

博士論文

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

角川 隆明

筑波大学

目次

目次.....	1
略語の定義.....	5
用語の定義.....	7
表のタイトル一覧.....	8
図のタイトル一覧.....	9
関連論文	12
I 緒言	13
1. 背景.....	13
2. 研究の目的.....	17
3. 文献研究	18
3-1. 水泳中の身体に働く抵抗力.....	18
3-2. 平泳ぎに関する研究.....	35
4. 研究の課題.....	41
5. 研究の仮説	44
II 【研究課題 1】	46
1. 目的	46
2. 【研究課題 1-1】	46

2-1. 目的	46
2-2. 方法	46
2-3. 研究の限界.....	49
2-4. 結果	50
2-5. 考察	53
3. 【研究課題 1-2】	55
3-1. 目的	55
3-2. 方法	55
3-3. 研究の限界.....	65
3-4. 結果	66
3-5. 考察	72
4. 【研究課題 1-3】	76
4-1. 目的	76
4-2 方法	76
4-3. 研究の限界.....	84
4-4. 結果	85
4-5. 考察	86
5. 研究課題 1 の要約	93
III 【研究課題 2】	95
1. 目的.....	95

2. 方法.....	96
3. 研究の限界.....	103
4. 結果.....	104
5. 考察.....	110
6. 研究課題 2 の要約.....	114
IV 【研究課題 3】	115
1. 目的	115
2. 【研究課題 3-1】	117
2-1. 目的	117
2-2. 方法	117
2-3. 研究の限界.....	119
2-4. 結果	120
2-5. 考察	124
3. 【研究課題 3-2】	128
3-1. 目的	128
3-2. 方法	128
3-3. 研究の限界.....	130
3-4. 結果	131
3-5. 考察	136
4. 研究課題 3 の要約	139

V【総合討論】	140
1. 圧力分布計測を用いた足部流体力推定法の再現性	140
2. 圧力分布計測を用いた足部流体力推定法の妥当性	141
3. 流体力推定法の競技場面への応用	142
4. 他の方法論との組み合わせ	144
5. 最適なキック動作	146
6. 足部流体力推定法の課題	147
VI 結論	149
VII 謝辞	151
VIII 文献	153

略語の定義

本研究で用いる略語は以下の通りである。

FNT : 舟状骨粗面 foot navicular-tuberosity

FMT : 第 5 中足骨粗面 foot metatarsus-tuberosity of fifth metatarsal bone

FCC : 踵骨後面 foot calcaneus-posterior surface center

FM1 : 足部中足骨第 1 中足骨頭 foot metatarsus-first head

FM3 : 足部中足骨第 3 中足骨頭 foot metatarsus-third head

FM5 : 足部中足骨第 5 中足骨頭 foot metatarsus-fifth head

FHE : 足部距骨頭部 foot talus-head

F_{foot} : 泳者の足部に働く流体力の合力, または足部模型に働く流体力の合力 fluid forces acting on a foot, fluid forces acting on a foot model

F_{pressure} : 研究課題 1 において, 足部表面の圧力分布から推定した流体力 fluid forces estimated from pressure distribution analysis

F_{loadcell} : 研究課題 1 において, ロードセルによって計測した力から算出した足部模型に働く流体力の合力 fluid forces calculated from load-cell

$F_{\text{propulsion}}$: 足部に働く流体力の推進方向成分 propulsive component of fluid forces

F_{vertical} : 足部に働く流体力の鉛直方向成分 vertical component of fluid forces

F_{lateral} : 足部に働く流体力の左右方向成分 lateral component of fluid forces

F_{tethered} : tethered swim によって計測した, 泳者が前進する際に発揮する力 tethered forces

v_{100} : 対象者の 100 m 平泳ぎ自己最高記録時の泳速度 swimming velocity of 100 m breaststroke

用語の定義

平泳ぎキック動作

本研究において平泳ぎキック動作とは、競泳の平泳ぎにおいて泳者が下肢を屈曲、伸展させる動作と定義した。平泳ぎのキック動作には、下肢の屈曲といった推進に貢献しない動作も含まれるが、本研究では泳者が行う全ての下肢動作をキック動作とした。

流体力

本研究において流体力とは、泳動作中に身体が水から受ける、あるいは身体が水に作用させる力と定義した。泳動作中に生じる流体力には、推進に貢献するものや推進を妨げるもの、推進には関わらないものなど様々であるが、これらのことに関わらず、本研究では水によって生じる全ての力を流体力とした。

推進力

泳者の身体に働く流体力は推進方向、鉛直方向、左右方向にそれぞれ作用するが、作用する方向によって推進に貢献する成分と推進を妨げる成分に分けることができる。本研究では、泳者の身体に働く流体力の推進方向成分のうち、泳者の推進に貢献するものを推進力とした。

表のタイトル一覧

Table II - 1	Angular range for each robotic motion (Experiment 1-2).....	58
Table II - 2	Root mean square error (RMSE) between command angle and measured angle for each robotic motion (Experiment 1-2).....	67
Table II - 3	Intra-class correlation coefficients (ICCs) of F_{pressure} (Experiment 1-2)....	68
Table II - 4	Values of measured variables for each trial (Experiment 1-2).....	69
Table II - 5	Pearson's correlation coefficient (r) between F_{pressure} and F_{loadcell} (Experiment 1-2).....	70
Table II - 6	Physical characteristics and swimming performance of swimmers (Experiments 1-3).....	77
Table II - 7	Variables and Pearson's correlation coefficients (r) (Experiment 1-3).....	87
Table III- 1	Physical characteristics and swimming performance of swimmers (Experiments 2).....	98
Table III- 2	Variables of fluid force and pressure (Experiment 2).....	105
Table IV - 1	Results of variables (Experiment 3-1).....	121
Table IV - 2	Results of trial continuation time, duration of a cycle, impulse of a cycle (Experiment 3-2).....	133

図のタイトル一覧

Figure I - 1	Schematic of the MAD system (Hollander u., 1986).....	20
Figure I - 2	Analysis of active drag using an assisted towing method (Formosa et al., 2011).	25
Figure I - 3	Schematic of the experimental set-up and hand model (Shimizu et al., 2000).	30
Figure I - 4	Schematic of the experimental set-up and hand model (Kudo et al., 2008).	31
Figure I - 5	Schematic of the “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming (Toussaint et al., 2002).	32
Figure I - 6	Temporal gap between arm and leg stroke phase in breaststroke (Seifert & Chollet, 2005).	38
Figure II - 1	Schematic of simulation model (Experiment 1-1).	48
Figure II - 2	Estimated fluid forces by SWUM acting on a foot, shank, and thigh (Experiment 1-1).	51
Figure II - 3	Pressure drag and frictional drag acting on a foot during breaststroke kicking (Experiment 1-1).	52
Figure II - 4	Schematic and photograph of the robotic leg (Experiment 1-2), showing	

its motions (i) twisting rotation along the A-axis, performed by the hip; (ii) two degree-of-freedom (DOF) rotations performed by the thigh; (iii) twisting rotation along the long axis of the thigh; (iv) flexion/extension of the knee..... 57

Figure II - 5 Foot model used in experiment 1-2. 60

Figure II - 6 Construction of the foot model, showing the four segments, and the points where pressure sensors are attached (Experiment 1-2). FNT; foot navicular-tuberosity; FMT; foot metatarsus-tuberosity of fifth metatarsal bone; CSC: foot calcaneus-posterior surface center. The pressure sensors are embedded in the foot metatarsus-first head (FM1), the foot metatarsus-third head (FM3), the foot metatarsus-fifth head (FM5) and the foot talus-head (FHE)..... 62

Figure II - 7 Temporal profiles of F_{pressure} and F_{loadcell} during one kicking cycle for each trial. F_{pressure} is the fluid force around the foot as estimated using pressure distribution analysis. F_{loadcell} is the fluid force around the foot as measured by the load cell (Experiment 1-2). 71

Figure II - 8 Schematic of experiment 1-3. 78

Figure II - 9 Definitions of direction in experiment 1-3. 83

Figure II - 10 Relationship between mean of $F_{\text{propulsion}}$ and mean of F_{tethered} (Experiment 1-3). 88

Figure II - 11 Relationship between impulse of $F_{\text{propulsion}}$ and v100 (Experiment 1-3).89

Figure II - 12 The typical profiles of estimated fluid forces during a kicking cycle

(B-6) (Experiment 1-3).....	90
Figure III - 1 Construction of the foot model, showing the four segments, and the points where pressure sensors are attached (Experiment 2).	99
Figure III - 2 Schematic of experiment 2.....	101
Figure III - 3 Absolute value of the pressure at each point.	107
Figure III - 4 Typical pattern of the fluid forces and the pressure (Experiment 2). .	109
Figure IV - 1 Relationship between mean of fluid force and v_{50} (Experiment 3-1). ...	122
Figure IV - 2 The profiles of fluid force and pressure differences during a kicking cycle for each swimmer (Experiment 3-1).....	123
Figure IV - 3 Definitions of the variable in experiment 3-2.....	132
Figure IV - 4 The duration of each kicking cycle (Experiment 3-2).	134
Figure IV - 5 The impulse of each kicking cycle (Experiment 3-2).....	135

関連論文

本論文は、以下に示した関連論文と未発表の結果をまとめたものである。

1. Takaaki Tsunokawa, Motomu Nakashima, Hideki Takagi (2015) Use of Pressure Distribution Analysis to Estimate Fluid Forces around a Foot during Breaststroke Kicking. *Sports Engineering*, in press 【研究課題 1-2】
2. 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. 【研究課題 1-3】
3. 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*, 印刷中 【研究課題 2】
4. 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. 【研究課題 3】

I 緒言

1. 背景

競泳競技は、競争する選手が同一スタートラインから決められた距離を泳ぎ、その速さを競うものである。競技会では、自由形、背泳ぎ、平泳ぎ、バタフライの近代4泳法に加え、個人メドレー、フリーリレー、メドレーリレーが実施されている。これらの泳法のうち、平泳ぎを除く自由形、背泳ぎ、バタフライの3泳法は上肢動作によって得られる推進力が大きいことが知られているのに対し、平泳ぎは上肢動作よりもキック動作によって得られる推進力が大きく、泳者の身体が最も加速する局面は、キック動作によって水を蹴り出す局面であることが報告されている (Maglischo, 1987; Persyn et al., 1992; Cappaert et al., 1996)。そのため、キック動作の改善は、平泳ぎのパフォーマンス向上にとって最重要課題と言え、これまでに様々な指導書に動作の要点が記述されている (宮下ほか, 1973 ; 杉原ほか, 1982 ; Maglischo, 1983)。しかしながら、先行研究や指導書では画像分析を用いたキネマティック分析による報告がなされているに過ぎず (Cappaert et al., 1996; Thompson et al., 2004; Stephen et al., 2009)、キック動作改善の指針となる流体力学的データは乏しい。

平泳ぎに限らず、水泳は水という媒体に対して運動量を与えることで推進力を得る一方、水から摩擦抵抗や圧力抵抗などの抵抗力を常に受けながら移動する身体運動である。そのため、水泳におけるエネルギー消費の大部分が抵抗に打ち勝つために費やされ (Prampero, 1986)、水泳のパフォーマンスを制限するひとつの要因となっている。摩擦抵抗は水の「粘

性」という特性によって引き起こされ、移動速度の異なる水の層同士の摩擦力に依存する。水の粘性によって、泳者の身体表面に接している水の層は身体表面と一体となり、同じ速度で移動する。この流体の速度は物体から離れるにつれて減少し、十分離れている場所における流体は静止している。また、圧力抵抗は泳者の身体形状や大きさ、移動速度によって異なり、泳者の身体まわりの流体に生じる圧力差が原因となる。一般的に圧力抵抗 D_p は、泳速度の二乗と、形状に依存する無次元の抵抗係数 C_b 、断面積 A_p 、水の密度 ρ に比例し、以下の式 (Eq. 1) で表される。

$$D_p = \frac{1}{2} \rho A_p v^2 C_b \quad (\text{Eq. 1})$$

水泳に関する研究の初期段階から、泳者の身体に働く流体力を測定する試みが行われ、もっとも古い研究としては1905年にDubois-Reymond が手漕ぎボートで泳者を牽引しながら張力計によって抵抗を測定した研究があげられる。さらに、Liljestrand & Stenstrom (1919) は、岸辺に設置した巻き上げ機で泳者を牽引して抵抗力を計測した。また、Amar (1920) は以下の式 (Eq. 2) に従って、初めて抵抗は泳速度の二乗に比例するという仮説を立てた。

$$D = K \cdot v^2 \quad (\text{Eq. 2})$$

ここで、 D は抵抗を示し、 K は式 (Eq. 1) に含まれる ρ 、 C_b 、 A_p をひとつにまとめた定数を示す。しかしながら、これらの研究では身体を静止した泳者を水中で受動的に牽引した際に働く抵抗力を計測しており、実際の泳動作のように推進力を発揮するための動作を行った際の抵抗力とは異なる。したがって、推進力を発揮するための動作を行うことで、付

加的な抵抗が生じることが推察され (Pendergast et al., 1977; Clarys, 1978; Kolmogorov et al., 1997), 実際に泳動作を行った際の泳者に働く抵抗を決定する試みにつながった.

泳者の身体が加減速せずに一定泳速度で推進すると仮定するとき, 泳者が発揮する推進力と, 泳動作を行う泳者の身体に働く抵抗力である自己推進時抵抗 (Active Drag) は等しいという関係が成り立つ (Toussaint et al., 1988). そのため, これまでに水泳中の自己推進時抵抗を計測し, 泳者が発揮する推進力を定量化する試みがなされてきた (Hollander et al., 1986; Kolmogorov & Duplisheva, 1992; Xin-Feng et al., 2007). しかしながら, 実際の泳者は加減速を繰り返しながら推進しており, 一定泳速度で推進すると仮定して計測された自己推進時抵抗の平均値では, 周期中の力の変動や身体各部位の動作によって生じる力を明らかにすることはできない.

泳者が水中で身体を動かしたとき, 身体には慣性力と摩擦抵抗, 圧力抵抗が働く. 慣性力とは, 身体自身の質量と手部周りの水の質量の和に手部の加速度を乗じたものであるが, 実際の泳動作では周期運動を行うことで身体自身の質量による慣性力は帳消しされる. そのため, 慣性力として身体に作用するのは, 身体と共に加速される流体の付加質量による慣性力のみとなり, 身体表面に対して作用する摩擦抵抗と圧力抵抗に反映される.

Marinho et al. (2009) は CFD を用いた研究において, 泳者がグライド姿勢をした際の圧力抵抗が全抵抗に占める割合は 86.95%から 92.05%であると報告している. このように, 摩擦抵抗は圧力抵抗と比較して小さいため, 泳者の身体表面の圧力分布を正確に計測できれば, 泳動作によって生じる流体力をほぼ推定できると考えられる. これらのことから, 現在は個々の泳動作によって発揮される流体力を経時的に計測する試みとして, 泳者の身

体表面の圧力分布計測を用いた流体力の推定が行われている (Takagi et al., 1999; Kudo et al., 2008b). Kudo et al. (2008b) は、圧力センサを埋め込んだ手部模型を用いて、回流水槽内でクロールの動作を模した回転動作を行わせ、計測された圧力分布から手部模型に働く流体力を推定するための回帰式を導出した。その結果、ロードセルによって計測した流体力と圧力分布回帰式から推定した流体力との間の誤差は最大で 20%以下であり、非定常な流れを考慮した流体力の推定が可能であると報告している。しかしながら、この方法では各圧力センサの水深を明らかにして静水圧の影響を考慮する必要があり、圧力センサの絶対位置座標を算出するための画像分析を合わせて行う必要があるため、流体力推定には多大な時間と労力を要することとなる。それに対し、Takagi et al. (1999) が報告した手部に働く流体力の推定法では、手掌と手背の圧力差に手部表面の面積を乗じて流体力を推定するため、画像分析によって各圧力センサの位置を明らかにして静水圧を考慮する必要が無い。そのため、選手や指導者に流体力データを即時にフィードバックすることが可能であり、指導場面や競技場面への応用が期待される。

しかしながら、圧力分布計測を用いて泳者の手部以外の部位に働く流体力を推定する方法論は構築されておらず、平泳ぎで重要とされるキック動作によって生じる流体力の推定法の構築が望まれる。もし、平泳ぎキック動作によって発揮される流体力を明らかにすることができれば、パフォーマンスを向上させる上で選手や指導者にとって有益な情報となると考えられる。

2. 研究の目的

本研究は、平泳ぎにおいて重要とされるキック動作によって生じる流体力を評価するため、以下の3点を解決することを目的とした。

- 1) 圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法の妥当性を検証し、推定した流体力と泳パフォーマンスとの関係を明らかにすること。
- 2) 平泳ぎキック動作中の足部周りの圧力分布と流体力の関係を明らかにし、流体力が増大する際の圧力分布の特徴を明らかにすること。
- 3) 平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法の競技場面やトレーニング場面での有用性を検証し、技能向上のための指針を得ること。

3. 文献研究

3-1. 水泳中の身体に働く抵抗力

3.1.1 準定常解析法 (quasi-static approach) による手部流体力の推定

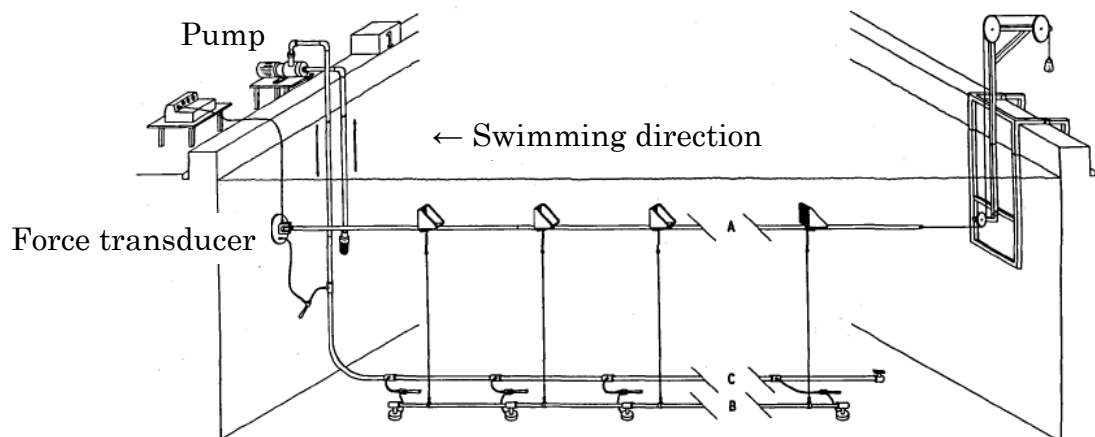
Schleihauf (1979) は、定常流時における手部模型に生じる流体力 (揚・抗力) を計測し、揚・抗力係数を算出した後、得られた係数および水中画像から得た手部速度、迎角、水平駆動角、手部面積、流体密度を流体力に関する一般式 (Eq. 1) に代入して手部流体力を推定する準定常解析法 (quasi-static approach) を考案した。これまで、手部流体力を推定するにはこの準定常解析法を用いるのが一般的であり、この方法を用いて数多くの研究者が泳者の手部に働く流体力の推定を実施してきた (Maglischo et al., 1986; Cappaert et al., 1995; 水藤ほか, 2006)。しかしながら、この方法では定常流状態で得た係数を、非定常流状態での運動に当てはめて流体力を推定しており、問題点が指摘されてきた (Pai & Hay, 1988; Niklas et al., 1994; 清水ほか, 2000; 工藤ほか, 2007)。クロール泳では、水に対する手の迎角や流入角が常に変化し、さらに加減速を行っているため、泳者の身体周りには渦が発生するとともに、水の慣性力が働く。よって、準定常解析法ではこのような渦や水の慣性力の影響が無視されることとなる。Pai & Hay (1988) は円柱模型を用いて定常流状態と非定常流状態での揚・抗力係数を算出し、準定常解析法の妥当性を検証した。その結果、非定常状態で得た係数は、定常状態で得た係数の 3 倍から 4 倍程度に達し、準定常解析法の仮定には問題があることが明らかとなった。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

これらの研究を経たことで、画像分析から泳者に働く力を推定することには問題があることが明らかとなり、泳者の身体に働く力を直接計測しようとする試みにつながったと言える。

3.1.2 MAD システムによる自己推進時抵抗の推定

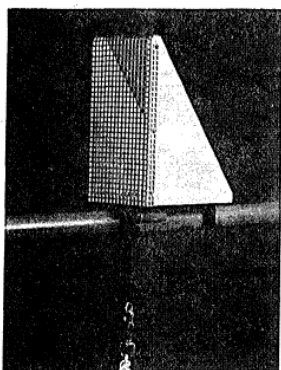
Hollander et al. (1986) は、クロールで泳いでいる泳者が水を押ししている力を直接測定するシステム (MAD システム : Measurement of Active Drag system) を開発した。この手法は、水中に固定されたパッドを泳者がそれぞれ左右のストローク動作で押して進み、パッドを押す力を計測するものである。この押し出し用のパッドは、22 m の支柱に取り付けられており、パッド間の距離は調整可能である。通常パッド間の距離は 1.35 m に設置されており、パッドを固定した支柱は水深 0.8 m に設置されている。支柱は力量計に接続されており、泳者がストロークごとにパッドを押す力を計測することが可能である。泳者は脚に小さな浮きを挟んで浮き、腕のみを使って推進する。このとき、一定の泳速度が維持されれば、平均推進力は平均抵抗力と等しくなり、自己推進時抵抗を推定することができる。MAD システムの概要を Figure I - 1 に示した。

しかしながら、MAD システムではクロール中の腕の動作によって発揮される推進力しか計測することはできず、腕でパッドを押していない局面の推進力を計測することはできない。また、脚の動作によって生じる抵抗力や推進力を評価することはできないため、実際の泳動作とは異なる状況での自己推進時抵抗を計測していると言える。さらに、一定泳速度で泳いているという仮定のもとで自己推進時抵抗を推定し、一定期間中の平均値として抵抗力が算出されるため、泳動作周期中の力の変動を明らかにすることはできない。



Schematic of the system for measurement of propulsive forces. The

left end of tube contains the force transducer.



A grip: frontal area is 15 by 25 cm.

Figure I - 1 Schematic of the MAD system (Hollander et al., 1986).

3.1.3 速度摂動法 (VPM) による自己推進時抵抗の推定

Kolmogorov & Duplishcheva (1992) は、速度摂動法 (VPM : Velocity Perturbation Method) とよばれる自己推進時抵抗を推定する手法を考案した。この方法では、泳者は 30 m の最大努力泳を 2 回行い、1 回目は通常通り自由に泳ぎ、2 回目は身体に付加的な抵抗を生む流体抵抗物を取り付けて泳ぐ。2 回目の 30 m 最大努力泳では、抵抗物を付加して泳ぐため、1 回目と比較して泳速度は低下する。2 回の試技ではそれぞれの平均泳速度を計測する。どちらの試技においても泳者は最大かつ同じパワーを発揮しているものと仮定し、パワーは力に速度を乗じたものであるため、自己推進時抵抗を以下の計算によって求めた。

$$D_1 \cdot v_1 = D_2 \cdot v_2 \quad (\text{Eq. 3})$$

ここで D_1 , D_2 はそれぞれ 1 回目と 2 回目の試技における自己推進時抵抗, v_1 , v_2 はそれぞれ 1 回目と 2 回目の試技における平均泳速度である。この式 (Eq. 3) を前述の式 (Eq. 2) に代入すると、

$$K v_1^3 = K \cdot K v_2^3 + F_b \cdot v^2 \quad (\text{Eq. 4})$$

ここで F_b は流体抵抗物によって付加された抵抗値を示す。この流体抵抗物は、あらかじめ流体力学的特性 (速度と抵抗の関係) をキャリブレーションしており、任意の速度における抵抗値を求めることができる。さらに K を導くために、 $D_1 = K \cdot v_1^2$ であることから、 D_1 は式 (Eq. 5) のように定義される。

$$D_1 = K \cdot v_1^2 = \frac{F_b \cdot v_2 \cdot v_1^3}{v_1^3 - v_2^3} \quad (\text{Eq. 5})$$

この手法では、泳者に流体抵抗物を付加すること以外に泳動作に制限を与えず、さらに計測された泳速度を用いて自己推進時抵抗を推定するため、4泳法すべてにおける自己推進時抵抗を推定することができる点が特徴的である。しかしながら、2つの条件で実施した試技中に泳者が発揮するパワーは等しいという仮定に基づいている点や、最大努力泳における自己推進時抵抗しか計測できない点、非定常流状態での運動である泳動作を準定常理論に基づいて分析する点などの制約がある。また、自己推進時抵抗の推定には平均泳速度を用いるため、推定値は30 m 最大努力泳中の平均値として算出され、泳動作に伴う周期中の抵抗力の変動を評価することはできない。

3.1.4 牽引装置を用いた自己推進時抵抗の推定法 (ATM: Assisted Towing Method)

Formosa et al. (2011) は、牽引装置を用いた自己推進時抵抗の推定法 (ATM: Assisted Towing Method) を考案した。この方法では、泳者は3回の10 m 全力泳を実施して最高泳速度を決定した後、決定した最高泳速度より5%速い泳速度で牽引される10 m の全力泳を5回実施する。泳者はワイヤーによって牽引装置と接続され、牽引装置はモーターによって泳者を一定泳速度で牽引する。最高泳速度より5%高い泳速度で泳者を牽引することで、泳動作への影響を最小とし、ストローク中の泳動作に関わらず一定の牽引速度を保持することが可能である。さらに、牽引装置はフォースプラットフォーム上に設置され、泳者を牽引することで生じる力を計測する。自己推進時抵抗を算出する際は、Kolmogorov & Duplishcheva (1992) によって考案された速度摂動法と同じく、2つの試技において泳者が発揮するパワーは等しいという仮定に基づき、以下の計算によって求めた。

$$F_1 = 0.5 C \rho A \cdot V_1^2 \quad (\text{Eq. 6})$$

$$F_2 = 0.5 C \rho A \cdot V_2^2 - F_b \quad (\text{Eq. 7})$$

ここで F_1 は最高泳速度を決定するための試技中に泳者が自力で泳いでいる際に働く自己推進時抵抗, F_2 は泳者を牽引する試技中に泳者の身体に働く自己推進時抵抗, C は抗力係数, ρ は水の密度, A は泳者前面の断面積, V_1 と V_2 はそれぞれ最高泳速度と最高泳速度より 5% 高い泳者を牽引する泳速度, F_b は泳速度を向上させるために必要なフォースプラットフォームフォームで計測された力である. もし, 両試技においてパワーの出力が同じであるならば, 自己推進時抵抗の推定には以下の式 (Eq. 8) を用いることができる (Mason et al., 2009).

$$P_1 = P_2 \quad (\text{Eq. 8})$$

パワーは力に速度を乗じたものであるので, $P_1 = P_2$ の場合 $F_1 \cdot V_1 = F_2 \cdot V_2$ となり以下の式 (Eq. 9) が成り立つ.

$$0.5 C \rho A \cdot V_1^3 = 0.5 C \rho A \cdot V_2^3 - F_b \cdot V_2 \quad (\text{Eq. 9})$$

C に関する式に変換すると,

$$C = \frac{F_b \cdot V_2}{0.5 \rho \cdot A \cdot (V_2^3 - V_1^3)} \quad (\text{Eq. 10})$$

F_1 を導出するための式 (Eq. 6) に代入すると

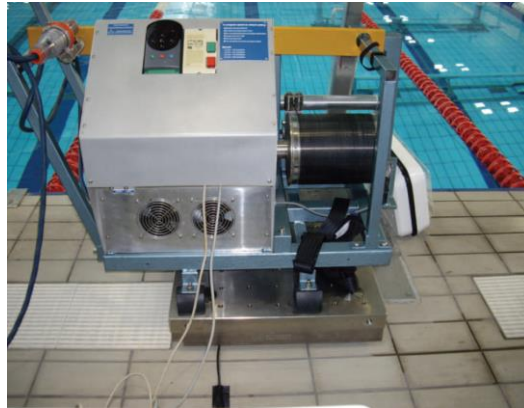
$$F_1 = \frac{F_b \cdot V_2}{V_2^3 - V_1^3} \quad (\text{Eq. 11})$$

となり, 式 (Eq. 11) は最高泳速度での試技中に泳者の身体に働く自己推進時抵抗である.

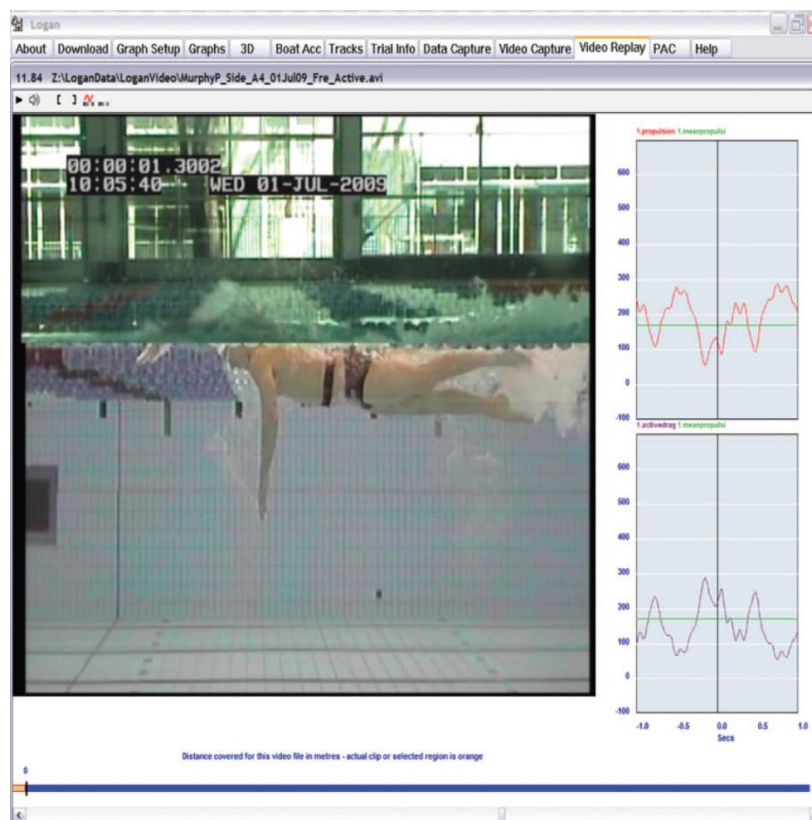
Figure I - 2 に泳者の牽引に用いた牽引装置と, PC に出力された推定したストローク周期中の力の変動を示す.

