20	1.77	75.3	74.7
J	20	1.69	64.2	67.4
K	21	1.75	62.7	65.8
L	22	1.71	77.7	54.5
Mean	20.8	1.75	75.5	65.6
SD	1.1	0.04	7.7	6.8

Notes, NVL: net vertical load taking account of the buoyancy in the water when each participant keeps a certain position (superior margin of the sternum above the water surface)

員会によって承認された。

2.2 前提条件と仮定

研究課題 I での目的を達成するために、いくつかの前提条件と仮定を設定した。まず、巻き足中に泳者の身体に作用するいくつかの力は、Fig. 16 に示したように相互に関連付けられた。

重力および浮力は、泳者の身体上でそれぞれ鉛直下向きと鉛直上向きに作用する。泳者が水面上に身体の一部を出してその高さを維持しようとした時、泳者は、重力と浮力との間の差 (水面上に出した身体部位の体積分, 浮力が減少し, 重力が浮力に取って代わる), すなわ

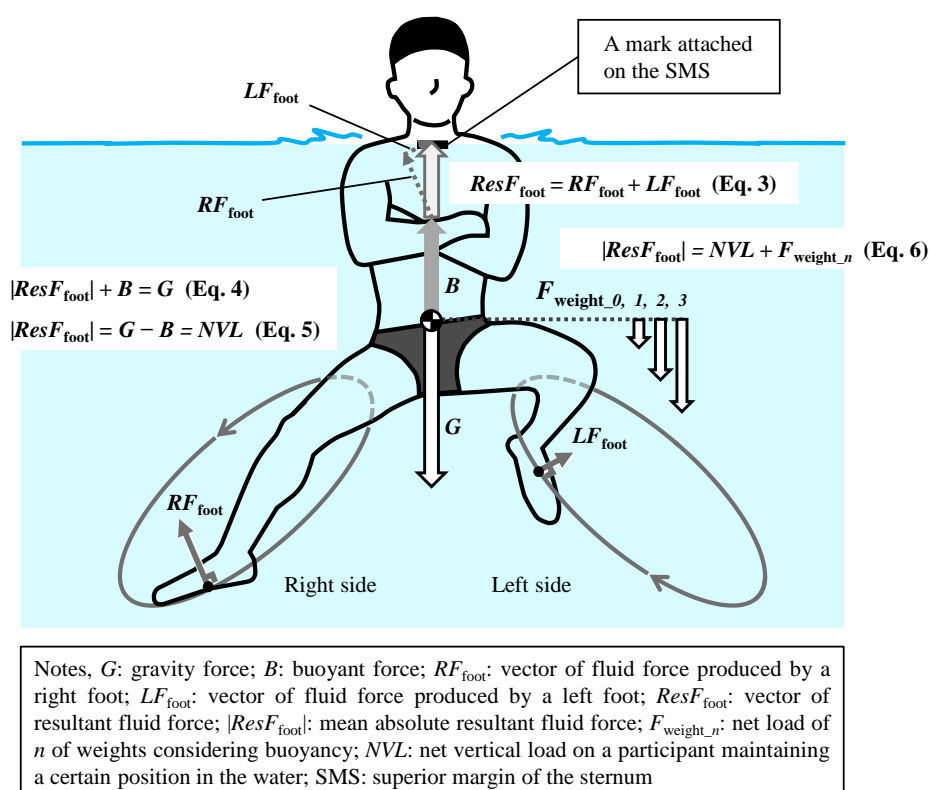


Fig. 16 Interrelations of several forces acting on the body while doing eggbeater kick.

ち、正味の鉛直下向きの負荷 (NVL) を補う鉛直上向きの力を発揮しなければならない。泳者は、右脚と左脚の動作を交互に繰り返す巻き足の動きによってその不足分を補い、水面上の一定の身体高を維持する。この時、各脚によって生み出される流体力が主に足部で生成されると仮定すると、泳者に作用する合成力ベクトルは、左右の足部によって発揮される力の合計である。これらの前提条件と仮定の下で、合成力とその絶対値は、それぞれ以下の式で表される。

$$ResF_{\text{foot}} = RF_{\text{foot}} + LF_{\text{foot}} \quad (3)$$

$$|ResF_{\text{foot}}| + B = G \quad (4)$$

$$|ResF_{\text{foot}}| = G - B = NVL \quad (5)$$

理想的な状況では、 $|ResF_{\text{foot}}|$ は、直接評価されるべきである。しかしながら、現在、巻き足中に発揮される真の流体力を明らかにできる方法は存在しない。そこで、重りを用いて巻き足中の鉛直下向きの負荷を順次増加させ、それによって $|ResF_{\text{foot}}|$ がどのように変化するかを調査することにした。

$$|ResF_{\text{foot}}| = NVL + F_{\text{weight}_n} \quad (6)$$

この時、 $|ResF_{\text{foot}}|$ と $NVL + F_{\text{weight}_n}$ の間に有意な線形関係が観察された場合、 $|ResF_{\text{foot}}|$ は、巻き足中の実際の流体力を正しく反映している (= 力の推定が正しく行われている) と考

えられる。しかしながら、Tsunokawa et al. (2015) の方法では、1回の測定において、右足の流体力 (片足分の流体力) しか推定することができない。しかし、本研究課題に参加する対象者は、全国トップレベルの大学チームに所属する熟練した水球選手であるため、右足と左足で発揮される流体力の左右差は小さいと仮定する。したがって、 RF_{foot} と $NVL + F_{\text{weight}_n}$ における回帰直線の予想される傾きは、およそ 0.5 である。

2.3 重りを用いた漸増負荷テスト

RF_{foot} と $NVL + F_{\text{weight}_n}$ の関係を明らかにするために、対象者は、右足部 (利き足) に4対の小型圧力センサを装着した状態で重りを用いた漸増負荷テストを行った (Fig. 17)。テスト中、対象者は両腕を胸の前で組み、最大吸気の状態です息を止めたまま胸骨上縁が水面の高さとなる位置で巻き足を行った。マリンダイビング用の重り (質量 2 kg, 体積 150 cm³, 浮力を考慮した正味の負荷 18.1 N) は、ベルトによって対象者の腰部に取り付けられ、各セットにおいて 0 kg [すなわち、重りなし (ベルトのみ)] から 6 kg の範囲で増やされた (F_{weight_0} - F_{weight_3} , 計 4 段階)。全てのセットにおいて、対象者は、指定した身体高を維持して巻き足を行う

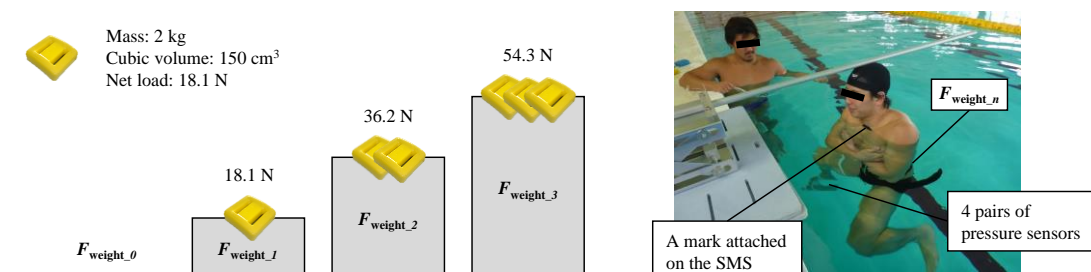


Fig. 17 Incremental load test using weights.

よう指示された。また、対象者自身が指定の身体高を意識して巻き足が行えるように、プールサイドに身体高確認用のバーを設置した。このバーは、各対象者の水面上の身体高に合わせて高さの調整が可能であった。セット時間は、対象者の身体高が安定してから 5 秒間とし、セット間には十分な休息が設けられた。さらに、このテストにおける流体力推定の信頼性 (再現性) を評価するために、本試験後、5 名の対象者において F_{weight_0} 条件 (すなわち、重りなし) で再試験を実施した。

2.4 圧力分布の計測と流体力の推定

漸増負荷テスト中の足部の圧力分布は、対象者の右足部足背および足底に両面テープで取り付けられた 8 つの小型圧力センサ (PS-05KC, 共和電業) によって計測された (Fig. 18).

足背側のセンサ装着箇所は、足部中足骨第 1 中足骨頭 (*dorsal 1*), 第 3 中足骨頭 (*dorsal 2*), 第 5 中足骨頭 (*dorsal 3*), 外側楔状骨 (*dorsal 4*) とし、足底側のセンサ装着箇所 (*plantar 1-4*) は足背側に対応させた。使用した圧力センサの測定誤差 (すなわち、圧力センサによって計測された静水圧と理論上の静水圧の差) は、2.5%未満であった。計測は、対象者の身体高が安定した後、5 秒

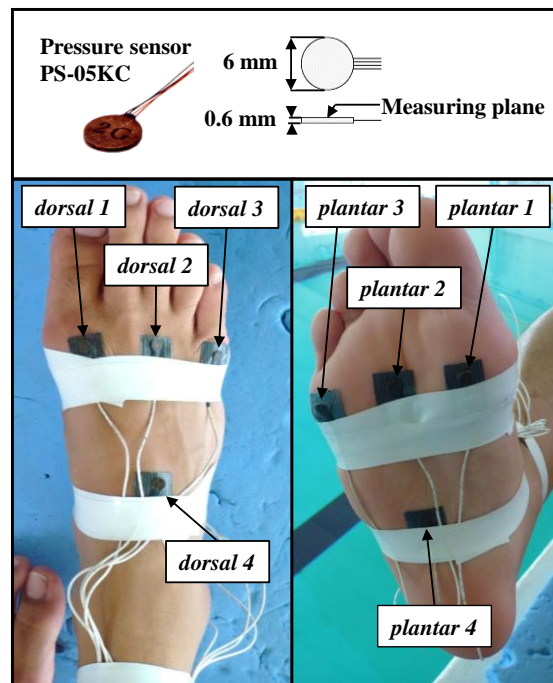


Fig. 18 Pressure sensors and their attachment positions on the right foot.

間行われた。圧力センサによって計測された圧力データは、センサインターフェース (PDC-330B-F, 共和電業) を経由してサンプリング周波数 200 Hz にてラップトップに記録され、さらに、先行研究 (Tsunokawa et al., 2015) に従って遮断周波数を 10 Hz に設定した Low-pass Butterworth Digital Filter によってフィルタリングされた。

流体力の算出は、Tsunokawa et al. (2015) の方法に従って行った。足部は、解剖学的ランドマークによって 4 つの区分に分割され [Fig. 19(i)], 4 対の圧力センサは、各区分の足背と足底側に取り付けられた。本研究において、流体力は足部の足背と足底側の圧力差によって作用する。したがって、各区分において足背、足底間の圧力差 (P_{differ_i}) が算出された。圧力差の算出には、対になる圧力センサ間の角度が必要であった。これらの角度は、立位時の足部における足背と足底間の矢状面角度 (θ_i) を測定することによって得られた [Fig. 19(ii)].

$$P_{\text{differ}_i} = P_{\text{plantar}_i} - \text{Cos } \theta_i P_{\text{dorsal}_i} \quad (7)$$

各区分に作用する流体力 (F_{segment_i}) は、それぞれの区分における圧力差と投影面積を乗じることによって算出された。そして、足部全体に作用する流体力 (F_{foot}) は、各区分で算出された流体力を合計することによって得られた [Fig. 19(ii)].

$$F_{\text{segment}_i} = A_i P_{\text{differ}_i} \quad (8)$$

$$F_{\text{foot}} = \sum_{i=1}^4 F_{\text{segment}_i} \quad (9)$$

漸増負荷テストの各負荷条件下において予想される代表的な流体力は、両足部で発揮された流体力の時間平均である。しかしながら、本研究では右足部の F_{foot} のみが得られるため、 RF_{foot} の時間平均を代表値として考えた。

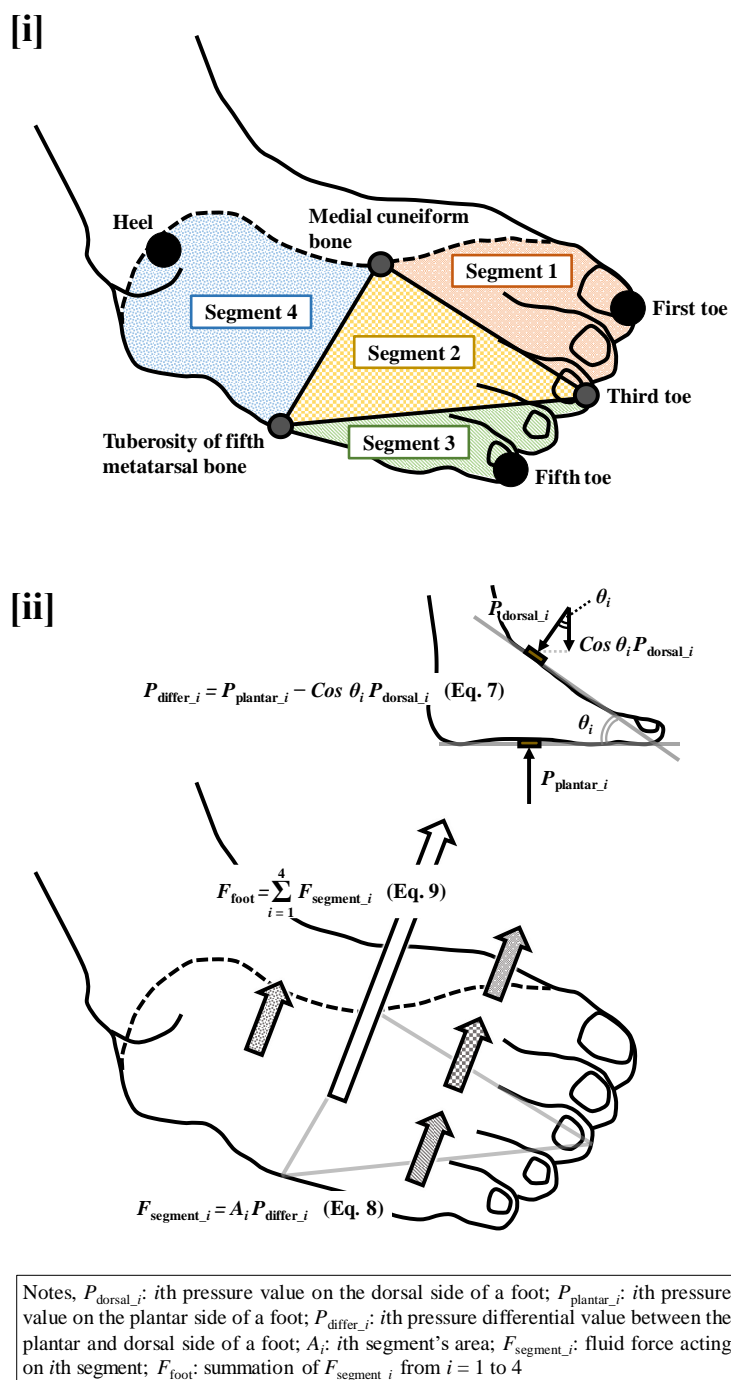


Fig. 19 Procedures of the fluid force estimation.

2.5 正味の鉛直負荷 (NVL) の測定

NVL の計測は, Homma (2017) の方法を参考に行った. 対象者は胸骨上縁にマークを付け, プールに設置されたデジタルフォースゲージ (FGPX-100, 日本電産シンポ) にぶら下がった (Fig. 20). デジタルフォースゲージはラップトップと接続でき, 専用のソフトウェアによって直接データを記録することが可能であった. NVL の計測中, 対象者は, 最大吸気の状態息を止めたままマークが水面となる位置で身体を静止させた (すなわち, 漸増負荷テスト中と同じ状態). データは対象者の身体高が安定した後, サンプリング周波数 100 Hz にて 3 秒間計測され, 平均値が算出された.

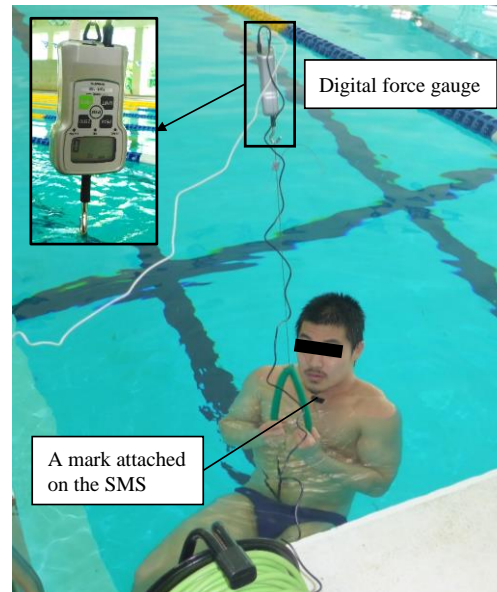


Fig. 20 Measurement of NVL.

