シミュレーション解析による水中ドルフィンキック時の 足関節底屈角度の増加がパフォーマンスに与える影響

杉本 誠二¹⁾ 中島 求²⁾ 市川 浩³⁾ 三輪 飛寛¹⁾ 武田 剛¹⁾ 野村 武男⁴⁾

Seiji Sugimoto¹, Motomu Nakashima², Hiroshi Ichikawa³, Takahiro Miwa¹, Tsuyoshi Takeda¹ and Takeo Nomura⁴: The effects of plantar flexion angle increment on the performance during underwater dolphin kick using simulation analysis. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 53 : 51-60, January, 2008.

Abstract : The purpose of this study was to investigate the relationship between plantar flexion angle and underwater dolphin kick performance using a simulation model, SWUM (SWimming hUman Model), in which the entire body was represented as a series of elliptic cylinders. Three unsteady fluid forces (added mass force, normal and tangential resistive force), buoyancy and gravity acting on the elliptic cylinders were computed from the shape and density of the cylinders, and from the joint motion for one cycle. Eight elite competitive swimmers participated in this study. Their body characteristics were measured and input as the simulation data (the shape and density of the elliptic cylinders). The joint motion data for one cycle were obtained by the 2-D DLT method during the underwater dolphin kick. To recreate the dynamics of the underwater dolphin kick in the simulation, three fluid coefficients, used to calculate the three unsteady fluid forces, were identified to minimize the difference between measured and simulated swimming velocity by the least-squares method. This identification was conducted for each of the input data. Simulations of the increased plantar flexion angle in the knee extension phase were executed with the optimal fluid coefficients for each swimmer in order to analyze the change in swimming velocity and thrust generated by the feet. The conclusions can be summarized as follows : (1) Swimming velocity during the underwater dolphin kick increased due to the increment of the thrust generated by the feet after an increase in the plantar flexion angle. (2) It was suggested that flexibility of plantar flexion is important, although it is not a determinant of underwater dolphin kick performance. (3) Swimmers with low flexibility of plantar flexion tended to achieve a faster swimming velocity after increasing the plantar flexion angle.

Key words : fluid dynamics, thrust, flexibility, swimming

キーワード : 流体動力学, 推進力, 柔軟性, 競泳

- 1) 筑波大学大学院博士課程人間総合科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1
- 2) 東京工業大学大学院情報理工学研究科
〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1
- 3) 国立スポーツ科学センタースポーツ情報研究部
〒115-0056 東京都北区西が丘 3-15-1
- 4) 筑波大学人間総合科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1

連絡先 杉本誠二

1. Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574
2. Department of Mechanical and Environmental Informatics, Tokyo Institute of Technology
2-12-1 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo 152-8552
3. Department of Sports Information, Japan Institute of Sports Sciences
3-15-1 Nishigaoka, Kita-ku, Tokyo 115-0056
4. Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574

Corresponding author Sugimoto@swim.taiiku.tsukuba.ac.jp

I 緒 言

競泳競技において、スタートおよびターン後、クロールとバタフライでは水中ドルフィンキックを、背泳ぎでは仰向け姿勢で水中ドルフィンキックを行い、水面へ浮き上がった時点で各泳法のストロークを始める。スタートおよびターン後の水中ドルフィンキックは最大 15 m までとされ、50 m プールで行われるレースで 3 割、25 m プールでのレースで 6 割の距離を水中ドルフィンキックによって推進することが許されている。よって、競泳競技のパフォーマンスに対する水中ドルフィンキックの貢献は非常に大きい。2006 年のルール改正により、平泳ぎでもスタートおよびターン後に 1 回の水中ドルフィンキックの使用が認められた。このことにより、今日では全ての泳法で水中ドルフィンキックが用いられている。水中ドルフィンキックについて Sugimoto et al. (2006, pp. 100-102) は、中島ほか (2005, pp. 1361-1369) によって開発された水泳人体シミュレーションモデル (SWimming hUman Model, 以下「SWUM」と略す) を応用することで、シミュレーション上で水中ドルフィンキックのダイナミクスを再現し、水中ドルフィンキックの推進力は主に足部によって発揮されていることを示した。SWUM は水泳中に全身各部位に働く非定常流体力を考慮し、全身のダイナミクスを詳細に表現することができる。このシミュレーションモデルの妥当性については、既に中島ほか (2005, pp. 1361-1369) によって確認され、報告されている。水中で四肢を動かし、形状を変えながら推進する場合の流体力を正確に測定することはきわめて困難であるため、今までの水泳を対象とした力学的研究では、手部のみ、もしくは手部と前腕といった身体の一部を対象にした分析 (Schleithauf et al., 1988; Berger et al., 1995; Sanders, 1999; Bixler et al., 2002; Abel et al., 2006) が主であり、実際の泳動作が行われる非定常流体環境を考慮し、全身各部位に働く流体力を詳細に分析したものは見当らない。そのため、SWUM を応用した Sugi-