この方法では、MAD システムや速度摂動法のように自己推進時抵抗を平均値として算出する方法では明らかにできなかったストローク周期中の力の変動を明らかにすることができる。そのため、Formosa et al. (2012) は ATM によってクロール中の速度の変動や左右対称性、ストロークコーディネーションに関する研究を行っている。さらに、同じ泳速度 (1.68 m/s) において、MAD システムで算出された自己推進時抵抗との比較を実施し、MAD システムで推定した値 (82.3 N) が ATM によって推定した値 (148.3 N) と比較して小さいことを明らかにした (Formosa et al., 2012)。

しかしながら、ATM による自己推進時抵抗の推定では、泳者を最高泳速度よりも高い泳速度で牽引するため、泳者の身体には通常より大きな抵抗力が作用し、自由泳と同一の動作を再現することは困難である。そのため、ATM による自己推進時抵抗の推定では、通常の泳動作とは異なる泳動作中の自己推進時抵抗を推定している可能性がある。さらに、2つの条件で実施した試技中に発揮されるパワーの出力は等しいという仮定に基づいて自己推進時抵抗を推定しているが、試技の状況が異なることから、パワーの出力は異なるという可能性は否定できない。また、ATM では泳動作中の抵抗力の変動を明らかにできるとしているが、Kolmogorov & Duplishcheva (1992) が報告した速度摂動法と同様に準定常理論に基づいており、泳速度が変動しないという前提で抵抗力を算出しているため、抵抗力の変動に関しては正確に推定できているとは考えられない。



Motorized towing device mounted on the Kistler force-platform.



Net force profile and under- and above-water view in the sagittal plane.

Figure I - 2 Analysis of active drag using an assisted towing method

(Formosa et al., 2011).

3.1.5 圧力分布計測による手部流体力の推定

流体中で運動する物体には、抵抗力として摩擦抵抗と圧力抵抗が作用している。特に、水泳中の泳者の身体に働く抵抗力は、摩擦抵抗（7.95–13.05%）と比較して圧力抵抗（87.04–92.05%）の割合が大きいことが報告されている（Marinho et al., 2009）。そこで、Takagi & Wilson (1999) は泳者の手部表面の圧力分布に着目し、流体力の推定を行った。まず、泳者の手部を模した模型の 88 箇所には圧力観測孔を設置し、風洞実験にて手部表面の圧力分布を計測した。さらに、実際の泳者の手部 4 箇所に圧力センサを装着してスカーリング動作とクロールでの試技を実施し、動作中の圧力分布と手部の面積から流体力を推定した。その結果、スカーリング動作によって発揮した推力と圧力分布から推定した流体力の間には線形関係が認められた ($r = 0.996$, $p < 0.001$)。さらに、クロールのストローク動作中に働く流体力を経時的に明らかにすることができ、泳速度を変化させた際の影響を定量的に評価することができた。この圧力分布計測による流体力推定法の特徴は、泳動作を妨げずに個々の泳動作によって生じる流体力を評価できる点である。これまでの自己推進時抵抗の評価法は、泳者の身体全体に働く力を推定するため、個々の泳動作によって生じる流体力を評価することはできなかった。さらに、MAD システムや速度摂動法、ATM では、計測に用いる機器や抵抗物が泳者の身体に接触するため、自由泳とは異なる状況での泳動作中に働く流体力を推定するという制限があるのに対し、圧力分布計測を用いた本方法では、小型の圧力センサを身体に装着する以外は泳動作を妨げることがない。よって、本方法を用いることで、実際の泳動作に近い状況において、身体の各部位に働く流体力を推定することが可能である。

清水ほか (2000) は, 圧力観測孔を 88 箇所を設置した手部模型を用いて風洞実験を実施し, 手部全体の圧力分布を計測するとともに手部周りの流れの可視化を行った. Figure I-3 に実験に用いた手部模型の概要を示す. その結果, ヒトの手部の流体力学的特性や指の開き方の影響, 手部の翼としての役割が明らかとなった. さらに, Schleihauf (1979) が考案した準定常解析法との比較を行い, 準定常解析法で得た値は本研究で得られた値と同様の傾向を示すが, 絶対値が小さいことが明らかとなった.

Kudo et al. (2008b) は, 12 箇所に圧力センサを埋め込んだ手部模型を用いて, 回流水槽内でクロールのストローク動作を模した回転動作を行わせ, 手部模型表面の圧力分布を計測した. 実験では, 流速や手部模型の動作速度, 動作範囲, 動作の方向を変化させた 258 通りの試技を計 1044 回実施した. そして, ロードセルによって計測した手部模型に働く力と, 圧力センサによって計測した圧力分布から手部模型に働く流体力を推定する回帰式を導出した. Figure I-4 に実験に用いた手部模型の概要を示す. その結果, 圧力分布と回帰式によって推定した流体力と, ロードセルによって計測した力との誤差は最大で 20% 以下であり, 非定常な流れを考慮した流体力の推定が可能であると報告している. しかしながら, 回帰式を用いて流体力を推定するため, 動作や手部の形状が異なる実際の泳者に応用する際にそのまま同じ方法を用いることには疑問が残る. また, 本方法では静水圧の影響を除外するため, 1 つ 1 つの圧力センサが位置する水深を明らかにする必要がある. 模型を用いて決められた動作を行う場合は圧力センサが位置する水深を計算によって算出することが可能であるが, 実際の泳者の動作に応用した場合は画像分析を行わなければ, 水深を明らかにすることはできない. よって, 実施の泳動作に応用する際には画像分析を

実施する必要があり、データの算出には多大な時間と労力を要する。それに対し、Takagi & Wilson (1999) が報告した方法では、手掌と手背の圧力差から流体力を推定するため、画像分析によって各圧力センサの位置を明らかにして静水圧を考慮する必要が無く、推定した流体力データを泳者や指導者に即座にフィードバックすることが可能である。

3.1.6 泳動作中の圧力抵抗に関する研究

松井ほか (1984) は、水球やシンクロナイズドスイミング、救助法で用いられる立ち泳ぎに着目し、水球経験者 3 名と未経験者 2 名に 5 kg および 10 kg の錘を持たせた状態で立ち泳ぎを行わせ、動作中の足背部と足底部それぞれ 1 箇所ずつの圧力分布を計測した。その結果、水球経験者の足部には常に圧力抵抗が生じていたが、未経験者は圧力抵抗が生じていない局面が存在し、継続して鉛直上向き方向への推力を発揮できていないことが明らかとなった。しかしながら、松井ほか (1984) の報告では足底と足背のそれぞれ 1 箇所における圧力値を計測したに過ぎず、足部全体の圧力分布を明らかにしてはいない。また、足部全体の圧力抵抗は均一であるとは考えられないため、より正確に流体力を推定する際は圧力分布を計測するポイントを増加させる必要があると考えられる。

高木ほか (1999) は、スカーリング動作中の手部表面の圧力分布を計測し、手部の迎角や移動速度、加速度との関連を調査した。さらに、熟練者と未熟練者の圧力分布を計測して比較し、それぞれの動作の特徴を明らかにした。これまで、泳者の熟練度の違いを評価する際は、画像分析などのキネマティック分析によって得られたデータを用いる方法が一

一般的であったが、圧力分布計測を用いることでキネティックな観点から動作の特徴を明らかにすることが可能となった。

Toussaint et al. (2002) は、クロール中の肩、肘、手首、手甲、手掌における圧力分布を計測し、さらに泳者の上肢にタフトを装着することで上肢まわりの流れの可視化を行った。その結果、クロールでは上肢の回転動作によって速度勾配が生じ、移動速度が遅い上肢の付け根部分では圧力値は大きく、移動速度が速い先端部分では圧力値が低いという圧力勾配が生じることが明らかとなった。さらに、タフトを用いた流れの可視化により、上肢の回転動作に反して長軸方向への流れが発生しており、圧力勾配の影響によってポンプ作用が発生していることが明らかとなった。そして、泳者はこのポンプ作用によって四肢の先端での圧力差を増大させ、推進力を増していると結論付けた。Figure I-5 にクロールの上肢動作中に生じるポンプ作用の概略図を示す。さらに、股関節、膝関節、足関節での回転動作を含む水泳のキック動作においても、ポンプ作用が存在していることを示唆している。

3.1.7 PIV を用いた身体周りの流れの可視化

泳者が実際に泳いでいるとき、泳者の身体周りの流れは非定常状態となるため、身体に働く流体力を説明するときには定常状態での理論に基づく説明では不十分である。そのため、近年の水泳に関する研究では、このような非定常な水の流れを明らかにする技術として、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

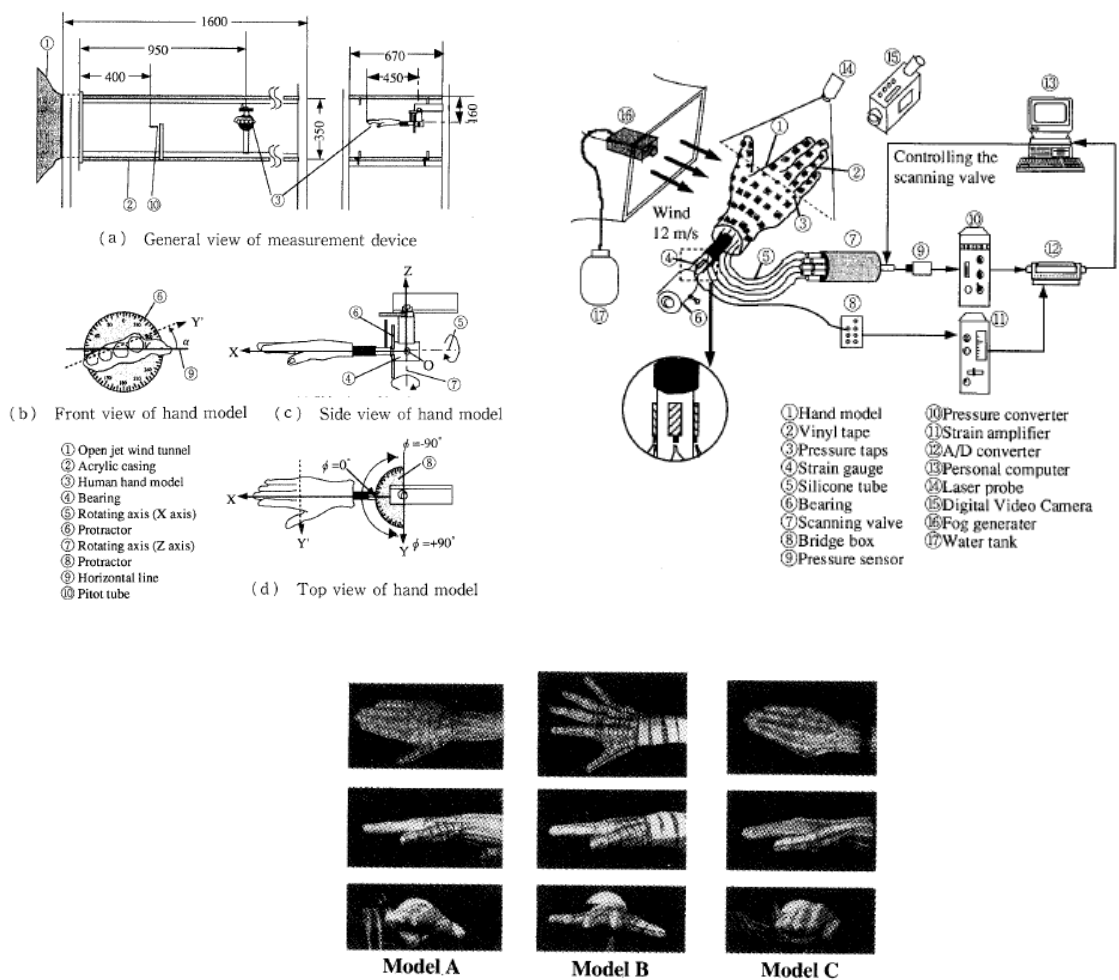


Figure I - 3 Schematic of the experimental set-up and hand model (Shimizu et al., 2000).

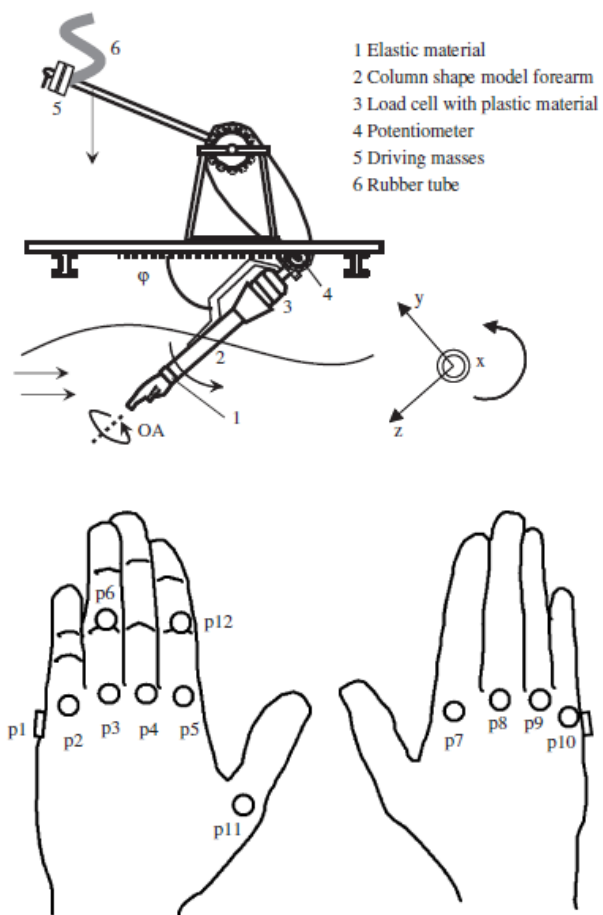
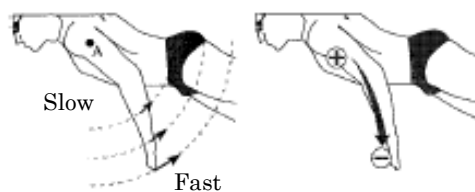
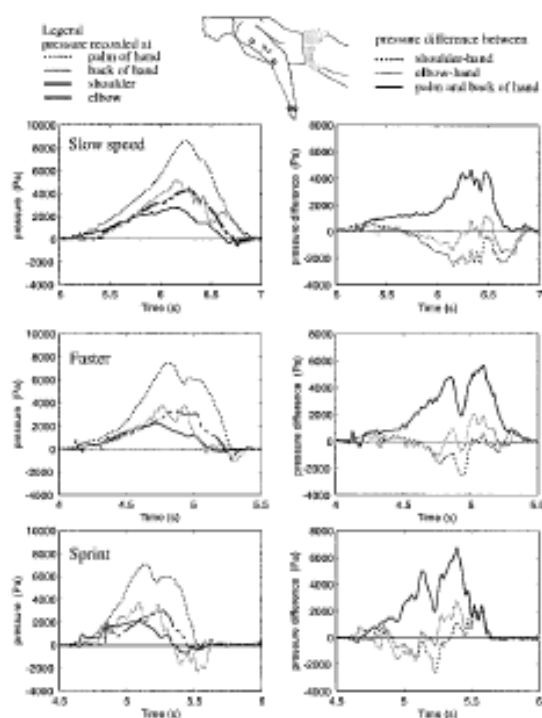


Figure I - 4 Schematic of the experimental set-up and hand model (Kudo et al., 2008).



The rotational movement of the arm about instantaneous center of rotation.



The recorded pressure at the shoulder, elbow, wrist, dorsal side and palm side of the hand during front crawl swimming.

Figure I - 5 Schematic of the “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming

(Toussaint et al., 2002).

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一つである（松内，2009）。

PIV の手順としては、まず微小なトレーサー粒子を泳者が泳ぐ流れに混入し、流れを計測したい領域へレーザーを照射する。そして、この照射面のレーザー反射光を CCD カメラで撮影する。撮影する際には、極めて短い時間間隔で 2 度撮影し、2 枚の画像の粒子の移動距離から流れを分析することができる。この方法で泳者の身体周りの流れを可視化することにより、より詳細な流れの分析が可能となり、これまで定常状態での流体の定理や理論を応用して考えられてきた泳者の推進メカニズムに関して非定常状態での渦や循環の特性、渦の移動による力の発生についての知見が得られると考えられる。

Miwa et al. (2006) は、2 次元 PIV を用いてドルフィンキックを分析し、矢状面における後流の可視化を行った。その結果、ドルフィンキックによって渦が発生し、渦と渦の間にはジェット流が発生していることが確認された。しかしながら、渦や流れは 3 次元的な構造をしているため、ドルフィンキックの推進メカニズムを詳細に説明するにはステレオ PIV や矢状面以外の測定面における分析の必要性が指摘された。Matsuuchi et al. (2009) は、2 次元 PIV を用いて 5 名の泳者のクロール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。しかしながら、Miwa et al. (2006) と同様に、実験上の制限によって分析範囲の限られた 2 次元平面での分析を行ったため、1 ストローク全般における流れの可視化や、推進メカニズムの全容を明らかにするには至っていない。

Takagi et al. (2014) は、泳動作の再現が可能なロボットを用いて実験を行い、ロボットがクロールのストローク動作を再現した際の手部模型周りの流れの可視化を行った。その結果、大きく分けて 2 つの流体力発揮メカニズム（カルマン渦発生による抗力の発生と、手部周りの循環渦の回転方向反転による揚力の発生）が確認され、手部周りに発生する非定常な流れが推進力発揮に関与していることが明らかとなった。

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、現時点の PIV を用いた研究では $0.5 \text{ m} \times 0.5 \text{ m}$ 程度の限られた二次元平面における流れ場しか分析することはできず、ロボットのような高い動作の再現性が望めないヒトを対象として、1 ストローク全般に渡る手部周りや平泳ぎキック動作中の足部周りの流れに関する研究は行われておらず、泳動作中の推進力発揮メカニズムの全容は未だ明らかにされていない。それに対し、身体周りの圧力分布は水の流れや渦の状態を反映して変動するため、PIV では分析が困難とされる広範囲でかつ三次元的な動作が対象であっても、圧力分布の変動から非定常な流れの様相を推察することができる。さらに、圧力分布の計測は圧力センサを装着する以外に泳動作を妨げず、力を計測するためのケーブルを接続する必要がないため、高い泳技能を有する泳者の泳動作を妨げずに分析でき、その特徴を明らかにできると考えられる。

3-2. 平泳ぎに関する研究

3.2.1 平泳ぎ泳動作のキネマティック分析

Maglischo (1993) は、その著書の中で、平泳ぎのキック動作の重要性について記述している。平泳ぎでは、泳者が発揮する推進力のうちキック動作によって発揮される推進力が最も大きな割合を占めており、泳者の身体が最も大きく加速する局面は、泳者がキック動作によって水を蹴り出す局面である。さらに、泳者はキック動作によって足部を後方へ移動させるとき、足関節の角度を調節して足底面が移動方向に対して常に角度を保つべきだとしている。

Persyn et al. (1992) は、身体の鉛直方向への動揺が小さい平泳ぎ (Flat breaststroke) と大きい平泳ぎ (Undulating breaststroke) をビデオカメラで撮影し、動作の特徴を比較した。その結果、ストローク周期中の泳速度の変動には違いが見られたが、どちらの平泳ぎもキック動作によって水を蹴り出す局面で身体が最も加速していることが明らかとなった。

Cappaert et al. (1996) は、1992年オリンピック大会にて、平泳ぎの世界記録保持者と予選出場選手の泳動作を動作分析し、ストローク周期中の泳速度の変動を比較した。その結果、世界記録保持者は身体が減速している期間が短く、高い泳速度を達成していた。さらに、2名の選手には泳速度の変動に違いが見られたが、ともにキック動作によって身体が最も加速していることが明らかとなった。

Thompson et al. (2004) は、200 m 平泳ぎの競技において、ペース配分を変化させることがストローク動作の特徴や生理応答に与える影響について調査した。その結果、ペース

配分を変化させることで、生理応答やストローク数、ストローク頻度、ターン動作の所要時間が有意に変化し、疲労が各変数にどのような影響を及ぼすか明らかとなった。しかしながら、泳者の動作が変化することで推進力や抵抗力がどのように変化し、どのような機序によって各キネマティック変数が変化したかは明らかにされていない。

Seifert & Chollet (2005) は、17名の競泳選手を対象とし、平泳ぎのコーディネーションを分析することで性差を明らかにし、平泳ぎを評価する新たな指標を提案した。泳動作のコーディネーションに関する研究では、上肢動作と下肢動作をそれぞれ推進局面と非推進局面に分け、上肢動作と下肢動作における各局面の重複やタイムラグによって IdC (Index of coordination) を決定して泳動作をパターンに分類する。Figure I-6 に平泳ぎにおける局面定義の概略を示す。その結果、短距離では上肢動作と下肢動作の推進局面が重複する Superposition と呼ばれるコーディネーションを採用し、長距離になるにつれて上肢動作と下肢動作の推進局面にタイムラグが生じるコーディネーションを採用していることが明らかとなった。

3.2.2 平泳ぎ中の身体に働く力

高木ほか (1999) は、平泳ぎのストローク動作に関して、未熟練者と熟練者間の推進技術の差を流体力学的な視点から比較した。泳者はケーブルによってロードセルに接続され、腕のみの平泳ぎ動作を行った。比較した指標は、試技中に計測したケーブルに生じる張力と、Schleihauf (1979) が考案した準定常解析法を用いて手部の画像分析から推定した合

力とした。その結果、熟練者が手部で発揮する推進力の最大値は未熟練者の3倍程度であることや、熟練者と未熟練者の手部の迎角には大きな違いがあることが明らかとなった。

水藤ほか(2006)は、Schleihauf(1979)が考案した準定常解析法を用い、平泳ぎ上肢動作中に手部に働く流体力と上肢の各関節に発生する関節トルクの推定を行った。その結果、平泳ぎ中の上肢動作では揚力の貢献度が大きいことや、関節トルクが発生する方向が明らかとなった。しかしながら、流体力の推定に準定常解析法を用いたため、推定した流体力は実際の流体力を過小評価している可能性があり、流体力の推定法を検討することが今後の課題として残った。

Morouco et al. (2011)は、泳者をロードセルに接続し、4泳法にて全力で30秒間のtethered swimを行った際に発揮する張力(tethered force)と試合での泳パフォーマンスの関連を調査した。泳者は5mの伸縮しないスチールケーブルによってロードセルに接続され、ケーブルの長さ以上に前進することはなかった。その結果、4泳法すべてにおいて、計測したtethered forceの平均値と試合での泳パフォーマンスの間に有意な相関関係が認められた。しかしながら、tethered forceは泳者が発揮する推進力と身体が受ける抵抗力によって決定するため、自己推進時抵抗とは異なり、泳者が発揮した推進力を明らかにすることはできない。さらに、平泳ぎやバタフライのようにストローク周期中の力の変動が大きい泳法では、ケーブルにたるみが生じて力を計測できない局面が存在するため、ストローク中の力の変動を明らかにするには至っていない。

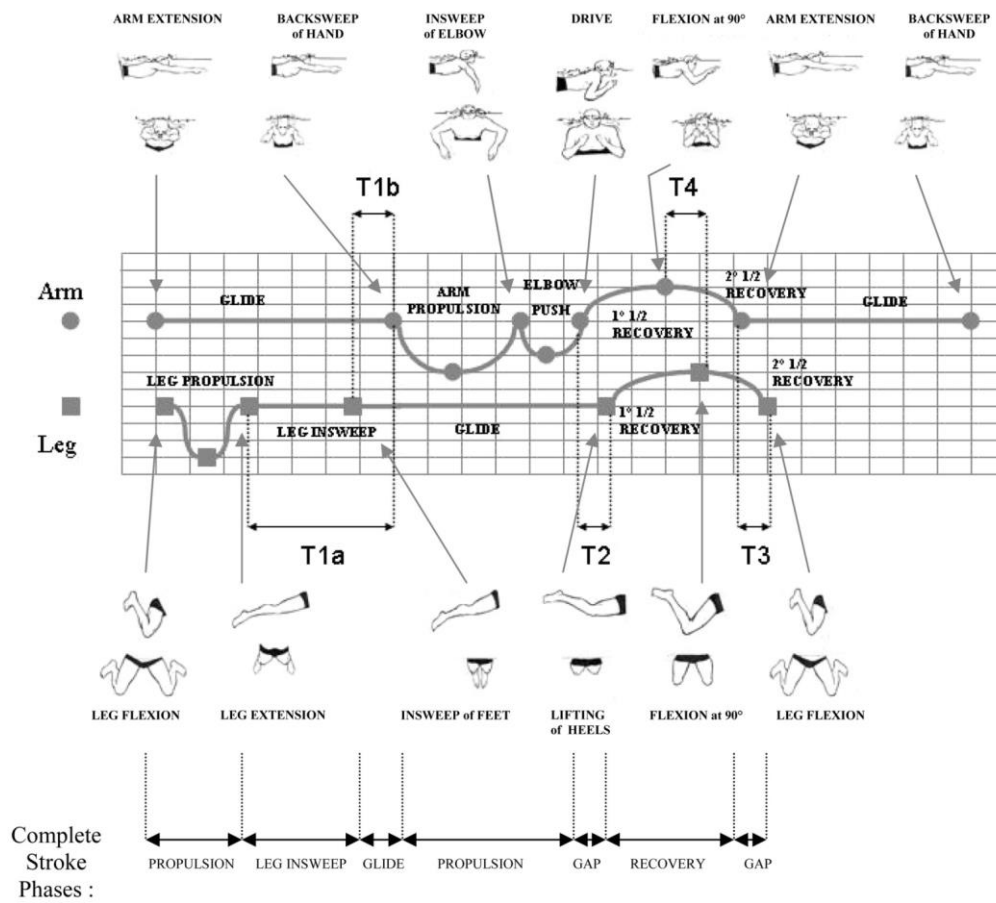


Figure I - 6 Temporal gap between arm and leg stroke phase in breaststroke (Seifert & Chollet, 2005).