2.6 統計処理

平均 RF_{foot} の試験再試験信頼性は, 本試験および再試験を行った 5 名の対象者において評価された. また, 方法論の検証のために, 12 名の対象者の平均 $NVL + F_{\text{weight}_n}$ および平均 RF_{foot} をそれぞれ独立変数と従属変数に割り当て, 線形回帰分析を実施した. 全ての統計処理は, IBM SPSS Statistics 22 for Windows において $p < 0.05$ 有意水準で行われた.

3. 結果

試験再試験信頼性の一致度は非常に高く ($r=0.97$), 平均の誤差は 4.1%であった (Table 2).

また, 全ての対象者において, 平均 RF_{foot} は平均 $NVL + F_{\text{weight}_n}$ と有意に相関し, 決定係数 (r^2) は 0.91 から 1.00 (平均 0.97) の範囲であった. 各対象者の線形回帰分析の結果を Table 3 に示す.

Table 2 Results of test-retest reliability.

Participant	Mean RF_{foot} (N)		Error (%)
	1 st time	2 nd time	
a	72.6	75.3	3.7
b	83.1	84.7	1.9
c	62.3	59.0	5.3
d	65.9	61.9	6.0
e	52.4	54.2	3.4
Mean	67.3	67.0	4.1
SD	10.3	11.3	1.5

Table 3 Linear regression results of each participant.

Participant	a	b	r^2	p
A	0.47	20.9	0.96	0.02
B	0.53	43.8	0.91	0.04
C	0.57	39.9	0.96	0.02
D	0.56	60.1	0.98	0.01
E	0.51	43.1	0.98	0.01
F	0.35	38.6	1.00	< 0.01
G	0.65	26.6	0.99	0.01
H	0.49	43.6	0.95	0.03
I	0.51	9.7	1.00	< 0.01
J	0.48	35.0	0.97	0.01
K	0.45	28.1	0.99	< 0.01
L	0.38	31.0	1.00	< 0.01
Mean	0.50	35.0	0.97	0.01
SD	0.08	12.5	0.02	0.01

Notes, a : slope; b : intercept; r^2 : determination coefficient; p : probability value

4. 考察

試験再試験における信頼性の一致度は非常に高く ($r = 0.97$), 平均の誤差も 4.1%であり, 圧力分布分析による巻き足中の流体力推定法の信頼性 (再現性) が確認された (Table 2). また, 全対象者において, 平均 RF_{foot} は平均 $NVL + F_{\text{weight}_n}$ と有意に相関し, 決定係数 (r^2) は 0.91 から 1.00 (平均 0.97) の範囲を示した (Table 3). これにより, 巻き足中の対象者にかかる正味の負荷と圧力分布分析で推定された足部流体力との間に有意な線形関係が確認され, この方法論が巻き足中の (負荷の増加に伴う) 足部流体力の変化を正確に推定したこと (妥当性) が確認された. さらに, 回帰直線における平均の傾き (a) は, 0.5 を示し, これは右足が $|ResF_{\text{foot}}|$ のおよそ半分を生成したことを意味する. まとめると, これらの結果は, 方法のサブセクション 2.2 における前提条件と仮定を立証し, 圧力分布分析による流体力推定法が巻き足にも応用可能であることが確認された.

本研究で検証した Tsunokawa et al. (2015) による方法論では, 足底側を基準に, 足背側の圧力を差し引くことで得られた圧力差から流体力を推定する. 先行研究において, 巻き足と平泳ぎのキック動作は, 推進に大きく貢献する部位が共に足部であり, 足底で水を捉える (蹴る) ことによって推進していることが指摘されている (Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a; Tsunokawa et al., 2012). また, 下肢を同時に動かさず, 交互に動かすことを除いては動作的にも類似している点が多い (Clarys, 1975). 上記のような共通点から, 平泳ぎのキック動作で確立された方法論であっても巻き足に適用し, 動作中の流体力を正確に推定することができたのだと考えられる.

5. まとめ

研究課題 I では、圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用可能性について検討することを目的とし、以下の知見が得られた。

- 1) 試験再試験を実施して圧力分布分析による流体力推定法の信頼性 (再現性) を検証したところ、非常に高い信頼性が確認された。
- 2) 線形回帰分析の結果、巻き足中の対象者にかかる正味の負荷と圧力分布分析で推定された足部流体力との間に有意な線形関係が確認され、この方法論が巻き足中の足部流体力を正確に推定したこと (妥当性) が確認された。
- 3) 線形回帰分析によって得られた全対象者の回帰直線の傾きは平均で 0.5 を示し、右足部が両足部で発揮したであろう流体力のおよそ半分を生み出したことが示された。
- 4) これらの結果から、圧力分布分析による流体力推定法は、巻き足においても応用可能であることが確認された。

V. 研究課題 II

「水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力 (推進力) の特徴」

1. 目的

先行研究 (Oliveira et al., 2015; 2016; Oliveira & Sanders, 2015) における既存の巻き足動作中の推進力推定法は、水の非定常性の影響についてアプローチすることができないため、非定常状態における巻き足動作中の推進力を分析した研究は未だ存在せず、その力発揮の特徴について明らかにされていない。研究課題 I では、水の非定常状態を前提とした分析を行うことが可能な圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用を検討し、その信頼性 (再現性) と妥当性が確認された。

そこで研究課題 II では、圧力分布分析による流体力推定法を用いて、水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力 (推進力) の特徴について明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

国内トップレベルの大学チームに所属する 6 名の熟練男子水球選手 (年齢 19.8 ± 1.7 歳, 身長 1.75 ± 0.04 m, 体重 77.7 ± 7.1 kg) が本研究に参加した。本研究の際、対象者は、週に 6 回の水球のトレーニングを行っていた。研究に先立ち、対象者には研究の趣旨と内容、危険

性について説明し、書面にて参加の同意を得た。研究は、大学の倫理委員会によって承認された。

2.2 実験設定

対象者は、十分な水深のある屋内プールにて巻き足中の圧力分布の計測と動作の撮影を同時に行った。実験のセットアップを Fig. 21 に示す。対象者は、右足 (利き足) に 4 対の小型圧力センサ (PS-05KC, 共和電業) を装着し (Fig. 18), 両腕を胸の前で組んだ状態で巻き足を行った。テスト中, 対象者は, 最大吸気の状態息を止めたまま胸骨上縁が水面の高さとなる位置で身体を支持した。足部表面の圧力分布は, 対象者の身体高が安定した後, 装着された小型圧力センサにより, 5 秒間計測された。圧力センサによって計測された圧力データは, センサインターフェース (PDC-330B-F, 共和電業) を経由してサンプリング周波数 200 Hz にてラップトップに記録された。3 台のビデオカメラ (シャッタースピード 1/500 秒, サンプリング周波数 60 Hz) は, 事前にキャリブレーションされたエリア内における対象者の巻き足動作を撮影するために用いられた: 1 台目 (水中・水上一体撮影無線式ビデオカメラシステム, 日本事務光機) はプールの壁, 2 台目 (水中モニターシステム 2, ヤマハ発動機) はプールの底, 3 台目 (TK-C1318, Victor) はプールの水中窓を通して設置された。解剖学的ランドマーク [すなわち, 両大転子と右足側の膝関節 (内側, 外側), 足関節 (内踝, 外踝), 第 1 趾, 第 5 趾, 踵の計 9 点] は, ビデオ分析を行う際の視認性を高めるために LED マーカー (無線自発光マーカー煌, ノビテック) とビニールテープによってマーキングされた。

ビデオカメラは、ビデオタイムカウンター (VTC-400, 日本事務光機) によって同期された。また、映像と圧力データは、LED 型同期装置 (PH-106, DKH) によって同期された。圧力データは、映像データと一致させるために周波数信号 60 Hz にダウンサンプリングされた後、先行研究 (Tsunokawa et al., 2015) に従い、Low-pass Butterworth Digital Filter によって遮断周波数 10 Hz にてフィルタリングされた。

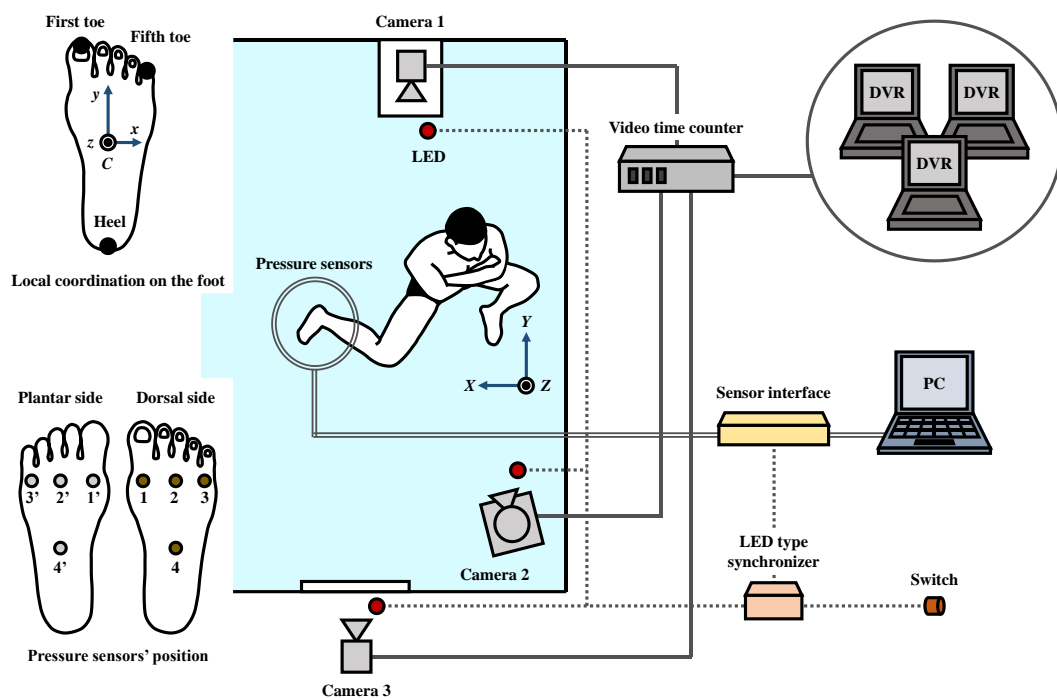


Fig. 21 Schematic of the experiment in Study 2.

2.3 座標系の定義

グローバル (右手) 座標系 (X - Y - Z) は、オリジナルのキャリブレーションツール ($2\text{ m} \times 2\text{ m} \times 1.5\text{ m}$, 192 コントロールポイント) によって Fig. 21 に示したように定義した。キャリブレーションの誤差は、 0.0046 m (X 軸: 左右方向), 0.0049 m (Y 軸: 前後方向), 0.0048 m (Z

軸：鉛直方向)であった。足部のローカル(右手)座標系(x - y - z)は、第1趾、第5趾、踵の中点(C)に定めた。Fig. 21の左上に示したように、 y 軸は C と踵を結ぶ線上に(つま先方向が正)、 x 軸は C から第5趾方向に向けて y 軸と直交するように設定された。また、 z 軸は、 x 軸と y 軸に対して垂直方向に設定された。

2.4 キネマティックデータと巻き足の局面構造

撮影された解剖学的ランドマークは、画像分析ソフトウェア(Frame-DIAS V, DKH)を用いて手動でデジタル化された。3次元実座標値は、3次元DLT法によって得られ、Low-pass Butterworth Digital Filterによって遮断周波数6 Hzにてフィルタリングされた。本研究で得られた足部のキネマティックデータ(すなわち、迎角、キック速度、キック加速度)は、それぞれ次のように定義した(Fig. 22):迎角は、 C の速度ベクトルと足部平面との間の角度と定義した;キック速度は、 C の合成速度と定義した;キック加速度は、 C の合成加速度と定義した。

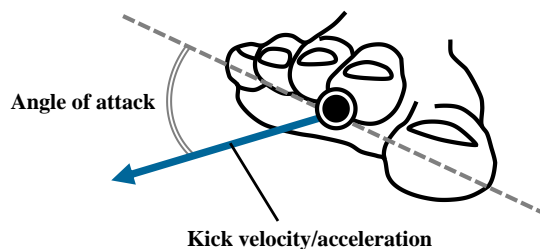


Fig. 22 Definitions of the angle of attack, kick velocity and kick acceleration.

本研究において、巻き足動作の1周期は、右膝関節の最大屈曲から始まり、次の最大屈曲で終了した。また、動作は、Homma & Homma (2005)を参考に2局面から成ると定義した

(Fig. 23) : アウトキック局面は，膝関節最大屈曲から最大伸展までと定義した；インキック局面は，膝関節最大伸展から最大屈曲までと定義した．

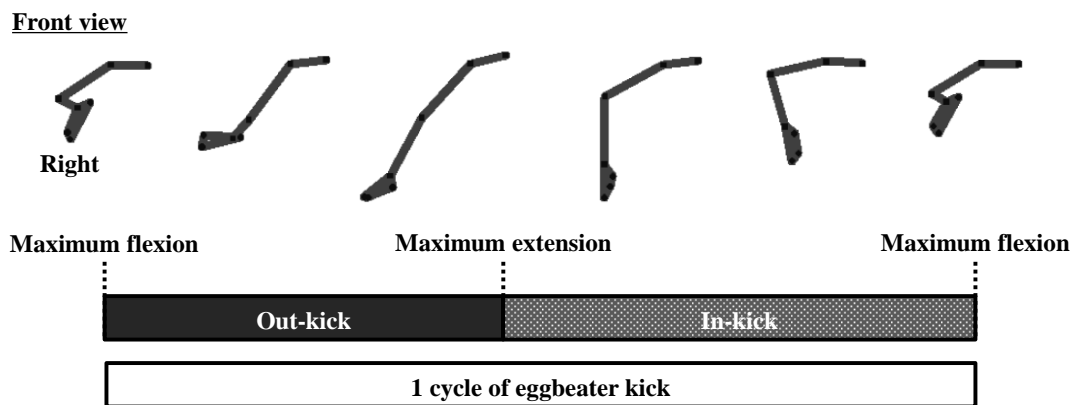


Fig. 23 Motion structure of the eggbeater kick in Study 2.

2.5 流体力の推定

流体力は，研究課題 I と同様の方法で算出された (Fig. 19). 足部は，解剖学的ランドマークによって 4 つの区分に分割され，4 対の圧力センサは，各区分の足背と足底側に取り付けられた．本研究において，流体力は足部の足背と足底側の圧力差によって作用する．したがって，各区分において足背，足底間の圧力差 (P_{differ_i}) が算出された (Eq. 7). 圧力差の算出には，対になる圧力センサ間の角度が必要であった．これらの角度は，立位時の足部における足背と足底間の矢状面角度 (θ_i) を測定することによって得られた．

各区分に作用する流体力 (F_{segment_i}) は，それぞれの区分における圧力差と投影面積を乗じることによって算出された (Eq. 8). そして，足部全体に作用する流体力 (F_{foot}) は，各区分で算出された流体力を合計することによって得られた (Eq. 9).

2.6 推進力の算出

本研究において、 F_{foot} は、足部の各区分に対して垂直に作用する圧力をもとに算出したため、足部に対して垂直に作用すると考えることができる。そのため、 F_{foot} は、足部平面の法線ベクトルと同じ方向に作用すると定義した。足部平面の法線ベクトルは、踵-第5趾ベクトルと踵-第1趾ベクトルの外積によって計算された。 F_{foot} の鉛直方向成分 (すなわち、 F_z) は、 F_{foot} に足部平面の単位法線ベクトルを乗じることによって算出された。本研究において、 F_z はグローバル座標系における Z 軸方向に作用する流体力であり、巻き足の推進力であると定義した。また、 F_z は足部のキネマティックデータとは異なり、鉛直上向き方向に作用した場合を正として定義した (Fig. 24).

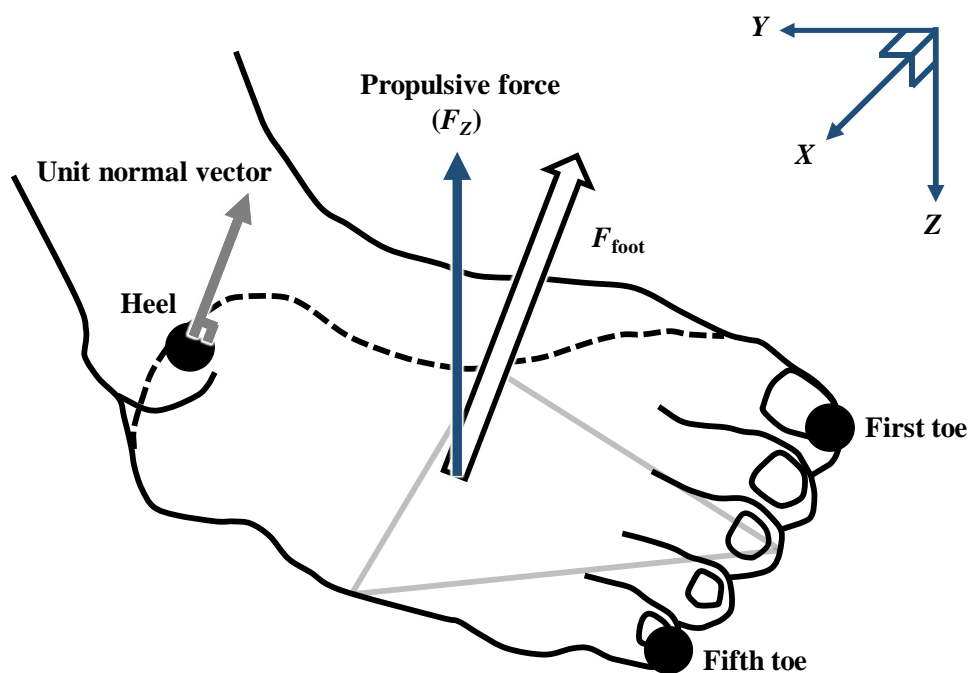


Fig. 24 Definition of the propulsive force.