moto et al. (2006, pp. 100-102) の報告により、初めて泳動作中のキネティクス情報からキックにおける足部の重要性が明らかにされた。フラッターキック (通常のバタ足) のパフォーマンスについては静的な足関節の底屈角度との関係が報告されているが、相関があるという報告 (大庭ほか, 1995) と相関がないという報告 (Mookerjee et al., 1995) がある。それにも関わらず、キックのパフォーマンスに対する足部の重要性は選手やコーチの間で強く認識されており、泳中の足関節底屈角度を向上させることで効率よく推進力が得られる (Counsilman et al., 1977; Maglischo, 1993, pp. 426-428) と考えられているため、足関節底屈角度を増加させる柔軟性トレーニングがコーチング現場では一般的に行われている。しかし、ヒトを対象とした場合、動作を変えずに足関節底屈角度だけを変化させて泳ぐことが非常に困難であるため、泳中の足関節底屈方向への動的な柔軟性向上がキックにおけるパフォーマンスの改善にどれだけ貢献するかについて、未だ明らかにされていない。

そこで本研究では、水泳人体シミュレーションモデル SWUM 上に水中ドルフィンキックのダイナミクスを再現し、泳中の足関節底屈角度のみを増加させたときの泳速度変化および、泳中の最大底屈角度と泳速度の関連を分析することにより、泳中の動的な足関節底屈角度と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。

II 方 法

1. 被験者

大学水泳部に所属し、日本学生選手権出場レベルである男子競泳選手 8 名 (年齢 21.4 ± 1.1 歳、身長 173.6 ± 9.0 cm, 体重 70.0 ± 8.7 kg) を被験者とした。被験者には事前に実験の趣旨と内容、および危険性についての説明を行い、書面にて参加の同意を得た。

2. 身体を表す楕円柱の形状と密度の算出

シミュレーションモデルでは、Fig. 1 のように

Fig. 1 Correspondence between elliptic cylinder elements and human body parts.

ヒトの身体各部位を 21 個の楕円柱要素に対応付けているため、中島ほか (2005, pp. 1361-1369) の方法に従い、各楕円柱要素の上端と下端それぞれの短径と長径を被験者の形態測定結果から算出した。各楕円柱要素の密度については、被験者の体重と日本人アスリートの身体部分慣性係数 (阿江ほか, 1992, pp. 22-33) の質量比により各楕円柱要素の質量を算出し、形状より求めた各楕円柱要素の体積で割ることで算出した。胴体部に対しては水泳時の肺の残気量に依存して働く浮力の影響を考慮するため、高木・岡本 (1968) の結果を参考にして、水泳時の肺の残気量を被験者の肺活量の 4 分の 1 と仮定した。胴体部の楕円柱要素のうち肺を含む胸部の楕円柱要素の密度を肺の残気量分減少させ、胴体部全体の質量比を維持するために胴体部の他の楕円柱要素の密度を増加させた。

3. 泳動作の 1 周期関節運動の解析

泳動作の入力データとして、1 周期分の関節運動である各楕円柱要素間の角度変位を算出するため、水中ドルフィンキックを対象とした動作分析を行った。水中ドルフィンキックは主に矢状面での動作であり、ほぼ左右対称の動作であるので、泳者側方からの 2 次元で動作を分析した。被験者には分析の目印として、頭頂、右耳珠点、胸骨上縁、肋骨下端、右肩、右肘、右手首、尺側右中手指節関節、右大転子、右膝、右腓骨外果、右踵に白いビニールテープでマーキングを行った。試技は被験者の主観による 2 種類の泳速度 (Slow, Fast) で行った。1 台の CCD カメラ (Victor 社製; TK-C1381) をプール側面の水中窓に固定し、水中映像を撮影した。サンプリング周波数は 60 fps, 露出時間は 1/250 s とした。画像分析ソフト (DKH 社製; Frame DIAS II) を用い、DLT 法により身体右側の 2 次元座標を算出し、2 次の Butter-

worth 特性を有するデジタルフィルタによる平滑化を遮断周波数 6 Hz で行い、1 周期分の各関節の角度変位を算出した。左側の各関節の角度変位は右側の分析結果を用いた。身体重心座標は阿江ほか (1992, pp. 22-33) の身体部分慣性係数を用いて算出し、身体重心速度はラグランジェの多項式を用いた数値微分によって算出した。