中島ほか (2005) は、泳者の全身の動力学や非定常流体力を考慮した解析ツールの開発を試み、水泳人体シミュレーションモデル SWUM (SWimming hUman Model) を開発した。さらに中島 (2005) は、開発した SWUM を用いて平泳ぎの解析を行い、泳動作中に生じる流体力や泳速度、ストローク長、推進効率を解析した。その結果、シミュレーション上で平泳ぎの動作を再現することはできたが、実際の泳動作に比べてストローク長は 35%程度低い値であった。これは、平泳ぎでは下肢のキックにおいて両下肢により水を挟み込むような動作を行うが、SWUM では体節同士の流体力の干渉を考慮していなかったことが要因であると考えられる。現段階で、水泳中の泳者の身体に働く流体力や動力学を正確に評価する方法論は存在しないため、泳者の身体に働く力を直接計測する試みだけでなく、シミュレーションを用いての研究が進められている。しかしながら、非定常な水の流れの中で泳者が様々な動作を行う水泳において、泳者の身体に働く流体力を正確にシミュレーションすることは難しく、精度の向上が課題となっている。さらに、シミュレーション解析の精度は、シミュレーション解析を実行する上で与える計算条件に左右されるため、与える条件や仮定の精度を向上させることも課題としてあげられる。

このように、様々な方法によって平泳ぎ中の身体に働く抵抗力や流体力を明らかにする試みがなされてきたが、これらの方法論にはそれぞれ準定常解析法を用いる点や泳動作を制限する点、継続して力の変動を明らかにできない点といった問題点が存在する。また、コンピュータシミュレーションを用いた方法においても、解析の精度や妥当性の検証が課題とされている。さらに、これらの研究は泳者の手部や全身に着目したものであり、平泳ぎにおいて重要とされるキック動作のみに着目した研究は見当たらない。これらのことか

ら，泳動作を妨げずに精度よく泳者のキック動作中に働く流体力を推定する方法論を構築できれば，これまで得ることが困難であったパフォーマンス向上にとって有益な情報を得られると考えられる。

4. 研究の課題

前述の先行研究から，平泳ぎにおいて重要とされるキック動作によって生じる流体力の推定に関して以下の問題点が指摘された。

- (1) 泳者の身体に働く流体力の推定において，これまでに身体表面の圧力分布計測を用いた方法論の有用性が示されてはいるが，平泳ぎにおいて重要とされるキック動作に応用した研究や，その妥当性についての検証，泳パフォーマンスとの関係についての調査は行われていない。
- (2) これまでに，泳動作中の身体に働く流体力には非定常流体力が大きく関与することが明らかにされているが，平泳ぎのキック動作中に働く流体力との関連は明らかにされていない。
- (3) 泳者の身体に働く流体力を縦断的に調査し，トレーニングの進行に伴う流体力の変化を明らかにした研究は行われていないため，競技場面への有用性は明らかにされていない。

前述の問題点を解決するために、以下の研究課題を設定した。

【研究課題 1】

研究課題 1 では、ロボットや実際の泳者を対象とした検証実験により、圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力の推定法を構築する。この課題を解決するために、研究課題 1 では以下の 3 つの課題を設定した。

[研究課題 1-1]

研究課題 1-1 では、シミュレーションモデルを用いて平泳ぎキック動作を再現し、足部流体力の圧力抗力成分と摩擦抗力成分の割合や、下肢の各部位に働く流体力を明らかにすることで、足部表面の圧力分布から流体力を推定する方法論の有用性を示す。

[研究課題 1-2]

研究課題 1-2 では、泳動作の再現が可能なロボットを用い、足部表面の圧力分布から推定した平泳ぎキック動作中に働く流体力の妥当性を検証する。

[研究課題 1-3]

研究課題 1-3 では、実際の泳者を対象とし、平泳ぎの泳パフォーマンスと足部の圧力分布から推定した足部流体力との関係を明らかにする。

【研究課題 2】

研究課題 2 では、平泳ぎキック動作中の足部表面の圧力分布を調査し、足部に働く流体力と非定常流体力の関連を明らかにする。

【研究課題 3】

研究課題 3 では、研究課題 1 および 2 で構築した方法論を用い、競泳選手を対象とした足部流体力の横断的評価と縦断的評価を実施し、方法論の有用性を確認するとともに、実際の競技場面やトレーニング場面に応用する際の指針や平泳ぎキック動作の技能向上のための指針を得る。

[研究課題 3-1]

複数の競泳選手を対象とし、圧力分布計測による流体力推定法を用いて平泳ぎキック動作中の足部流体力を横断的に評価し、キック動作の技能レベルとの関係を明らかにする。

[研究課題 3-2]

平泳ぎを専門とする 1 名の競泳選手を対象とし、圧力分布計測による流体力推定法を用いて平泳ぎ中の足部流体力を縦断的に計測し、競技場面やトレーニング場面に応用する際の指針を得る。

5. 研究の仮説

研究課題 1-1 では、実測が困難とされる平泳ぎキック動作中の下肢の各部位に働く流体力をシミュレーションによって明らかにする。平泳ぎのキック動作において最も遠位となり、水との相対速度が高くなる足部に働く流体力は、足部と比較して近位となる下腿や大腿と比較して大きな流体力が働くと考えられ、足部に働く流体力を明らかにすることの有用性が示されると予測される。

研究課題 1-2 では、泳動作の再現が可能な水泳ロボットを用い、圧力分布から推定した足部に働く流体力の妥当性を検証する。実際の泳者を対象とした分析では、現時点で誤差なく流体力を推定することは困難であるが、水泳ロボットを用いた分析では推定値の妥当性の検証が可能となる。

研究課題 1-3 では、実際の泳者を対象として平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力を推定し、泳速度や泳者が前進する際に発揮する力といった泳パフォーマンスとの関係を調査する。研究課題 1-1 において足部に働く流体力の有用性が示され、研究課題 1-2 において推定値の妥当性が確認されれば、実際の泳者を対象とした場合においても推定した流体力と泳パフォーマンスとの間には関係が認められると予測される。

研究課題 2 では、足部周りに生じる非定常な流れに着目し、流体力と圧力分布の関係を明らかにする。身体周りの圧力分布は水の流れや渦の状態を反映して変動するため、PIV では分析が困難とされる広範囲でかつ三次元的動作である平泳ぎのキック動作が対象であっても、圧力分布の変動から非定常な流れの様相を推察することができる。非定常な速

い流れや渦が生じると圧力は低下するため、平泳ぎキック動作においても非定常な流れが発生すれば、足部周りの圧力が低下すると予測される。

研究課題 3 では、実際の泳者を対象として横断的および縦断的研究を行う。横断的研究において泳者間の比較を行い、泳技能の差と流体力の関係を明らかにすることができれば、平泳ぎキック動作の技能を向上させるための示唆が得られると考えられる。また、縦断的研究によってトレーニング進行に伴う流体力の変化を明らかにすることができれば、本研究によって構築した流体力推定法の競技場面への有用性が示されることが考えられる。

II 【研究課題 1】

「足部の圧力分布計測による平泳ぎキック動作中の流体力推定法の構築」

1. 目的

泳者の身体に働く流体力の推定において、これまでに身体表面の圧力分布計測を用いた方法論の有用性が示されてはいるが、平泳ぎにおいて重要とされるキック動作に応用した研究や、その妥当性についての検証、泳パフォーマンスとの関係についての調査は行われていない。そこで、研究課題 1 では、ロボットや実際の泳者を対象とした検証実験により、圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力の推定法を構築することを目的とした。

2. 【研究課題 1-1】

2-1. 目的

研究課題 1-1 では、シミュレーションモデルを用いて平泳ぎキック動作を再現し、足部流体力の圧力抗力成分と摩擦抗力成分の割合や、下肢の各部位に働く流体力を明らかにすることで、足部表面の圧力分布から流体力を推定する方法論の有用性を示すことを目的とした。

2-2. 方法

2.2.1. シミュレーションモデルを用いた平泳ぎキック動作の再現

本研究では、Nakashima (2006) によって開発された水泳中の流体力を算出するシミュ

レーションモデル SWUM を用いて平泳ぎのキック動作中の下肢に働く流体力を算出した。

Figure II - 1 にシミュレーションモデルの模式図を示す。モデルは左下肢を再現しており、脚部は形の異なる複数の円柱、足部は楕円錐台として表現されている。シミュレーションモデルで平泳ぎキック動作を再現する際に各関節に与える指令角度は、女子日本代表選手 1 名の平泳ぎの画像分析データに基づいて作成した。平泳ぎのキック動作は 1 周期 2.13 sec であった。本シミュレーションモデルでは、各体節を構成する円柱もしくは楕円錐台を長軸方向に微小分割し、分割してできた微小楕円ごとに水との相対速度および加速度を用いて流体力の表現が可能であると仮定している。具体的な流体力の成分としては、付加質量による慣性力、楕円錐板に対して法線方向の抵抗力（速度の 2 乗に比例する成分）、接線方向の抵抗力、浮力が考慮され、これらの和として抵抗力が求まる。なお、流体力を算出する際の流体力係数は、高橋と中島（2010）が報告した平泳ぎ下肢動作での係数を用いた。

2.2.2. 分析項目

本研究では、SWUM を用いてモデルに働く流体力を算出し、左下肢全体、大腿部、下腿部、足部にそれぞれ働く流体力の推進方向成分を算出した。さらに、算出した足部に働く流体力の圧力抵抗力成分と摩擦抵抗力成分をそれぞれ明らかにした。本研究では、楕円錐板に対して法線方向に働く抵抗力と付加質量による慣性力の和を圧力抵抗力成分とし、接線方向に働く抵抗力を摩擦抵抗力成分とした。

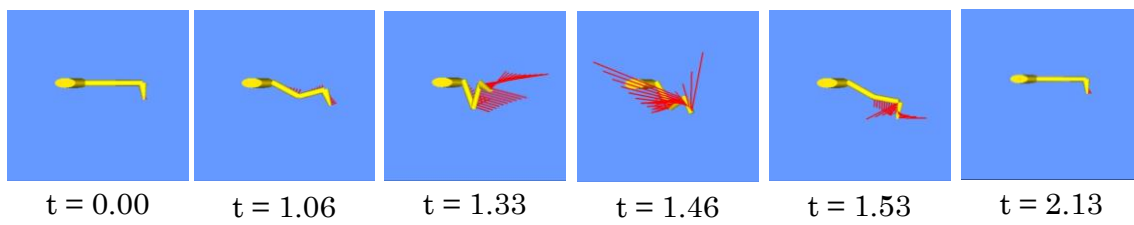


Figure II - 1 Schematic of simulation model (Experiment 1-1).

2-3. 研究の限界

本研究には、研究方法において制限が存在し、得られた知見の一般化、普遍化に関する限界が存在する。

2.3.1. SWUM を用いたシミュレーションの限界

研究課題 1-1 では、水泳中の流体力を推定するシミュレーションモデル SWUM を用いて平泳ぎキック動作中に働く流体力を算出した。そのため、算出した流体力が実際のヒトの泳動作中に働く流体力と完全には一致しない可能性が存在する。SWUM でのシミュレーションモデルでは身体を円柱と楕円錐台によって再現し、各関節の角度を設定することで動作を再現するため、SWUM 上で再現していない関節での動作を再現することはできない。特に、平泳ぎのキック動作では足部に存在する無数の関節の動作によって足部の形状がわずかに変化すると考えられるが、本研究では股関節、膝関節、足関節以外の関節の動作は再現していない。しかしながら、SWUM 上で全ての関節を再現したとしても、画像分析によって誤差なくこれらの関節の角度を明らかにして設定することは難しく、シミュレーションでの泳動作の再現には限界がある。また、これらの関節の動作は股関節や膝関節、足関節と比較して小さく、算出した流体力に与える影響は小さいと考えられる。高橋と中島 (2010) は、泳動作の再現が可能なロボットに SWUM と同様の泳動作を再現させ、SWUM によって算出した流体力の妥当性を検証した。その結果、SWUM によって算出した流体力は実際の流体力をよく再現しており、さまざまな力学分析を行うことが可能であると報告している。これらのことから、SWUM によって算出した流体力は誤差を含むと考えられるが、泳動作によって生じる現象を観察する上では問題ないと考えられる。

2-4. 結果

Figure II - 2 に SWUM を用いて算出した平泳ぎキック動作 1 周期中の左下肢全体，大腿部，下腿部，足部それぞれに働く流体力を示す．流体力の値が負となる局面が脚を引き付ける局面，正となる局面が水を蹴り出す局面である．大腿部，下腿部，足部に働く流体力の最大値はそれぞれ 39.0 N, 92.3 N, 272.0 N, 最小値はそれぞれ-129.5 N, -166.3 N, -67.6 N であった．さらに Figure II - 3 に SWUM を用いて算出した足部に働く流体力の圧力抗力成分と摩擦抗力成分を示す．摩擦抗力成分は圧力抗力成分と比較して小さく，足部に働く流体力が最大値を示す局面では摩擦抗力成分は 3.8 N, 圧力抗力成分が 268.2 N であった．

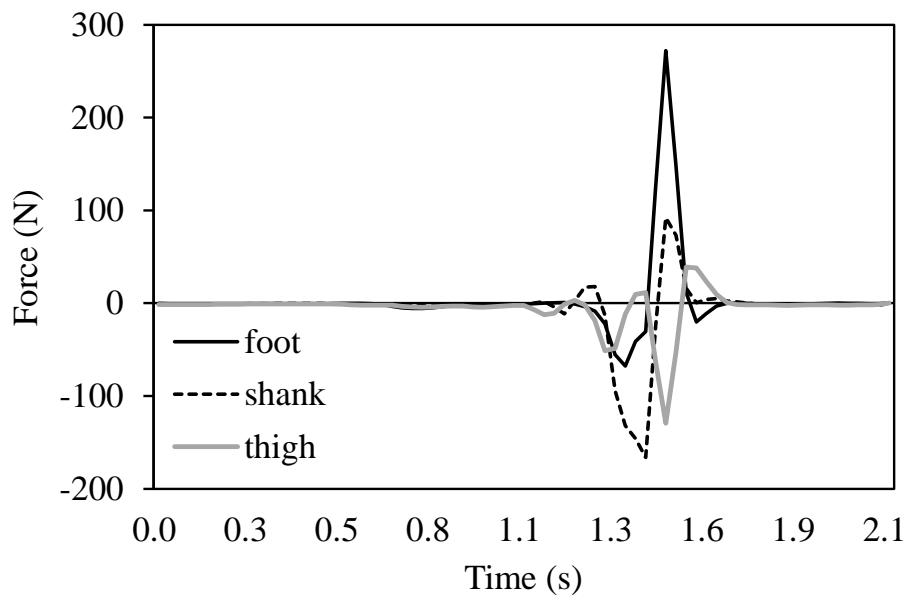


Figure II - 2 Estimated fluid forces by SWUM acting on a foot, shank, and thigh (Experiment 1-1).

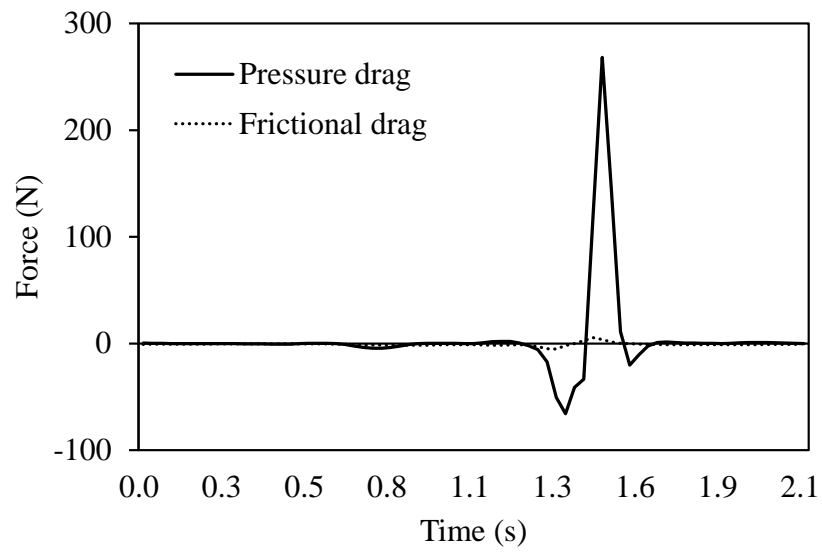


Figure II - 3 Pressure drag and frictional drag acting on a foot during breaststroke kicking (Experiment 1-1).

2-5. 考察

平泳ぎキック動作中の下肢の各部位に働く流体力は、最も遠位である足部が高い値を示した。Toussaint et al. (2002) は、クロールのストローク動作において上肢と水との相対速度に勾配が生じて長軸方向に軸流が発生し、遠位である手部に働く流体力が増大するポンプ効果を報告した。さらに、このポンプ効果は泳動作中の下肢においても生じることが示唆されている。SWUM での流体力の算出では、ポンプ作用によって生じる軸流は考慮されないが、下肢と水との相対速度に生じる勾配は考慮されている。よって、SWUM を用いたシミュレーションにおいても、下肢の長軸方向に生じた速度勾配によって最も遠位である足部に働く流体力が高い値を示したと考えられる。

下腿部と大腿部に働く流体力は、脚を伸展して水を蹴り出す局面では足部と比較して低い値を示した。さらに、脚の引き付け局面では足部と比較して大きく負の値を示した。よって、平泳ぎのキック動作において下腿部や大腿部が推進に貢献する割合は足部と比較して小さく、推進を妨げる方向に流体力が働いていると言える。これらのことから、足部に働く流体力に着目することは平泳ぎのキック動作による推進力を検討する際に有用であり、大腿部や下腿部に関しては推進を妨げる抵抗力を低減させる技術を検討する際に有用であると言える。さらに、泳者の下腿部や大腿部に働く流体力の分析方法が確立されていないことや、下腿部や大腿部にまで多数の圧力センサを装着することは泳動作の妨げとなるため、キック動作を評価する際には、足部に絞った流体力の分析が有用であると考えられる。

足部に働く流体力の摩擦抗力成分は常に低い値を示し、足部に働く流体力が最大値を示す局面での摩擦抗力成分の割合は 1.4%であった。Marinho et al. (2009) は、CFD を用い

てグライド姿勢での泳者の身体に働く抵抗力の摩擦抗力成分と圧力抗力成分を算出し、摩擦抗力成分の割合は 87.04 – 92.05%と報告している。この値は、本研究において SWUM を用いて算出した摩擦抗力成分の割合と比較して高いが、これは対象とした動作の違いによるものと考えられる。Marinho et al. (2009) が対象としたグライド姿勢は、身体をまっすぐに伸ばすことで推進方向に対するの投影面積を小さくし、推進を妨げる抵抗力を避ける姿勢である。そのため、CFD で用いたモデルは動作を行わず、通常の泳動作と比較して圧力抗力成分が小さくなり、摩擦抗力成分の割合は高くなる。それに対し、平泳ぎのキック動作では水を蹴り出すことで身体を推進させるため、足部に大きな流体力が働くように足部の移動方向に対しての投影面積を大きくして脚を伸展する動作を行い、グライド姿勢とは大きく異なる。

これまで、泳者の身体表面の圧力分布から流体力を推定する研究では、計測が困難であり、抵抗力に対する割合が小さいために摩擦抗力成分は取り扱わずに流体力を推定してきた。そのため、推定した流体力には摩擦抗力成分の誤差が含まれることとなる。しかしながら、SWUM を用いたシミュレーションの結果では摩擦抗力成分の割合は小さく、圧力抗力成分にのみ焦点を当てた場合でも平泳ぎのキック動作によって生じる流体力の特徴を観察する上では問題ないことが明らかとなった。

3. 【研究課題 1-2】

3-1. 目的

研究課題 1-2 では、泳動作の再現が可能なロボットを用い、足部表面の圧力分布から推定した平泳ぎキック動作中に働く流体力の妥当性を検証することを目的とした。

3-2. 方法

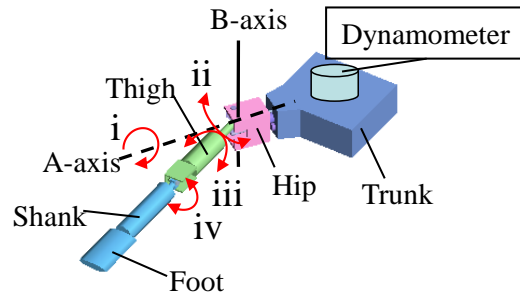
3.2.1. 実験設定

本研究では、Nakashima & Takahashi (2012) によってデザインされた泳動作の再現が可能なロボット（三井造船昭島研究所）に足部模型を取り付けて実験用回流水槽（五十嵐工業，縦 5.0 m，幅 2.0 m，水深 1.2 m，水温 25.6 度）に設置し，流速を $0.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ に設定した状態で平泳ぎキック動作を再現させた際の足部模型表面の圧力分布を計測した。実験に用いたロボットは人間の左脚を模擬して作られ，胴体，臀部，大腿，下腿，足部から構成された。Figure II - 4 に実験に用いたロボットの概要を示す。ロボットの胴体部には 3 個のモーター（AC サーボモーター，定格出力 50 W）が取り付けられており，臀部における A 軸まわりのひねり (i)，大腿部における B 軸まわりの回転 (ii)，長軸まわりのひねり (iii) を行った。大腿部には 1 個のモーター（AC サーボモーター，定格出力 20 W）が取り付けられており，膝関節の屈曲，伸展 (iv) が行われた。平泳ぎキック動作はこれら 4 自由度によって再現された。ただし，このロボットは足関節に自由度を有しておらず，足関節の角度は 90 deg に固定された。これらのモーターを駆動させるための指令角度は水泳人体シミュレーションソフトウェア（Swimsuit; Nakashima et al., 2005）を使用して

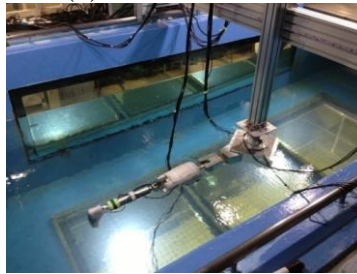
作成し、ロボットレッグの各関節にはポテンショメータを取り付け、動作中の角度の計測を行った。関節角度の計測と制御はともに 200 Hz で行い、平泳ぎキック動作はコンピュータ制御により設定した。

本研究では、関節角度を変化させた 2 種類の平泳ぎキック動作 (Standard, Large) をロボットに行わせた。Standard での平泳ぎキック動作 1 周期中の指令角度は、女子日本代表選手 1 名の平泳ぎの画像分析データに基づいて作成し、Large は指令角度を大きくしたものとした。各試技における指令角度の動作範囲を Table II - 1 に示す。さらに、各試技の動作の速度を、ロボットが行える最高速度である $6.4 \text{ s}\cdot\text{cycle}^{-1}$ と、その 80 % の動作速度である $8.0 \text{ s}\cdot\text{cycle}^{-1}$ の 2 段階に設定した。各試技では平泳ぎキック動作が完全に 5 周期実施されるように設定し、同一動作での試技は 4 分間の間隔をおいて 3 回繰り返した。さらに、足部模型のみに働く流体力を明らかにするため、各動作において足部模型を装着せずに行う試技を実施した。

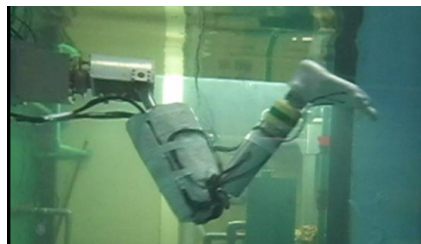
ロボット胴体上部にはロードセルを取り付け、ロボットレッグ全体に働く推進方向の並進力を計測した。実験に用いたロードセルは誤差 0.7% 以下での計測が可能である。ロードセルが出力した力データとポテンショメータによって計測された関節角度は、センサインターフェース (PCD330B-F, 共和電業) を経由してサンプリング周波数 200 Hz で PC に記録した。



(a) Schematic view



(b) Photograph 1



(c) Photograph 2

Figure II - 4 Schematic and photograph of the robotic leg (Experiment 1-2), showing its motions (i) twisting rotation along the A-axis, performed by the hip; (ii) two degree-of-freedom (DOF) rotations performed by the thigh; (iii) twisting rotation along the long axis of the thigh; (iv) flexion/extension of the knee.

Table II - 1 Angular range for each robotic motion

(Experiment 1-2).

Motion	Large	Standard
i: Twisting rotation at the hip (deg)	75	65
ii: Swinging rotation at the thigh (deg)	65	50
iii: Twisting rotation at the thigh (deg)	25	25
iv: Knee flexion / extension (deg)	120	120

3.2.2. 足部模型

ロボットレッグに取り付けた足部模型の概要を Figure II - 5 に示す。実験に用いた足部模型の寸法は縦 21.7 cm, 幅 8.6 cm, 高さ 8.0 cm, 重さ 0.804 kg であった。また, 足部模型の水平面への投影面積は 133.20 cm², 矢状面への投影面積は 122.75 cm² であった。

足部模型は女子水泳選手の左足部を原型とし, 常温で硬化する比重 1.18 のシリコーン (OM-143, ウェーブ) によって作られた。足部模型に溝加工を施し, センサ表面と足部表面の高さが一樣になるように圧力センサを設置した。本研究では, Kudo et al. (2008b) が手部流体力推定に用いたものと同様の直径が 6 mm, 厚さ 1 mm の防水仕様を施した小型圧力センサ (PS05-KC, 共和電業) を用いた。

3.2.3. 圧力分布計測

本研究では, Takagi et al. (1999) の方法を応用して足部模型表面の圧力分布と面積から流体力を推定した。この方法では, 圧力センサを対に装着し, 足背側と足底側の圧力の差分を求めることにより, 静水圧の影響を排除し足部の運動に伴う動圧だけを求めることができる。

圧力分布から足部に働く流体力を推定するためには, より多くの箇所での圧力分布を計測することが望ましい。しかしながら, あまりに多くの圧力センサを装着することは泳動作の妨げとなるため, 本研究では 8 個の圧力センサを用いて 4 箇所の圧力差を算出した。

Toussaint et al. (2001) は, クロール中の腕のストローク動作において, 速度の勾配によって遠位ほど圧力差が大きくなり推進力が増大すると報告している。さらに, 同様の現象

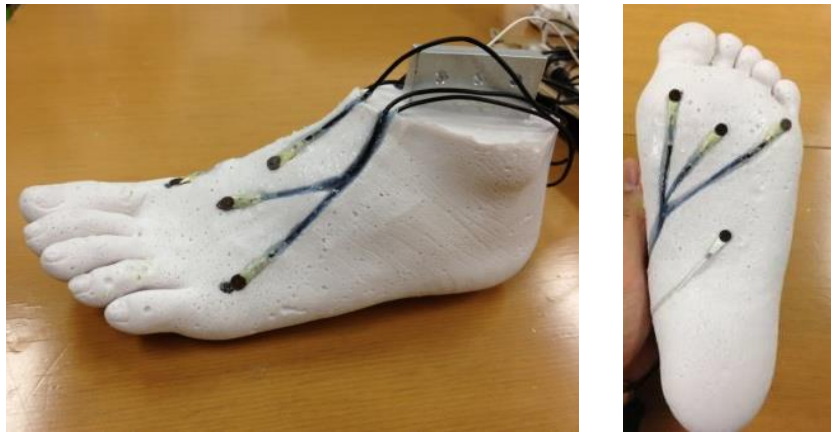


Figure II - 5 Foot model used in experiment 1-2.

はキック動作においても存在することを示唆している。そこで本研究では、キック動作において最も遠位である足部のつま先側を詳細に分析するため内縁、中央、外縁の3つのセグメントに分割し、さらに踵側を1つのセグメントとした。足部を4つのセグメントに分割する際は、足部の6点を基点とし、各セグメントの足背側と足底側に1つずつ、計4対の圧力センサを設置した。そして、対をなす圧力センサによって計測された足背側と足底側の圧力値の差が各セグメントを代表する圧力差とし、この圧力差に各セグメントの面積を乗じることで流体力を推定した。圧力差を算出する際は、対をなす圧力センサがなす角度を考慮するため、立位姿勢にて解剖学的矢状面における2つの圧力センサのなす角度を計測した。各セグメントに働く流体力の算出方法を式 (Eq. 12) に示す。

$$F_i = A_i \cdot P_i \quad (\text{Eq. 12})$$

F_i は各セグメントに働く流体力、 A_i は各セグメントの面積、 P_i は各セグメントの足底と足背の圧力差、そして i は各セグメント番号を示している。研究課題 1-2 では、各セグメントに働く流体力を全て足し合わせることで足部模型全体に働く流体力を算出し、 F_{pressure} とした。 F_{pressure} の算出方法を式 (Eq. 13) に示す。

$$F_{\text{pressure}} = \sum_{i=1}^4 F_i \quad (\text{Eq. 13})$$

実験に用いた圧力センサと理論上の静水圧の誤差は $2.45 \pm 2.30\%$ であった。Figure II - 6 に足部を4セグメントに分割する際に用いた基点と4つのセグメント、圧力センサを取り付けた位置を示す。足部を4つのセグメントに分割する際は、第1趾 (first toe)、第3趾 (third toe)、第5趾 (fifth toe)、舟状骨粗面 (FNT: foot navicular-tuberosity)、第5中足骨粗面 (FMT: foot metatarsus-tuberosity of fifth metatarsal bone)、踵骨後面

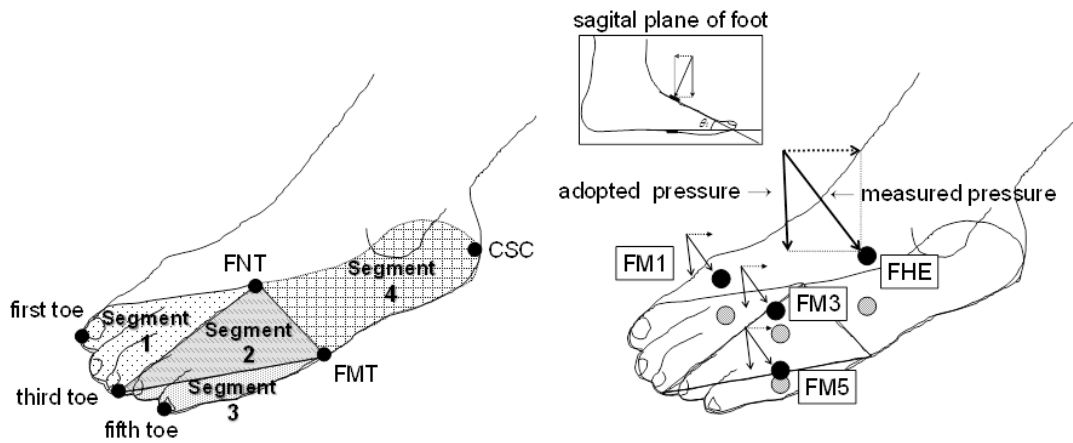


Figure II - 6 Construction of the foot model, showing the four segments, and the points where pressure sensors are attached (Experiment 1-2). FNT; foot navicular-tuberosity; FMT; foot metatarsus-tuberosity of fifth metatarsal bone; CSC: foot calcaneus-posterior surface center. The pressure sensors are embedded in the foot metatarsus-first head (FM1), the foot metatarsus-third head (FM3), the foot metatarsus-fifth head (FM5) and the foot talus-head (FHE).