3. 結果

Fig. 25 は、対象者 6 名の平均化した巻き足 1 周期の F_{foot} および F_Z の変化を示す。 F_{foot} は、アウトキック局面の後半 (30% cycle time) においてピーク (159.3 N) が観察された。 F_Z は、アウトキック局面の後半 (31% cycle time) においてピーク (136.4 N) が観察された。

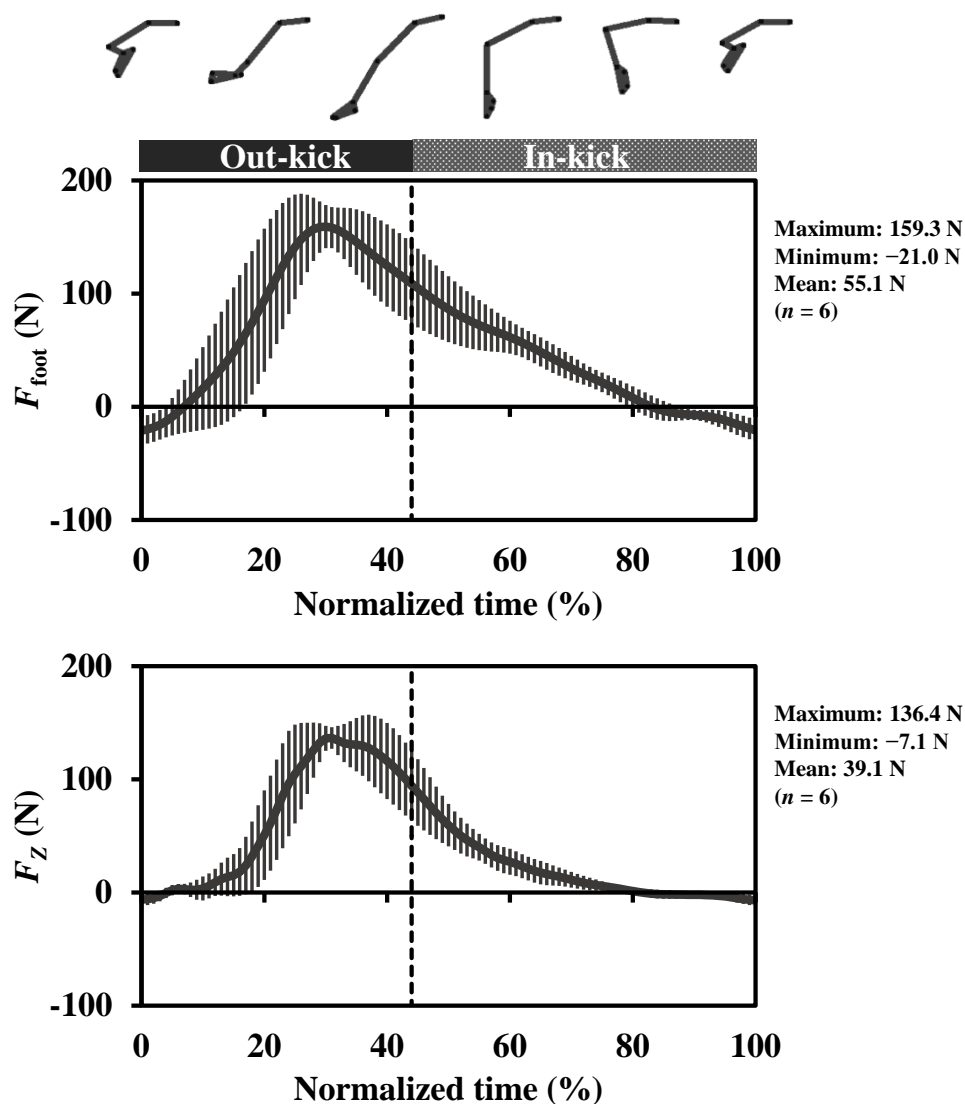


Fig. 25 F_{foot} and F_Z fluctuations over one eggbeater kick cycle (averaged over $n = 6$). Stick graphics represent the eggbeater kicking motion of the right-foot side viewed from the frontal plane. Vertical dashed line shows the motion-phase boundary.

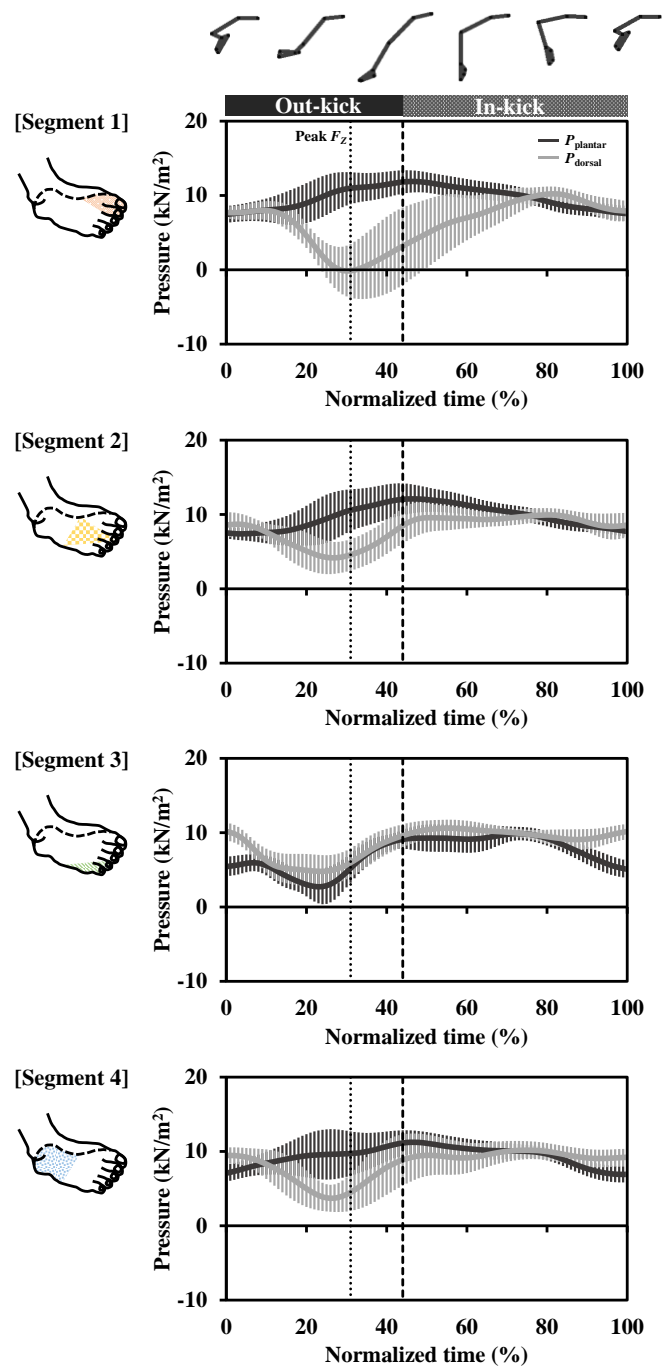


Fig. 26 Pressure fluctuations of each segment over one eggbeater kick cycle (averaged over $n = 6$). Black and gray solid lines plot the pressures on the plantar and dorsal sides of the foot (P_{plantar} and P_{dorsal}), respectively. Vertical dotted and dashed lines indicate the time of peak F_Z and the motion-phase boundary, respectively.

Fig. 26 は、対象者 6 名の平均化した巻き足 1 周期の足底 (P_{plantar}) および足背 (P_{dorsal}) の圧力値の変化を示す。各区分の圧力差は、ほぼ全ての区分で F_z が増加するタイミングと一致して足背側の圧力値が低下することで増大していた。この現象は、全ての対象者において観察された。

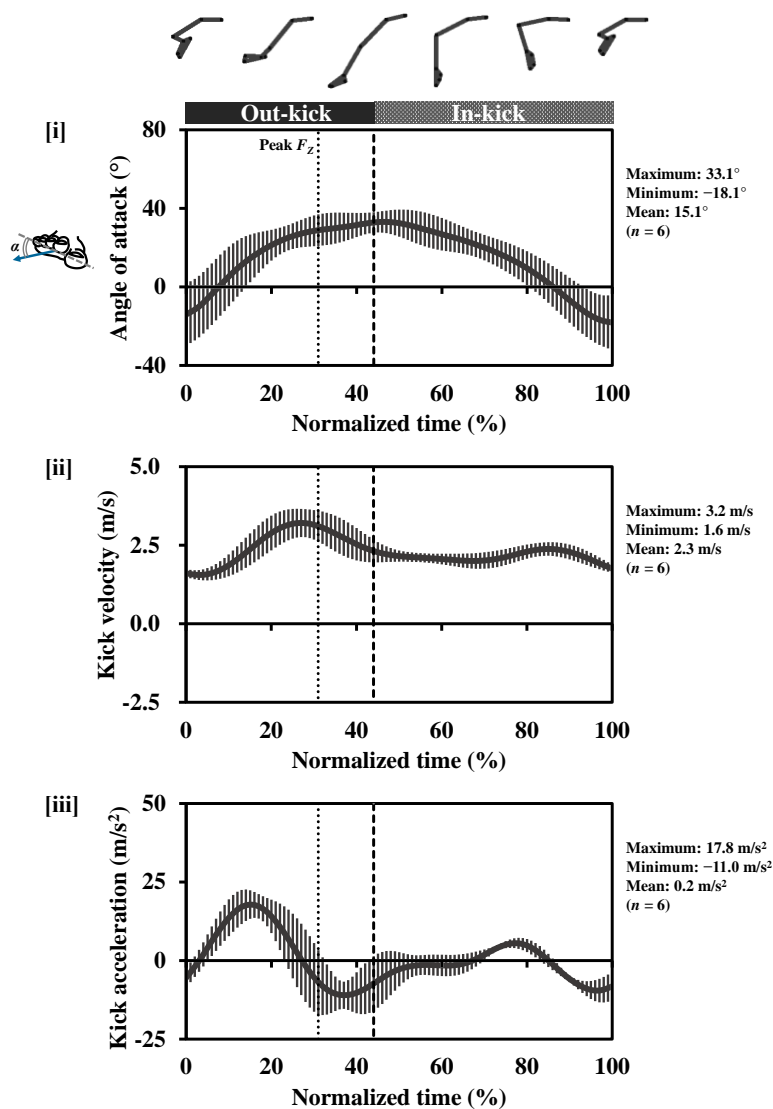


Fig. 27 Kinematic fluctuations over one eggbeater kick cycle (averaged over $n = 6$). Panels (i), (ii), and (iii) plot the time courses of the angle of attack, kick velocity, and kick acceleration, respectively.

Fig. 27 は、対象者 6 名の平均化した巻き足 1 周期のキネマティックデータの変化を示す。迎角は、インキック局面の前半 (46% cycle time) においてピーク (33.1°) が観察された。キック速度は、アウトキック局面の後半 (27% cycle time) においてピーク (3.2 m/s) が観察された。キック加速度は、アウトキック局面の前半 (15% cycle time) においてピーク (17.8 m/s²) が観察された。また、キネティックデータと照合すると、 F_z のピーク値である 136.4 N は、迎角 = 28.9°、キック速度 = 3.1 m/s、キック加速度 = -6.9 m/s² の時に生じていた。キック速度のピークは、 F_z のピークよりもわずかに先行して現れた (27% cycle time と 31% cycle time, 4% cycle time のずれ)。さらに、キック加速度のピークは、 F_z のピークよりも早いタイミングで現れ、 F_z のピークは、キック加速度が減速したタイミングで現れた。これらの現象は、全ての対象者において観察された。

4. 考察

合力である F_{foot} と推進力である F_z のピークは、それぞれ 30% cycle time と 31% cycle time において観察された (Fig. 25)。 F_{foot} と F_z がピークに達した時、全ての対象者で足部を水底に向かって動かしている様子が観察された (すなわち、蹴り下ろし動作 : Fig. 25 のスティックピクチャー参照)。また、流体力増大の要因となる各区分の圧力差は、 F_z のピークが観察された際、第 3 区分 (セグメント 3) を除く全ての区分で、足背側の圧力値が低下することで増大していた (Fig. 26)。

対象者が蹴り下ろし動作を行っている時、通常、水深の関係 (すなわち、静水圧の影響)

で足部表面 (足底側, 足背側の両方) の圧力は増加するはずである. さらに, Newton の運動の第 3 法則 (作用・反作用の法則) の観点からすると, 対象者が蹴り下ろし動作によって足底で水を押し (蹴った) 時, 押された水の反作用力が推進力として作用し (Maglischo, 2003), それは足底側の圧力を高めるはずである. これは, Newton の運動の第 3 法則が Fig. 26 の結果 (蹴り下ろし動作中, すなわち, F_z がピークに達した際の足背側の圧力低下) を説明できないことを意味する. PIV を用いたスカーリング動作やクロール泳のストローク動作の研究では, 動作を行った際に, 渦を伴った非定常な水の流れが手背側に発生し, それが手背側の圧力低下を引き起こす要因となっていることが報告されている (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2013; Takagi et al., 2014b). 手背側の圧力が低下すると, 手掌側との間の圧力差は増大し, 結果的に推進力を含む大きな非定常流体力が作用する. 本研究では, 他の手部や足部を対象とした研究 (スカーリング動作やクロール泳のストローク動作, 平泳ぎのキック動作) と同様に, 巻き足動作においても身体部位の背側 (足背側) の圧力が低下することが初めて確認され, 推進力を含む非定常的な流体力発揮に関与している可能性が示唆された.

さらに, 足背側の圧力低下が発生した区分に関しては, Takagi et al. (2014b) の先行研究から説明できる可能性がある. Takagi et al. (2014b) は, 手部のスカーリング動作のインスカル局面において, 先行する第 1 指, 第 2 指付近の手背側に前縁渦が発生し, 大きな圧力低下を生じさせていることを報告した (Fig. 15). 前縁渦は, 主に昆虫の飛翔で見られ, 先行する (流れが流入する) 翅の前側 (前縁) に発生し, 翅の上部に大きな負圧を引き起こす (Ellington et al., 1996). 巻き足の足部の蹴り下ろし動作において, 先行する部位は, 第 1 趾側

である (Sanders, 1999a; 1999b). 本研究は, 流れの可視化を実施していないため実際のメカニズムを明らかにすることはできないが, 手部のスカーリング動作や昆虫の飛翔動作と同様に, 前縁渦の発生がセグメント 3 を除く区分 (特にセグメント 1) の足背側の圧力低下に関与していた可能性が示唆される.