4. シミュレーションの計算条件

本シミュレーションではまず、ヒトの身体形状とともに、泳動作である 1 周期分の関節運動の時系列データをすべての関節自由度について与える。そして、身体全体の位置、慣性主軸の向き、絶対速度および絶対角速度についての初期値を与える。次にこの初期の瞬間において、ヒトを表す 21 個の橈円柱要素の位置、姿勢、絶対速度（身体全体の絶対速度に関節運動による相対速度が加えられた速度）から、各橈円柱要素に働く流体力が算出され、それらの合計により、身体全体に働く流体力および流体力によるモーメントが算出される。そして、ルンゲ・クッタ法が適用された、身体全体のニュートン・オイラー法による並進と回転の運動方程式に、これらの流体力とモーメントが代入され、微少時間後の新たな身体全体の重心位置と速度および慣性主軸の向きと角速度が算出される。微少時間後の次の時間ステップにおいても以上と同様の計算が繰り返され、時間が進行される。この計算の流れは 1 周期分、さらには重心の速度が収束するまで繰り返される。ここで考慮される各橈円柱要素への外力は、付加質量による慣性力、橈円柱長手軸に対する法線・接線方向抵抗力、浮力、重力であり、これらの外力のうち浮力以外は、橈円柱を長手軸方向に分割した微小橈円板一つ一つについて計算され、微小橈円板の中心に作用すると仮定されている。よってこれらの外力については、橈円柱の上端面での効果は特に計算されない。一方浮力については、橈円柱の側面と上下端面全てを長手軸方向と円周方向について微小四辺形に分割し、それぞれに働く静水圧を数値積分して計算される。本研究では中島ほか (2005, pp. 1361-1369) によって設定された橈円

柱要素の分割数を用い、長軸方向に 10、円周方向に 36 とした。分析の時間刻みは 0.01 s とし、重心の初期速度は 0 m/s とした。シミュレーションの前提条件として、水中ドルフィンキックは 1 周期を通して全身が水中で動作しなければならない。そのため、重心の初期位置を被験者の身長半分の水深とした。水中では物体の運動や形態の違いにより、物体周りの渦の生成や剥離の仕方が変化し、それに伴って物体に働く流体力が複雑に変化する。この非定常性を考慮するため、各橈円柱要素に働く 3 つの非定常流体力（付加質量による慣性力と法線・接線方向抵抗力）算出に、それぞれ 1 つずつの非定常流体力係数が用いられている。よって、水中ドルフィンキックのダイナミクスをシミュレーション上で再現するには、入力データに合った非定常流体力係数を同定しなければならない。各被験者の各試技に合った非定常流体力係数の同定には、Sugimoto et al., (2006, pp. 100-102) と同様に非線形最適化手法である滑降シンプレックス法を用い、動作分析から求めた 1 周期の泳速度推移とシミュレーションによって算出した値の差分が最小となるように各係数を決定した。

5. 足関節底屈角度を変化させた水泳人体シミュレーション

水中ドルフィンキックでは、膝の伸展動作で足関節が底屈することにより水が後方へと押し出され (Maglischo, 1993, pp. 426-428), 膝の伸展局面において足部で大きな推進力が発揮される (Sugimoto, 2006, pp. 100-102) ことが既に明らかにされている。本研究では泳中の足関節底屈角度増加に伴う泳速度変化を分析するため、実測した形状と運動を入力データとしたシミュレーション（以下「 S_{A0} 」と略す）と、推進力が主に発揮される膝の伸展局面の足関節底屈角度のみを Fig. 2 に示す通りに 1° , 3° , 5° の 3 段階に増加させたシミュレーション（以下それぞれ「 S_{A1} 」, 「 S_{A3} 」, 「 S_{A5} 」と略す）を実行し、泳速度と足部によって発揮された推進力に関して S_{A0} の値と S_{A1} , S_{A3} , S_{A5} の値を比較した。ここで足関節の角度とは、膝と外果、

Fig. 2 Ankle angle changes for one cycle during under water dolphin kick at fast trial in Sub. Ka. The stick pictures above the graph show the phase of the underwater dolphin kick motion. The left stick picture shows the end of the knee extension phase. The stick picture at center shows the beginning of the knee flexion phase. The right stick picture shows the beginning of the knee extension phase.