(FCC: foot calcaneus-posterior surface center) を基点として用いた。圧力センサは足部中足骨第1中足骨頭 (FM1: foot metatarsus-first head), 足部中足骨第3中足骨頭 (FM3: foot metatarsus-third head), 足部中足骨第5中足骨頭 (FM5: foot metatarsus-fifth head), 足部距骨頭部 (FHE: foot talus-head) の足背側と足底側にそれぞれ設置した。圧力センサが出力した信号は, ロードセルと接続したセンサインターフェースを經由し, それぞれのカデータを同期した状態でサンプリング周波数 200 Hz で PC に記録した。集録されたデータは, low-pass Butterworth filter を用いて遮断周波数 10 Hz で平滑化した。

3.2.4. データ分析

以下の式は, ロードセルによって計測した試技中にロボットレッグに働く推進方向の並進力を表している。足部模型を装着して実施した試技中に働く並進力は式 (Eq. 14) に示す通りである。

$$F_1 = F_{\text{trunk}} + F_{\text{hip}} + F_{\text{thigh}} + F_{\text{shank}} + F_{\text{foot}} + I_{\text{trunk}} + I_{\text{hip}} + I_{\text{thigh}} + I_{\text{shank}} + I_{\text{foot}} \quad (\text{Eq. 14})$$

次に足部模型を装着せずに実施した試技中に働く並進力は式 (Eq. 15) に示す通りである。

$$F_2 = F_{\text{trunk}} + F_{\text{hip}} + F_{\text{thigh}} + F_{\text{shank}} + I_{\text{trunk}} + I_{\text{hip}} + I_{\text{thigh}} + I_{\text{shank}} \quad (\text{Eq. 15})$$

F_{trunk} , F_{hip} , F_{thigh} , F_{shank} , F_{foot} はそれぞれロボットレッグの胴体部, 臀部, 大腿部, 下腿部, 足部模型に働く流体力であり, 水の付加質量と渦の発生の影響を含む。 I_{trunk} , I_{hip} , I_{thigh} , I_{shank} , I_{foot} はそれぞれ胴体部, 臀部, 大腿部, 下腿部, 足部模型の慣性項であり, 各部位の質量と加速度によって決定する。足部模型のみに作用する力を算出するために式 (Eq. 16) に示す通り F_1 と F_2 の差を算出した。

$$F_1 - F_2 = F_{\text{foot}} + I_{\text{foot}} \quad (\text{Eq. 16})$$

さらに、足部模型の慣性項 I_{foot} は足部模型の質量と重心加速度によって求められるため、 F_1 と F_2 の差から足部模型の慣性項 I_{foot} を差し引くことで、足部模型に働く流体力 F_{foot} を算出した。

本研究ではロードセルによって計測したロボットレッグに働く推進方向の並進力から算出した足部模型に働く流体力を F_{loadcell} とした。

キック動作には推進局面だけでなく脚の引き付け動作やグライド動作などの非推進局面が含まれており (Seifert & Chollet, 2005), 本研究ではキック動作 1 周期全体だけでなく推進局面のみの F_{pressure} と F_{loadcell} を分析した。なお、股関節と膝関節が伸展し、足部模型が後方へ移動している局面を推進局面とした。

3.2.5. 統計処理

ロボットが入力した角度通りに動作したか確認するため、ポテンショメータによって計測された実際の角度と指令角度の二乗平均平方根誤差 Root mean square error (RMSE) を算出した。また、 F_{pressure} の再現性を確認するため、 F_{pressure} の最大値、力積、推進局面の力積の試技内と試技間における級内相関係数 Intra-class correlation coefficients (ICCs) をそれぞれ算出した。 F_{pressure} と F_{loadcell} の最大値、1 試技中の力積、1 試技中の推進局面における力積は、同一動作にて繰り返した 3 試技の平均値と標準偏差として示した。さらに本研究では、 F_{pressure} と F_{loadcell} の関連をピアソンの相関係数を求めることで調査し、推定した足部流体力の妥当性を検証した。パラメトリック手法による統計分析を用いる場合

は、事前に正規性の検定を実施した。本研究の統計処理では SPSS 19.0 を用い、有意水準は 5%未満とした。

3-3. 研究の限界

本研究には、研究方法において制限が存在し、得られた知見の一般化、普遍化に関する限界が存在する。

3.3.1. ロボットを用いた実験による限界

研究課題 1-2 では、泳動作の再現が可能なロボットを用いて圧力分布計測法の精度の検証を行った。実験に用いたロボットに設置した足部模型の移動速度は、最も高い速度の試技で $1.73 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 、最も低い速度の試技で $1.09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ であり、これらの動作速度は、実際のヒトの泳動作での足部移動速度と比較して 2 分の 1 から 3 分の 1 程度の速度であった。この動作速度の違いは、ロボットの動作に用いたモーターの出力の限界によるものであり、実験設定上の限界である。ロボットを用いた実験におけるレイノルズ数は $(2.40\text{--}3.80) \times 10^5$ の範囲であり、実際の平泳ぎ動作におけるレイノルズ数は $(6.60\text{--}8.80) \times 10^5$ の範囲であった。これらのレイノルズ数の範囲において、足部模型まわりの流れ場は、実際のヒトの平泳ぎ動作における足部まわりの流れ場に近く、流体力の発揮動態に与える影響は小さいと考えられる (Hoerner, 1965)。よって、ロボットを用いた実験では実際のヒトの泳動作を完全には再現できていないが、観察された現象は流体力学的には妥当なものである。

さらに、本研究で用いたロボットは、足関節に自由度を有していなかった。そのため、実際のヒトの平泳ぎ動作における足関節の動作を再現できておらず、実験設定上の限界である。

3-4. 結果

Table II - 2 は各動作におけるロボットへの指令角度と実測角度の RMSE の平均値と標準偏差を示している。RMSE は 0.62 ± 0.83 deg から 3.13 ± 7.75 deg の範囲であり、ロボットの動作範囲角度に占める割合は最大でも 3.33%であった。また、Table II - 3 は F_{pressure} の最大値と力積、推進局面における力積の級内相関係数とそれぞれの 95 %信頼性区間を示している。ICCs の範囲は 0.98 から 0.99 でありいずれの変数においても非常に高い再現性が確認された。Table II - 4 は各動作において計測された F_{pressure} と F_{loadcell} に関する各変数の平均値と標準偏差を示している。 F_{pressure} と F_{loadcell} を比較すると、いずれの変数も F_{loadcell} が大きな値を示した。さらに、Table II - 5 は F_{pressure} と F_{loadcell} の間のピアソンの積率相関係数 r を示しており、 F_{pressure} と F_{loadcell} に関する各変数の間に高い相関関係が認められた。Figure II - 7 は各動作における 1 周期中の F_{pressure} と F_{loadcell} の変化を示しており、ピーク値を示すタイミングや値の増減はよく一致していた。era

Table II - 2 Root mean square error (RMSE) between command angle and measured angle for each robotic motion (Experiment 1-2).

Motion	6.4 s cycle ⁻¹		8.0 s cycle ⁻¹	
	Large (n = 3)	Standard (n = 3)	Large (n = 3)	Standard (n = 3)
i: Twisting rotation at the hip (deg)	2.50±3.05	2.09±1.47	2.00±2.35	1.69±1.94
ii: Swinging rotation at the thigh (deg)	2.16±4.00	1.57±2.70	1.75±3.15	1.29±2.16
iii: Twisting rotation at the thigh (deg)	0.72±1.01	0.72±1.01	0.62±0.83	0.63±0.83
iv: Knee flexion / extension (deg)	3.11±7.69	3.13±7.75	2.07±5.01	2.12±4.40

Table II - 3 Intra-class correlation coefficients (ICCs) of F_{pressure}
(Experiment 1-2).

Variable	within trials	between trials
Maximum of F_{pressure}	0.99** (0.98 – 0.99)	0.98** (0.96 – 0.99)
Impulse of F_{pressure}	0.99** (0.97 – 0.99)	0.98** (0.89 – 0.99)
Impulse of F_{pressure} at propulsive phase	0.98** (0.95 – 0.99)	0.99** (0.97 – 0.99)

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ (95 % CI)

Table II - 4 Values of measured variables for each trial (Experiment 1-2).

Variable		6.4 s cycle ⁻¹		8.0 s cycle ⁻¹	
		Large (n = 3)	Standard (n = 3)	Large (n = 3)	Standard (n = 3)
Maximum (N)	F_{pressure}	13.69±0.59	11.97±0.94	7.47±1.05	6.20±0.55
	F_{loadcell}	24.82±1.28	12.82±0.41	14.19±0.10	8.50±0.11
Impulse (N·s)	F_{pressure}	-21.4±1.36	-28.85±1.26	-22.19±0.61	-35.56±2.34
	F_{loadcell}	-0.06±1.27	-3.95±1.46	-5.20±0.96	-7.49±1.15
Impulse at propulsive phase (N·s)	F_{pressure}	7.21±1.03	-4.51±0.28	3.02±0.81	-1.61±0.53
	F_{loadcell}	28.07±0.23	13.82±0.40	22.15±1.02	10.71±0.16

Table II - 5 Pearson's correlation coefficient (r) between F_{pressure} and F_{loadcell}
(Experiment 1-2).

	F_{loadcell}		
	Maximum (N)	Impulse (N·s)	Impulse at propulsive phase (N·s)
Maximum F_{pressure} (N)	0.77**	0.86**	0.54
Impulse of F_{pressure} (N·s)	0.79**	0.73**	0.91**
Impulse of F_{pressure} at propulsive phase (N·s)	0.82**	0.62*	0.92**

* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$

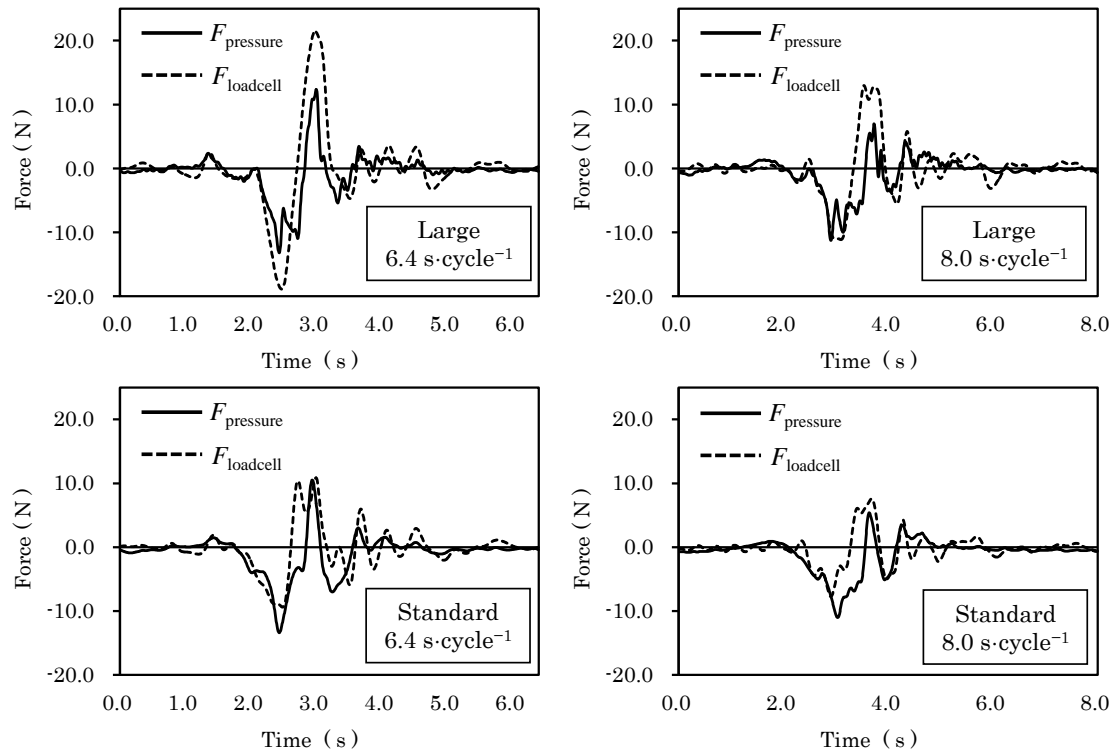


Figure II - 7 Temporal profiles of F_{pressure} and F_{loadcell} during one kicking cycle for each trial. F_{pressure} is the fluid force around the foot as estimated using pressure distribution analysis. F_{loadcell} is the fluid force around the foot as measured by the load cell (Experiment 1-2).

3-5. 考察

研究課題 1-2 では、ヒトの平泳ぎ動作の再現が可能なロボットを用い、圧力分布計測によって推定した平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力の妥当性と再現性を調査した。その結果、キック動作を繰り返した際の再現性と試技を繰り返した際の再現性が確認された。また、圧力分布から推定した足部模型に働く流体力は、ロードセルによって計測した足部流体力と有意に関連していることが明らかとなった。

Nakashima et al. (2012) は、同一のロボットを用いてクロールの上肢動作を再現した研究において、指令角度と計測角度には最大で約 10 deg の差が生じているものの、ロボットは指令角度をよく追従して動作していると報告している。本研究においても、ロボットの各関節で計測された角度と指令角度の RMSE は小さく、指令角度をよく追従していたことが明らかとなった。これまで、円柱模型や身体模型を水中で動かした場合の流体力を計測した研究はいくつか報告されているが (Pai & Hay, 1988; Lauder & Dabnichki, 2005; Kudo et al., 2008), 動作が単純であり泳動作を十分に再現しているとは言えない。それに対し、本研究では関節に自由度を有するロボットを用いることで泳動作を忠実に再現しているため、実際の泳動作に近い動作において再現性と妥当性の検証を実施できた。

F_{pressure} に関する各変数の級内相関係数は試技内で 0.98 から 0.99, 試技間で 0.98 から 0.99 であり、同じキック動作を連続して繰り返し実施した際の再現性と時間を置いて同じ試技を再度実施した際の再現性が確認された。よって、足部の同一位置に圧力センサを装着して圧力分布を計測すれば、連続して繰り返されるキック動作中や時間的な間隔を開けて実施される試技中の流体力を同じ精度で明らかにすることができる。さらに、本研究で

は動作速度を 2 種類、動作範囲を 2 種類設定して実験を実施した。その結果、どの動作においてもロボットの動きに応じて値が変動し、さらに動作が変化することで計測される値は変化した。実際の泳者の動作を分析する際は、同じように平泳ぎの動作を行った場合、画像分析のみによって動作の違いを示すことやどのような動作が優れているのかを示すことは難しい。それに対し、本研究での方法論を用いればわずかな動作の違いによって生じる流体力の違いを定量的に示すことができ、得られたデータのトレーニングへの活用が容易である。

さらに、 F_{pressure} と F_{loadcell} との間に有意な関連が認められ、ピーク値を示すタイミングや値の増減といった周期中の流体力の変動は一致していた。よって、周期中の力の変動やキック動作によって発揮される推進力を定量的に観察することが可能であり、従来用いられてきた Active Drag を平均値として計測する方法では明らかにすることができなかった情報を選手や指導者に提供できると考えられる。このような周期中の流体力の変動が明らかになれば、キック動作の各局面でどの程度の流体力が働き、どの局面での動作を重点的に改善するようにトレーニングを進めるべきかを定量的なデータに基づいて決定することができる。

さらに、泳動作中の身体まわりでは渦を伴った非定常な水の流れが発生しているが、このような流れの影響は画像分析や準定常解析法といった従来の方法論では明らかにすることができなかった。東 (1986) は著書の中で、昆虫や鳥類、水中生物、植物といった生物の動きを分析し、自然界の生物が非定常な流体力をうまく利用して飛翔や泳ぎをしていると記している。水中で水から推進力を得て推進する水泳においても、自然界の生物と同様

に非定常な流れは発生していると考えられ、速く泳ぐことができる泳者はこの非定常な流れを上手く利用して推進力を増大させている可能性が考えられる。本方法論では、泳者の身体に直接センサを装着することで非定常な流れによって変化する圧力分布を計測しており、ロボットを用いた検証実験においてもその妥当性が確認された。よって、本方法論を用いることで、これまでは困難であった非定常な流れを考慮した泳動作の評価が可能となり、従来の方法論と比べて有用性が高いことが示された。

また Kudo et al. (2008) は、本研究と同様に泳者の身体表面の圧力分布を計測して流体力を推定しており、非定常な流れを考慮した流体力の評価を行っている。しかしながら、Kudo et al. (2008) の方法論では手部 12 箇所圧力センサを装着し、計測した圧力値から回帰式を求めて流体力を推定している点で本方法論とは異なる。さらに、Kudo et al. (2008) の方法論によって推定した流体力の誤差は 20%程度であると報告しており、本研究での推定値と比較して誤差が小さい。しかしながら、この方法論では静水圧を考慮するために各圧力センサの位置を明らかにする必要がある。実際の泳者に応用する際は画像分析を同時に実施する必要がある。さらに、回帰式を用いるため、動作や身体の形状が異なる場合に同じ回帰式を用いることは問題であると考えられる。それに対し、本研究で用いた方法論では、圧力センサを対にして装着すれば静水圧を考慮するための画像分析を実施する必要がない。さらに、計測された圧力値と足部の面積のみを用いて流体力を算出するため、回帰式のような複雑な計算は伴わず、ロボットを用いた実験では動作が変化しても精度よく流体力を推定できることが確認されている。このように、本方法論は比較的簡易に、かつ精度よく流体力を推定できるため、トレーニングへの応用が期待できる。これまでも、

トレーニング中での血中乳酸濃度の測定や心拍数のモニタリングのように生理的な情報のフィードバックに関する研究は進められており、実際にトレーニング場面でも多くの指導者や選手が取り入れている。さらに、現在では慣性センサ技術を用いた分析により、選手へ泳動作に関するキネマティックデータを即時にフィードバックする研究 (Ohgi et al., 2003) も進められており、研究によって得られた知見が競技力向上に役立てられている。本方法論においても、今後ワイヤレスでの圧力分布の計測や、より少ないセンサ装着位置での研究を進めることで、どのようなプールにおいても簡易的にキネティックデータに関する即時フィードバックが可能になると考えられる。

F_{pressure} と F_{loadcell} を比較すると、圧力分布から推定した足部流体力は足部模型の影響を過小評価していると考えられる。本研究では、足部の凹凸や実際の泳者の足関節の動きにより、足部模型側面の圧力分布を計測していない。しかしながら、足部模型の矢状面への投影面積は 122.75 cm^2 、水平面への投影面積は 133.20 cm^2 であることから足部側面の影響は大きい。今後、本研究で得られた結果を踏まえ、さらなる研究を進めることでより精度の高い流体力の推定法を構築することができると考えられる。

4. 【研究課題 1-3】

4-1. 目的

研究課題 1-3 では、実際の泳者を対象とし、平泳ぎの泳パフォーマンスと足部の圧力分布から推定した足部流体力との関係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

男子シニア競泳選手 11 名が本研究に参加した。対象者の競技レベルは、平泳ぎもしくは個人メドレーにて日本選手権の出場資格を有する選手であり、上位入賞経験のある選手 6 名も含まれた。対象者には実験の趣旨とその危険性を事前に説明し、書面にて参加の同意を得た。本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て実施された。対象者の年齢、身長、体重、自己最高記録を Table II - 6 に示す。

4.2.2. 実験設定

実験の概略を Figure II - 8 に示す。実験は、側面に観察用窓を有する T 大学実験用回流水槽（五十嵐工業、縦 5.0 m、幅 2.0 m、水深 1.2 m、水温 27.0 度）にて行った。泳者の腰部に伸縮度の小さなポリエチレン製のロープの一端を装着し、他端をロードセル（LT-100KF, 共和電業）に接続し、キック動作によってロープに生じる張力を計測した。試技中にロープが大きくなることを防ぐため、泳者後方から流速 $0.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ で水を流し、各試技前に泳者が静止した状態での張力を計測することで静止した状態での後方からの流

Table II - 6 Physical characteristics and swimming performance of swimmers
(Experiments 1-3).

Swimmer	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Specialty	100 m breaststroke best record (min' sec")
B-1	23	175.0	73.0	Breaststroke	1'01"43
B-2	19	179.5	71.0	Breaststroke	1'02"50
B-3	23	188.0	74.0	Breaststroke	1'02"87
B-4	24	183.5	80.5	Breaststroke	1'01"74
B-5	18	174.5	63.5	Breaststroke	1'02"14
B-6	21	181.0	79.0	Breaststroke	1'01"42
I-1	21	172.0	63.0	Individual Medley	1'03"50
I-2	22	179.0	70.0	Individual Medley	1'03"10
I-3	21	170.0	62.0	Individual Medley	1'03"80
I-4	20	170.0	63.0	Individual Medley	1'05"50
I-5	20	171.0	61.0	Individual Medley	1'07"00
mean	20.8	172.4	63.8		1'03"18
SD	0.8	3.8	3.6		1"74

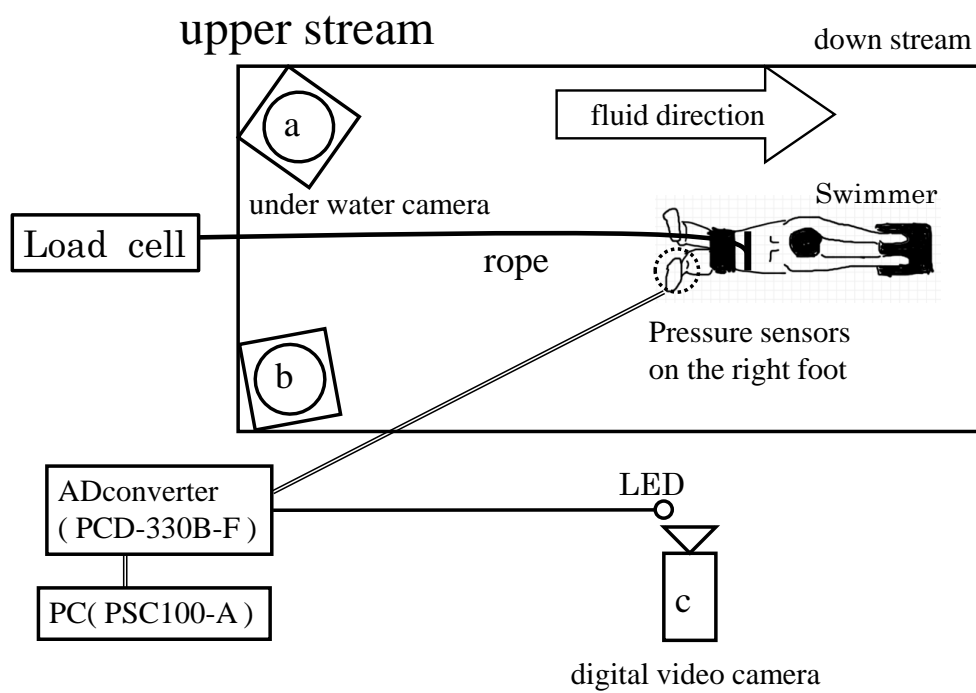


Figure II - 8 Schematic of experiment 1-3.

れの影響を除去した。また、泳者後方から水を流すことにより動作中の泳者の身体が受ける抵抗力に影響が及ぶと考えられるが、流体中の物体に働く抵抗力は物体と流体との相対速度の二乗に比例して増加することが知られており、角川ほか (2010) は平泳ぎ中の足部の推進方向への移動速度は最大で $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ 程度であると報告していることから、後方からの水の流れの影響は小さいと推察される。さらに、対象者の右足部 8 箇所、Kudo et al. (2008b) が手部流体力推定に用いたものと同様の直径 6 mm、厚さ 1 mm の防水加工を施した小型圧力センサ (PS-05KC, 共和電業) を装着し、試技中の圧力分布を計測した。圧力センサの装着には、アクリル系両面テープ (NW-NU15, ニチバン) を用いた。

研究課題 2 では、研究課題 1 と同様の箇所に圧力センサを装着し、同様の方法を用いて圧力分布から足部に働く流体力を推定した。ロードセルと圧力センサが出力した信号はセンサインターフェース (PCD-330B-F, 共和電業) を経由し、サンプリング周波数 200Hz で PC に記録した。実験に用いた圧力センサのキャリブレーションのため、それぞれの圧力センサを水深 0.0 m から 1.0 m まで 0.1 m ずつ水中に沈め、静水圧を計測した。計測された静水圧の値と理論上の静水圧の値の誤差は平均で 2.35 ± 2.15 %であった。また、泳者の斜め後方に 2 台の水中カメラ、右側面の観察用水中窓に 1 台のビデオカメラを設置し、露光時間 1/1000 秒、サンプリング周波数 60Hz で泳者の下肢動作を撮影した。撮影範囲は泳者の推進方向 1.2 m、鉛直方向 1.0 m、左右方向 1.0 m とし、下肢動作全体が撮影画面に入るように設定した。三次元 DLT 法にて各ポイントの実座標値を得るため、撮影画面内の 30 箇所に 0.2 m ごとにマーキングされた 1.0 m のキャリブレーションポールを立て、実験に先立って撮影した。コントロールポイントの実測値と推定値の誤差は 1 m につ

き，推進方向で 0.0086 m，鉛直方向で 0.0056 m，左右方向で 0.0087 m であった．動作分析をする際の視認性を高めるため，対象者の右足部の第 1 趾，第 3 趾，第 5 趾，足部舟状骨粗面，第 5 中足骨粗面，踵 の計 6 箇所にはビニルテープと油性マーカーを用いてマーキングを行った．

ビデオカメラ 3 台の同期はビデオカウンタ（VCT-400，日本事務光機）を用い，タイムコードを映し込むことにより行った．ビデオカメラと圧力データは，観察用水中窓に設置したビデオカメラに写しこんだ LED ランプと，LED ランプを点灯させるための電気信号をトリガとして PC に取り込むことで同期を図った．

4.2.3. 実施試技

本研究は，平泳ぎの下肢動作に焦点を当てており，上肢動作の影響を除外するため，対象者にはビート板を持たせた状態でキック動作を全力で行うよう指示した．Morouco et al. (2011) の報告によれば，30 秒間の全力泳の試技を行わせた場合，疲労の影響が認められたとしているため，本研究では試技として 10 秒間全力で平泳ぎキック動作を行わせた．

4.2.4. データ分析

本研究では，足底の圧力値から足背の圧力値を差し引くことでキック動作により足部に作用する動圧を推定した．また，足部の形状を考慮するため解剖学的矢状面における足背と足底がなす角度を計測した．この角度は動作中に変動すると考えられるが，本研究では角度の変動は考慮せず，立位時の足底と足背がなす角度から足背における足底に対して垂

直な圧力値の成分を算出した。仮定した 4 つの平面内の圧力分布は均一ではないと考えられるが、各平面にて計測された圧力値を代表値とし、算出した動圧に 4 つの平面それぞれの面積を乗じることで流体力を推定した。足部を構成する各平面の面積は、1 mm 間隔の方眼紙に足部の型とマーキングポイントの位置を記し、目測による求積法にて算出した。また、撮影した画像から、画像分析ソフト (Frame DIAS II version 3, DKH) を用いて右足部 6 点のマーキングポイントを手動でデジタイズし、三次元 DLT 法を用いて固定座標系における各マーキングポイントの三次元実座標値を得た。本研究では、足部を構成する各平面に対して垂直に作用する圧力を計測したため、推定した流体力は足部を構成する各平面に対して垂直に作用することになる。そのため、画像分析によって算出した各平面の法線ベクトルと流体力の方向は一致すると仮定し、法線ベクトルの方向から足部に働く流体力を推進方向成分、鉛直方向成分、左右方向成分に分解した。

得られた実座標値と圧力値は、それぞれ Butterworth 型の Low-pass デジタルフィルタを用い、遮断周波数 6Hz で平滑化を行った。

4.2.5. 測定項目

本研究では、足部に働く流体力の合力 (以下「 F_{foot} 」と略す) と、 F_{foot} の各方向成分を算出し、キック動作 1 周期中の推進方向成分 (以下「 $F_{\text{propulsion}}$ 」と略す) 鉛直方向成分 (以下「 F_{vertical} 」と略す)、左右方向成分 (以下「 F_{lateral} 」と略す) の経時的な変化を明らかにした。 $F_{\text{propulsion}}$ は推進方向成分であるため、泳者が水を後方へ蹴り出すと負の値を示し、 F_{vertical} は鉛直方向成分であるため、泳者が水を下方に蹴り出すと負の値を示す。 F_{lateral}

は左右方向成分であり，泳者が水を身体の内側方向へ蹴り出すと正の値を示すように定義した．本研究で用いた方向の定義を Figure II - 9 に示す．本研究では， F_{foot} と $F_{\text{propulsion}}$ に関する平均値と力積，ピークを算出した．推進力を増加することでより速く泳ぐことが可能になると考えられるが，推進力を増加するには大きな流体力を推進方向へ作用させることが必要となる．このため，本研究では足部に作用する流体力を示す F_{foot} と， F_{foot} の推進方向成分である $F_{\text{propulsion}}$ に着目した．

さらに，Morouco et al. (2011) は牽引泳で計測された張力の平均値と競技会での泳パフォーマンスとの間に高い相関関係が認められたと報告していることから，ロードセルによって計測された張力（以下「 F_{tethered} 」と略す）の試技 10 秒間の経時的な変化を明らかにするとともに，試技 10 秒間における F_{tethered} の平均値と，対象者の 100 m 平泳ぎ自己最高記録時の泳速度（以下「 v_{100} 」と略す）を算出した． v_{100} は泳距離を時間で除して算出し，スタートやターンの影響は無視することとした．

4.2.6. 統計処理

泳者が発揮する張力と流体力の関係を検討するため，Pearson の方法を用いて相関係数を求めた．本研究の統計処理では SPSS19.0 を用い，有意水準はいずれも危険率 5 % 未満とした．

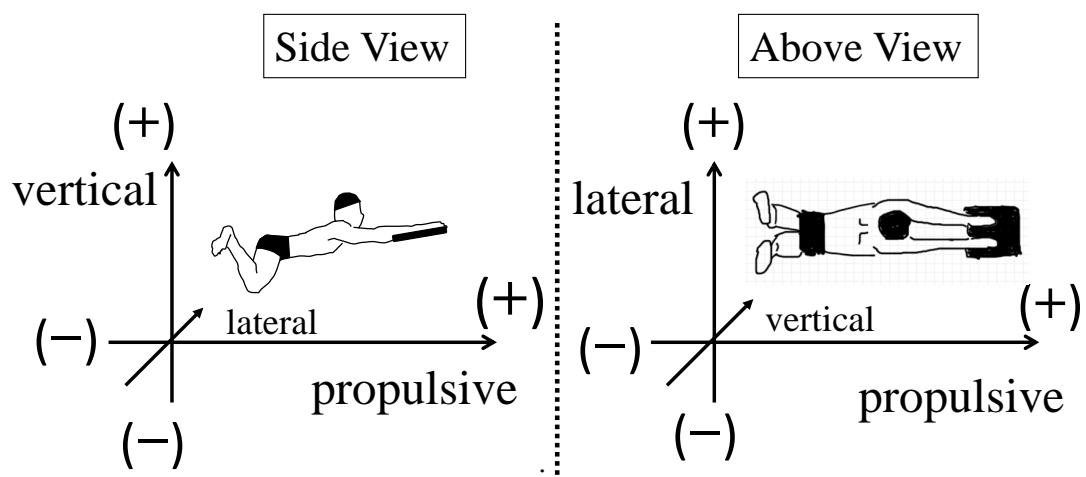


Figure II - 9 Definitions of direction in experiment 1-3.