次に, キネマティックデータに関して, 本研究の迎角およびキック速度の変化は, 先行研究 (Sanders, 1999a) と同様の変化を示し, その中で述べられている身体高を維持する大きな力を生み出すために必要なポイント (すなわち, 巻き足のサイクルを通して, 高いキック速度と手部のスカーリング動作の様な小さな迎角を維持する) を支持するようであった (Fig. 25 と Fig. 27). 一方で, F_z と照合した時, キック速度のピークが F_z のピークに先立って出現したこと (2 つのピークの間で 4% cycle time のずれ) は興味深い結果であった. Schleihauf (1979) による準定常解析法に基づくと, 水中で作用する流体力は速度の 2 乗に比例するため, キック速度と F_z のピークは一致するはずである. このキック速度に対する F_z のピークの遅れは, 本研究の全対象者で観察され, 準定常解析法では説明できない水の非定常性が影響している可能性が示唆される. さらに, キック加速度は, F_z のピークが観察された時, およそ -7 m/s^2 であり, ピークのタイミングにも大きなずれがあった. この減速しているにもかかわらず推進力が増大するという現象は, 手部模型を用いて泳動作中の手部の加速度と流体力の関連を調査した Kudo et al. (2013) の研究においても報告されている. この現象に関して, Kudo et al. (2013) は, 準定常解析法では考慮できない非定常流体力が手部模型周りに生じた非定常な水の流れによる影響で作用したためであると考察している. 以上のことから, 本研究では, 速度・加速度の観点からも非定常的な推進力発揮の様子が観察され, 巻

き足中の流体力推定においても、水の非定常性を考慮することが重要である可能性が示唆された。

また、巻き足中の流体力 (推進力) は、平泳ぎのキック動作と比較して、サイクル全体を通してより長い時間にわたって維持されているようであった (Tsunokawa et al., 2015; 角川ほか, 2012)。これは、インキック局面前半の足部のかき込み動作 (日本水泳連盟, 2005a; Sanders, 1999a) (Fig. 25 のスティックピクチャー参照) による巻き足の特徴を示していると考えられる。さらに、力を維持し平均的に大きな推進力を発揮することは、巻き足におけるパフォーマンスが高い選手と低い選手の動作パターンの違いに関連している可能性が示唆されている (Homma & Homma, 2005; Sanders, 1999a)。したがって、優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の力発揮の特徴を明らかにすることは、先行研究の示唆を裏付け、パフォーマンス向上のためのさらなる知見を得る上で非常に重要であると考えられる。

5. まとめ

研究課題 II では、圧力分布分析による流体力推定法を用いて、水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力 (推進力) の特徴について明らかにすることを目的とし、以下の知見が得られた。

- 1) 巻き足中の推進力は、足底と足背側の圧力差の増大と共に増加した。
- 2) 足底と足背側の圧力差の増大は、足背側の圧力低下によって生じていた。
- 3) 推進力とキック速度のピークにはずれがあり、キック速度のピークの方が推進力のピーク

クよりもわずかに先行して現れた。

- 4) キック加速度のピークは、推進力のピークよりも早いタイミングで現れ、推進力のピークは、キック加速度が減速したタイミングで現れた。
- 5) これらの結果は、水泳の推進に関する従来のバイオメカニクスの理論 [すなわち、Newton の運動の第 3 法則 (作用・反作用の法則) や Schleihauf の準定常解析法] だけでは説明できず、水の非定常性の影響による巻き足中の推進力発揮を特徴付けた。

VI. 研究課題 III

「優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴」

1. 目的

研究課題 II では、足背側の圧力低下や足部の速度・加速度によって特徴付けられる水球競技選手の巻き足における非定常的な推進力発揮が明らかになった。しかしながら、巻き足パフォーマンス向上の指針になると考えられる優れたパフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴については明らかにされていない。

そこで研究課題 III では、圧力分布分析による流体力推定法を用いて、異なる巻き足パフォーマンスの選手間の比較から、優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴について明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

国内トップレベルの大学チームに所属する 12 名の男子水球選手 (年齢 19.8 ± 0.9 歳, 身長 1.77 ± 0.07 m, 体重 76.9 ± 9.4 kg) が本研究に参加した。本研究の際、対象者は、週に 6 回の水球のトレーニングを行っていた。研究に先立ち、対象者には研究の趣旨と内容、危険性について説明し、書面にて参加の同意を得た。研究は、大学の倫理委員会によって承認された。

2.2 実験設定

水球において、選手は対人での様々なプレー (Platanou, 2004; 清水, 2007; Smith, 1998) を可能にするために、巻き足による耐久的な強さと瞬発的な強さ (すなわち、持久的な推進力の発揮と爆発的な推進力の発揮) の両方が求められる (日本水泳連盟, 2005a; 2014a). そこで本研究では、対象者に2つの実験 (すなわち、重りを用いた支重テストと5秒間の全力巻き足テスト) を実施させ、得られた結果から総合的により優れた巻き足パフォーマンスを有する選手を抽出した。2つの実験は、2日間に分けてそれぞれ実施された。

重りを用いた支重テストは、日本水泳連盟が選手選考に使用している方法に従って実施した。対象者は、15 kg の重り (バーベルプレート) を抱えた状態で巻き足を行い、重りを抱えて巻き足を開始してから重りの負荷を支えきれなくなり頭頂が完全に水没するまでのタイムを計測された。重りを用いた支重は、水球における巻き足パフォーマンスを評価するための一般的な手法であり、我が国においては日本代表候補トライアルの測定項目の1つとして取り入れられている (日本水泳連盟, 2017) (Fig. 9).

5秒間の全力巻き足テストでは、巻き足パフォーマンスの高い選手の特徴をより明確に示すために、研究課題 II から方法論を発展させ、両足部の推進力とキネマティックデータの分析を試みた。実験のセットアップを Fig. 28 に示す。実験は、側面および底面に観察用の窓を有する実験用回流水槽 (五十嵐工業) にて行われた。対象者は、両足部にそれぞれ4対 (両足部で合計16個) の小型圧力センサ (PS-05KC, 共和電業) を装着し (Fig. 18), 両腕を胸の前で組んだ状態で最大努力の巻き足を行った。テスト中、対象者は、最大吸気の状態でお息を止めたまま身体を可能な限り高く水上に上げ、その高さを維持するよう指示された。足

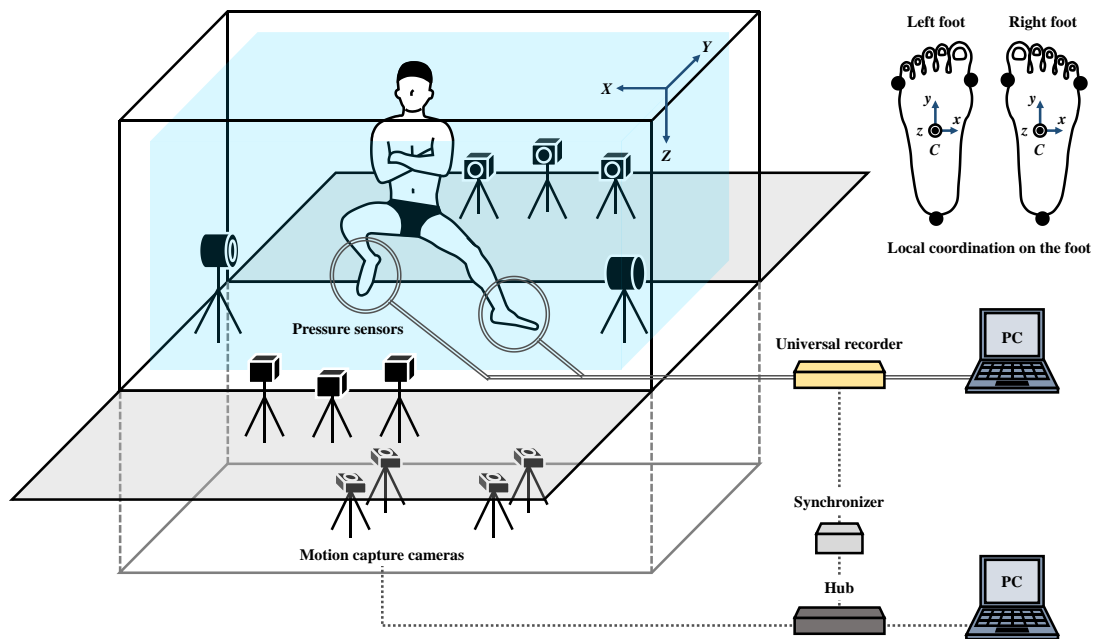


Fig. 28 Schematic of the maximum effort eggbeater kick test in Study 3.

部表面の圧力分布は対象者の動作が安定した後、装着された小型圧力センサにより、5秒間計測された。圧力センサによって計測された圧力データは、ユニバーサルレコーダ (EDX-100A, 共和電業) を経由してサンプリング周波数 100 Hz にてラップトップに記録された。対象者の巻き足の動作 (3次元アニメーション) は、12台のモーションキャプチャ用高速度カメラ (Prime 13, ノビテック) から成る 3次元リアルタイムモーション計測システム (VENUS3D R, ノビテック) によってサンプリング周波数 100 Hz にて計測された。高速度カメラは、対象者前方の観察用窓を通して3台、後方の観察用窓を通して3台、底面の観察用窓を通して4台設置された。また、2台は専用の防水ハウジングケースに入れられ、水中の対象者側方に設置された。解剖学的ランドマーク [すなわち、左右の上前腸骨棘点、大転子、膝関節 (内側、外側)、足関節 (内踝、外踝)、第1中足骨頭、第5中足骨頭、踵の計 18

点] は, LED マーカー (無線自発光マーカー煌, ノビテック) によってマーキングされた.

動作と圧力データは, 専用の同期装置 (eSync, ノビテック) によって同期され, モーションキャプチャ用のラップトップにて計測の開始と終了が操作された. また, 圧力データは先行研究 (Tsunokawa et al., 2015) に従い, Low-pass Butterworth Digital Filter によって遮断周波数 10 Hz にてフィルタリングされた.

2.3 計測エリアのキャリブレーションおよび座標系の定義

計測エリアのキャリブレーションは, 専用のキャリブレーター (ワンド) を用い, ダイナミックキャリブレーション法によって実施された. サンプルは, それぞれのカメラで最低 1500 以上取得され, ソフトウェア独自のアルゴリズムにより, 各カメラの幾何学および光学的変数 (内的基準) とカメラシステムの位置および光軸方向 (外的基準) が合致するように最適化計算された. キャリブレーションは, 標準誤差が 0.0003 m 以下となるように実施された.

グローバル (右手) 座標系 (X - Y - Z) は, 専用のベースプレートによって Fig. 28 に示したように定義した. 両足部のローカル (右手) 座標系 (x - y - z) は, 第 1 中足骨頭, 第 5 中足骨頭, 踵の midpoint (C) に定めた (Fig. 28). 右足部のローカル座標系において, y 軸は C と踵を結ぶ線上に (つま先方向が正), x 軸は C から第 5 中足骨方向に向けて y 軸と直交するように設定された. また, z 軸は, x 軸と y 軸に対して垂直方向に設定された. 左足部のローカル座標系において, y 軸は C と踵を結ぶ線上に (つま先方向が正), x 軸は C から第 1 中足骨方向に向けて y 軸と直交するように設定された. また, z 軸は, x 軸と y 軸に対して垂直方

向に設定された。

2.4 キネマティックデータと巻き足の局面構造

計測された解剖学的ランドマークの3次元実座標値は、Low-pass Butterworth Digital Filterによって遮断周波数 6 Hz にてフィルタリングされた。左右の股関節中心は、先行研究 (倉林ほか, 2003; 臨床歩行研究会, 1992) の方法に従って上前腸骨棘点と大転子の実座標値から推定された。

本研究で得られた足部のキネマティックデータ (すなわち、キック速度、キック加速度、迎角、流入角) は、それぞれ次のように定義した (Fig. 22 と Fig. 29): キック速度は、 C の合成速度と定義した; キック加速度は、 C の合成加速度と定義した; 迎角は、 C の速度ベクト

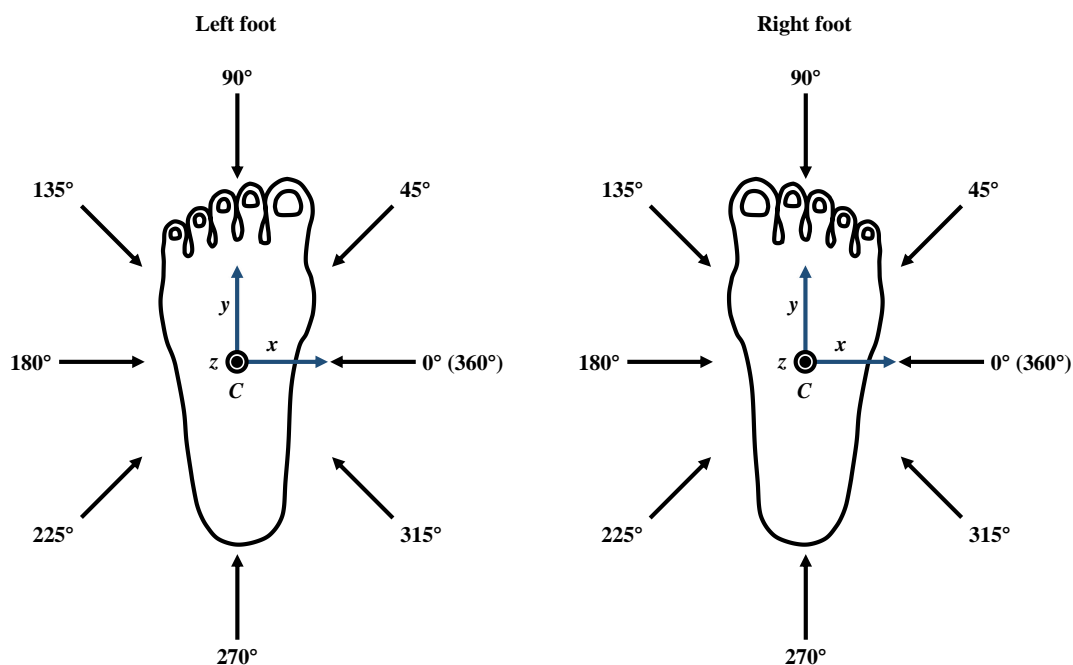


Fig. 29 Definition of the sweepback angle.

ルと足部平面との間の角度と定義した；流入角は，足部平面上に投影された C の速度ベクトルとローカル座標系の x 軸との間の角度と定義した．流入角は，先行研究 (Sanders, 1999b) の定義を参考に，それぞれの足部で反時計回りの方向に値を取り， 0° (360°) は右足が第 5 趾側，左足が第 1 趾側に対応した (Fig. 29).

本研究において，巻き足動作の 1 周期は右脚を基準とし，右膝関節の最大屈曲から始まって次の最大屈曲で終了した．また，各脚の動作は研究課題 II と同様に，Homma & Homma (2005) の先行研究を参考にして 2 局面から成ると定義した (Fig. 30):アウトキック局面は，膝関節最大屈曲から最大伸展までと定義した；インキック局面は，膝関節最大伸展から最大屈曲までと定義した．本研究において，左脚は上述の 1 周期の定義により，インキック局面の途中から 1 周期が始まることになる (Fig. 30).

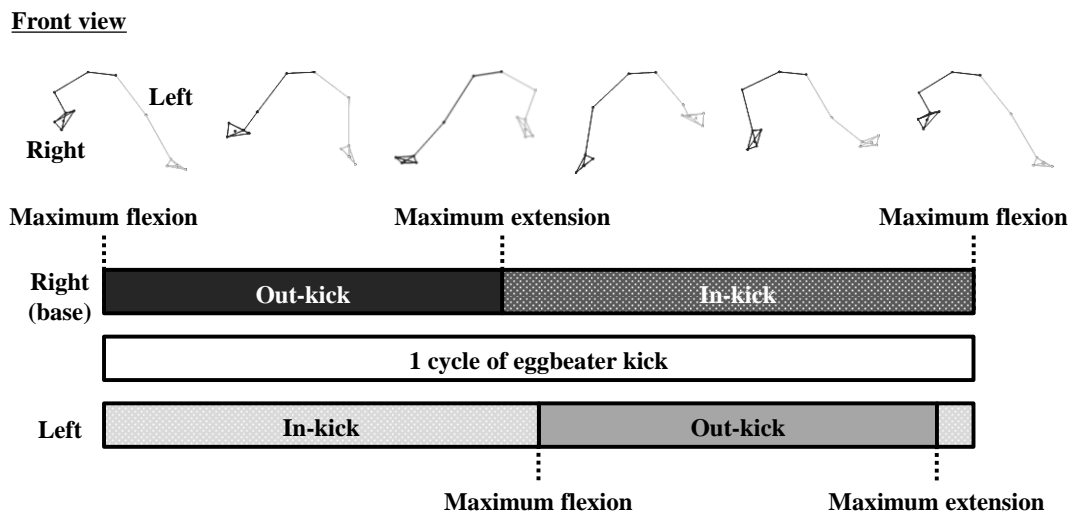


Fig. 30 Motion structure of the eggbeater kick in Study 3.

2.5 流体力の推定

流体力は、研究課題 I, II と同様の方法で算出された (Fig. 19). 両足部は、解剖学的ランドマークによって 4 つの区分に分割され、4 対の圧力センサは、各区分の足背と足底側に取付付けられた。本研究において、流体力は足部の足背と足底側の圧力差によって作用する。したがって、各区分において足背、足底間の圧力差 (P_{differ_i}) が算出された (Eq. 7). 圧力差の算出には、対になる圧力センサ間の角度が必要であった。これらの角度は、立位時の足部における足背と足底間の矢状面角度 (θ_i) を測定することによって得られた。

各区分に作用する流体力 (F_{segment_i}) は、それぞれの区分における圧力差と投影面積を乗じることによって算出された (Eq. 8). そして、足部全体に作用する流体力 (F_{foot}) は、各区分で算出された流体力を合計することによって得られた (Eq. 9).

2.6 推進力の算出

推進力は、研究課題 II と同様の方法で算出された。本研究において、 F_{foot} は、足部の各区分に対して垂直に作用する圧力をもとに算出したため、足部に対して垂直に作用すると考えることができる。そのため、 F_{foot} は、足部平面の法線ベクトルと同じ方向に作用すると定義した。右足部平面の法線ベクトルは、踵-第 5 趾ベクトルと踵-第 1 趾ベクトルの外積によって計算された。また、左足部平面の法線ベクトルは、踵-第 1 趾ベクトルと踵-第 5 趾ベクトルの外積によって計算された。 F_{foot} の鉛直方向成分 (すなわち、 F_Z) は、 F_{foot} に足部平面の単位法線ベクトルを乗じることによって算出された。本研究において、 F_Z はグローバル座標系における Z 軸方向に作用する流体力であり、巻き足の推進力であると定義した。ま

た、 F_z は足部のキネマティックデータとは異なり、鉛直上向き方向に作用した場合を正として定義した (Fig. 22).