4-3. 研究の限界

本研究には、研究方法において制限が存在し、得られた知見の一般化、普遍化に関する限界が存在する。

4.3.1. 標本における限界

本研究は、対象者選定の制限としてシニア男子競泳選手(全国大会優勝から出場レベル)を対象としたことがあげられる。このため、本研究から得られた結果をそのまま異なる年齢層と競技者レベルに適応することには限界がある。

4.3.2. 圧力差を用いた流体力推定方法による限界

本研究では、足底と足背において計測された圧力値の差を用い、静水圧の影響を除外して動作によって生じる圧力分布を明らかにすることで流体力を推定した。しかしながら、この方法では足部の厚みを考慮しておらず、足底と足背に対して装着した2つの圧力センサが鉛直方向に並んで位置するとき、静水圧による誤差は最大となる。実際のヒトを対象とした実験において、対象者の足部に対して装着した圧力センサ間の距離は最大で6.6 cmであった。このため、足底と足背に対して装着した圧力センサが鉛直方向に並んで位置するとき、静水圧による誤差は最大で $0.67 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-2}$ に達する。しかしながら、本研究において最もセンサ間の距離が大きい位置で計測された圧力差の11名の平均値は $15.1\pm 4.1 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-2}$ であった。よって、推定した流体力に足部の厚みによる誤差は含まれるが、影響は小さいと考えられる。

4.3.3. 試技設定上の限界

本研究では、実際のヒトの平泳ぎ動作中の足部の圧力分布と泳者が発揮する力を計測するため、対象者の腰を伸縮度の小さなロープでロードセルに接続し、tethered swimにて試技を実施した。そのため、泳者は前進することができず、試技を実施した状況は通常とは異なる。このような試技の状況では、泳者が前進しないことが足部に働く流体力に与える影響や、対象者が通常の泳動作とは異なる動作をする可能性を排除することはできない。

4-4. 結果

流体力に関する各変数と F_{tethered} 、 $v100$ の結果、および各変数間の相関係数を Table II - 7 に示す。相関分析の結果、 F_{tethered} と $v100$ の間に有意な相関関係は認められなかったが、 F_{tethered} と流体力に関する各変数間と、 $v100$ と流体力に関する各変数間に有意な相関関係が認められた。 F_{tethered} に関しては $F_{\text{propulsion}}$ の平均値との間で最も高い負の相関関係 ($r = -0.78, p < 0.01$) が認められ、 $v100$ に関しては $F_{\text{propulsion}}$ の力積との間で最も高い負の相関関係 ($r = -0.76, p < 0.01$) が認められた。また、流体力に関する各変数と F_{tethered} や $v100$ との間で唯一 F_{foot} のピークと F_{tethered} の平均値との間に有意な相関関係は認められなかった。特に相関係数の高かった F_{tethered} の平均値と $F_{\text{propulsion}}$ の平均値との相関図を Figure II - 10 に示し、 $v100$ と $F_{\text{propulsion}}$ の力積との相関図を Figure II - 11 に示す。

Figure II - 12 に典型例として 100 m 平泳ぎの自己ベスト記録が最も速く、 F_{foot} の力積が最も大きかった対象者 B-6 のキック動作 1 周期における流体力の各方向成分を示す。この図は、脚を伸展させて水を蹴り始めてから、脚を屈曲させて足部を臀部近くに引き付け

終わるまでのキック動作 1 周期の流体力を示している。流体力の各方向成分は泳者が水を蹴り始めてから徐々に値が増加し、 $F_{propulsion}$ と $F_{vertical}$ は膝の伸展が終了する直前に負のピークを示した。 $F_{lateral}$ に着目すると、水を蹴り出し始めた後に小さく負のピークを示し、その後両脚を内側に挟み込む動作中に大きく正のピークを示した。また、脚引き付け動作中の流体力は、水を蹴り出す動作中に比べ小さかった。

4-5. 考察

F_{foot} は足部に働く流体力の合力、 $F_{propulsion}$ は F_{foot} のうち推進方向に働く流体力であり、ともに泳者の推進に影響を及ぼす流体力の大きさを示していると考えられる。よって F_{foot} や $F_{propulsion}$ の値を分析することで、キック動作の変化によってどの程度推進力が増加または減少したのかを客観的に評価することができる。さらに、 F_{foot} と $F_{propulsion}$ に関する各変数と、 $F_{tethered}$ や v_{100} との間に高い相関関係が認められたことから、 F_{foot} と $F_{propulsion}$ を用いて泳者の推進技術の評価することの妥当性が確認できた。しかしながら、流体力に関する各変数のうち F_{foot} のピークと $F_{tethered}$ の平均値との間に有意な相関関係は認められなかった。 F_{foot} は足部に働く流体力の合力であり、力の作用方向を考慮していないため、 F_{foot} のピークは足部に瞬間的に働く流体力の大きさを表す変数である。それに対し、 $F_{tethered}$ は泳者が推進方向へ発揮した力を表す変数であり、 $F_{tethered}$ を大きくするにはより大きな流体力をより長い期間推進方向へ作用させることが求められる。そのため、 F_{foot} のピークでは流体力の作用方向や作用する期間の長さを評価することができず、 $F_{tethered}$ との間に有意な相関関係が認められなかったと考えられる。

Table II - 7 Variables and Pearson's correlation coefficients (r) (Experiment 1-3).

	Mean (n=11)	SD	correlation coefficient (r)	
			vs Mean of F_{tethered}	vs v100
v100 (m s ⁻¹)	1.58	0.03	0.57	
Mean of F_{tethered} (N)	203.3	62.7		0.57
Mean of F_{foot} (N)	46.4	20.4	0.75**	0.73*
Mean of $F_{\text{propulsion}}$ (N)	-30.3	15.3	-0.78**	-0.74**
Impulse of F_{foot} (Ns)	45.1	15.8	0.63*	0.74**
Impulse of $F_{\text{propulsion}}$ (Ns)	-29.4	12.0	-0.70*	-0.76**
Peak of F_{foot} (N)	209.8	69.9	0.57	0.75**
Peak of $F_{\text{propulsion}}$ (N)	-159.5	66.1	-0.68*	-0.75**

**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$

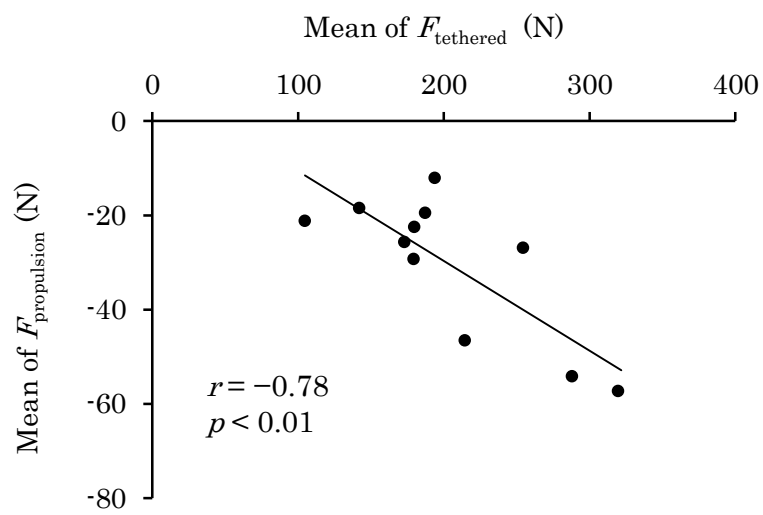


Figure II - 10 Relationship between mean of $F_{\text{propulsion}}$ and mean of F_{tethered} (Experiment 1-3).

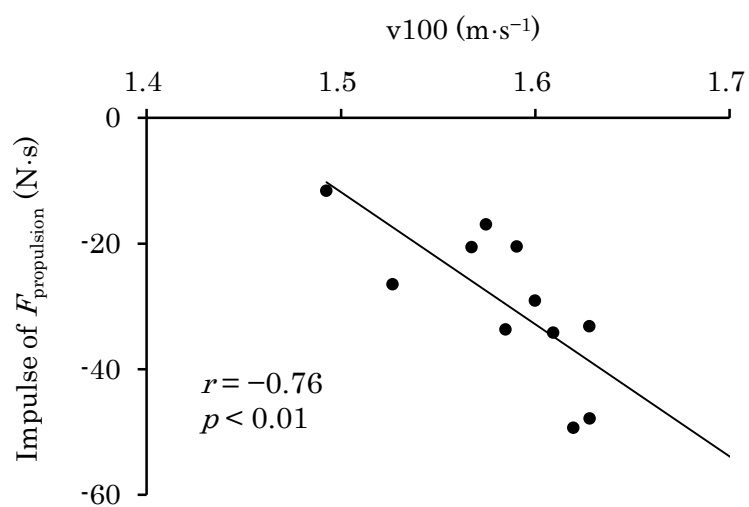


Figure II - 11 Relationship between impulse of $F_{\text{propulsion}}$ and v_{100} (Experiment 1-3).

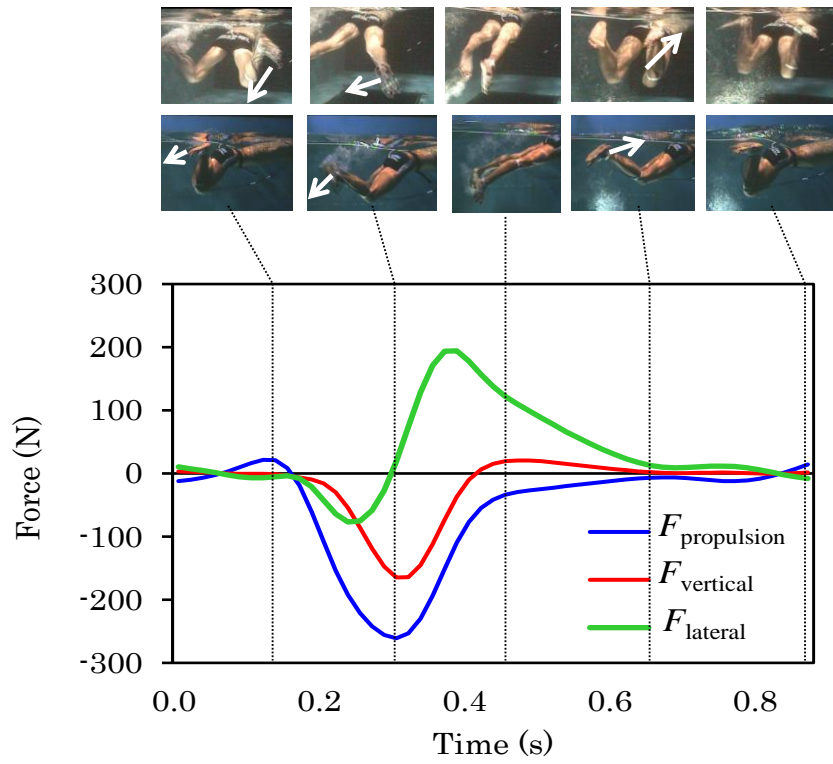


Figure II - 12 The typical profiles of estimated fluid forces during a kicking cycle (B-6) (Experiment 1-3).

一方, Morouco et al. (2011) は牽引泳で計測された張力の平均値と競技会での泳パフォーマンスとの間に高い相関関係が認められたと報告しているが, 本研究で得られた牽引泳の結果である F_{tethered} の平均値と, 対象者の 100 m 平泳ぎ自己最高記録時の泳速度である v_{100} との間に有意な相関関係は認められなかった. この相違は, 対象とした動作の違いによるものと考えられる. Morouco et al. (2011) が対象とした動作は, 通常の平泳ぎであったのに対し, 本研究では足部流体力に着目したため, ビート板を用いた平泳ぎキック動作を対象としている. そのため, 泳者の上肢動作の影響を評価することはできず, F_{tethered} の平均値と v_{100} との間に有意な相関関係は認められなかったと考えられる.

また, 本研究ではキック動作に伴う流体力の各方向成分の経時的な変化を明らかにした. その結果, $F_{\text{propulsion}}$ と F_{vertical} は膝の伸展動作によって泳者が水を蹴り出すと同時に値が変化し, 膝の伸展が終了する直前にピークを示した. それに対し, F_{lateral} は泳者が水を蹴り始めた直後に負のピークを示し, その後両脚を内側へ挟み込む動作中に正のピークを示した. 泳者が水を蹴り出すとき, 股関節は伸展しながら内旋, 内転動作を伴い, 同時に膝関節が伸展することで下腿は回旋動作をする. そのため, 下腿がプロペラのような動きをして水を挟み込み, 流体力の左右方向成分である F_{lateral} にその影響が見られたと考えられる.

泳者が効率的に前方へ推進するには, より大きな流体力を推進方向へ作用させることが重要であるが, 本研究に参加した対象者は推進方向だけに流体力を作用させるような動作は行っていない. むしろ, 下腿をプロペラのように回旋させることで推進方向, 鉛直方向, 左右方向の全てに流体力が働いている. 本研究に参加した対象者は高い競技力を有した熟

練者であったことから、平泳ぎのキック動作は水を推進方向に蹴り出すだけの単純な動作でないことが推察される。まず、下腿を回旋させる場合と下腿を推進方向に直線的に動かす場合を比較すると、下腿を回旋させる動作の方が水を蹴る期間が長くなる。よって、泳者はより大きな推進力を得るために下腿を回旋させ、流体力が働く期間を長くしていると考えられる。さらに、下腿を回旋させる動作を行うことで、脚の引き付け動作から水を蹴り出す動作までが連続した一連の動作として行えると考えられる。下腿を直線的に推進方向へ動かす動作では、膝関節や股関節の伸展と屈曲動作が主な動作となり、脚の引き付け動作から蹴り出し動作へ移行する局面では動作が途切れる。それに対し、下腿を回旋させる動作では股関節の外転や内転、外旋や内旋の動作も伴い、動作が途切れることなく周期的な動きとなる。

また、下腿を回旋させる動作では足部の移動方向が変化することとなる。Takagi et al. (2013) は、PIV を用いたクロールのストローク動作の分析において、手部の移動方向が変化すると手部周りの循環渦が反転して推進力が増大すると報告している。本研究では流れの可視化は実施していないため、キック動作によって生じる流れの様相を明らかにすることはできないが、キック動作においても同様の現象が生じるのであれば、回旋動作が推進力の増大にとって重要であると言える。これらの現象を明らかにするためにも、今後はPIVの技術的課題を解決し、平泳ぎのキック動作に応用することが望まれる。

5. 研究課題 1 の要約

研究課題 1 では、シミュレーションを用いた研究やロボット、実際の泳者を対象とした検証実験により、圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力の推定法を構築することを目的とした。目的を達成するため、研究課題 1-1 ではシミュレーションモデルを用いて平泳ぎキック動作中の下肢に働く流体力を算出し、圧力抗力成分と摩擦抗力成分の割合や下肢の各部位に働く流体力の割合を明らかにした。さらに、研究課題 1-2 では泳動作の再現が可能なロボットを用いて足部表面の圧力分布から推定した平泳ぎキック動作中に働く流体力の信頼性を検証した。さらに研究課題 1-3 では、実際の泳者を対象とし、推定した足部に働く流体力と平泳ぎの泳パフォーマンスとの関係を調査した。

研究課題 1 から得られた知見は以下の通りである。

- (1) シミュレーションモデルを用いて平泳ぎキック動作中に働く流体力を算出した結果、
大腿部や下腿部と比較して足部に大きな流体力が働くことが明らかとなった。さらに、
足部に働く流体力の圧力抗力成分は摩擦抗力成分と比較して高く、足部表面の圧力分布
を精度よく計測できれば、足部に働く流体力の特徴を明らかにできることが示唆された。
- (2) 泳動作の再現が可能な水泳ロボットを用いた検証実験において、圧力分布から推定し
た足部模型に働く流体力と、実測した足部模型に働く流体力との間に有意な相関関係が
認められ、推定した流体力の妥当性が確認されたが、圧力分布から推定した流体力は足
部模型に働く流体力を過小評価している可能性が示された。

- (3) 足部の圧力分布から推定した流体力の合力や推進方向成分と、平泳ぎの泳パフォーマンスの間に有意な相関関係が認められ、実際の泳者を対象とした場合においても本方法論によって推定した流体力の妥当性が示された。

III 【研究課題 2】

「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」

1. 目的

研究課題 1 では、平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定の方法論構築を主眼としてロボットや実際の泳者を対象とした検証実験を行い、足部の圧力分布計測を用いた方法論の妥当性が確認された。研究課題 2 では、PIV を用いた研究において指摘されている泳者の身体周りに生じる非定常な流れに着目し、非定常流体力の発生メカニズムに関する分析を行う。

身体周りの圧力分布は水の流れや渦の状態を反映して変動するため、PIV では分析が困難とされる広範囲でかつ三次元的動作である平泳ぎのキック動作が対象であっても、圧力分布の変動から非定常な流れの様相を推察することができる。さらに、圧力分布の計測は圧力センサを装着する以外に泳動作を妨げず、力を計測するためのケーブルを接続する必要などがないため、高い泳技能を有する泳者の泳動作を妨げずに分析でき、その特徴を明らかにできると考えられる。

そこで研究課題 2 では、泳技能の異なる泳者を対象として平泳ぎキック動作中の足部周りの圧力分布と流体力の分析を行い、足部周りの圧力分布の特徴や流体力との関係を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

大学水泳部に所属する男子競泳選手 8 名が本研究に参加した。対象者の競技レベルは、平泳ぎもしくは個人メドレーにて日本選手権の出場資格を有する選手であり、日本選手権で上位入賞経験のある選手 6 名も含まれていた。対象者には実験の趣旨とその危険性を事前に説明し、書面にて参加の同意を得た。本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て実施された。

2.2 実験設定

実験は、側面に観察用窓を有する T 大学実験用回流水槽（五十嵐工業，長さ 5.0 m，幅 2.0m，水深 1.2 m，水温 26.0 度）にて行った。対象者には，下肢動作のみを評価するためにビート板を持たせ，対象者別に設定された泳速度で 10 秒間できる限り同じ場所に留まるように平泳ぎのキック動作を行なうよう指示した。回流水槽の流速は，実験に先立って行われた 50 m 平泳ぎキック泳の泳タイムから決定した。タイム計測は 50 m 室内プール（最浅部水深 1.3 m，最深部水深 3.8 m，水温 28.5 度）にて行い，対象者はビート板を持った状態でプッシュオフスタートからの 50 m 平泳ぎキック全力泳を行った。タイム計測は 3 名の検者がストップウォッチを用いて手動で行い，3 名の計測結果の平均値を泳タイムとした。計測された泳タイムから，50 m 平泳ぎキック泳の平均泳速度を算出し，算出された平均泳速度を回流水槽の流速とした。各対象者の試技流速を対象者の年齢，身長，体重，専門種目，100 m 平泳ぎ自己最高記録，100 m 平泳ぎの Fina Point とともに Table III-

1 に示す。なお、Fina Point は短水路や長水路といった試合環境の違いや、男女差、種目差を超えて泳記録を比較するために国際水泳連盟が定めた指標であり、各種目の世界記録をもとに算出される。具体的には、 $1000 \times (\text{基準記録}/\text{計算する記録})^3$ によって計算され、基準記録と同記録である場合は 1000 となる。基準記録は最新の世界記録をもと国際水泳連盟が決定している。

回流水槽で行った試技では、研究課題 1 において妥当性を検証した足部の流体力推定法を用いて試技中の左足部に働く流体力を推定した。試技中は、足部 6 点を基点として規定される 4 平面の足背側と足底側に 1 つずつ、計 4 対 8 個の圧力センサ (PS05-KC, 共和電業) を装着した。圧力センサの装着ポイントは、第 1 中足骨頭、第 3 中足骨頭、第 5 中足骨頭、中足趾節関節頭とし、それぞれ足底側を p1, p2, p3, p4, 足背側を d1, d2, d3, d4 とした。本研究で計測した圧力値は、大気圧を 0 としたため、足部表面の圧力値が大気圧を下回るときに負の値を記録することとなる。Figure III - 1 に足部を規定する 4 平面と圧力センサの装着ポイントを示す。圧力センサが出力した信号はセンサインターフェース (PCD330B-F, 共和電業) を経由し、サンプリング周波数 200 Hz で PC に記録した。実験に用いた圧力センサのキャリブレーションのため、それぞれの圧力センサを水深 0.1 m から 1.1 m まで 0.1 m ずつ水中に沈め、静水圧を計測した。計測された静水圧の値と理論上の静水圧の値の誤差は $1.0 \pm 0.4\%$ であった。計測した圧力データは、Butterworth 型の Low-pass デジタルフィルタを用い、遮断周波数 30 Hz で平滑化を行った。キック動作によって生じる動圧は、足底側の圧力値から足背側の圧力値を差し引くことで算出し、算出した圧力差は各平面を代表する圧力差とした。圧力差を算出する際は、足部の形状や傾き

Table III- 1 Physical characteristics and swimming performance of swimmers
(Experiments 2).

Swimmer	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Specialty	Best Record of 100 m Breaststroke (min' sec")	Fina Point	Trial Velocity (m s ⁻¹)
B1	20	174.5	63.5	Breaststroke	1'02"1	833	1.37
B2	21	181.0	79.0	Breaststroke	1'01"4	862	1.22
B3	24	183.5	80.5	Breaststroke	1'01"7	849	1.23
B4	19	179.5	71.0	Breaststroke	1'02"5	818	1.25
B5	19	169.0	59.5	Breaststroke	1'04"1	759	1.21
I1	22	179.0	70.0	Individual Medley	1'03"1	795	1.22
I2	20	170.0	63.0	Individual Medley	1'07"0	664	1.16
I3	21	170.0	62.0	Individual Medley	1'05"5	711	1.13
mean	20.8	175.8	68.6		1'05"2	786.4	1.22
SD	1.7	5.7	7.9		2"0	70.0	0.07

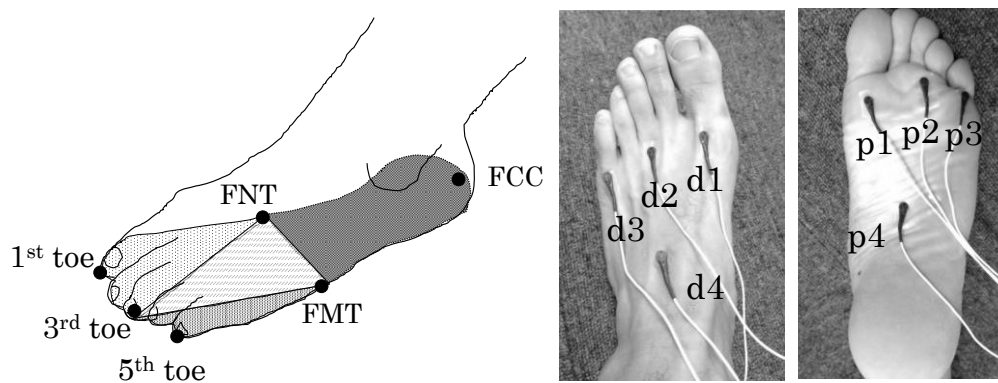


Figure III - 1 Construction of the foot model, showing the four segments, and the points where pressure sensors are attached (Experiment 2).

を考慮するため、対をなす圧力センサ間の角度 (θ) を事前に計測し、三角関数を用いて足底面に対して垂直となる成分を求めた。算出した圧力差に各平面の面積を乗じることで各平面に働く流体力を推定し、4 平面に働く流体力を全て足し合わせることで足部全体に働く流体力 (以下「 F_{foot} 」と略す) を推定した。また、泳者の左側面の観察用窓に 1 台のビデオカメラ (Bcam, DKH) を設置し、露光時間 1/500 秒、サンプリング周波数 100 Hz で泳動作を撮影し、映像を PC に記録した。撮影した画像と圧力データとの同期は、デジタルビデオカメラに付属する同期装置 (PH-1461A, DKH) が出力した電気信号をセンサインターフェースに取り込み、圧力データの集録開始トリガとすることで図った。撮影した映像から、Seifert & Chollet (2005) の方法を用い、平泳ぎのキック動作 1 周期を脚伸展期、インスリーブ期、グライド期、脚屈曲期の 4 期に分けた。なお、本研究では回流水槽の流速を対象者の全力泳時の泳速度に設定したため、流れによる振動を避けることができず、回流水槽内にビデオカメラを設置して動作を撮影することができなかった。そのため、三次元動作分析によって推定した流体力の作用方向を明らかにすることはできず、流体力の合力のみを示すこととした。Figure III - 2 に実験設定の概略図を示す。

2.3 測定項目

本研究では、平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力と足部表面の圧力分布との関係を明らかにするため、足底 (p1, p2, p3, p4) と足背 (d1, d2, d3, d4) の計 8 箇所計測された圧力値と、足部の 4 平面それぞれで対応する足底と足背の圧力差 ($p_i - \cos\theta d_i$, $i = 1 - 4$) を算出し、 F_{foot} を次の式 (Eq. 17) によって算出した。

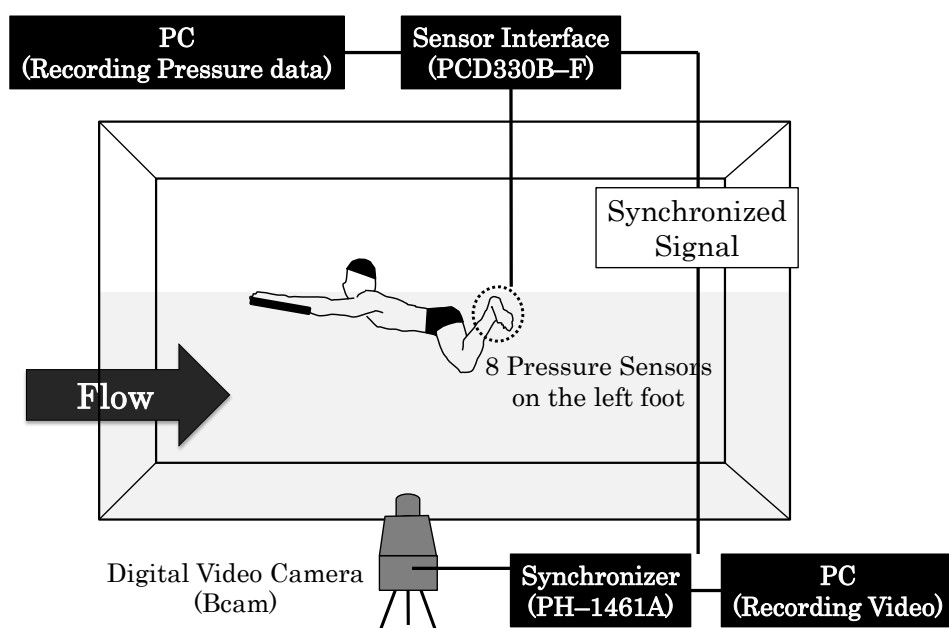


Figure III - 2 Schematic of experiment 2.

$$F_{\text{foot}} = \sum_{i=1}^4 (p_i - \cos\theta d_i) A_i \quad (\text{Eq. 17})$$

なお、各対象者は 10 秒間の試技中に 7 回から 10 回のキック動作を行っていたが、流体力の最大値と平均値の周期間での級内相関係数はともに 0.98 ($p < 0.01$) であり、ほぼ同様のキック動作が繰り返されていたことが確認された。そのため、本研究では繰り返し行われたキック動作のうちの 1 周期分を分析対象とした。足部表面の圧力分布や各計測ポイントでの圧力差、推定した流体力に関する各変数は、それぞれ 1 周期中の変動、ピーク値、平均値として示した。なお、足底で水を蹴り出す平泳ぎキック動作の場合は、足底の圧力値が高まり、足背の圧力値が低下するときに圧力差が増大するため、足底の圧力値は最大値、足背の圧力値は最小値をピーク値とした。

2.4 統計処理

F_{foot} と泳速度の関係を検討するため、Pearson の方法を用いて F_{foot} と 100 m 平泳ぎ自己最高記録および試技流速の間の相関係数 (r) を求めた。また、足底と足背のどちらが流体力に大きな影響を与えているかを検討するため、対にして計測した足底側の圧力値と足背側の圧力値の差を対応のない t 検定を用いて比較した。なお、足底の圧力値がより高い値、足背の圧力値がより低い値となるときに足底と足背の圧力差が増大するため、各計測ポイントにおける圧力の絶対値を用いて比較した。なお、本研究の統計処理では SPSS19.0 を用い、有意水準はいずれも危険率 5%未満とした。

3. 研究の限界

本研究には、研究方法において制限が存在し、得られた知見の一般化、普遍化に関する限界が存在する。

3.1 標本における限界

本研究は、対象者選定の制限として男子競泳選手（全国大会出場レベル以上）を対象としたことがあげられる。このため、本研究から得られた結果をそのまま異なる年齢層と競技者レベルに適応することには限界がある。

3.2 実験設定上の限界

本研究では実験設定上の制限からキック動作を三次元分析することはできなかった。さらに、現時点では平泳ぎのキック動作を対象とした PIV を用いた分析を行うことができないため、足背の圧力が低下する際の水の流れの全容を明らかにすることはできない。そのため、足背の圧力が低下して流体力が増大するときの動作の特徴や圧力分布との関連、流体力を増大させるために望ましいキック動作までは明らかにできていない。今後これらの課題を解決し、PIV や三次元動作分析と圧力分布の計測を同時に実施することが可能となれば、非定常な流れと動作の関係やその発生機序が明らかとなり、平泳ぎのキック動作中に働く流体力を増大させられる動作を明らかにできると考えられる。

また、本研究では研究課題 1 で妥当性を検証した平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法を用いて流体力を推定した。この方法論では、平泳ぎのキック動作での推進力発揮に貢献すると考えられる足部の側面や下腿に働く流体力は推定できず、キック動作によ

って働く流体力を過小評価している可能性がある。しかしながら、現時点で平泳ぎのキック動作によって生じる流体力を推定でき、実際の人を対象とした研究やロボットを用いた研究により、推定値の妥当性が検証されている方法論は他に見当たらない。今後、さらなる方法論の改善によって流体力を推定する範囲を拡大させられれば、より正確にキック動作による推進力を定量化できると考えられる。

4. 結果

4.1 推定した流体力と圧力差, 圧力分布

F_{foot} の最大値と 1 周期中の平均値, 各計測ポイントでの圧力差の最大値と 1 周期中の平均値, 各計測ポイントでの圧力値のピーク値と平均値の対象者 8 名の平均値と標準偏差を Table III-2 に示す。各計測ポイントでの圧力値は, ピーク値については全て足底側が正の値, 足背側が負の値を示し, 平均値についてもほぼ同様の傾向であったが, 第 5 趾周辺の足底側である p3 のみ正の値ではなく負の値を示した。

4.2 推定した流体力と自己最高記録, 試技流速の関係

相関分析の結果, F_{foot} の平均値と試技流速との間 ($r = 0.87, p < 0.01$) および, 100 m 平泳ぎ自己最高記録との間 ($r = -0.73, p < 0.05$) に有意な相関関係が認められた。さらに, F_{foot} の最大値と 100 m 平泳ぎ自己最高記録との間 ($r = -0.81, p < 0.05$) に有意な相関関係が認められた。しかし, F_{foot} の最大値と試技流速との間 ($r = 0.39, p > 0.05$) には相関関係は認められなかった。

Table III- 2 Variables of fluid force and pressure (Experiment 2).

	unit	Peak Value (n=8)		Average (n=8)	
		mean	SD	mean	SD
F_{foot}	N	245.6	26.6	63.9	6.4
Pressure Difference p1-d1	kN m^{-2}	19.6	6.5	5.3	2.4
Pressure Difference p2-d2	kN m^{-2}	16.7	3.2	5.0	0.8
Pressure Difference p3-d3	kN m^{-2}	7.9	2.8	1.6	1.7
Pressure Difference p3-d4	kN m^{-2}	15.3	4.7	4.6	2.3
Low Pressure p1	kN m^{-2}	4.9	0.7	0.7	0.4
Low Pressure p2	kN m^{-2}	5.1	1.2	0.7	0.4
Low Pressure p3	kN m^{-2}	2.7	1.9	-1.8	1.3
Low Pressure p4	kN m^{-2}	3.4	0.9	0.9	0.9
Low Pressure d1	kN m^{-2}	-16.6	7.7	-2.6	1.3
Low Pressure d2	kN m^{-2}	-13.8	3.9	-2.3	0.9
Low Pressure d3	kN m^{-2}	-9.3	2.9	-1.9	1.0
Low Pressure d4	kN m^{-2}	-17.6	5.9	-2.5	1.4

4.3 足底と足背の圧力値

足底と足背の圧力値のどちら側が流体力増大に大きな影響を与えているか検討するため、各計測ポイントの足底と足背の圧力の絶対値を対応のない t 検定を用いて比較した。

Figure III - 3 に各計測ポイントにおける圧力値の絶対値のピーク値と平均値を示す。その結果、圧力値のピーク値については 4 箇所全てにおいて足背の圧力値の絶対値が足底の圧力値の絶対値と比較して大きな値を示した ($p < 0.01$)。さらに、圧力値の平均値については、第 5 趾周辺である p3 と d3 を除き、足背の圧力値の絶対値が足底の圧力値の絶対値と比較して大きな値を示した。

4.4 F_{foot} と圧力値の周期中の変動

本研究に参加した 8 名の対象者の F_{foot} や圧力値の周期中の変動は、大きく 3 つのパターンを示した。Figure III - 4 にそれぞれのパターンの典型例として、B1, B2, I2 の結果を示す。1 つ目のパターンは、試技流速と F_{foot} の周期中の平均値が最も高い B1 のみが示したパターンであり、周期中に F_{foot} が 2 度のピーク値を示す二峰性の変動であった。2 つ目のパターンは、B2, B3, B4, B5, I1 の 5 名が示したパターンであり、周期中に F_{foot} が 1 度のピーク値を示すものであった。2 つ目のパターンの典型例としては、100 m 平泳ぎの自己最高記録が最も速く、 F_{foot} の最大値が最も高い B2 の結果を示した。そして 3 つ目のパターンは、I2 と I3 の 2 名が示したパターンであり、 F_{foot} が他の 2 パターンのように著しく増加して鋭いピーク値を示さないものであった。3 つ目のパターンの典型例としては、100 m 平泳ぎの自己最高記録が最も遅く、 F_{foot} の周期中の平均値と最大値が最も低

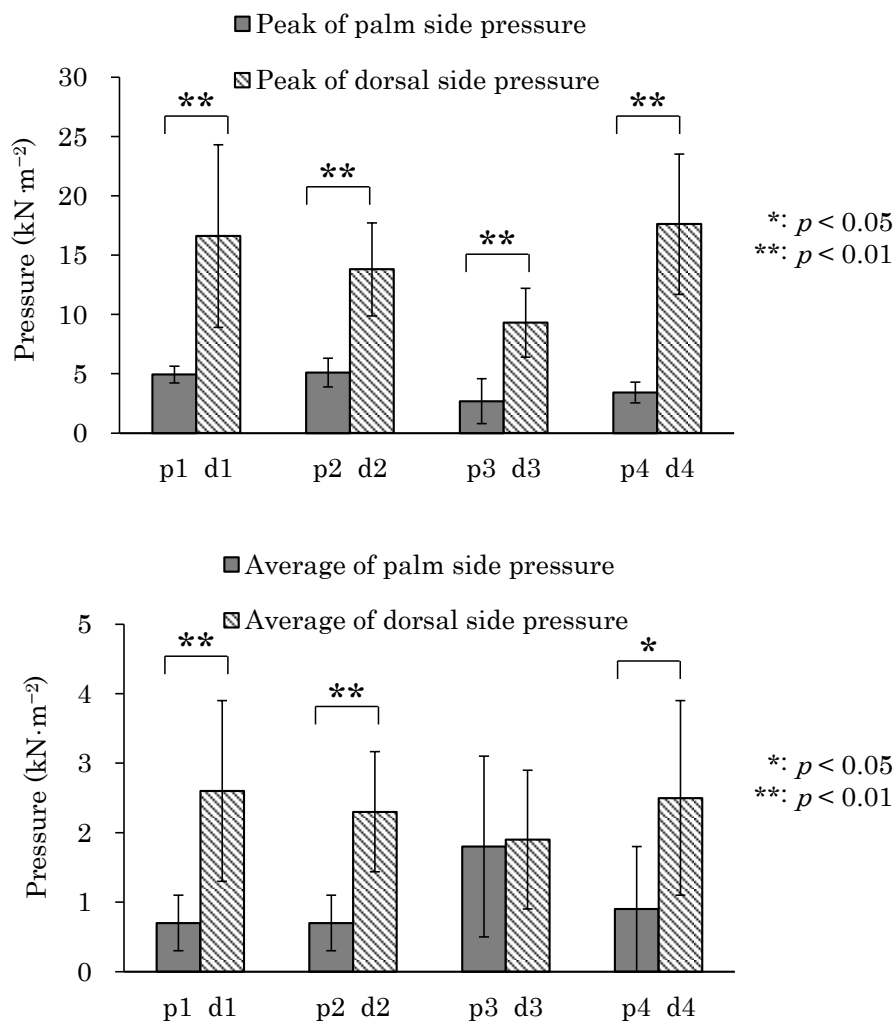


Figure III - 3 Absolute value of the pressure at each point.

い I2 の結果を示した。 F_{foot} の周期中の平均値は、 B1 が 35.5 N, B2 が 31.7 N, I2 が 23.4 N であり、 F_{foot} の最大値は、 B1 が 251.6 N, B2 が 363.0 N, I2 が 177.8 N であった。

圧力値に関しては、各計測ポイントにおける足底と足背の圧力値の変動をそれぞれ示した。本研究で用いた方法では、対にして計測した圧力値の差に足部を規定する各平面の面積を乗じることで流体力を推定したため、グレーで着色した足底と足背の圧力差が大きくなるほど流体力が増大することとなる。3 パターンともに、足底と足背の圧力差は脚伸展期からインスイープ期にかけて増大する傾向が見られたが、圧力差がピーク値を示すタイミングや大きさはパターン間や計測ポイント間で違いが見られた。

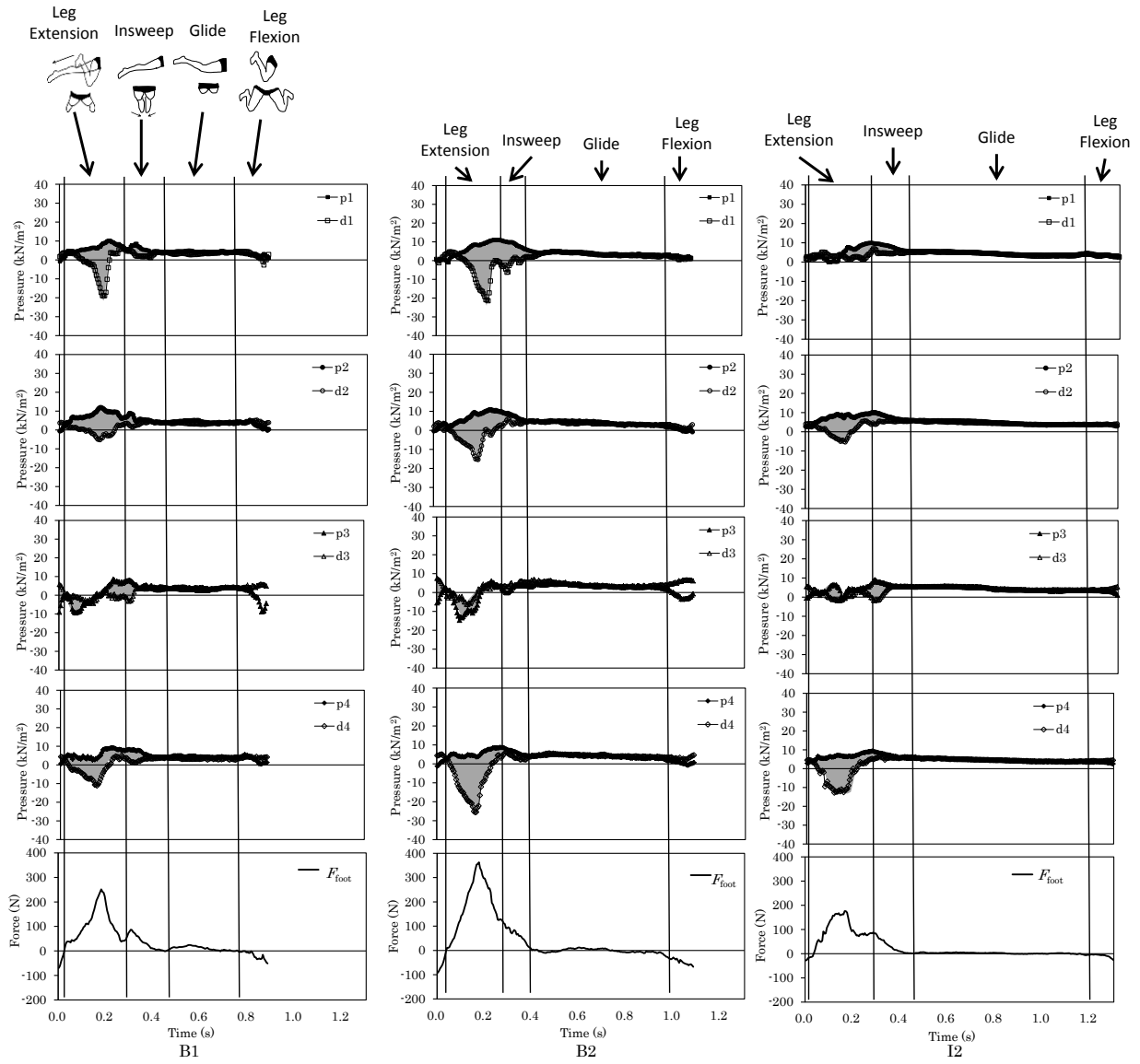


Figure III - 4 Typical pattern of the fluid forces and the pressure (Experiment 2).

5. 考察

5.1 足底と足背の圧力値

本研究にて推定した足部に働く流体力と泳速度との間に有意な相関関係が認められたことや ($r = 0.87, p < 0.01$), 先行研究にて泳者が発揮した流体力と泳パフォーマンスとの間に有意な相関関係が認められていること (Takagi & Wilson, 1999), さらに研究課題 1-3 にて推定した流体力と泳パフォーマンスの間に有意な相関関係が認められたことから, 泳者が発揮する流体力を増大させることは泳速度や泳パフォーマンスの向上に大きく関与していると言える. しかしながら, F_{foot} の最大値と試技流速との間に有意な相関関係は認められなかった. これは, より大きな流体力を短期間発揮することのみが泳速度を高めるのではなく, より大きな流体力を継続して発揮し, 力積や平均値が高まることで泳速度が高まることを示している. 平泳ぎのキック動作の場合, 足底の圧力値が高まるか, 足背の圧力値が低下することで圧力差が増大し, 足部に働く流体力が増大する. 本研究において, 足底と足背の圧力値の絶対値を比較すると, どの計測ポイントにおいても足背の絶対値が足底の絶対値と比較して有意に大きな値を示した. また, Figure III - 4 の典型例に示すように足背側の圧力値が大きく負圧となるときに圧力差が増大して流体力がピーク値を示しており, 足背の圧力値の低下が流体力の増大に強く関与していることが明らかとなった. この結果は, キック動作に伴い足底で水を押したとき, 押されて移動した水の塊の運動量 (水の塊の質量 \times 速度) の反作用としての力が足底に働き, これが推進力となるという従来の解釈では説明できない. なぜなら, 反作用により足底の圧力が上昇することは必然だが, 足背側の圧力が大きく低下する理由が説明できないからである.

PIV を用いた研究では、クロールやスカーリング中の手部周りに生じる渦を伴った非定常な流れは、手部の手背側に生じることが確認されており (Takagi et al., 2013), その発生機序は大きく 2 つに分けられることが報告されている。1 つは、大きな手部の迎角を保持して直線的に移動させたときに手背側に発生するカルマン渦, もう 1 つは手部を翼として考えた際に、手部の移動方向の変化に伴って流入角が親指側から小指側に変化したときに発生する、手部周りの循環渦の反転である。どちらの場合においても、手背側に生じる非定常な流れは手部での流体力発揮に関与しており、これらの流れをうまく利用することがより速く泳ぐ上では重要である。本研究では、平泳ぎキックの動作においても手部と同様に足背側の圧力値が低下することが初めて確認され、キック動作による流体力発揮に関与していることが推察された。PIV による流れの可視化は実施していないため、どのような機序によって足背側の圧力値が低下したかを明らかにすることはできないが、大きな流体力を発揮した対象者の動作では足背側での圧力の低下を推進にうまく利用していたと推察される。しかしながら、これまでの指導書や指導場面において非定常な流れは考慮されておらず、準定常理論に基づいてキック動作について論じられてきた。準定常理論では、流体力の大きさは、流れに対する物体の断面積に比例し、相対速度の二乗に比例するとされるため、平泳ぎのキック動作においては、断面積を増加させるための足部の向きや蹴り出す方向の調整、足部の移動速度が重要とされることとなる。それに対し非定常理論では、水中で身体を回転運動させること (Toussaint et al., 2002) や、身体が加速度を伴って水中を移動すること (Kudo et al., 2013) で、身体周りに非定常な流れが発生して流体力が増大することが報告されており、足部の回転運動や加速度についても着目すべきであると考

えられる。

5.2 泳者間の比較

本研究では、平泳ぎもしくは個人メドレーにて日本選手権の出場資格を有する大学競泳選手を対象とし、全ての対象者が一定程度以上の泳技能を有していたが、その中でも試技中の F_{foot} や足部表面の圧力分布には違いが見られた。特に、1つ目と2つ目のパターンの典型例として示した B1 と B2 は、ともに平泳ぎにて日本選手権の上位入賞経験を有する泳者であり、平泳ぎの泳技能差は小さいと考えられるが、 F_{foot} や圧力分布の変動パターンは異なっていた。B1 の F_{foot} は、脚伸展期に1度 251.6 N のピーク値を示した後、再び小さなピーク値を示す二峰性の変動を示したのに対し、B2 は脚伸展期に 363.0 N のピーク値を示し、その後は徐々に値が低下する変動を示した。同様に、周期中の圧力値の変動にも違いが見られ、B1 は脚伸展期に圧力差が増大した後、脚伸展期の終盤からインスロー期の前半に再び圧力差がわずかに増大したのに対し、B2 は B1 と比較すると常に大きな圧力差が生じていた。これらのことから、高い泳技能を有する泳者間であっても、圧力分布や流体力には違いがあり、各泳者が独自の技術で高い流体力を発揮していることが確認された。そのような中で、足背側の圧力値の低下が流体力発揮に大きく寄与している点は共通しており、足底側の圧力値の増加よりも足背側の圧力値が大きく低下する局面において圧力差が増大し、流体力がピーク値を示した。特に、高い競技力を有する B1 や B2 と、競技力がやや低い I2 とを比較すると、B1 や B2 の方が足背側の圧力値の低下が顕著であり、足背の圧力低下が流体力発揮に大きく関与していると推察される。

本研究の対象者の中では、平泳ぎの泳技能が比較的 low、3 つ目のパターンの典型例として示した I2 の F_{foot} や圧力分布は、泳技能の高い B1 や B2 とは異なっていた。 F_{foot} については、周期中の平均値や最大値が低だけでなく、B1 や B2 の F_{foot} の変動と比較して値の変動が緩やかであり、はっきりとしたピークを示さなかった。また、足底側の圧力値の変動や値の大きさは、B1 や B2 と比較して差が見られないのに対し、足背側の圧力値が B1 や B2 と同様に負圧となったのは d4 のみであり、より遠位で移動速度が高くなる足部先端ではほぼ負圧とならなかった。これらのことから、I2 のキック動作では足部先端にて足背の圧力低下が生じなかったことが、流体力が大きくならなかった要因として推察される。

Toussaint et al. (2002) は、クロールのストローク動作中の上肢の圧力分布を計測した研究において、肩関節を中心として上肢を回転運動させることで速度勾配による非定常な流れが生じ、先端で遠位となる手部での圧力差が増大すると報告している。さらに、下肢においても同様の現象が生じることを示唆しており、平泳ぎのキック動作においても下肢を回転運動させることで遠位となる足部の圧力差が増大すると考えられる。I2 のキック動作では、d4 が負圧となったにも関わらず足部先端で圧力差が増大しなかったことから、下肢の回転運動をうまく利用できなかった可能性が考えられる。平泳ぎのキック動作において下肢を回転運動させるには、股関節、膝関節、足関節の動作をうまく組み合わせる必要がある点で技術的難度は高いが、足背の圧力を低下させて足部での流体力を増大させるには習得すべき動作であると言える。

6. 研究課題 2 の要約

本研究では、泳技能の異なる泳者を対象として平泳ぎキック動作中の足部周りの圧力分布と流体力の分析を行い、足部に働く流体力と圧力分布の関係や、流体力が増大する際の圧力分布の特徴を明らかにすることを目的とした。足部表面の圧力分布は 8 箇所計測し、得られた圧力値から流体力を推定した。

研究課題 2 から得られた知見は以下の通りである。

- 1) 平泳ぎのキック動作では、足背の圧力が著しく低下して足底との圧力差が増大し、足部に働く流体力が増大することが初めて確認された。流体中の物体表面の圧力は速い流れが発生すると低下することから、平泳ぎのキック動作においても足部周りに渦といった非定常な速い流れが発生し、キック動作によって発揮される推進力に関与していることが示唆された。
- 2) 技能差の小さな泳者間であっても、足部に働く流体力や足部表面の圧力値の変動には差異が見られ、泳技能の低い泳者のキック動作では、足背の圧力低下が小さいことが明らかとなった。

IV 【研究課題 3】

「平泳ぎ泳動作における足部流体力の評価とトレーニングへの応用」

1. 目的

研究課題 1 にて圧力分布計測を用いて推定した平泳ぎキック動作中の足部流体力の有用性や妥当性が確認され、研究課題 2 では平泳ぎキック動作中の足部周りに発生する非定常な流れを圧力分布の計測によって確認することができ、非定常な流れと圧力分布の関連を分析した。これらのことから、本方法論を用いて推定した足部流体力によって平泳ぎキック動作の技能をキネティック分析によって評価できる可能性が示され、実際の競技場面やトレーニング場面への応用が期待される。これまでにも、様々な方法論によって泳動作中の抵抗力や泳者身体に働く流体力の分析が実施されてきたが、その多くは方法論の確立を主な目的とし、実際の競技場面やトレーニング場面へ応用した研究は少ない。そのため、泳動作を評価する新たな方法論が確立されたとしても、技能向上のための指針となる客観的データは示されておらず、実際の競技場面への応用には課題が残されたままであった。

Maglischo (1993) はその著書の中で、競泳のトレーニングは目標とする試合に向けてトレーニングを期分けすべきであると述べている。このトレーニング期は、基礎持久期 (General Endurance Period)、専門持久期 (Specific Endurance Period)、試合期 (Competition Period)、調整期 (Taper Period) の 4 つに分けることができ、それぞれの目的に応じたトレーニングが行われる。このため、各トレーニング期で実施したトレーニングにより、トレーニング目標が達成されたか確認することは重要である。しかしながら、

キネティック分析によって得られた情報によってトレーニング効果を確認する方法論が構築されていないため、現状では生理的指標やキネマティック分析で得られる指標によってトレーニング効果の確認をする場合が多い。よって、キネティック分析を用いてトレーニング効果を確認する方法論を構築することで、新たな視点からトレーニング効果を確認することが可能となる。

また、従来のキネマティック分析では泳速度やストローク長、ストローク頻度、キック幅、キック頻度、ストロークのコーディネーションといった変数が分析されてきた (Cappaert et al., 1996; Thompson et al., 2004; Stephen et al., 2009)。しかしながら、様々な泳者の泳動作の特徴が明らかになったとしても、泳技能を向上するための指針となるような一致した見解は得られておらず (Fulton et al., 2011)、加えて最も技能レベルの高い泳者の動作が泳技能を向上するために最適な動作であるとは限らないため、キネマティック分析の結果によってトレーニング効果を評価するには至っていない。それに対し、泳動作中の身体に働く流体力といったキネティック分析によって得られる情報は、泳動作中に発揮される推進力や泳者の身体が受ける抵抗力に直接的に影響するため、泳技能改善の指針として応用が容易である。よって、泳動作をキネティック分析によって評価することで、従来のキネマティック分析では明らかにできなかった技術的課題が明確になり、効率的な技術改善につながると考えられる。

そこで研究課題 3 では、研究課題 1 および 2 で構築した方法論を用い、競泳選手を対象とした足部流体力の横断的評価と縦断的評価を実施し、方法論の有用性を確認するとともに

に、実際の競技場面やトレーニング場面に応用する際の指針や平泳ぎキック動作の技能向上のための指針を得ることを目的とした。

2. 【研究課題 3-1】

2-1. 目的

圧力分布計測による流体力推定法を用いて平泳ぎキック動作中の足部流体力を横断的に評価し、キック動作の技能レベルとの関連を明らかにするとともに、キック動作の技能向上のための示唆を得ることを目的とした。

2-2. 方法

2.2.1. 対象者

平泳ぎまたは個人メドレーを専門とする大学男子競泳選手 8 名（身長 175.8 ± 5.6 cm, 体重 68.5 ± 7.8 kg, 年齢 21.4 ± 1.8 歳）が本研究に参加した。対象者は大学水泳部に所属し、競泳のトレーニングを週に 6 日実施している熟練者であり、平泳ぎまたは個人メドレーにて日本選手権への出場資格を有していた。対象者には実験の趣旨とその危険性を事前に説明し、書面にて参加の同意を得た。本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て実施された。

2.2.2 実験設定

流体力推定のための試技は側面に観察用窓を有する T 大学実験用回流水槽 (五十嵐工業, 縦 5.0 m, 幅 2.0 m, 水深 1.2 m, 水温 26.0 度) にて実施し, 対象者は設定された泳速度で平泳ぎキックを 10 秒間行った. 実験に先立ち, 50 m 平泳ぎキックの全力泳を 50 m 屋内プール (水深 1.3 m, 水温 28.0 度) にて実施し, 計測された泳タイムから全力泳時の泳速度 (v_{50}) を算出した. 実験に先立って実施した 50 m 平泳ぎキック全力泳, 実験用回流水槽で実施した試技ともに上肢動作は行わず, 対象者にはビート板を持たせた状態で平泳ぎキック動作のみを行わせた. 流体力推定のための試技では, 実験用回流水槽の流速は各対象者の 50 m 平泳ぎキック全力泳時の泳速度 (v_{50}) に設定した. 対象者 8 名の全力泳で計測された泳タイムは 40.2 ± 2.0 秒, v_{50} は $1.25 \pm 0.07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ であった.

実験用回流水槽で実施した試技中は対象者の左足部 8 箇所防水加工を施した小型圧力センサ (PS05-KC, 共和電業) を装着し, 200 Hz にて足部表面の圧力分布を計測した. 得られた圧力値と対象者の足部の面積から研究課題 1 および 2 と同様の方法を用いて足部に働く流体力を推定した. さらに, 回流水槽側面の観察用窓からデジタルビデオカメラ 1 台 (フレーム数 100 fps, 露光時間 1/500 sec) を用いて試技中の泳動作を撮影し, 推定した流体力と泳動作との関連を明らかにした.

2.2.3. 分析項目

研究課題 3-1 では, 研究課題 1-3 にて泳パフォーマンスとの有意な関連が認められた流体力の合力の平均値と最大値を算出した. さらに, 各対象者の特徴を明らかにし, 平泳ぎ

キック動作の技能向上のための示唆を得るため、キック動作 1 周期中の流体力の変動と各測定ポイントでの圧力差の変動を明らかにした。

2.2.4. 統計処理

研究課題 1-3 と同様に泳者の足部に働く流体力が泳パフォーマンスと有意に関連し、推定した流体力が平泳ぎキック動作の技能を示す指標となるか検討するため、推定した流体力と泳速度との関連を Pearson の相関係数を求めることで調査した。本研究の統計処理では SPSS19.0 を用い、有意水準はいずれも危険率 5 % 未満とした。

2-3. 研究の限界

2.3.1. 標本における限界

本研究は、対象者選定の制限としてシニア男子競泳選手（全国大会出場レベル）を対象としたことがあげられる。このため、本研究から得られた結果をそのまま異なる年齢層と競技者レベルに適応することや、異なる対象者に適応することには限界がある。

2.3.2. データ収集における限界

本研究は、データ収集における限界として対象者の足部に働く流体力の合力のみを扱ったことがあげられる。泳者の足部に働く流体力は、推進方向成分、鉛直方向成分、左右方向成分に分解することができ、合力には泳者の推進に貢献しない、もしくは推進を妨げる成分を含む場合がある。しかしながら、研究課題 3-1 では回流水槽の流速を対象者の最大

泳速度に設定する必要があったため、回流水槽内にビデオカメラを設置することが困難であり、3次元動作分析を実施することはできなかった。そのため、推定した流体力を各方向成分に分解することはできず、合力のみに焦点を当てて研究を進めた。

2-4. 結果

Table IV - 1 に各対象者の流体力の最大値と試技中の流体力の平均値、v50を示す。相関分析の結果、流体力の最大値とv50の間に有意な相関関係は認められなかったが、流体力の平均値とv50の間に有意な高い相関関係が認められた ($r = .91, p < 0.01$)。Figure IV - 1 に流体力の平均値とv50の相関図を示す。

さらに、Figure IV - 2 に各対象者のキック動作1周期中の流体力の変動と各測定ポイントでの圧力差の変動を示す。泳速度と流体力の平均値が最も高かった対象者Aの流体力は二峰性の変動を示し、他の対象者と比較して1周期に要する時間が短かった。また、どの対象者もFM5での圧力差は低い傾向を示したが、対象者Aのみ水を蹴り出す局面の終盤でFM5の圧力差が高くなり、それに伴って流体力の値が増大していた。さらに、泳速度が高かった対象者A, B, C, D, EはFM1, FM3, FHEにおいてははっきりとしたピークが確認でき、それに伴って流体力もピークを示しているが、泳速度の低かった対象者F, G, Hはピークが不明確であり、流体力の最大値は低くなっていた。

Table IV - 1 Results of variables (Experiment 3-1).

	Maximum of fluid force (N)	Mean of fluid force(N)	v50 (m s ⁻¹)
A	251.6	37.8	1.37
B	222.7	31.3	1.25
C	288.1	28.0	1.23
D	304.2	30.2	1.22
E	243.3	24.0	1.22
F	200.5	21.9	1.21
G	153.6	21.1	1.16
H	132.8	12.0	1.13
mean	224.6	25.8	1.22
SD	60.4	7.8	0.07

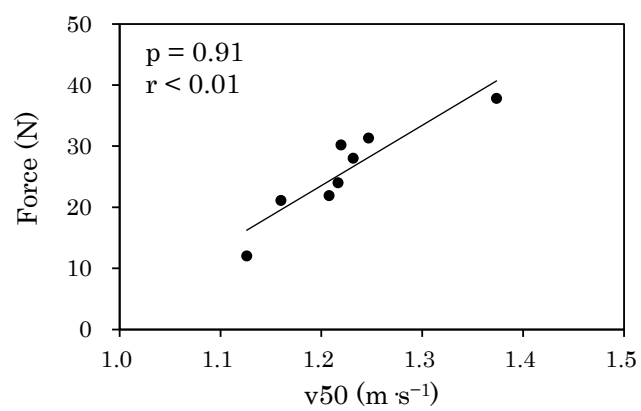


Figure IV - 1 Relationship between mean of fluid force and
v50 (Experiment 3-1).