2.7 統計処理

Pearson の相関係数は、体格 (体重) と実験 1, 2 で得られた巻き足パフォーマンスを示す変数 (重りを用いた支重テストにおける支重タイムと 5 秒間の全力巻き足テストにおける左右平均の推進力の平均値) との間の各関係性を確認するために用いられた。統計処理は、IBM SPSS Statistics 22 for Windows において $p < 0.05$ 有意水準で行われた。

3. 結果

本研究に参加した全対象者のポジション、身体的特徴、支重タイム、5 秒間の左右平均推進力 (F_z) のデータを Table 4 に示す。また、体重、支重タイム、5 秒間の左右平均 F_z のそれぞれの関係性を Fig. 31 に示す。本研究において、これら 3 つの変数の間で有意な相関関係は認められなかった。

さらに、全対象者の支重タイムと 5 秒間の左右平均 F_z のデータをランキング化し、その合計スコアをまとめた結果を Table 5 に示す。本研究において、最もよいランキング合計スコアを示したのは対象者 A (支重タイム：2 位、5 秒間の左右平均 F_z ：3 位、合計 5 ポイント)、最も悪いランキング合計スコアを示したのは対象者 K (支重タイム：9 位、5 秒間の左右平均 F_z ：12 位、合計 21 ポイント) であった。典型例として、対象者 A、K の 5 秒間の全

力巻き足テスト中における巻き足 1 周期のスティックピクチャー、踵の軌跡および足部平面の移動ダイアグラムを Fig. 32, 33 に示す。

Table 4 Experimental results of each participant in Study 3.

Participant	Position	Height (m)	Weight (kg)	Weight support time (s)	Mean F_Z for 5 s (N)		
					Right	Left	Mean
A	CF	1.81	87.8	63.1	83.0	88.4	85.7
B	LD	1.84	99.8	37.5	72.3	65.1	68.7
C	CF	1.78	87.1	63.1	83.9	71.5	77.7
D	RD	1.75	74.7	31.6	88.4	91.2	89.8
E	GK	1.83	70.3	36.1	73.5	98.5	86.0
F	CD	1.78	73.7	67.6	75.1	76.3	75.7
G	RD	1.61	64.4	10.5	67.1	62.3	64.7
H	RD	1.75	73.9	27.8	52.4	65.8	59.1
I	LD	1.70	69.5	38.5	50.8	65.5	58.2
J	LD	1.70	73.7	26.3	73.9	60.9	67.4
K	GK	1.89	76.0	30.2	44.9	53.1	49.0
L	RD	1.74	72.0	35.5	46.9	53.9	50.4
Mean		1.77	76.9	39.0	67.7	71.0	69.4
SD		0.07	9.4	16.4	14.6	14.1	13.2

Notes, CD: center defender; CF: center forward; GK: goalkeeper; LD: left driver; RD: right driver

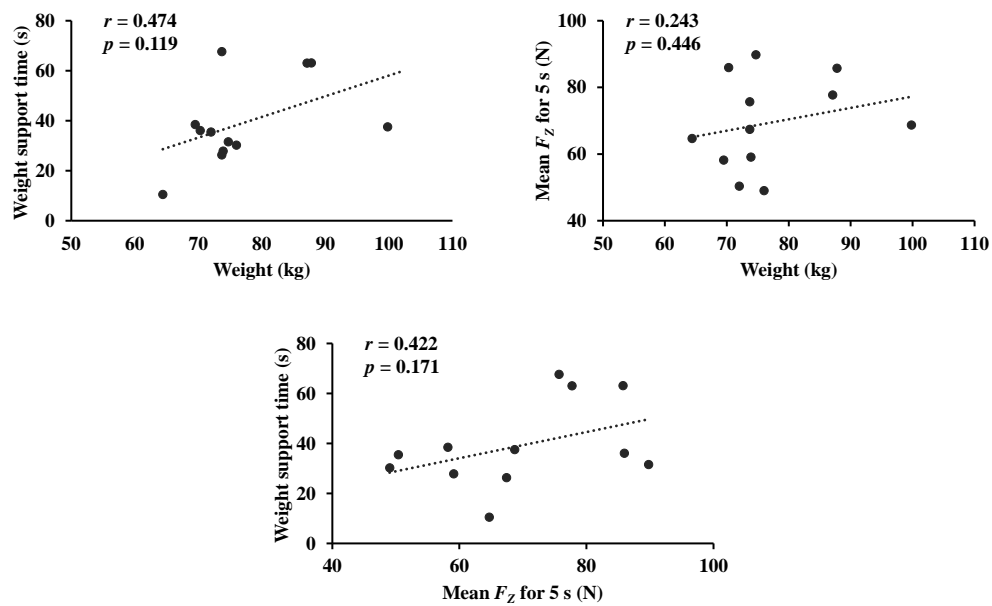


Fig. 31 Relationships between weight, weight support time and mean F_Z .

Table 5 Ranking score and total score of each participant.

Participant	Ranking score		Total score
	Weight support time	Mean F_Z for 5 s	
A	2	3	5
B	5	6	11
C	3	4	7
D	8	1	9
E	6	2	8
F	1	5	6
G	12	8	20
H	10	9	19
I	4	10	14
J	11	7	18
K	9	12	21
L	7	11	18

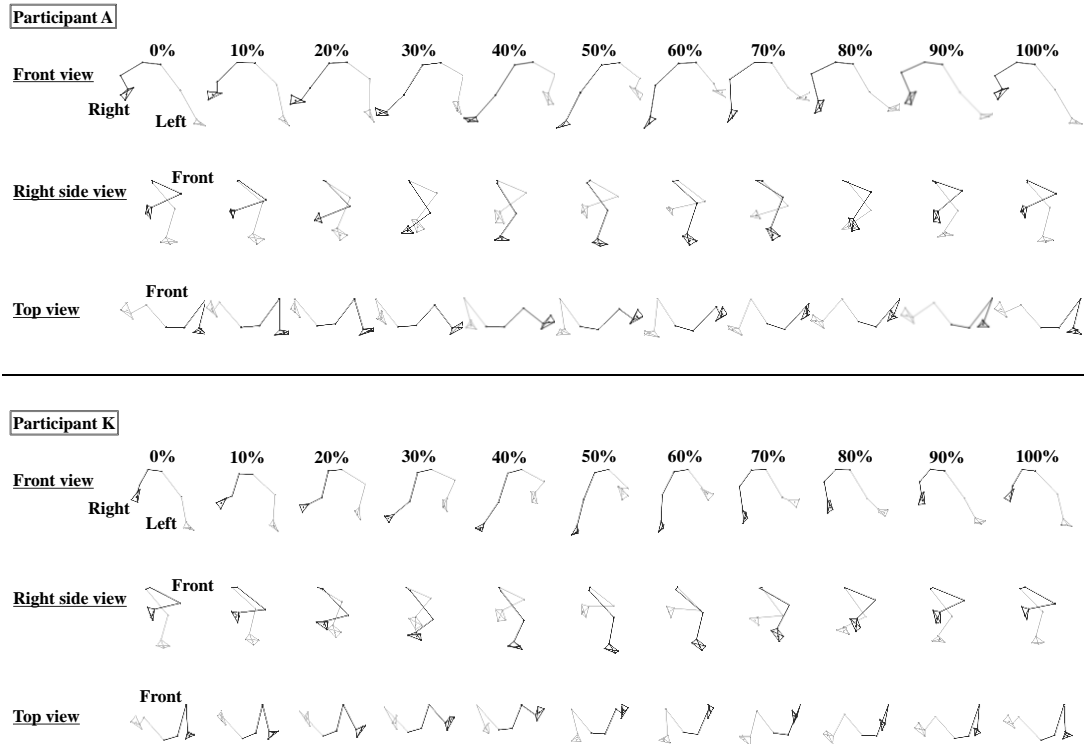


Fig. 32 Stick graphics over one eggbeater kick cycle for participant A (best ranking total score) and participant K (worst ranking total score).

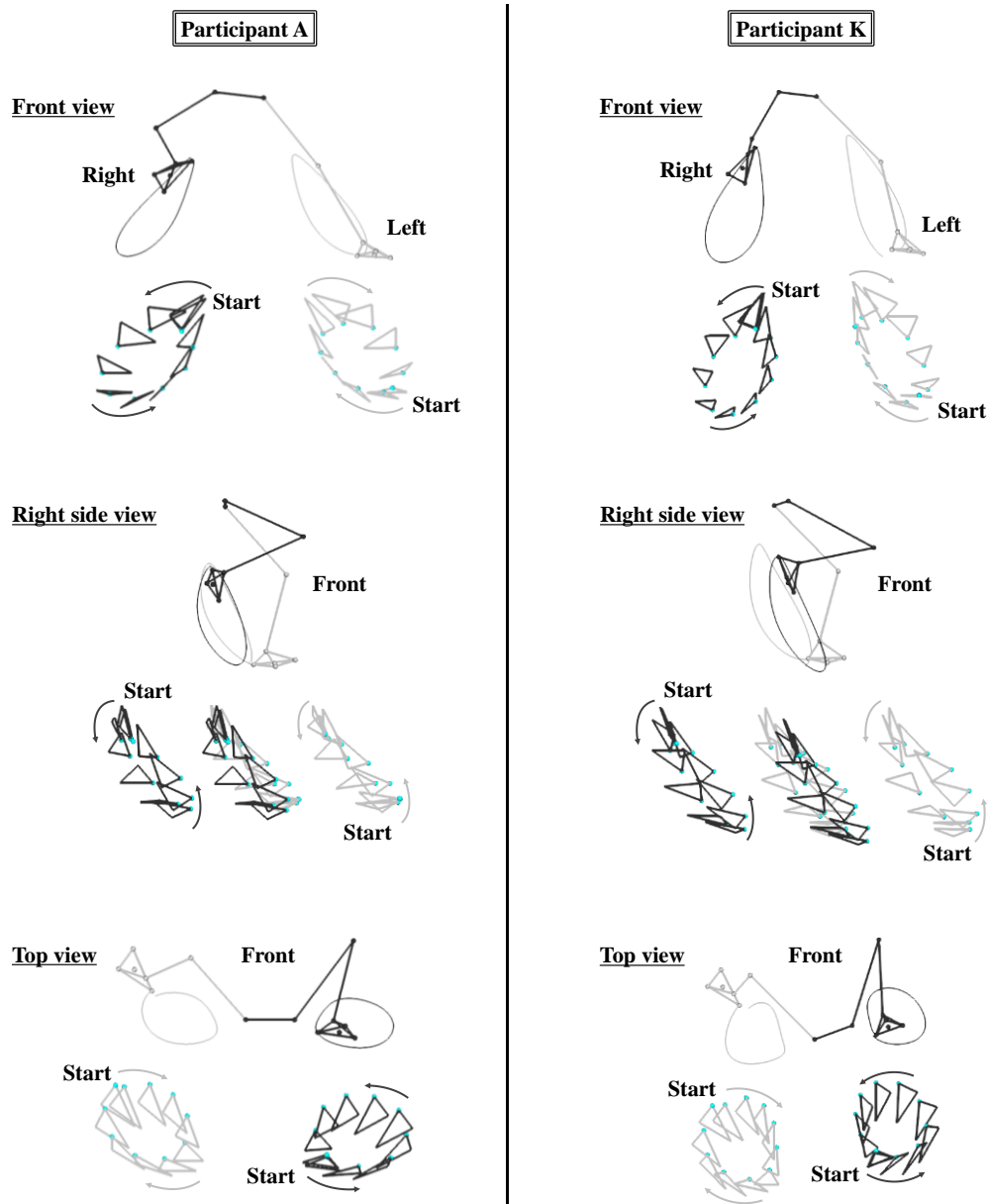


Fig. 33 Paths of the heels and movement diagrams of the foot planes over one eggbeater kick cycle for participant A and participant K. Blue dots of the foot plane diagrams represent the first toe.

また、5秒間の全力巻き足テスト中における対象者 A, K および対象者 12 名の平均化した巻き足 1 周期のキネティックデータ [右足・左足の流体力の合力 (RF_{foot} と LF_{foot}), 推進力 (RF_z と LF_z), 足背側の圧力 (RP_{dorsal_i} と LP_{dorsal_i}), 足底側の圧力 (RP_{plantar_i} と LP_{plantar_i})] の

変化を Fig. 34, 35 に示す. それぞれの足部において, 研究課題 II で見られた現象 (すなわち, F_z がピークに達した際, 足背側の圧力が大きく低下して圧力差が増大する現象) は, 本研究においてより顕著に観察された. また, 2 名の対象者のデータを見比べた時, 対象者 A は, サイクル全体を通してそれぞれの足部で対象者 K よりも大きな一峰性の F_z を示した (Fig. 34). さらに, 足背側の圧力低下もほぼ全ての区分で大きく [第 3 区分 (セグメント 3, 第 5 趾付近) のみ同等の変化], 特に第 1 区分 (セグメント 1, 第 1 趾付近) において違いが顕著であった (Fig. 35).

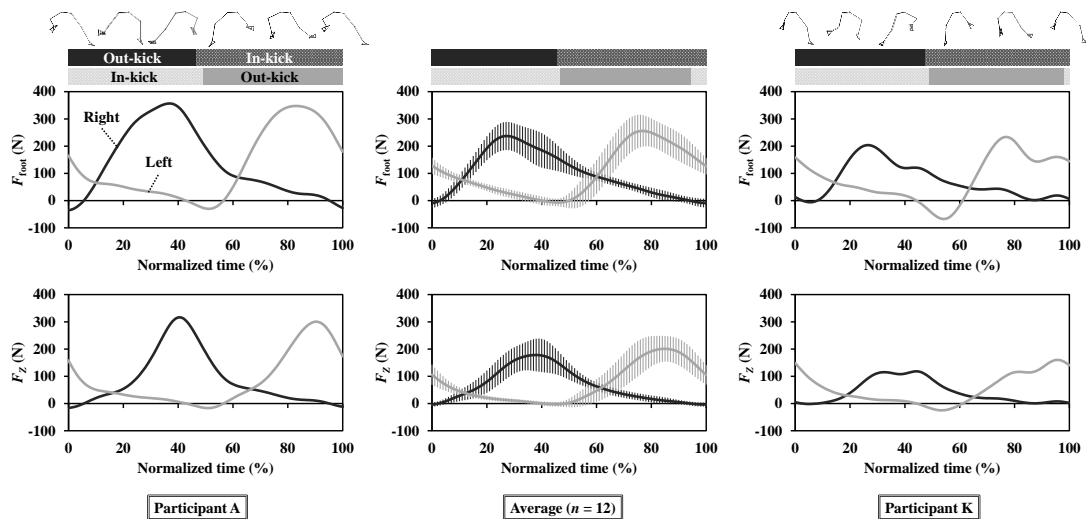


Fig. 34 F_{foot} and F_z fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Stick graphics represent the eggbeater kicking motion viewed from the frontal plane. Black and gray solid lines plot the forces of the right and left foot, respectively. Black and gray bars show the motion-phases of the right and left foot, respectively. In each bar, dark color and light color represent the out-kick and in-kick phase, respectively.

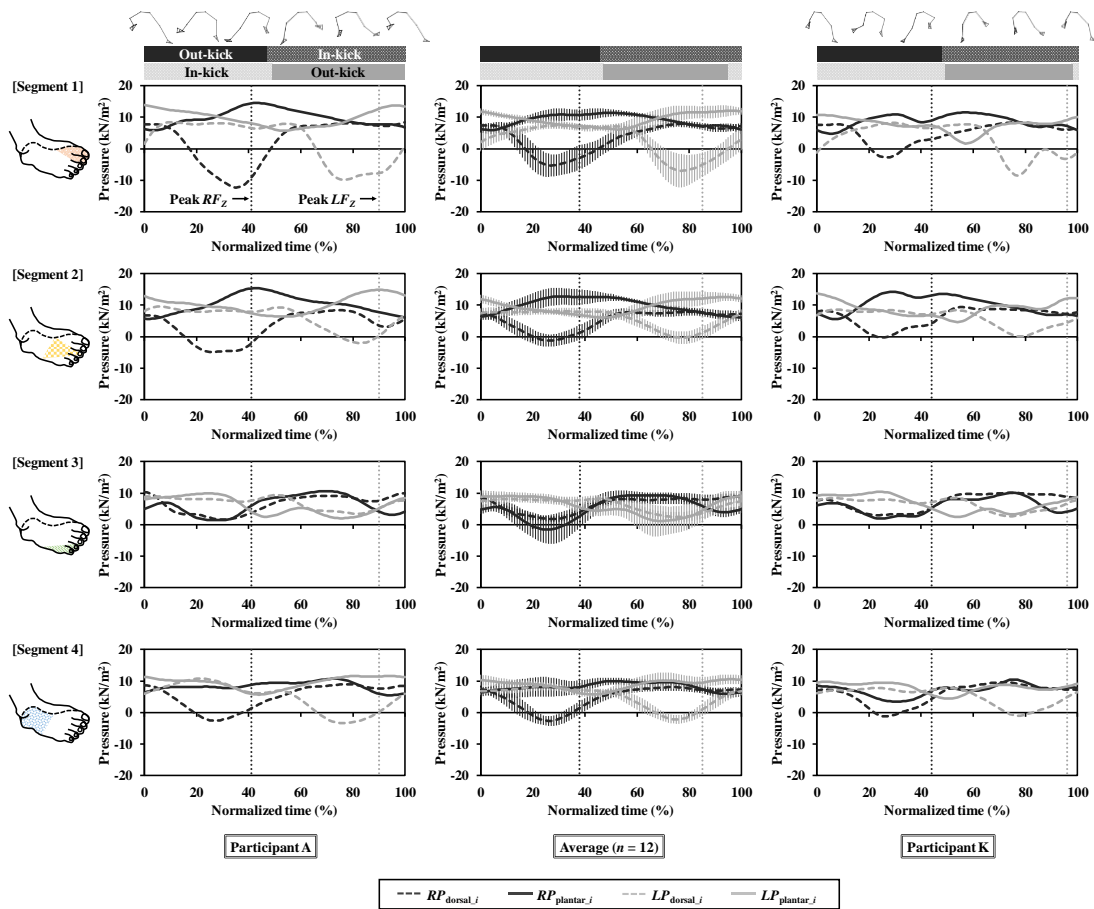


Fig. 35 Pressure fluctuations of each segment over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Black and gray dashed lines plot the pressures on the dorsal side of the right and left foot, respectively. Black and gray solid lines plot the pressures on the plantar side of the right and left foot, respectively. Black and gray vertical dotted lines indicate the time of peak F_z of the right and left foot, respectively.

同様に、5秒間の全力巻き足テスト中における対象者A、Kおよび対象者12名の平均化した巻き足1周期のキネマティックデータ（右足・左足のキック速度、キック加速度、迎角、流入角）の変化を Fig. 36, 37 に示す。それぞれの足部において、研究課題IIで見られた2つの現象（すなわち、キック速度のピークよりも遅れて F_z のピークが現れる現象とキック

加速度が減速したタイミングで F_z のピークが現れる現象) は、本研究においてより顕著に観察された。また、2名の対象者のデータを見比べた時、対象者 A の RF_z のピーク (316.5 N) はキック速度 = 2.9 m/s, キック加速度 = -17.8 m/s^2 , 迎角 = 25.5° , 流入角 = 167.8° の時 (41% cycle time 時) に生じ, LF_z のピーク (300.5 N) はキック速度 = 3.2 m/s, キック加速度 = -22.5 m/s^2 , 迎角 = 32.9° , 流入角 = 23.6° の時 (90% cycle time 時) に生じていた。一方、対象者 K の RF_z のピーク (118.3 N) はキック速度 = 2.7 m/s, キック加速度 = -17.5 m/s^2 , 迎角 = 8.8° , 流入角 = 155.9° の時 (44% cycle time 時) に生じ, LF_z のピーク (160.3 N) はキ

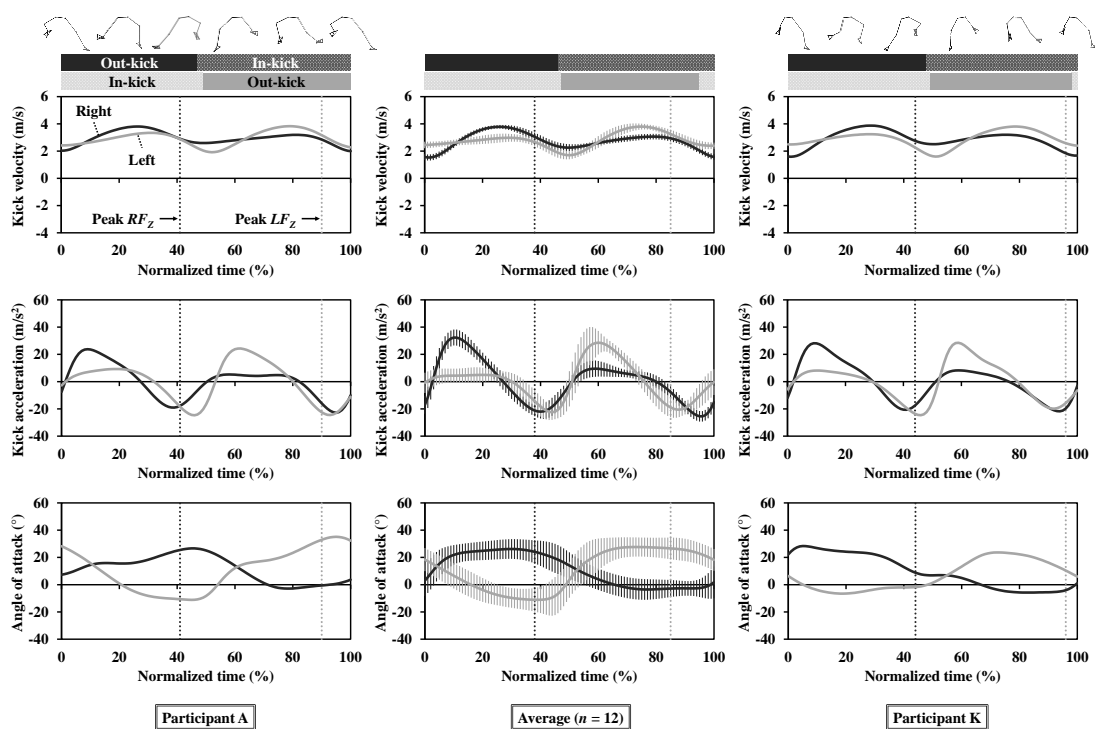


Fig. 36 Kick velocity, kick acceleration and angle of attack fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left), averaged data (center) and participant K (right)]. Black and gray solid lines plot the data of the right and left foot, respectively.

ック速度 = 2.6 m/s, キック加速度 = -15.8 m/s², 迎角 = 10.3°, 流入角 = 18.0°の時 (96% cycle time 時) に生じていた.

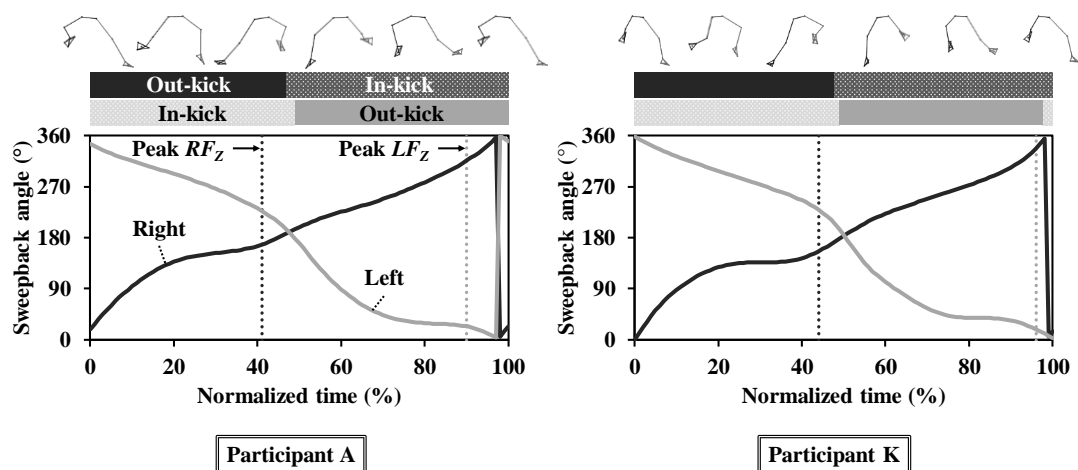


Fig. 37 Sweepback angle fluctuations over one eggbeater kick cycle [participant A (left) and participant K (right)]. Black and gray solid lines plot the angles of the right and left foot, respectively.

4. 考察

本研究において, 体重と実験で得られた巻き足パフォーマンスの変数 (すなわち, 支重タイムと 5 秒間の左右平均推進力) との間に有意な相関関係は認められなかった (Fig. 31). これは, 体格の大きな選手 (大きな質量を有する選手) が必ずしも巻き足で高いパフォーマンスを発揮できるわけではなく, そこには技術的な要因が大いに関係していることを示唆している. また, 支重タイムと 5 秒間の左右平均推進力との間に有意な相関関係が認められな

かったこと (Fig. 31) は、これらが異なる巻き足の能力であり [すなわち、持久的な強さ (持久的な推進力の発揮) と瞬発的な強さ (爆発的な推進力の発揮)], 単一のテストでは総合的な巻き足のパフォーマンスを推し量ることができない可能性を示唆している. 先行研究 (Melchiorri et al., 2015; Stirn, 2010; Stirn et al., 2014) においても、様々な観点から巻き足のパフォーマンスを評価するためのテストが実施・検討されており、いくつかのテスト [例えば、水平 (腹臥位) 姿勢の巻き足による 10 秒間の最大牽引泳, 巻き足を用いた基本的な構え姿勢からの水上への飛びつき (ジャンプ), 単一の重りを用いた巻き足の支重テスト, 複数の重りを用いた巻き足の漸増負荷テストなど] でその有用性が報告されている. そして、その中で、実際の水球の試合における様々なシチュエーションでの巻き足の使用に基づいて、異なる複数の項目下で総合的に巻き足のパフォーマンスを評価することの必要性についても言及されており (Stirn et al., 2014), 本研究でも相関分析の結果からその必要性が示唆された.

本研究において、総合的に最もよい巻き足パフォーマンスを示したのは (最もよいランキング合計スコアを示したのは) 対象者 A [支重タイム : 2 位 (63.1 秒), 5 秒間の左右平均推進力 : 3 位 (85.7 N), 合計 5 ポイント] であった (Table 4 と 5). 一方、総合的に最も悪い巻き足パフォーマンスを示したのは対象者 K [支重タイム : 9 位 (30.2 秒), 5 秒間の左右平均推進力 : 12 位 (49.0 N), 合計 21 ポイント] であった (Table 4 と 5). 対象者 K はゴールキーパーであり、本来、水球の全ポジションの中で最も巻き足パフォーマンス (特に瞬発的な強さ) が必要とされるポジションの選手である (日本水泳連盟, 2005a; 2014a; Stirn et al., 2014). したがって、対象者 K の 5 秒間の左右平均推進力とランキング合計スコアが共に最下位であることは、ポジション的に非常に改善の余地があると言える. ランキング合計スコアから

抽出したこの2名の巻き足動作を比較した時、対象者Aは脚を左右に大きく開いてより水平に近い方向にキックしており、それによって踵の軌跡も水平方向に伸びるような楕円を描いていた (Fig. 32 上と 33 左). これに対して、対象者Kは脚の開きが小さく、より鉛直に近い方向にキックしており、それによって踵の軌跡も鉛直方向に伸びるような楕円を描いていた (Fig. 32 下と 33 右). これは、先行研究 (Homma & Homma, 2005; 松井ほか, 1984; Sanders, 1999a) の中で見られた、巻き足の技術が高い選手 (熟練者) は膝関節を中心に足部を大きく回すように (水平方向に) キックしていたのに対し、巻き足の技術が低い選手 (未熟練者) は足部を上下にキックしていたという観察結果 (Fig. 4 と 6 参照) と一致し、巻き足のパフォーマンスに関する動作の特徴として再確認された.

また、足部のキネティックデータの変化を見ると、研究課題IIで見られた足背側の圧力が低下することによって生じる足背・足底間の圧力差の増大は、本研究でより顕著に観察され、それが推進力の増大につながっていた (Fig. 34 中央と 35 中央). 加えて、足部のキネティックデータと照らし合わせた時、研究課題IIで見られたキック速度のピークよりも遅れて推進力のピークが現れる現象と、キック加速度が減速したタイミングで推進力のピークが現れる現象の2つもより顕著に観察された (Fig. 36 中央上段と中段). これは、本研究における運動が最大努力の運動であり、研究課題IIにおける比較的努力度の低い運動 (胸骨上縁が水面の高さで身体を支持する) よりも動作による水の非定常性の影響 [渦を伴う非定常流 (Takagi et al., 2014b) や水の付加質量 (Ungerechts & Arellano, 2011) など] が増したためであると推察される. その上で、対象者Aと対象者Kのデータを比較すると、対象者Aは、サイクル全体を通して対象者Kよりも左右で大きな推進力を発揮し、アウトキッ

ク局面の後半 (蹴り下ろし動作の終わり) で見られるピークもより明確な変化 (一峰性) を示した (Fig. 34 左と右). さらに, 足背側の圧力低下に関しても対象者 A の方がほぼ全ての区分で大きく [第 3 区分 (セグメント 3, 第 5 趾付近) のみ同等], 特に第 1 区分 (セグメント 1, 第 1 趾付近) においてより大きな負圧を示した (Fig. 35 左と右). 加えて, 足部のキネマティクスや足部平面の移動ダイアグラムと照らし合わせてみると, 対象者 A は, アウトキック局面の蹴り下ろし動作の際, 足部平面における第 1 趾-踵のエッジをより水底に向けて第 1 趾の側面側から流れを流入させている様子が観察された (Fig. 33 の前面からのダイアグラムおよび Fig. 29, 37 参照). そして, 迎角の変化に関しては 2 名の間で明確な違いが見られ (Fig. 36 左下段と右下段), 特に推進力のピークが観察されたタイミング (蹴り下ろし動作の終わり) での値は大きく異なっていた (対象者 A の左右の迎角がそれぞれ 25.5°と 32.9°であったのに対し, 対象者 K は 8.8°と 10.3°). まとめて, 優れた巻き足パフォーマンスを有する選手は, 足部の迎角を巧みに保ちながら (およそ 20°から 30°程度), 流れを第 1 趾側面からより流入させるように蹴り下ろすことで圧力差を増大させ (特に第 1 趾付近), それによって大きな推進力を発揮している可能性が示唆された.

手部のスカーリングの動作と圧力分布を分析した先行研究 (川合, 2014; 高木ほか, 1999) では, 熟練者が動作 (アウトスカルとインスカル) の切り替え時を除き, およそ 20°から 50°の範囲の迎角をつけて推進力を発揮していたことが報告されている. また, 同時に流れの可視化を実施した先行研究 (Takagi et al., 2014b) では, 流体力 (合力) のピークが確認されたインスカル局面 (迎角 = 17°) において, 流れが流入する第 1 指, 第 2 指付近の手背側に前縁渦が発生し, 大きな圧力低下を生じさせていたことが報告されている (Fig. 15). 前縁渦

は、主に昆虫の飛翔で見られ、先行する（流れが流入する）翅の前側（前縁）に発生し、翅の上部に大きな負圧を引き起こす (Ellington et al., 1996). 本研究は、流れの可視化を実施していないため推進力生成のメカニズムを明らかにすることはできないが、優れた巻き足パフォーマンスを有する選手は、手部のスカーリング動作と同様に、この前縁渦を上手く発生させていた可能性が示唆される。いずれにしろ、巻き足パフォーマンスが高い選手は、足部の迎角と流入角を巧みにつけることによって生み出した圧力差（特に第1趾付近）を推進に上手く利用していたと推察される。

5. まとめ

研究課題 III では、圧力分布分析による流体力推定法を用いて、異なる巻き足パフォーマンスの選手間の比較から、優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴について明らかにすることを目的とし、以下の知見が得られた。

- 1) 巻き足パフォーマンスが高い選手は、低い選手と比較して、サイクル全体を通して左右の足部で大きな推進力を発揮しており、アウトキック局面後半（蹴り下ろし動作の終わり）で見られるピークもより明確な変化（一峰性）を示した。
- 2) 巻き足パフォーマンスが高い選手は、低い選手と比較して、足部の迎角を巧みに保ちながら（およそ 20°から 30°程度）流れを第1趾側面からより流入させるように蹴り下ろすことで大きな圧力差を生み出し（特に第1趾付近）、それを推進に上手く利用している可能性が示唆された。

VII. 総合討論

1. 圧力分布分析を用いた流体力推定法の信頼性および妥当性

本博士論文で使用した角川ほかのグループによって確立された圧力分布分析による足部流体力推定法は、これまでに平泳ぎのキック動作において実際の泳者やロボットを用いた実験を通してその信頼性や妥当性が検証・確認されてきた (Tsunokawa et al., 2015; 角川ほか, 2012). しかしながら、巻き足ではこの方法論による流体力推定の信頼性や妥当性が明らかにされていなかったため、研究課題 I において、その検証を試みた。研究課題 I では、巻き足中の泳者に働くいくつかの力を相互に関連付け (Fig. 16), 重りを用いた漸増負荷テスト (Fig. 17) を行うことで身体に作用する鉛直下向きの正味の負荷 (平均 $NVL + F_{weight_n}$) と推定した足部 (右足) 流体力 (平均 RF_{foot}) の関係から方法論の妥当性を検証した。さらに、試験再試験法によって、この方法論による流体力推定の信頼性 (再現性) も検証した。結果として、試験再試験信頼性の一致度は非常に高く ($r=0.97$), 平均の誤差も 4.1% であり、圧力分布分析による流体力推定法の信頼性 (再現性) が確認された (Table 2). また、全対象者において、平均 RF_{foot} は平均 $NVL + F_{weight_n}$ と有意に相関し、決定係数 (r^2) は 0.91 から 1.00 (平均 0.97) の範囲を示した (Table 3). これにより、巻き足中の対象者にかかる正味の負荷と圧力分布分析で推定された足部流体力との間に有意な線形関係が確認され、この方法論が巻き足中の (負荷の増加に伴う) 足部流体力の変化を正確に推定したこと (すなわち、妥当性) が確認された。

しかしながら、研究課題 I では、いくつかの前提条件と仮定のもと、分析を行っている；

①巻き足中の推進力は主に足部によって生成され (前提条件), 右足部と左足部の流体力ベクトル (RF_{foot} および LF_{foot}) を足し合わせたもの (合成力ベクトル) が上方へ作用する力 ($ResF_{\text{foot}}$, すなわち, 推進力) となる (仮定 1). ② RF_{foot} と LF_{foot} は同等であり, 得られる平均 $NVL + F_{\text{weight}_n}$ と平均 RF_{foot} の回帰直線の傾きは 0.5 になる (仮定 2). 結果として, 得られた回帰直線における平均の傾きは 0.5 を示し, さらに, 方法論を発展させ, 多チャンネル測定器 (ユニバーサルレコーダ) と水中モーションキャプチャシステムを組み合わせることによって両足部の流体力推定を試みた研究課題 III において, 左右の合力および推進力に違いがないことが確認されたことから (Table 4, Fig. 34), これらの仮定は立証された. しかしながら, 前提条件に関しては本博士論文の中では不明のままであり, 今後の研究において巻き足の推進における足部の貢献度を調査する必要がある. いずれにしろ, 研究課題 I と III の結果から, 巻き足中の流体力を推定する上で圧力分布分析を用いた方法論は有効であることが示唆された.