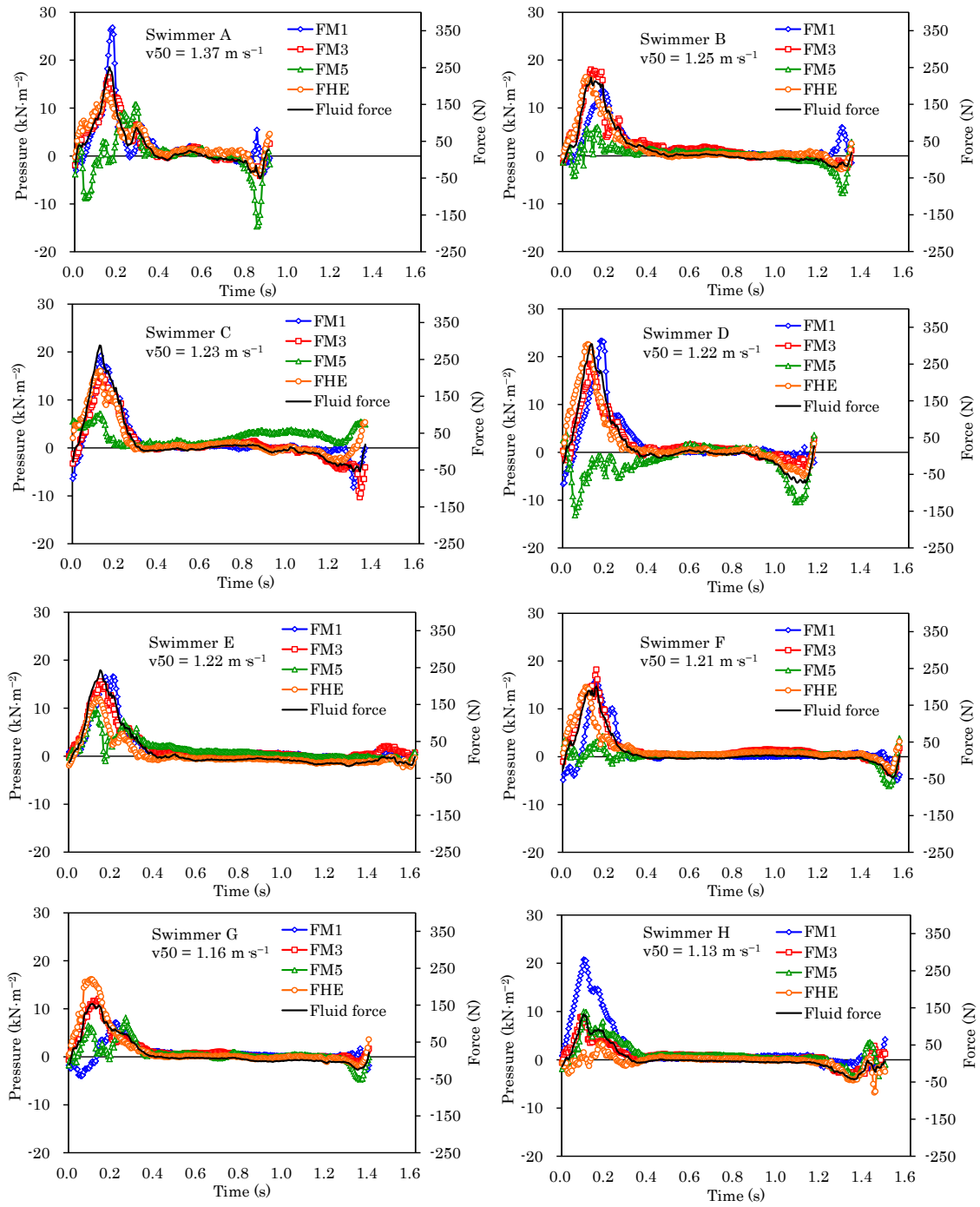


Figure IV - 2 The profiles of fluid force and pressure differences during a kicking cycle for each swimmer (Experiment 3-1).

2-5. 考察

研究課題 3-1 において、研究課題 1-3 と同様に泳速度 (v_{50}) と推定した流体力の平均値の間に有意な相関関係が認められた ($r = 0.91$)。本実験で実施した試技はビート板を用いたキック動作のみであったため、泳者はキック動作のみによって推進する必要があり、競技会での泳速度との関連を調査した研究課題 1-3 ($r = 0.73 - 0.76$) と比較して高い相関関係が認められた。また、泳速度と推定した流体力の最大値との間に有意な関連は認められなかった。上肢動作を行う通常の泳動作中は上肢動作と下肢動作のタイミングが重要となるため、流体力が最大値を示すような瞬間的な流体力の発揮も必要となると考えられる。それに対してビート板を用いたキック動作では上肢動作を行わないため、キック動作で発揮する流体力の平均値や力積を大きくすることがより速く泳ぐことに必要であり、瞬間的に大きな流体力を働かせるだけでは速く泳ぐことができなかったと考えられる。

Figure IV - 2 に示すように、キック動作中に発揮する流体力は水を蹴り出す動作によってピークを示し、脚を動かさないグライド中にはほとんど力が働いていない。さらに、脚を引き付ける動作中はわずかに流体力が負の値を示しているが、研究課題 1-1 で実施したシミュレーション結果と同様に大きく泳者の推進の妨げとなるような力は働いていない。よって、実際の泳者を対象とした実験においても、平泳ぎ中の身体の減速の要因が足部ではないことが確認された。また、グライド中や脚の引き付け動作中は泳者の推進に貢献するような流体力は働いていないため、より速く泳ぐためにはこれらの期間を短くし、水を蹴り出して推進力を発揮する期間を長くすることが必要となる。泳速度が高かった対象者 A に着目すると流体力が働いていない期間は短く、他の対象者と比較して高い頻度でキッ

ク動作を行っていた。しかしながら、頻度を高めるためにむやみにグライド動作やリカバリー動作を素早く行うことは推進を妨げる抵抗力を増大させることにつながり、泳速度が向上しない可能性が考えられる。対象者 D のキック動作中の流体力に着目すると、流体力のピーク値が対象者 8 名の中で最も高く、頻度も高いにも関わらず、泳速度は対象者 A よりも低かった。特に、FM5 で計測された圧力値は常に負の値を示し、さらにリカバリー動作中は他の対象者と比較して大きく負の値を示している。これらのことから、泳者は単に足部に働く流体力を大きくする動作を習得するのではなく、推進を妨げる抵抗力を避ける動作も習得しなければならない。本研究にて構築した足部流体力の推定法では、泳者の足部に働く流体力にのみ焦点を当てているため、大腿部や下腿部に働く抵抗力までを評価することはできない。そのため、本方法論を用いてキック動作を評価する際には、流体力の大きさだけでなく動作との関連や泳速度にも焦点を当てる必要があると言える。

各計測ポイントでの圧力差に着目すると、全ての対象者で FM5 の圧力差が他の計測ポイントと比較して小さな傾向を示した。平泳ぎのキック動作では、第 1 趾周辺である FM1 が前縁となり FM5 は後縁となって水中を移動している。これは、キック動作によって足部まわりに非定常な流れが発生した影響であると考えられる。これまで、水泳中の身体まわりの流れが非定常となることが報告されており (Pai & Hay, 1988; 工藤ほか, 2007; Matsuuchi et al., 2009; Kudo et al., 2013; Takagi et al., 2013), 非定常な流れによって推進力が増大するといった報告もなされている。Matsuuchi et al. (2009) は PIV によってクロールのストローク動作中の手部周りの流れを分析し、渦を伴った非定常流を可視化した。さらに Takagi et al. (2013) はスカーリング動作中の手部周りに発生する渦を伴った非定

常流を可視化し、渦によって圧力差が増大することを報告した。これまで、平泳ぎキック動作中の足部まわりの流れを可視化した研究は見当たらないが、手部と同様に身体を水中で動かして推進力を得るキック動作においても、当然非定常な流れが影響していると考えられる。最も泳速度が高かった対象者 A に着目すると、FM5 での圧力差は他の計測ポイントと比較して小さいが、他の計測ポイントでの圧力差がピーク値を示した後に遅れてピーク値を示している。そのため、対象者 A の流体力は 2 回のピーク値を示し、長い期間推進力を発揮していたと考えられる。平泳ぎのキック動作では、股関節や膝関節の動作だけでなく、足関節の背屈と底屈、外旋と内旋といった動作も行うことによってプロペラのよ
うな動きをしていると報告されている (Maglischo, 1993)。特に、股関節や膝関節の伸展動作が終了した後に再び流体力がピーク値を示すには、足関節の動作によって水を捕えるインスweep動作が重要になるため、対象者 A は足関節の動作をうまく行っていたと推察される。それに対し、対象者 G や H は圧力差がはっきりとしたピーク値を示さない計測ポイントも見受けられ、足部でうまく水を捕えられていなかったと考えられる。Schleihauf (1979) は手部模型を用いた実験において、手部に働く流体力の揚力係数が 40 度で最大になると報告し、高木ほか (1999) は、熟練者の平泳ぎストローク動作の画像分析を行い、手部の迎角を 30 度以上に保つことで揚力を多く発揮し、抗力との合力を増大していると報告している。さらに Homma & Homma (2006) や本間 (2007) はシンクロナイズドスイミング選手のサポートスカル動作中の手部は 20 度から 40 度の迎角を保っていると報告している。このように、手部の迎角を適切な角度に保つことで、手部に働く流体力が増大することが報告されている。また角川ほか (2010) は、平泳ぎキック動作中の足部の迎角を

分析し、競技力が高い泳者は競技力が低い泳者と比較して迎角が大きいと報告している。

このように、泳者の足部においても適切な迎角を保ちながらキック動作を行うことで、足部に働く流体力が増大し、より大きな推進力の発揮に貢献すると考えられる。股関節や膝関節の動作によって足部が速く移動する局面では足部の移動速度が高くなるため、足関節の動作に関係なくある程度の大きさの流体力が働くと考えられるが、流体力をさらに増大させたり、より長い期間流体力を働かせるには足関節の動作によって適切な迎角を保持することが重要となる。本研究では、足部に働く流体力の推定法を構築することを目的としているため、キック動作によって生じる流体力の大きさを評価することはできるが、どのような動作を行い、迎角をどの程度に保持すれば流体力が増大するかを明らかにすることはできない。また、現時点での PIV 技術や CFD を用いたシミュレーションにおいても、多くの制限が存在するために平泳ぎのキック動作の分析に用いることが難しく、平泳ぎキック動作の推進メカニズムや最適な動作を明らかにするには至っていない。今後これらの技術を用いた平泳ぎキック動作の分析が可能となり、本研究で構築した方法論と同時に分析を実施することができれば、足部に働く流体力の評価だけでなく流体力発揮のメカニズムや最適な足部の迎角も明らかにすることができると考えられる。

以上のように、本方法論を用いて分析を実施したことで、平泳ぎキック動作中に働く流体力の特徴を定量的に評価することができ、横断的評価に本方法論を応用できることが確認された。よって、キック動作を改善する際の各々の課題や技能の優れた泳者との違いが明らかとなり、効率的なトレーニングに貢献させられることが示唆された。

3. 【研究課題 3-2】

3-1. 目的

圧力分布計測による流体力推定法を用いて競泳選手が平泳ぎを行った際に足部に働く流体力を縦断的に評価し、トレーニング場面へ応用する際の指針を得ることを目的とした。

3-2. 方法

3.2.1. 対象者

平泳ぎを専門とする男子大学競泳選手 1 名（身長 179.5 cm, 体重 71.0 kg, 年齢 21 歳, 100 m 平泳ぎ自己最高記録 1 分 02 秒 50）が本研究に参加した。対象者は水泳部に所属し、競泳のトレーニングを週に 6 日実施している熟練者であり、平泳ぎにて日本選手権への出場資格を有した。対象者には実験の趣旨とその危険性を事前に説明し、書面にて参加の同意を得た。本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て実施された。

3.2.2. 実験概要

実験は T 大学実験用回流水槽（五十嵐工業，縦 5.0 m，幅 2.0 m，水深 1.2 m，水温 26.0 度）にて実施し，対象者は自己最高記録時の 80 % の泳速度（ $1.28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ）で平泳ぎを行った。対象者は試技開始位置を維持するように泳ぎ，泳速度を維持できなくなり対象者の大転子が試技開始位置から 1.0 m 後方へ後退するまで試技を継続した。また，ストップウォッチを用いて手動で試技継続時間を計測した。試技中は対象者の左足部 8 箇所防水加工を施した小型圧力センサ（PS-05KC，共和電業）を装着し，200 Hz にて足部表面の圧力

分布を計測した。得られた圧力値と対象者の足部の面積から研究課題 1 および 2 と同様の方法を用いて足部に働く流体力を推定した。さらに、回流水槽側面の観察用窓からデジタルビデオカメラ 1 台（フレーム数 100 fps, 露光時間 1/500 sec）を用いて試技中の泳動作を撮影し、推定した流体力と泳動作との関連を明らかにした。

各トレーニング期における特徴を明らかにするため、同様の方法にて実験を 4 回実施した。実験実施日は、基礎持久期の 2012 年 5 月 28 日、専門持久期の 2012 年 7 月 1 日、試合期の 2012 年 8 月 14 日、試合 2 日後の 2012 年 9 月 11 日であった。

3.2.3. 分析項目

本研究で測定した変数は以下のように定義した。なお、その概略図を Figure IV - 3 に示した。

試技継続時間 (s)

対象者には、試技開始から同じ位置を維持するように泳ぎ、可能な限り長く試技開始位置を維持するように指示した。本研究では、対象者の大転子が試技開始位置から 1 m 後方へ後退するまでの時間を試技継続時間とした。

各周期の周期時間 (s), 力積 (Ns)

本研究では、デジタルビデオカメラで撮影した映像から泳動作を周期ごとに分析した。本研究では、進行方向への脚の引き付け動作が終了し、足部が泳者後方へと移動を開始し

た局面を各周期の開始とし、1周期に要した時間を各周期の周期時間とした。さらに、1周期中に発揮された流体力の力積を算出し、各周期の力積とした。

3-3. 研究の限界

本研究には、研究方法において制限が存在し、得られた知見の一般化、普遍化に関する限界が存在する。

3.3.1. 標本における限界

本研究は、対象者選定の制限としてシニア男子競泳選手（全国大会出場レベル）を対象としたことがあげられる。また、研究課題 3-2 では縦断的にデータを収集するため、計 4 回実施した実験に全て参加することができる対象者を選定する必要があるため、1 名の泳者を対象として研究を実施した。このため、本研究から得られた結果をそのまま異なる年齢層と競技者レベルに適応することや、異なる対象者に適応することには限界がある。

3.3.2. データ収集における限界

本研究は、データ収集における限界として対象者の足部に働く流体力の合力のみを扱ったことがあげられる。泳者の足部に働く流体力は、推進方向成分、鉛直方向成分、左右方向成分に分解することができ、合力には泳者の推進に貢献しない、もしくは推進を妨げる成分を含む場合がある。しかしながら、研究課題 3 では回流水槽の流速を $1.28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ に設定する必要があったため、回流水槽内にビデオカメラを設置することが困難であり、3 次

元動作分析を実施することはできなかった。そのため、推定した流体力を各方向成分に分解することはできず、合力のみに焦点を当てて研究を進めた。

3-4. 結果

Table IV - 2 に各試技での試技継続時間、各周期の周期時間の平均、各周期の力積の平均を示す。トレーニングが進むにつれ、試技継続時間は長くなり、各周期の力積の平均値は増加した。各周期の周期時間の平均値には大きな差は見られなかった。

Figure IV - 4 に各周期の周期時間の変化を示し、Figure IV - 5 に各周期の力積の変化を示す。Figure IV - 4 を見ると、各周期の周期時間は基礎持久期では大きく変化しないまま試技が終了したのに対し、専門持久期と試合期では周期時間が徐々に短縮してから試技が終了した。また、Figure IV - 5 を見るとトレーニングが進むにつれ、各周期の力積が増加したことがわかる。特に試合期の試技では、試技後半において周期時間が短縮しているにも関わらず、力積の減少はわずかであった。

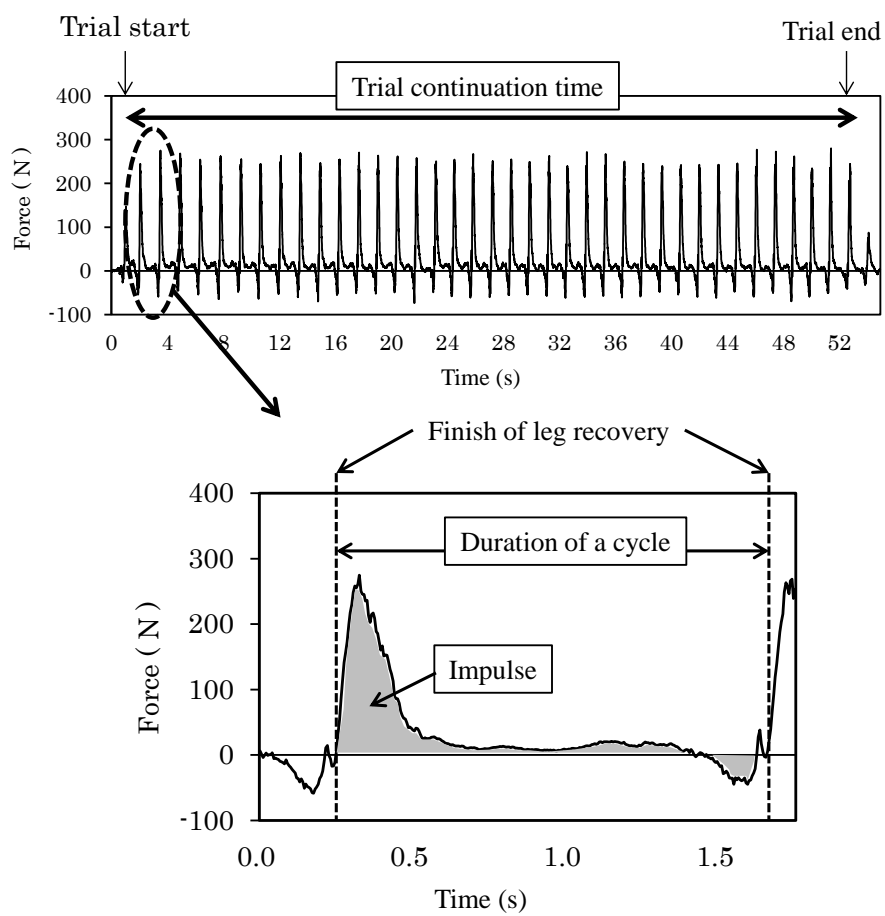


Figure IV - 3 Definitions of the variable in experiment 3-2.

Table IV - 2 Results of trial continuation time, duration of a cycle, impulse of a cycle (Experiment 3-2).

Variables	General Endurance Period (5/28)	Specific Endurance Period (7/1)	Competition Period (8/14)	Taper Period (9/11)
Trial continuation time (sec)	50.0	69.1	74.4	68.7
Duration of a cycle (sec)	1.37±0.04	1.41±0.07	1.35±0.09	1.36±0.12
Impulse of a cycle (Ns)	42.16±2.33	44.51±2.46	48.51±2.51	45.26±2.10

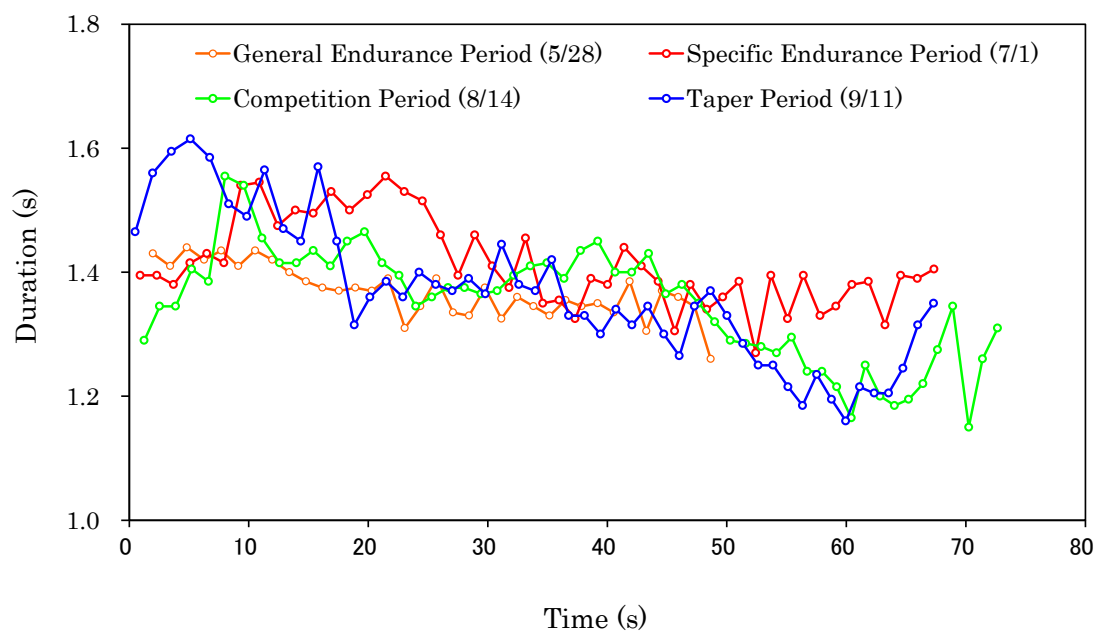


Figure IV - 4 The duration of each kicking cycle (Experiment 3-2).

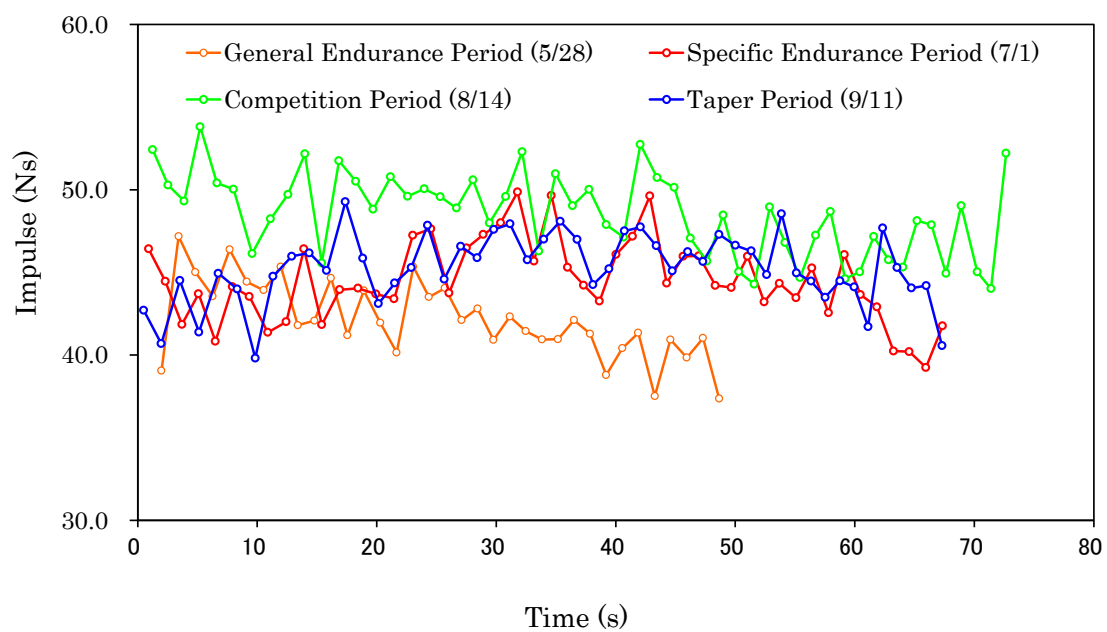


Figure IV - 5 The impulse of each kicking cycle (Experiment 3-2).

3-5. 考察

本研究は、1名の選手を事例として平泳ぎ中の足部流体力を縦断的に評価し、各トレーニング期における足部流体力の特徴とトレーニングの進行や競技会での泳パフォーマンスとの関係を明らかにすることを目的とした初めての研究である。その結果、キック動作の周期毎に変動する流体力の各トレーニング期での特徴や、トレーニングや大会での泳パフォーマンスとの関係が明らかとなった。これまで、泳者の身体に働く流体力を推定する研究が進められてきたが、測定方法の確立を目的とした研究が多く、競技場面やトレーニング場面には応用されてこなかった。本研究では泳者の身体に働く流体力を縦断的に計測し、トレーニング内容や試合でのパフォーマンスの推移との関係を明らかにしたことから、流体力に関するデータを選手や指導者にフィードバックする際の指標として活用が期待される。

各トレーニング期において計測された流体力の平均力積は、試技継続時間が長いほど大きくなる傾向が見られ、キック動作中の足部に働く流体力は平泳ぎの泳パフォーマンスと関連していることが示唆された。しかしながら、泳パフォーマンスは体力的要因や技術的要因、身体に働く抵抗力や推進力といった様々な要因に影響されている。そのため、本研究にて計測された流体力だけでは泳パフォーマンスやトレーニング効果を評価することはできず、泳パフォーマンスへ影響を及ぼす一要因として捉えるべきである。また、体力的要因や技術的要因は、これまで様々なテストや測定、分析によって評価されていることから、これらの方法と流体力の計測を組み合わせることで、トレーニング効果や泳パフォーマンスの変化を客観的に評価できるようになると考えられる。

本研究では、泳者の足部に働く流体力をキック動作の周期毎における力積として算出し、各周期の周期時間と共に分析した。その結果、試合期やテーパー期では周期時間が短縮したにも関わらず高い力積が維持されており、単位時間あたりに働く流体力は試技後半に増大したこととなる。泳動作では、泳者の身体が受ける抵抗力と、泳者が発揮する推進力が等しければ泳速度は一定となることから、試技後半では泳者の身体が受ける抵抗力が増大した、もしくは一定の推進力を発揮するためにより大きな流体力を要したと考えられる。泳者の抵抗力が増大した場合は、試技後半に疲労などの影響によって姿勢が崩れ、身体が受ける抵抗力が増大したと推察される。また、一定の推進力を発揮するためにより大きな流体力を要した場合は、キック動作が変化したことで効率的に推進方向に流体力を作用させることができなくなったと推察される。どちらの場合であっても、試技後半においても同じ泳速度を維持するために、試技前半と比較してキック動作によって大きな流体力を作用させる必要があり、非効率な泳動作をしていたと推察される。さらに、一般的持久期や専門的持久期では試技後半に力積が低下して試技が終了していることから、泳動作が非効率になった場合により大きな流体力を作用させて対応することができなかったと考えられる。これらのことから、日々のトレーニングや競技会のレースでは、泳動作によって身体に大きな流体力を作用させることに加え、小さな流体力であっても高い泳速度を達成できる効率的な泳動作を目指すことが重要と言える。

これまで競技場面やトレーニング場面で広く実施されてきたキネマティクスの分析では、泳動作を撮影した後、撮影した画像を1コマずつ手動でデジタイズして実座標を算出する必要があり、データの算出には膨大な手間と時間を要した。そのため、多人数の計測

や定期的な計測を実施し、選手や指導者へデータを即時にフィードバックして活用することは困難であった。それに対し、本研究で用いた圧力分布計測法では、泳者の身体に圧力センサを装着して試技を実施すれば、計測した圧力データを数値処理することで即時にデータを算出することが可能であり、競技場面やトレーニング場面への応用が容易である。現段階では、圧力センサは有線で計測する必要があるが、通常泳動作での測定を実施するには回流水槽が必要であるが、今後ロガー技術などによって無線での計測が可能となれば、さらに広く競技場面への応用が可能になると考えられる。また、近年では水中動作のモーションキャプチャ技術に関する研究も進められ、キネマティクスのデータのフィードバックに要する時間が短縮しつつある。よって、これらの研究を組み合わせることで、泳者の身体に働く流体力の大きさだけでなく、力の作用方向も即座にフィードバックできるようになると考えられる。

4. 研究課題 3 の要約

研究課題 3 では、研究課題 1 および 2 で構築した方法論を用い、競泳選手を対象とした足部流体力の横断的評価と縦断的評価を実施し、方法論の有用性を確認するとともに、実際の競技場面やトレーニング場面に応用する際の指針や平泳ぎキック動作の技能向上のための指針を得ることを目的とした。

研究課題 3 から得られた知見は以下の通りである。

- (1) 本方法論により、従来のキネマティック分析だけでは明らかにできない熟練した平泳ぎの泳技能を有する泳者間の差を定量的に評価することができた。各泳者の流体力を比較すると、流体力の大きさだけでなく、変動のパターンや足部の各部位に働く流体力の特徴には違いが見られた。

- (3) 本方法論により、トレーニング進行に伴って変化する流体力の特徴や、競技会での泳パフォーマンスとの関係が明らかとなった。これまで、泳者の身体に働く流体力を縦断的に計測した研究は見当たらず、本研究にて得られた知見は流体力に関するデータを選手や指導者にフィードバックする際の指標となる資料として活用が期待される。

V 【総合討論】

1. 圧力分布計測を用いた足部流体力推定法の再現性

研究課題 1 では、ロボットの動作範囲や動作速度を変化させ、それぞれの動作において試技を繰り返し、圧力分布から推定した足部流体力の再現性を確認した。試技では、泳者が連続してキック動作を行った際に推定した足部流体力の再現性を確認するために、同一の動作での平泳ぎキック動作を連続して 5 回繰り返し行い、時間的な間隔を空けて行われるキック動作での再現性を確認するため、時間をおいて同一の動作での試技を繰り返し実施した。また、実際の泳動作では同じ動作が繰り返し行われることはなく、動作の大きさや動作速度が変化するものと考えられるため、これらの試技は動作の大きさを 2 種類、動作速度を 2 種類に変化させて実施した。その結果、推定した足部流体力に関する各変数の級内相関係数は、連続して繰り返されるキック動作中が 0.98 から 0.99、時間的な間隔を空けて実施される試技中が 0.98 から 0.99 であり、推定した流体力の再現性が確認された。また、動作速度や動作範囲を変化させた場合であっても、圧力分布から推定した流体力の変動はロードセルによって計測した流体力の変動はよく対応していた。

これらのことから、足部の同一の位置に圧力センサを装着して試技を行い、本分析方法を用いて流体力を推定すれば、連続して繰り返されるキック動作中や時間的な間隔を空けて実施される試技中の流体力、異なる動作における流体力を同程度の精度で分析できると言える。そのため、本分析方法により個人内での泳動作のキネマティックな変化を定量的に検討することができ、選手や指導者が泳パフォーマンスを向上させる際に有用な情報を提供できると考えられる。しかしながら、研究課題 1-2 では圧力センサをロボットに取り

付けた足部模型に埋め込んで試技を実施したため、圧力センサの装着位置を変化させた場合の再現性については検証していない。そのため、実際の泳者を対象として試技を繰り返して行った場合、圧力センサの装着位置がわずかに変化したときの影響を明らかにすることはできない。これらのことから、圧力センサを装着する際には本研究で示した関節を基準として圧力センサの装着位置を決定し、可能な限り同一の位置となるように注意する必要がある。

2. 圧力分布計測を用いた足部流体力推定法の妥当性

研究課題 1-2 ではロボットを用いた実験を実施し、圧力分布から推定した足部模型に働く流体力とロードセルによって計測した流体力の関連を明らかにした。その結果、圧力分布から推定した足部模型に働く流体力とロードセルによって計測した流体力との間に有意な相関関係が認められた。また、圧力分布から推定した流体力とロードセルによって計測した流体力の周期中の変動はよく対応して変化していた。さらに、研究課題 1-3 では実際の泳者を対象として圧力分布から推定した足部流体力と泳パフォーマンスとの関連を調査した。その結果、推定した足部流体力と泳パフォーマンスの間には有意な相関関係が認められ、実際の泳者を対象とした場合にも応用できる方法であることが確認された。

これまでの先行研究では、泳者に抵抗物を付加して抵抗力を推定する VPM (Kolmogorov & Duplishcheva, 1992) や泳者を牽引して抵抗力を推定する ATM (Formosa et al., 2011)、画像分析結果から流体力を推定する準定常解析法 (Schleihauf et al., 1983)、泳者が水中に設置したパッドを押す力を測定する MAD システム (Hollander

et al., 1986), そして圧力分布計測を用いた流体力の推定 (Takagi & Wilson, 1999; Kudo et al., 2008) といった様々な方法論が報告されている。しかしながら、現時点では泳動作を行う泳者の身体に働く抵抗力を誤差なく計測する方法論は存在せず、方法論を提案したとしても実際の泳者を対象として妥当性の検証を行うことはできない。そのため、Pai & Hay (1988) は円柱模型を用いて準定常解析法の妥当性を検証し、Kudo et al. (2008) は手部模型を用いた実験によって推定値の妥当性を検証した。また、他の方法論については泳パフォーマンスとの関係を明らかにする研究や、計測した流体力や抵抗力の特徴の分析に留まり、検証実験によって妥当性が確認された方法論とは考えられない。それに対し、本研究ではロボットを用いた検証実験と、実際の泳者を対象とした実験により、推定した流体力の妥当性や有用性を確認している。特に、ロボットを用いた実験では、各関節に自由度を有するロボットを用い、実際の泳者の動作を再現したため、模型に単純な回転運動をさせた検証実験と比較して泳動作に近い状況での検証が可能となった。これらの検証実験の結果、本研究で提案した方法論によって推定した流体力には誤差が含まれ、流体力を過小評価している可能性が指摘されたが、これらの結果は検証実験によって得られた知見であり、今後の課題を明確にすることができたと言える。今後は、流体力の過小評価の要因として挙げられた足部の側面の分析や、他のポイントでの計測についての研究を進めるべきと考えられる。

3. 流体力推定法の競技場面への応用

本研究では、泳者の足部 8 箇所圧力センサを装着し、計測した圧力分布から足部に働

く流体力を推定した。それに対し、Kudo et al. (2008b) は、手部 12 箇所 に圧力センサを設置し、計測された圧力分布から回帰式を求めて流体力を推定している。圧力分布計測によってより正確に泳者の身体に働く流体力を推定するには、より多くの箇所で圧力分布を計測することが望ましい。しかしながら、あまりに多くの圧力センサを装着することは泳動作の妨げとなるため、本研究では 8 個の圧力センサを用いて足部 4 箇所 の足背と足底の圧力差を算出した。また、Kudo et al. (2008b) の方法では、静水圧の影響を考慮するために各圧力センサの位置を画像分析によって明らかにする必要があり、データの算出に多大な時間と労力を要する。そのため、キック動作の推進技術を評価し、選手や指導者にデータをフィードバックする場合には、本研究で用いた圧力センサを一対にして装着し、足背と足底の圧力差を算出する方法によって流体力を推定する方法が適している。

研究課題 1-3 では推定した足部流体力の合力と推進方向成分はともに泳パフォーマンスとの間に有意な相関関係が認められた。平泳ぎキック動作により発揮される推進力を増大させるには、足部に働く流体力を増大させ、その流体力を推進方向に作用させることが重要である。このため、足部に働く流体力によってキック動作を評価する際には、どの程度の大きさの流体力が生じているかを示す合力と、推進方向にどの程度の大きさの流体力が働いているかを示す推進方向成分がともに重要である。しかしながら、流体力の推進方向成分を明らかにするには足部の 3 次元動作分析を実施する必要があり、水中でのカメラ設置が困難である点や、選手や指導者へデータを即時にフィードバックすることは困難である点などが課題となっている。よって、今後は慣性センサ等を用いて足部の位置情報を得る方法論を応用し、より迅速にデータをフィードバックできる方法論の構築が望まれる。

また、本方法論を用いて推定した足部に働く流体力には、泳者の技術的な要因だけでなく体力的な要因も大きく影響している。特に、研究課題 3-2 で実施した試技のように疲労が蓄積する運動中では、同じ泳動作を持続するといった体力的な能力が向上すれば大きな流体力をより長く発揮し続けることが可能となり、体力的要因の影響が大きくなる。また、筋力が向上する場合でも身体をより速く動作させることが可能となり、身体に働く流体力は増大する可能性がある。このように、本方法論で推定した流体力には技術的要因、体力的要因、さらには身体の形態的要因など様々な要因が影響している。よって、本方法論を用いて推定した流体力が一概に泳技術を示す指標としてトレーニングや競技に応用するのではなく、様々な要因によって変化する指標であることを留意しなければならない。そのため、本方法論で推定した流体力だけでなく、これまで実施されてきたコントロールテストや測定も同時に実施し、得られた結果から複合的に泳技術やトレーニング効果を評価する必要がある。そのため、これらの客観的データを競技力向上やトレーニングに応用するため、方法論を提示するだけでなく事例的研究も継続して実施し、多くのデータを蓄積していく必要があると考えられる。

4. 他の方法論との組み合わせ

本研究では、足部に働く流体力を推定して定量的なデータとして示すことができた。また、足部表面の圧力分布の分析から、流体力の増大には非定常な流れが関与することが示された。しかしながら、これらの分析だけでは非定常な流れの発生メカニズムを明らかにすることはできず、各泳者の特徴を示すことはできてもその要因までも明らかにすること

はできない。これまでの泳動作中の身体に働く流体力や抵抗力の推定を行った研究では、より精度よく力の推定をすることが研究の目的としており、本研究も同様に、精度よく流体力を推定するために圧力分布計測を用いて研究を実施している。そして、先行研究で報告された方法論や本研究で用いた方法論を用いることで、ある程度正確に泳動作中の身体に働く流体力の推定が可能となり、泳パフォーマンスとの関連も確認された。そのため、今後の課題としては流体力の発生メカニズムについて研究を進め、流体力を増大させるのに有効な動作や、トップ選手の泳動作の特徴を明らかにすべきである。

現時点では、流体力の発生メカニズムを明らかにする方法として、流れの可視化が主に用いられている。水泳に関する研究においても、泳者の身体にタフトを取り付けて流れを可視化した研究 (Toussaint., 2002) や PIV を用いて泳者の身体まわりの流れを可視化した研究 (Matsuuchi et al., 2009; Takagi et al., 2013) が報告されている。このような流れの可視化を行うことで、身体まわりに発生する非定常流体力の発生メカニズムが明らかとなり、どのような動作によって流体力が増大するか示すことができる。さらに、昆虫や鳥類の飛翔に関する研究では、PIV を用いてはばたき動作の全体を分析しており、自然界の生物が非定常流体力をうまく利用して飛翔していることが報告されている。ヒトの泳動作に関する PIV を用いた研究では、分析の技術的課題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、このような技術的課題が解決され、3 次元分析を実施することができれば、トップ選手の推進力発揮メカニズムや最適な動作が明らかになると考えられる。

5. 最適なキック動作

本研究では、平泳ぎ中の泳者の足部に働く流体力を、圧力分布計測を用いて定量的に評価することや、流体力と圧力分布の関係を明らかにすることを目的としており、トップ選手の技術的特徴や推進力発揮に最適な動作を明らかにするには至っていない。また、現段階ではトップ選手や大きな流体力を発揮する泳者のキネマティックな特徴を明らかにできたとしても、泳者の足部まわりに発生する非定常な流れや流体力発揮メカニズムを明らかにすることはできないため、同じような動作を行ったときに必ずしも流体力が増加するとは限らない。さらに、本研究にて実施した研究課題を通して、泳速度が高い泳者ほど大きな流体力を発揮する傾向が確認されたが、効率的な動作を考えると単に大きな流体力を発揮できる動作が優れているとは言えない。特に、200 m 平泳ぎといった比較的長い距離を専門とする選手は、身体が受ける抵抗力を小さくすることで、小さな流体力であっても高い泳速度を達成し、体力を温存している可能性が考えられる。2004年アテネオリンピックと2008年北京オリンピックにて史上初の100 m, 200 m 平泳ぎの2種目を連覇した北島康介選手の泳ぎは、ストローク長が長くストローク数が少ないことが特徴であり、水泳に関する雑誌やメディアでも多く取り上げられた。このように、北島選手の泳ぎは、単に大きな流体力を発揮するだけでなく、推進を妨げる抵抗力が小さな泳ぎであることが特徴と言え、必ずしも大きな流体力を発揮することが優れているとは言えない。それに対し、距離の短い50 m 平泳ぎでは体格の大きな海外選手が活躍しており、体格的に劣る日本人選手が活躍できていないのが現状である。このように、効率的な泳ぎよりも高い泳速度が求められる短距離種目では、大きな流体力を発揮できる泳動作が優れている可能性が

ある。

このように、本研究で用いた方法論によって足部に働く流体力を定量的に評価でき、圧力分布の分析から平泳ぎキック動作での流体力増大には非定常な流れが関与することが明らかとなったが、測定結果を解釈し泳パフォーマンス向上に活用するには選手や指導者の知識や経験が必要となる。また、選手や指導者は流体力を単に大きくすることを目指すのではなく、選手の専門とする距離特性やトレーニング進行に伴う流体力の変化、疲労に伴う流体力の変化といった様々な要因と合わせて本方法論を活用すべきである。これらのことから、今後は距離特性や競技力、体格が異なる様々な泳者のキック動作を分析し、測定結果を解釈する際の手助けとなるようなデータを蓄積することが課題として考えられる。

6. 足部流体力推定法の課題

本研究では、圧力センサを泳者や足部模型の足背と足底に装着して試技を実施し、足部や足部模型に働く流体力を推定した。そのため、足部の側面に働く流体力を評価することはできない。研究課題 1-2 において、ロードセルにより計測した足部模型に働く流体力は、圧力分布から推定した流体力と比較して大きな値を示す傾向にあり、圧力分布から推定した流体力は足部の側面に働く流体力を評価していないため、足部に働く流体力を過小評価している可能性が示唆された。しかしながら、足部の側面の形状は足背や足底に比べ平坦ではなく、圧力分布を計測して圧力差を算出することは難しい。そのため、本分析方法を用いて足部に働く流体力を推定した場合は、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。

また、本研究で用いた圧力センサはケーブルを介してセンサインターフェースに接続され、データ収集した。そのため、試技を実施する際には泳者は同じ場所に留まって泳動作を行わなければならない、回流水槽での試技や、泳者が前進しないように固定した状態での試技を行う必要がある。さらに、泳者の身体には圧力センサだけでなくケーブルも付加することになるため、泳動作の妨げになる場合があると考えられる。よって、今後データロガー等の技術を用い、ワイヤレスでの圧力分布計測が可能となれば、通常の泳動作に近い状況での試技が可能になる。さらに、ワイヤレスでの計測ができれば短時間でのセンサ装着が可能となるため、選手や指導者が計測に必要とする時間は短縮される。これらのことが実現すれば、より定期的にトレーニングに取り入れやすい評価法となると考えられる。

VI 結論

本研究は、平泳ぎにおいて重要とされるキック動作によって生じる流体力を評価するため、(1) 圧力分布計測を用いた平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法の妥当性を検証し、推定した流体力と泳パフォーマンスとの関係を明らかにすること (2) 平泳ぎキック動作中の足部周りの圧力分布と流体力の関係を明らかにし、流体力が増大する際の圧力分布の特徴を明らかにすること (3) 平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法を実際の競技場面やトレーニング場面での有用性を検証し、技能向上のための指針を得ることを目的とした。その結果、以下の知見が得られた。

(1) 研究課題 1 では、シミュレーションやロボット、実際の泳者を対象とした検証実験を実施した。水泳人体シミュレーションモデル SWUM を用いた研究では、足部に働く流体力を足部表面の圧力分布から推定することの有用性が示された。ロボットを用いた検証実験では、足部模型に働く流体力をロードセルによって計測し、模型表面の圧力分布から推定した流体力との比較を実施した。その結果、ロードセルによって計測された流体力と圧力分布から推定した流体力との間に有意な相関関係が認められ、流体力の変動は一致していた。しかしながら、圧力分布から推定した流体力はロードセルによって計測された流体力と比較して低い値を示し、流体力を過小評価していることが明らかとなった。実際の泳者を対象とした検証実験では、試技中に泳者が推進する際に身体に働く張力や、競技会での自己最高記録時の泳速度と足部に働く流体力との関係を調査した。

その結果, 推定した流体力と張力や泳速度との間に有意な相関関係が認められた. また, 推定した流体力の合力と比較して推進方向成分の方が高い相関関係を示した. これらのことから, 本分析方法によって推定した流体力の妥当性が確認され, 泳動作の評価に活用できることが確認された.

- (2) 研究課題 2 では, 足部に働く流体力の変動と足部表面の圧力分布の変動の関係を分析した. その結果, 平泳ぎのキック動作によって水を蹴り出すと, 足底の圧力が高まるだけでなく, 足背の圧力が著しく低下して流体力が増大する現象が確認された. 流体中の物体表面の圧力は物体表面に速い流れが生じると低下するため, 平泳ぎのキック動作では足背側に非定常な速い流れが生じ, 流体力の増大に関与していることが示唆された.
- (3) 研究課題 3 では, 実際の泳者を対象として横断的および縦断的研究を実施した. 横断的研究では, 男子大学競泳選手を対象とし, 競技レベルの異なる泳者の比較を行った. その結果, キネマティック分析では評価が難しい泳動作の差を流体力の推定によって定量的に評価することができた. 縦断的研究では, 1 シーズンを通して 1 名の泳者の分析を 4 回実施し, トレーニングの進行に伴う足部流体力の変化を評価した. その結果, トレーニング進行に伴って足部流体力が増加する様子や, 最終目標とした試合で低下してしまったパフォーマンスに伴って足部流体力が低下した様子を確認できた. これらのことから, 本研究にて構築した平泳ぎキック動作中の足部に働く流体力推定法を用いて実際の泳者の泳動作を評価できることが確認され, 競技場面への有用性が示された.

VII 謝辞

指導教員である高木英樹教授には、研究計画の立案や実験の実施、投稿論文の執筆など全ての活動においてご指導頂き、博士論文を完成させることができました。博士論文の作成に当たっては、研究が計画通りに進まないことや、投稿論文がなかなか審査・受理されないといった苦勞が多くありましたが、指導教員として、さらには先輩として温かな励ましやご助言を頂きましたことを心から感謝しております。

また、主査をして頂きました藤井範久教授、副査をして頂きました小池関也准教授、専攻外副査をして頂きました浅井武教授には、水泳の専門家ではない視点からご助言を頂きました。類似した研究課題に取り組む学生同士や研究者同士のディスカッションでは得られないご意見を頂けたことで、博士論文の考察を深めることができ、さらには新たな研究課題を見つけることができました。先生方から頂いたご意見の中には、現時点では答えることができず、これから取り組まなければならない課題が多くありましたが、今後の研究によって少しでも答えられるよう精進してまいる所存です。

本論文中のロボットを用いた研究課題では、東京工業大学情報環境学専攻の中島求教授にご協力頂き、実験を実施することができました。このロボットを用いた実験は、本論文の核となる重要な研究課題として位置付けており、中島教授のご協力が無ければ博士論文を完成させることはできませんでした。私にとっては異分野となるロボットを用いた初めての研究であり、事前準備や実験のやり直しなど多くの困難がありましたが、中島先生のご協力によって乗り越えることができました。研究内容をまとめた論文の投稿においては、

論文をなかなか審査してもらえない期間が長く心配をお掛けしましたが、何とか論文掲載まで漕ぎ着けることができました。今後は、この貴重な経験を活かし、「体育」という枠にこだわらない研究を進めてまいります。

水泳研究室の椿本昇三教授、本間三和子教授、仙石泰雄助教には、博士論文だけでなく卒業論文や修士論文の指導から大変お世話になりました。また、論文指導だけでなく、普段の授業や生活の中でのお話から「水泳」について多くのことを学ばせて頂き、考えさせられました。博士論文の作成中は、限られた狭い範囲内で物事を考えがちになりましたが、先生方にご指導頂いたことで、広い視点を持って研究活動を行うことができました。この経験は、これから「体育」や「水泳」を専門としていく私にとって大変重要な経験であると考えており、常に広い視点に立って研究課題を設定し、研究活動に取り組んでいきたいと考えております。

最後に、研究や実験に協力して頂いた筑波大学水泳研究室の皆様、筑波大学水泳部の選手の皆様に感謝申し上げます。水泳研究室の大学院生には、実験の手伝いはもちろんのこと、その他の私生活でも大変お世話になりました。研究を共に進める仲間がいたからこそ、様々な困難にめげず博士論文を完成させることができました。また、水泳部の選手の皆様には、実験の対象者としてだけでなく、私に研究をするモチベーションを与えて下さったことに感謝しております。コーチとして水泳部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、選手に速くなって欲しいという思いがあったからこそ研究に打ち込むことができました。今後はさらに研究を発展させ、選手により有益な情報を発信できるよう精進してまいります。

VIII 文献

- 東昭 (1986). 生物・その素晴らしい動き, 共立出版.
- 東昭 (1992). スポーツ中の流体力学, 日本機械学会誌, 98 (888), 979-983.
- 阿江通良, 藤井範久 (2002). スポーツバイオメカニクス 20 講, 朝倉書店.
- Berger, A. M., Hollander, A. P. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*. 28 (2), 125-133.
- Berger, A. M., Hollander, A.P., Groot, G. D. (1999). Determining propulsive force in front crawl swimming: A comparison of two methods. *Journal of Sports Sciences*, 17, 97-105.
- 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, 103-112.
- Cappaert, J. M., Pease, D. L., & Troup, J. P. (1996). Biomechanics highlight of world champion and Olympic swimmers. In Troup, J. P., Hollander, A. P., Strasse, D., Trappe, S. W., Cappaert, J. M., Trappe, T. A. (Eds.), *Biomechanics and medicine in swimming VII*. London: E & FN Spon, pp. 76-80.
- Clarys, J. P. (1978). Relationship of human body form to passive and active hydrodynamic drag. In Asmussen, E., Joergeusen, K. (Eds.), *Human morphology and hydrodynamics*. Baltimore: University Park Press, pp. 120-125.

- Colman, V., Persyn, U., Daly, A., Stijnen, V. (1998). A comparison of the intra-cyclic velocity variation in breaststroke swimmers with flat and undulating styles. *Journal of Sports Sciences*, 16, 653-665.
- Costill, D. L., Maglischo, E. W., & Richardson, A.B. (1992). Handbook of Sports Medicine and Science Swimming, Blackwell Scientific Publications : London, pp. 97-110.
- Formosa, D.P., Mason, B., & Burkett, B. (2011). The force-time profile of elite front crawl swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 29, 811–819.
- Formosa, D.P., Toussaint, H.M., Mason, B.R., Burkett, B. (2012). Comparative analysis of active drag using the MAD system and an assisted towing method in front crawl swimming. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 746–750.
- Fritzdorf, S.G., Hibbs, A., & Kleshnev, V. (2009). Analysis of speed, stroke rate, and stroke distance for world-class breaststroke swimming. *Journal of Sport Sciences*, 27, 373–378.
- Fulton, S.K., Pyne, D., & Burkett, B. (2011). Optimizing kick rate and amplitude for Paralympic swimmers via net force measures. *Journal of Sports Sciences*, 29, 381–387.
- 学校体育研究同志会編（1965）水泳の初心者指導：121-142. ベースボール・マガジン社, 東京
- Gardano, P., Dabnichki, P. (2006). On hydrodynamics of drag and lift of the human

arm. *Journal of Biomechanics*, 39, 2767-2773.

合屋十四秋・松井敦典・高木英樹 (1992) 平泳ぎのアームプル動作と手のひらの圧力について. 日本体育学会, 43(B), 714

ギャレット : 宮永豊ほか訳 (2010) スポーツ運動科学-バイオメカニクスと生理学. 西村書店 : 東京, pp. 549-567.

Hoerner, S.F. (1965). *Fluid dynamic drag*. CA: Horner fluid dynamics.

Hollander, A.P., De Groot, G., van Ingen Schenau, G.J., Toussaint, H.M., De Best, H., Peeters, W., ... Schreurs, A.W. (1986). Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *Journal of Sports Sciences*, 4, 21-30.

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・本間正信・窪康之 (2007) シンクロナイズドスイミングにおける荷重負荷の違いによるフラットスカル動作の比較, トレーニング科学, 19 (2), 137-148.

市川浩・三輪飛寛・武田剛・高木英樹・椿本昇三 (2009) 圧力計測と画像分析から推定したクロール泳 1 ストローク中の抵抗力推移. 日本水泳・水中運動学会 2009 年次大会論文集, 44-46.

Kennedy, P., Brown, P., Chengalur, S. N., Nelson, R. C. (1990). Analysis of male and female Olympic swimmers in the 100 meter events. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6, 187-197.

Kolmogorov, S.V., & Duplishcheva, O.A. (1992). Active drag, useful mechanical power

- output and hydrodynamic force coefficient in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25, 311–318.
- 工藤重忠・高木英樹・小野木裕・草川良種 (1999) クロール泳における手部に生じる圧力差と推進力に関する研究. *水泳水中運動科学*, 2, 21-25.
- 工藤重忠・Barry Wilson・高木英樹 (2007) 揚・抗力係数を用いた非定常流状態での手部位体力推定時の誤差. *水泳水中運動科学*, 10 (1), 1-11.
- Kudo, S., Vennell, R., Wilson, B., Waddell, N., Sato, Y. (2008a). Influence of surface penetration on measured fluid force on a hand model. *Journal of Biomechanics*, 41, 3502–3505.
- Kudo, S., Yanai, T., Wilson, B., Takagi, H., Vennell, R. (2008b). Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions. *Journal of Biomechanics*, 41, 1131–1136.
- Kudo, S., Vennell, S., and Wilson, B. (2013) The effect of unsteady flow due to acceleration on hydrodynamic forces acting on the hand in swimming. *Journal of Biomechanics*, 46: 1697–1704.
- Lauder, M.A., & Dabnichki, P. (2005). Estimating propulsive forces - sink or swim? *Journal of Biomechanics*, 38, 1984–1990.
- Maglischo, C.W., Maglischo, E.W., & Santos, T.R. (1987). The relationship between the forward velocity of the center of gravity and forward velocity of the hip in the four competitive strokes. *Journal of Swimming Research*, 3, 11–17.

- Maglischo, E. W. (2003) *Swimming even faster*, Mayfield Publishing Company : California, pp. 219-264.
- Maglischo, E. W. (1993) *Swimming fastest*, Human kinetics : Champaign, pp. 491-543.
- Marinho, D.A., Reis, V.M., Alves, F.B., Vilas-Boas, J.P., Machado, L., Silva, A.J., Rouboa, A.I. (2009). Hydrodynamic drag during gliding in swimming. *Journal of Applied Biomechanics*, 25, 253-257.
- Martens, J., Daly, D. (2012). Qualitative evaluation of water displacement in simulated analytical breaststroke movements. *Journal of Human Kinetics*, 32, 53-63.
- 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, 42-47.
- 宮下充正・波多野勲・林裕三 (1973) : 競泳のコーチング, 大修館書店 : 東京, pp. 221-234.
- 宮下充正・野村武男・内藤晴輔 (1982) : 競泳マニュアル, 大修館書店 : 東京, pp. 54-56.
- Miwa, T., Shimada, S., Ichikawa, H., Takagi, H., Matsuuchi, K., Sakakibara, J., and Tsubakimoto, S. (2010) : *Characteristics of pressure distribution and flow patterns around the hand during Sculling motion*. In : Per-Ludvic, K., Stallman, K. R., and Cabri, J. (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*, Norwegian School of Sports Science : Oslo, pp. 85.

- Morouco, P., Keskinen, K. L., Vilas-Boas, J. P., and Fernandes, R. J. (2011). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 27 : 161-169.
- 中島求・佐藤憲・三浦康郁 (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 B 編, 71 (705), 1361-1369.
- Nakashima, M. (2006). “SWUM” and “Swumsuit” - A modeling technique of a self-propelled swimmer. Proceedings of the X International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming, Porto, Portugal.
- Nakashima, M., & Takahashi, A. (2012). Clarification of unsteady fluid forces acting on limbs in swimming using an underwater robot arm. *Journal of Fluid Science and Technology*, 7, 100-113.
- Nakashima, M., & Takahashi, A. (2012). Clarification of unsteady fluid forces acting on limbs in swimming using an underwater robot arm 2nd report. *Journal of Fluid Science and Technology*, 7, 114-128.
- 日本水泳連盟編 (2005). 水泳指導教本, 大修館書店 : 東京, pp. 16-17.
- 日本水泳連盟編 (2005). 水泳コーチ教本, 大修館書店 : 東京, pp. 173-178.
- 日本野外教育研究会編 (1990). 水泳の指導, 杏林書院 : 東京, pp. 104-123.
- 野村武男 (2009). 水泳パフォーマンスの最新理論, 筑波大学出版会.
- Pai, Y.C., & Hay, J.G. (1988). A hydrodynamic study of the oscillation motion in swimming. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 21-37.

- Persyn, U., Colman, V., & Tilborgh, L.V. (1992). Movement analysis of the flat and the undulating breaststroke pattern. In Maclaren, D., Reilly, T., Lee, A. (Eds.), *Swimming science VI*. London: E & FN Spon, pp. 75–80.
- Prampero, P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 55-72.
- Sanders, R. H. (1999). Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 3-26.
- Schleihauf, R. E., Gray, L., and DeRose, J. (1983) *Three-dimensional analysis of hand propulsion in the sprint front crawl stroke*. In : Hollander, P. A., Huijing, P. A., and de Groot, G. (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming III, Human Kinetics* : Champaign, pp. 173-183.
- Schleihauf, R. E, Higgins, J. R, Hinrichs, R, Luedtke, D, Maglischo, C, Maglischo, E. W, Thayer, A (1988) : *Propulsive Techniques: front crawl stroke, butterfly, breaststroke, and backstroke*. *Swimming Science V. Human Kinetics Books*: Champaign, pp. 53-59.
- Seifert, L., & Chollet, D. (2005). A new index of flat breaststroke propulsion: A comparison of elite men and women. *Journal of Sports Sciences*, 23, 309–320.
- 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（手回り
の圧力分布測定および流れの可視化）。日本機械学会論文集 B 編, 66 (644),
166-173.

- 杉原潤之輔・林利八（1982）小学校の水泳，泰流社：東京，pp38-73.
- 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・清水幸丸・前田太佳夫・野村照夫・若吉浩二（1995）. Active Drag（自己推進時抵抗）を指標としたトレーニング効果評価法の開発．デサントスポーツ科学, 16, 149-159.
- 高木英樹・清水幸丸・小段範久（1998）水泳における自己推進時抵抗に関する流体力学的研究．日本機械学会論文流 B 編, 64(618), 79-85.
- 高木英樹・野村照夫・松井敦典・南隆尚・合屋十四秋（1999a）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.
- 高木英樹・清水幸丸・松井敦典・南隆尚・野村照夫・合屋十四秋（1999b）平泳ぎストローク技術に関する流体力学的考察-手部に生じる流体力と推進力の関係から．水泳水中運動科学, 2, 33-41.
- Takagi, H., & Wilson, B. (1999). *Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming*. Proceedings of the XIII International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming, Jyväskylä, Finland.
- 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.

- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., and Matsuuchi, K. (2013) Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *Journal of Biomechanics*, 46: 1825–1832.
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., and Matsuuchi, K. (2014) Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field: Application to the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, 47: 1401–1408.
- 高橋健夫 (2001) ビジュアル新しい体育実技, 東京書籍 : 東京, pp. 80-81.
- Thompson, K. G., Haljand, R., MacLaren, D. P. (2000) An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100 m and 200 m breaststroke swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 18, 421-431.
- Thompson, K.G., Maclaren, D. P., Lees, A., & Atkinson G. (2004). The effects of changing pace on metabolism and stroke characteristics during high-speed breaststroke swimming. *Journal of Sport Sciences*, 22, 149–157.
- Toussaint, H.M., de Groot, G., Savelberg, H.H., 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, 435–438.
- Toussaint, H.M., Van den Berg, C., & Beek, W.J. (2002). “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 314–319.
- 椿本昇三・武田剛 (2010) 競泳上達のポイント, メイツ出版 : 東京, pp. 60-80.

角川隆明・武田剛・椿本昇三 (2010) 足部の圧力分布測定による平泳ぎ下肢動作の考察. 水泳水中運動科学, 13 (1), 22-28.

Ungerechts, B.E. (1992). The interrelation of hydrodynamic forces and swimming speed in breaststroke. In Maclaren, D. Reilly, T., Lee, A. (Eds.), *Swimming science* VI. London: E & FN Spon, pp. 69-73.

Vilas-Boas, J. P., Costa, L., Fernandes, R. J., Ribeiro, J., Figueiredo, P., Marinho, D., Silva, A. J., Rouboa, A., Machado, L. (2010). Determination of the drag coefficient during the first and second gliding positions of the breaststroke underwater stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 324-331.

Xin-Feng, W., Lian-Ze, W., Wei-Xing, Y., De-Jian, L., Xiong, S. (2007). A new device for estimating active drag in swimming at maximal velocity. *Journal of Sports Sciences*, 25, 375-379.