2. 圧力分布分析による流体力推定法の限界

本博士論文で用いた圧力分布分析による足部流体力推定法には, いくつかの限界が存在する. まず, 本方法では, 対象者の足背側と足底側の圧力値を計測し, 対応する箇所の圧力差 (P_{differ_i}) を算出したが, 足背側と足底側は平行ではないため, 単純に差を取ることはできなかった. そのため, 足背側の傾き, すなわち立位時の足部における足背と足底間の矢状面角度 (θ_i) を計測し, 足部の形状を考慮して本来差し引くべき圧力値を差し引いて P_{differ_i}

を算出した (Fig. 19) (Eq. 7). さらに、足部には傾きだけでなく厚みもあるため、本来であれば考慮する必要がある。しかしながら、巻き足中の足背側と足底側の位置関係を常に明らかにして厚みを考慮することは困難であったため、本方法では足部の厚みは考慮していない。また、その厚みの問題に伴い、足部の側面は足背側と足底側に比べて平坦ではなく、厚みも大きいいため圧力分布の計測を行って圧力差を算出することができなかった。そのため、本方法を用いて足部流体力を推定した場合は、足部の厚みと圧力分布を計測できない部位の誤差が含まれることに注意すべきである。

加えて、巻き足による流体力 (推進力を含む) の発揮には、少なからず大腿、下腿の貢献によるものもあると考えられるが、本方法では、それらによって発揮される流体力を推定することはできない。したがって、本方法は、巻き足によって本来発揮される流体力を過小評価している。実際に、本方法で算出した推進力は、逆動力学を適用して全身での推進力 (鉛直力) を推定した先行研究 (Oliveira et al., 2015; Oliveira & Sanders, 2015; Oliveira et al., 2016) と比較すると、値が小さい結果となった [先行研究における 1 周期の平均値が約 210 N であったのに対し、本博士論文の研究課題 III におけるそれぞれの足部での 1 周期の平均値 ($n=12$) を足し合わせた値が約 140 N (Fig. 34)]. しかしながら、両足部 (足底平面) の推定値のみで約 70 N の差ということは、巻き足における足部の貢献度や水の非定常性の影響の大きさを示しているともとれる。今後、機器の発達や方法論の改善によって流体力の推定範囲が拡大すれば、より正確に巻き足による流体力を定量化できると考えられる。

3. 圧力分布分析を用いた流体力推定法と他の方法論との組み合わせ

本博士論文では、巻き足動作における水の非定常性の影響を考慮して動作中の推進力や圧力分布といったキネティックデータを定量的に示すことができ、推進力の増大には渦を伴う非定常な水の流れが関与している可能性が示唆された。加えて、研究課題 II と III では、従来のマニュアルでのデジタイズや水中モーションキャプチャシステムによる 3 次元動作分析と組み合わせることで、動作と発揮された推進力の関連を考察することができた。特に、水中モーションキャプチャシステムとの併用は、巻き足研究において本博士論文の中で初めて取り入れられ、これまで一般的であったマニュアルでのデジタイズによる分析よりも大幅に作業時間を短縮することができた。したがって、圧力分布分析と水中モーションキャプチャシステムとの併用は、巻き足における動作と推進力の分析において非常に有効であると考えられる。

一方で、本博士論文で行われたこれらの分析だけでは、推進力生成に関連する非定常な水の流れの発生メカニズム、すなわち、推進力が生み出される要因について流体力学的に明らかにすることはできない。現時点では、推進力の生成メカニズムを明らかにする方法として、PIV による流れの可視化が主に用いられている。昆虫や鳥類の飛翔 (羽ばたき) に関する研究では、PIV を用いて飛翔動作の全体を分析しており (Altshuler et al., 2010; Ellington et al., 1996), 自然界の生物が非定常流体力を上手く利用して飛翔していることが報告されている。水泳の研究においても PIV は用いられており、流れの可視化を行うことで身体周りに生じる非定常流体力の生成メカニズムが明らかとなり、どのような動作によって推進力が増大するのかを示すことができる。実際に、これまでに水泳選手を対象として PIV による流れ

の可視化および圧力分布分析, 3次元動作分析を併用した実験も行われている (Takagi et al., 2014b). ヒトの泳動作に関する PIV を用いた研究では, 現在の所, 実験上の制限のために泳動作全体を分析することはできず, 限られた範囲での2次元分析に留まっているが, 3次元分析を実施しようとする取り組みも進められている (Shimojo et al., 2016; 2017). 今後さらに研究が進められ, 流れと動作の3次元分析および圧力分布分析を同時に組み合わせて行うことができれば, トップ選手の巻き足における推進力生成メカニズムや最適な動作が明らかになると考えられる.

4. 圧力分布分析を用いた流体力推定法のコーチング現場での活用

本博士論文の研究課題 II と III では, 圧力分布分析を用いた足部流体力推定法により, 巻き足中の経時的な推進力データを取得することができた. また, 研究課題 III では, それに加えて巻き足パフォーマンスの異なる選手のデータを比較することで, それぞれの選手における推進力発揮の特徴を示すことができた. これらのことから, 圧力分布分析による流体力推定法は, 実際のコーチング現場において各選手の巻き足の評価に活用することが可能であると考えられる. 本博士論文の中では横断的な研究しか実施していないが, 競泳競技では, この方法を用いた平泳ぎの縦断的な研究も行われており, トレーニングの進行に伴う流体力の変化を定量的に評価することが可能であると共に, トレーニング効果を確認するための新指標として利用できる可能性が示唆されている (角川ほか, 2014). したがって, 巻き足においても今後研究を実施し, 多くのデータを蓄積していくことで, トレーニング効果や各

選手の伸びを評価することができる新たな方法として確立できる可能性が示唆される。

また、今後この方法をコーチング現場に取り入れていくことを考える上では、計測される選手の負担をさらに軽減すると共に、より迅速な分析とフィードバックを行えるよう、方法論を発展させていく必要があると考えられる。例えば、現在の方法では、有線の圧力センサを選手の身体に沿わせて装着し、圧力分布の計測を実施しているが、今後、データロガー等の機器を用いてワイヤレスでの計測ができるようになれば、より通常の動作に近い状況での試技が可能になるほか、短時間でのセンサ装着により、選手や指導者の拘束時間が短縮される。また、慣性センサ技術を応用して足部の位置情報を即時的に得ることができるようになれば、より簡易的に流体力の作用方向を分析し、推進力を推定することができる。これらことが実現すれば、より定期的に選手やトレーニングの評価に取り入れやすい方法になると考えられる。

5. 他の水中動作と比較した巻き足の力発揮の特徴

研究課題 III では、研究課題 II から方法を発展させ、多チャンネル測定器 (ユニバーサルレコーダ) と水中モーションキャプチャシステムを組み合わせることで巻き足動作時における両足部の推進力の推定を初めて試みた。その結果、それぞれの足部単体で見ると、推進力がゼロまたはマイナスになる [すなわち、推進力を発揮できない、または身体を下方に推進させる (沈める) 力 (抵抗力) を発揮している] 非推進局面 (リカバリー動作および蹴り出し動作) が存在するが、それを左右交互の動作によって補い、結果として身体を支持する

ための一定の推進力を発揮し続けていることが明らかとなった。

手部のスカーリング動作（フラットスカルやサポートスカル）では、それぞれの手部単体で見ても、推進力を発揮できない、または抵抗力を発揮しているような非推進局面は存在せず（すなわち、常に推進力を発揮し続けている）(Homma et al., 2014; 2016; 川合, 2014), さらに、動作を左右同時かつ対称的に行うことでトータルの推進力を増やしている。研究課題 III で確認された左右交互の動作による推進力の補完は、巻き足特有の力発揮の特徴であると言え、先行研究や指導書 (Alexander & Taylor, 2005; 本間, 2006; 日本水泳連盟, 2005a; Schnitzler et al., 2015) の中で述べられている動作と流体力学的理論背景に基づく技術解説を定量的に裏付けた。

また、研究課題 III において、水球選手 12 名で示された巻き足中の圧力差の平均値（左足）は、競泳選手（平泳ぎまたは個人メドレーにおいて日本選手権出場～上位入賞レベル）8 名で示された平泳ぎキック動作中の圧力差の平均値（左足）(角川ほか, 2015) と比較して、第 1 区分（第 1 趾付近）においてのみ高い値を示した (6.7 kN/m^2 vs. 5.3 kN/m^2)。これには、巻き足特有の動作である足部のかき込み動作と、その際の迎角および流入角（第 1 趾側面からの流れの流入）が深く関係していると示唆される (Fig. 35, 36, 37)。角川ほか (2015) の先行研究では、平泳ぎキック動作中の推進力までは推定していないため、圧力差が最終的にどう推進力につながっているのかは比較できないが、今後、比較・検証を行っていくことで巻き足の特徴をより明確に示すことができると考えられる。

6. 巻き足のパフォーマンス向上のための示唆

研究課題 III において、巻き足パフォーマンスが高い選手と低い選手の推進力データを比較すると、特にアウトキック局面後半（蹴り下ろし動作の終わり）でのピークの現れ方（ピーク時の変化）が大きく異なっており（Fig. 34）、それには流入角と迎角が関連していると考えられた：巻き足パフォーマンスが高い選手は、蹴り下ろし動作の開始時に足部平面の第 1 趾-踵のエッジを水底に向け、迎角を巧みに保ちながら（20°から 30°程度）流れを第 1 趾側面から流入させるように蹴り下ろすことで、推進力増大の要因となる足背・足底間の大きな圧力差（特に第 1 趾付近の圧力差）を生み出していた [Fig. 33 の左上段（前面からのダイアグラム）、Fig. 36 の左下段、Fig. 37 の左参照]。一方、巻き足パフォーマンスが低い選手は、蹴り下ろし動作の開始時に第 1 趾自体が水底に向き、迎角も蹴り下ろし動作の終わり際で維持することができず（およそ 10°程度の迎角）、生み出される圧力差が小さかった [Fig. 33 の右上段（前面からのダイアグラム）、Fig. 36 の右下段、Fig. 37 の右参照]。

巻き足パフォーマンスが高い選手に見られたような足部の向きや角度を作ってキックを行うためには、足関節の動き（背屈・底屈、内転・外転、内反・外反）はもちろん、股関節の動き（屈曲・伸展、内転・外転、内旋・外旋）も重要であると考えられ、Fig. 32 のスティックピクチャーからもそれが見て取れる。また、これらの関節の動きは、先行研究（Homma & Homma, 2005; Oliveira et al., 2015; Sanders, 1999a）においても巻き足動作時の推進力を高めるための重要なポイントとして指摘されている：特にサイクルを通した股関節の屈曲、外転、蹴り下ろし動作における股関節の部分的な内旋、足関節の背屈からの底屈、内転。そして、こうした関節の動きを高めるためには、関節の可動域と柔軟性の向上が必要不可欠である

ため、それらを改善するトレーニングやストレッチ等を実施しつつ、(映像機器を活用して)キックフォームの修正を行っていくことで、巻き足の推進力が向上する可能性が示唆される。

最後に、本博士論文は、全ての研究課題において大学トップレベルのチームに所属する男子水球選手を対象に実験を実施した。したがって、本博士論文で得られた知見をそのまま異なる年齢層や性別、他の巻き足を用いる競技に適用することには制限がある。今後、これらを含めた幅広い研究を行っていくことで、より普遍的な知見を得ることができると考えられる。

VIII. 結論

本博士論文では、圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用を検討し、水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力（推進力）の特徴について明らかにすることを目的とした。そして、この目的を達成するために、①圧力分布分析による流体力推定法の巻き足への応用可能性について検討する、②水球競技選手における巻き足動作時の非定常流体力（推進力）の特徴について明らかにする、③異なる巻き足パフォーマンスの選手間の比較から、優れた巻き足パフォーマンスを有する選手の推進力発揮の特徴について明らかにするという3つの研究課題を設定した。それぞれの研究課題において得られた主な知見は、以下の通りである。

- 1) 圧力分布分析による流体力推定法は、巻き足中の身体にかかる負荷の増大に伴う流体力の変化を正確に推定し、巻き足においても有効な方法であることが確認された。
- 2) 巻き足中に発揮される推進力は、足部足背側の圧力低下や速度・加速度とのピークのずれによって特徴付けられ、それには水の非定常性が大きく影響している可能性が示唆された。
- 3) 巻き足パフォーマンスが高い選手は、低い選手と比較して、足部の迎角を巧みに保ちながら流れを第1趾側面から流入させるように蹴り下ろすことで、特に第1趾付近での圧力差を増大させ、それによって大きな推進力を発揮している可能性が示唆された。

IX. 謝辞

本博士論文は、多くの方々のご指導、ご協力の賜物であり、私一人の力では到底完成させることができませんでした。この場を借りて、謝辞を申し上げます。

指導教員の筑波大学体育系・高木英樹教授には、本博士論文の執筆はもちろん、実験の計画・実施や学会発表、そして部活動など、大学での全ての活動を通して多岐にわたるご指導をいただきました。決して能力が高くない私に対して、いつも分かりやすく、親身にアドバイスをくださりましたこと、心から感謝申し上げます。高木教授の下で学んだことを今後の教育・研究活動に活かして参ります。

副査をしていただきました筑波大学体育系・本間三和子教授、洪性賛助教、そして専攻外副査をしていただきました筑波大学体育系・浅井武教授には、それぞれ巻き足と流体力学の専門家としての的確なご指摘、アドバイスをいただきました。また、本間教授には、博士論文執筆以前から水泳部および水泳競技コーチング論研究室の活動を通して様々なご指導をいただきました。深く感謝申し上げます。今後、国内外の学会で再びお目にかかった際には、博士論文からさらに発展した研究の成果を発表できるよう精進して参ります。

筑波大学体育系・椿本昇三教授、仙石泰雄助教には、水泳競技コーチング論研究室での活動のみならず、授業や部活動を通して多くの学びの機会をいただきました。また、同系研究員で同研究室所属の言上智洋博士、鹿屋体育大学講師で同研究室OBの角川隆明先生には、特にデータの分析や論文投稿に際して、多くのご指導、アドバイスをいただきました。心から感謝申し上げます。先生方から学んだ「水泳」に関する幅広い知識や知恵をこれからの活

動に活かしていく所存です。

水泳競技コーチング論研究室のメンバーの皆様，そして，水泳部および博士後期課程同期の藤本知臣君（運動生理学研究室）には，研究はもちろん，私生活においても大変お世話になりました。皆様からの様々なアドバイスや励まし，そして刺激のお陰で毎日を有意義に過ごすことができ，研究にもめげずに取り組むことができました。研究室としては，これから変遷の時期を迎えるかと思いますが，新しいドクターの院生を中心にメンバー同士で協力し合い，より一層研究室を盛り上げていってください。

水泳部水球の選手，スタッフの皆様には，コーチングを通して多くの学びをいただきました。また，選手の皆様には，実験の対象者としてもご協力いただき，深く感謝しております。コーチとして部活動に携わりながら研究を進めることは容易ではありませんでしたが，皆様の頑張りを見て私自身も頑張ることができました。皆様と共に水球にかけてきた時間は，私にとって何物にも代え難い貴重な財産です。これからもチーム一丸となり，目標に向かって頑張っていってください。一OBとして応援しております。

そして，最後になりましたが，私の長い学生生活を多方面から支え，応援してくれた両親，姉妹に深く感謝いたします。教員の家系に生まれ，私自身も気づいた時には教員を目指していましたが，今ようやくそのスタートラインに立つことができました。これからは，一教員として，より一層研鑽に励んで参ります。

平成 31 年 3 月 25 日

川合 英介

X. 参考・引用文献

- 阿江通良, 藤井範久. (2002). スポーツバイオメカニクス 20 講. 東京: 朝倉書店.
- Alexander, M., & Taylor, C. (2005). The Technique of the Eggbeater Kick.
http://michaelreid.typepad.com/michaelreid/files/alexander_tech_of_eggbeater_kick.pdf
Accessed 30 April 2016.
- Altshuler, D. L., Princevac, M., Pan, H., & Lozano, J. (2010). Wake patterns of the wings and tail of hovering hummingbirds. *Animal Locomotion* (pp. 273–284). Springer, Berlin, Heidelberg.
- 荒木昭好. (1971). 図解 水球のゲーム. 東京: 成美堂出版.
- ベラ・ライキ. (1973). ライキの水球—技術・戦術・トレーニング—. (宮川毅, 訳) 東京: ベースボール・マガジン社.
- Berger, 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.
- Botonis, P. G., Toubekis, A. G., & Platanou, T. I. (2015). Physiological Responses of Water-Polo Players Under Different Tactical Strategie. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(1), 84–90.
- 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.
- Clarys, J. (1975). Analysis of the egg beater and breaststroke kicks in water polo. In L. Lewillie & J. Clarys (Eds.), *Swimming II* (pp. 241–246). Baltimore: University Park Press.

Ellington, C. P., Van Den Berg, C., Willmott, A. P., & Thomas, A. L. (1996). Leading-edge vortices in insect flight. *Nature*, 384(6610), 626.

FINA. (2017). FINA Water Polo Rules.

https://www.fina.org/sites/default/files/2017_2021_wp_rules_16032018_colour.pdf

Accessed 6 May 2017.

Galy, O., Ben Zoubir, S., Hambli, M., Chaouachi, A., Hue, O., & Chamari, K. (2014). Relationships between heart rate and physiological parameters of performance in top-level water polo players. *Biology of Sport*, 31(1), 33–38.

原朗, 柳等, 清原伸彦, 当麻成人, 石井喜八. (1988). 立ち泳ぎのときに発揮される浮き上がる力の測定—測定装置の試作—. 日本体育大学紀要, 17(2), 115–122.

本間三和子. (2000). シンクロナイズドスイミングの各種動作における水上荷重負荷. 筑波大学運動学研究, 16, 13–22.

本間三和子. (2006). シンクロナイズドスイミングにおけるスカーリングとエッグビーターキックの技術に関する文献研究. 筑波大学体育科学系紀要, 29, 1–14.

本間三和子. (2008). シンクロナイズドスイミングにおける推進技術の動作特性と指導観点. 平成 19 年度 筑波大学大学院博士論文.

Homma, M. (2017). The Relationship between Buoyancy and Airborne Weight in Synchronized Swimmers. *Japanese Journal of Sciences in Swimming and Water Exercise*, 20(1), 10–18.

Homma, M., & Homma, M. (2005). Coaching points for the technique of the eggbeater kick in synchronized swimming based on three-dimensional motion analysis. *Sports Biomechanics*,

4(1), 73–87. doi:10.1080/14763140508522853

Homma, M., Kawai, Y., & Takagi, H. (2014). Fluid Force Acting on the Hand during Sculling of a World-Class Synchronized Swimmer. *筑波大学体育系紀要*, 37, 159–163.

Homma, M., Kawai, Y., & Takagi, H. (2016). Estimating Hydrodynamic Forces Acting on the Hand during Sculling in Synchronized Swimming. *Proceedings of the XXXIVth International Symposium on Biomechanics in Sports*. Tsukuba.

舟崎紘史. (2008). 水球競技におけるシュートスピードの向上について. 平成 19 年度 筑波大学大学院修士論文.

石綿良三, 根元光正. (2004). 流れのふしぎ 遊んでわかる流体力学の ABC. 東京 : 講談社.

川合英介. (2016). 水球競技選手における巻き足動作時の足部流体力発揮に関する研究. 平成 27 年度 筑波大学大学院修士論文.

Kawai, E., Tsunokawa, T., Tsubakimoto, S., & Takagi, H. (2016). A Study of Fluid Forces Acting on a Foot During Eggbeater Kicks of Water Polo Players. *Proceedings of the XXXIVth International Symposium on Biomechanics in Sports*. Tsukuba.

川合結万. (2014). シンクロナイズドスイミングにおけるスカーリング動作時の手部流体力の推定. 平成 25 年度 筑波大学大学院修士論文.

久保田浪之介. (2007). トコトンやさしい 流体力学の本. 東京 : 日刊工業新聞社.

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.

Kudo, S., Vennell, R., & Wilson, B. (2013). The effect of unsteady flow due to acceleration on

- hydrodynamic forces acting on the hand in swimming. *Journal of Biomechanics*, 46(10), 1697–1704. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.002
- Kudo, S., Yanai, T., Barry, W., Takagi, H., & Ross, V. (2008). Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions. *Journal of Biomechanics*, 41(5), 1131–1136. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.007
- 工藤重忠, Wilson, B., & 高木英樹. (2007). 揚・抗力係数を用いた非定常流状態での手部流体力推定時の誤差. *水泳水中運動科学*, 10(1), 1–11.
- 倉林準, 持丸正明, 河内まき子. (2003). 股関節中心推定法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌*, 27(1), 29–36.
- Maglischo, C. W., Maglischo, E. W., Higgins, J., Hinricks, R., Luedtke, D., Schleihauf, R. E., & Thayer, A. (1986). A biomechanical analysis of the 1984 US Olympic swimming team: The distance freestylers. *Journal of Swimming Research*, 2(3), 12–16.
- Maglischo, E. W. (2003). Increasing Propulsion. *Swimming Fastest* (pp. 5–42). Champaign, Illinois : Human Kinetics Publishers.
- 松井敦典, 小林一敏, 土居陽治郎. (1984). 立ち泳ぎにおける下肢の動作と推力発生メカニズムに関する研究. *東京体育学研究*, 11, 59–62.
- 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.009
- 松内一雄, 山田圭一, 野村武男, 榊原潤, 新谷治樹, 三輪飛寛. (2007). クロール泳者の手

- の動作分析と PIV 計測法による流れ場の可視化. 日本機械学会論文集 (B編), 73(734), 55–60.
- McCluskey, L., Lynskey, S., Leung, C. K., Woodhouse, D., Briffa, K., & Hopper, D. (2010). Throwing velocity and jump height in female water polo players: performance predictors. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2), 236–240. doi:10.1016/j.jsams.2009.02.008
- Melchiorri, G., Castagna, C., Sorge, R., & Bonifazi, M. (2010). Game activity and blood lactate in men's elite water-polo players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2647–2651.
- Melchiorri, G., Viero, V., Triossi, T., Tancredi, V., Galvani, C., & Bonifazi, M. (2015). Testing and Training of the Eggbeater Kick Movement in Water Polo: Applicability of a New Method. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2758–2764. doi:10.1519/JSC.0000000000000946
- 村川諒. (2017). 水中ドルフィンキックの推進メカニズムに関する考察 ～泳動作と流れ場に注目して～. 平成 28 年度 筑波大学大学院修士論文.
- Nakashima, M., Minami, Y., & Takagi, H. (2015). Optimizing simulation for lower limb motion during throwing in water polo. *Mechanical Engineering Journal*, 2, 14–00472.
- Nakashima, M., Nakayama, Y., Minami, Y., & Takagi, H. (2014). Development of the simulation model for throwing motion in water polo. *Sports Engineering*, 17, 45–53.
- 日本赤十字社. (2008). 赤十字水上安全法講習教本 (第 4 版). 東京: 株式会社日赤サービス.
- 日本水泳連盟. (2018). アーティスティックスイミングバッジテスト基準表.

<https://www.swim.or.jp/info/detail.php?i=1517> 参照：2018年8月16日.

日本水泳連盟. (2005a). 水泳コーチ教本 (第2版). 東京：大修館書店.

日本水泳連盟. (2005b). 水泳指導教本 (第2版). 東京：大修館書店.

日本水泳連盟. (2014a). 水泳コーチ教本 (第3版). 東京：大修館書店.

日本水泳連盟. (2014b). 水球競技ハンドブック. 東京：株式会社 API.

日本水泳連盟. (2017). 2016年度 水球男女日本代表候補トライアルについて.

<http://www.swim.or.jp/upfiles/1486023121-selection2016.pdf> 参照：2017年2月10日.

Oliveira, N., Chiu, C. Y., & Sanders, R. H. (2015). Kinematic Patterns Associated with the Vertical Force Produced during the Eggbeater Kick. *Journal of Sports Sciences*, 33(16), 1675–1681.

doi:10.1080/02640414.2014.1003590

Oliveira, N., Fernandes, R. J., Sarmiento, M., Liberal, S., Figueiredo, P. A., Goncalves, P., & Villas-Boas, J. P. (2010). Muscle Activity During the Typical Water Polo Eggbeater Kick. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 4(2), 163–174.

Oliveira, N., & Sanders, R. H. (2015). Kinematic and kinetic evidence for functional lateralization in a symmetrical motor task: the water polo eggbeater kick. *Experimental Brain Research*, 233(3), 947–957. doi:10.1007/s00221-014-4166-8

Oliveira, N., & Sanders, R. H. (2017). Effects of knee action phase and fatigue on Rectus Femoris and Biceps Femoris co-activation during the eggbeater kick. *Human Movement Science*, 51, 82–90.

Oliveira, N., Saunders, D. H., & Sanders, R. H. (2016). The Effect of Fatigue-Induced Changes in

- Eggbeater-Kick Kinematics on Performance and Risk of Injury. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(1), 141–145. doi:10.1123/ijsp.2015-0057
- 乙女陽平. (2012). 水球競技における下肢動作が異なる二種類のシュート動作の分析－巻き足と蹴り足の比較－. 平成 23 年度 筑波大学大学院修士論文.
- Platanou, T. (2004). Time-motion analysis of international level water polo players. *Journal of Human Movement Studies*, 46(4), 319–332.
- 臨床歩行研究会. (1992). 報告書歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化提案書 修正版 Ver. 1992. 06.
- Sanders, R. H. (1999a). Analysis of the eggbeater kick used to maintain height in water polo. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 284–291.
- Sanders, R. H. (1999b). A Model of Kinematic Variables Determining Height Achieved in Water Polo Boosts. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 270–283.
- Sanders, R. H. (1999c). Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(1), 3–26.
- Schleihauf, R. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In J. Terauds & E.W. Bedingfield (Eds.), *Swimming III* (pp. 173–184). Baltimore, MD: University Park Press.
- Schnitzler, C., Button, C., Croft, J. L., & Seifert, L. (2015). A new qualitative typology to classify treading water movement patterns. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(3), 530–535.
- 清水信貴, 高木英樹. (2007). 水球競技におけるルール改正に伴うゲーム構造の変化に関する研究. *水泳水中運動科学*, 10(2), 38–43.

清水幸丸, 高木英樹, 倉島浩章. (2000). 人体手部の流体力学的特性に関する考察 (手部回りの圧力分布計測および流れの可視化). *日本機械学会論文集 (B 編)*, 66(644), 166–173.

Shimojo, H., Murakawa, R., Nara, R., Baba, Y., Sengoku, Y., Sakakibara, J., Shimoyama, Y., Tsubakimoto, S., Takagi, H. (2017). Three-dimensional flow field and leg motion during undulatory underwater swimming. *Proceedings of the XXXVth International Symposium on Biomechanics in Sports*. Cologne.

Shimojo, H., Murakawa, R., Sengoku, Y., Sakakibara, J., Tsubakimoto, S., & Takagi, H. (2016). A flow visualization of undulatory underwater swimming -a pilot study of three dimensional analysis-. *Proceedings of the XXXIVth International Symposium on Biomechanics in Sports*. Tsukuba.

白山源三郎. (1975). 図説 日本泳法—12 流派の秘法—. 東京：日貿出版社.

Smith, H. K. (1998). Applied Physiology of Water Polo. *Sports Medicine*, 26(5), 317–334.
doi:10.2165/00007256-199826050-00003

Stirn, I. (2010). Assessment of some morphological characteristics and specific motor abilities in young water polo players in three different age groups. *Antropomot*, 51, 45–51.

Stirn, I., Strmecki, J., & Strojnik, V. (2014). The Examination of Different Tests for the Evaluation of the Efficiency of the Eggbeater Kicks. *Journal of Human Kinetics*, 41, 215–226.
doi:10.2478/hukin-2014-0049

水藤弘吏, 岡本敦, 高橋繁浩, 桜井伸二, 佐野真也, 布目寛幸, 池上康男. (2006). 平泳ぎ

- 泳動作中の手部流体力の推定と上肢の各関節に発生する関節トルク算出の試み. 水泳水中運動科学, 9(2), 22–30.
- 高木英樹. (2003). 水球競技における研究動向と競技力向上を目指した科学的サポートの現状. トレーニング科学, 14(3), 139–146.
- 高木英樹. (2007). 水球競技のバイオメカニクス. バイオメカニクス研究, 11(2), 68–82.
- 高木英樹. (2008). 水球競技の体力科学. 筑波大学体育科学系紀要, 31, 27–41.
- 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.05.006
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., & Matsuuchi, K. (2014a). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field: Application to the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1401–1408.
- Takagi, H., Nakashima, M., Sato, Y., Matsuuchi, K., & Sanders, R. (2016). Numerical and experimental investigations of human swimming motions. *Journal of Sports Sciences*, 34(16), 1564–1580.
- 高木英樹, 野村照夫, 松井敦典, 南隆尚, 合屋十四秋. (1999). スカーリング動作による推力発揮に関する流体力学的考察. 三重大学教育学部研究紀要, 50, 111–119.
- Takagi, H., Shimada, S., Miwa, T., Kudo, S., Sanders, R., & Matsuuchi, K. (2014b). Unsteady hydrodynamic forces acting on a hand and its flow field during sculling motion. *Human Movement Science*, 38, 133–142. doi:10.1016/j.humov.2014.09.003

Takagi, H., & Wilson, B. (1999). Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. In K. L. Keskinen, P.V. Komi, & A. P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII* (pp. 101–106). Jyväskylä: Gummerus Printing.

鳥海崇, 森下愛子. (2011). 大学水球部員の巻き足動作時の運動学的分析. 体育研究所紀要, 50(1), 33-39.

鳥海崇, 森下愛子, 渡辺一仁. (2013). 巻き足動作の強さと巧みさとの関連について ~大学水球部員による3次元動作分析から~. 体育研究所紀要, 52(1), 33–37.

角川隆明. (2016). 圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部流体力推定法の確立. 平成27年度 筑波大学大学博士論文.

角川隆明, 萬久博敏, 荻田太. (2018). 水中モーションキャプチャと圧力分布計測を用いたクロール中に発揮される推進力の分析. 学術研究紀要/鹿屋体育大学, 55, 113–121.

Tsunokawa, T., Nakashima, M., & Takagi, H. (2015). Use of pressure distribution analysis to estimate fluid forces around a foot during breaststroke kicking. *Sports Engineering*, 18(3), 149–156.
doi:10.1007/s12283-015-0174-6

角川隆明, 仙石泰雄, 椿本昇三, 高木英樹. (2015). 平泳ぎキック動作中に働く非定常流体力と足部表面の圧力分布の関係. 体育学研究, 60(1), 165–175.

角川隆明, 仙石泰雄, 椿本昇三, 高木英樹. (2014). トレーニング進行に伴う圧力分布から推定した平泳ぎ中の足部流体力の変化. トレーニング科学, 25(4), 311–318.

角川隆明, 高木英樹, 仙石泰雄, 椿本昇三. (2012). 平泳ぎ泳パフォーマンスと圧力分布から推定した足部流体力との関係. 体育学研究, 57(2), 515–525.

角川隆明, 津野天兵, 萬久博敏, 荻田太, 高木英樹. (2017). 水中モーショントラッキングと
圧力分布計測を用いた手部に働く流体力の分析. 学術研究紀要/鹿屋体育大学, 55,
17-25.

Tsunokawa, T., Tsuno, T., Mankyu, H., Takagi, H., & Ogita, F. (2018). The effect of paddles on
pressure and force generation at the hand during front crawl. *Human Movement Science*, 57,
409-416. doi:10.1016/j.humov.2017.10.002

Ungerechts, B., & Arellano, R. (2011). Hydrodynamics in swimming. In L. Seifert, D. Chollet, & I.
Mujika (Eds.), *World book of swimming: from science to performance* (pp. 21-41). New York:
Nova Science Publishers.

吉川悠希. (2011). 巻き足動作における重量付加時の影響. 平成 22 年度 筑波大学大学院修
士論文.