そして足の指先を結んだ線が一直線になる状態を 0° とし、その状態からの底屈を正、背屈を負とする。また、具体的なパフォーマンスへの影響を調査するために10m所要時間の比較も行った。この10mとは、スタート後の飛び込み動作とターン後のけ伸び動作を考慮した、実際のレースでスタートおよびターン後に行われていると考えられる水中ドルフィンキックの泳距離に相当する。

6. 統計処理

泳中の足関節底屈角度の増加によって、泳速度、10m所要時間、推進力が向上するか否かを検証するために、8名分の1周期泳速度、10m所要時間、足部による推進力それぞれの平均値を算出し、条件間の平均値の差の検定に多変量分散分析を用いた多重比較（ダネット検定）を行った。また、泳中の足関節底屈方向への動的な柔軟性と泳速度の関係、さらには柔軟性の向上に伴う泳速度変化が泳者本来の足関節の動的な柔軟性に依存するか否かを検証するため、動作分析から求めた1周期中の足関節最大底屈角度と S_{A5} の泳速度変化

との関係について、ピアソンの相関分析を行った。いずれも有意水準は5%とした。

III 結 果

1. 水中ドルフィンキックのダイナミクス

1周期分の水平方向泳速度推移に関する実測値と S_{A0} の値の比較例として、被験者Ka（Fast条件）の結果をFig. 3に示し、経時時間に対応する水中動作を表すスティックピクチャを合わせて図示した。1周期を通して実測と S_{A0} による泳速度推移はほぼ一致し、膝の屈曲動作で減少、膝の伸展動作で増加がみられた。他の被験者の試技においても、実測と S_{A0} による泳速度推移はほぼ一致していた。1周期分の水平方向平均泳速度に関して、Slowにおける被験者の平均は実測値が 1.09 ± 0.14 m/s, S_{A0} の値が 1.10 ± 0.14 m/s, Fastにおける実測値が 1.61 ± 0.18 m/s, S_{A0} の値が 1.61 ± 0.17 m/sであった。以上の結果から、全被験者の全試技に関して、水中ドルフィンキックのダイナミクスをシミュレーション上でほぼ再現できたと

Fig. 3 Velocity changes for one cycle during under water dolphin kick at fast trial in Sub. Ka. The stick pictures above the graph show the phase of the underwater dolphin kick motion. The left stick picture shows the end of the knee extension phase. The stick picture at center shows the beginning of the knee flexion phase. The right stick picture shows the beginning of the knee extension phase.

Fig. 4 Thrust change generated by each body part for one cycle during under water dolphin kick at fast trial in Sub. Ka. The stick pictures above the graph show the phase of the underwater dolphin kick motion. The left stick picture shows the end of the knee extension phase. The stick picture at center shows the beginning of the knee flexion phase. The right stick picture shows the beginning of the knee extension phase.

思われる。

Fig. 4は被験者Ka (Fast 条件) における各身体部位によって発揮された1周期水平方向推進力

推移を示したものである。1周期を通して全身と足部で発揮された推進力は同様の推移をし、共に膝屈曲動作で最小値、膝伸展動作で最大値を示し

Table 1 Velocity and 10 m time change by increment in plantar flexion.

Subject	S _{A0}		S _{A1}		S _{A3}		S _{A5}	
	velocity [m/s]	10 m [s]	velocity [m/s]	10 m [s]	velocity [m/s]	10 m [s]	velocity [m/s]	10 m [s]
Slow	A	1.00 / 10.04	1.01 (0.01) / 9.90 (−0.14)		1.02 (0.02) / 9.80 (−0.24)		1.03 (0.03) / 9.72 (−0.31)	
	F	1.14 / 8.75	1.15 (0.01) / 8.67 (−0.08)		1.18 (0.03) / 8.50 (−0.26)		1.20 (0.06) / 8.34 (−0.42)	
	I	1.10 / 9.10	1.11 (0.01) / 9.03 (−0.07)		1.12 (0.02) / 8.91 (−0.18)		1.14 (0.04) / 8.74 (−0.35)	
	Ka	1.25 / 7.97	1.27 (0.01) / 7.88 (−0.09)		1.29 (0.04) / 7.74 (−0.23)		1.32 (0.07) / 7.57 (−0.40)	
	Ki	0.86 / 11.69	0.86 (0.00) / 11.66 (−0.03)		0.86 (0.00) / 11.64 (−0.05)		0.86 (0.00) / 11.63 (−0.06)	
	O	1.05 / 9.48	1.05 (0.00) / 9.48 (0.00)		1.06 (0.00) / 9.45 (−0.03)		1.06 (0.01) / 9.43 (−0.06)	
	T	1.09 / 9.17	1.10 (0.01) / 9.08 (−0.09)		1.12 (0.03) / 8.94 (−0.23)		1.14 (0.05) / 8.79 (−0.39)	
	W	1.30 / 7.68	1.30 (0.00) / 7.68 (0.00)		1.30 (0.00) / 7.69 (0.01)		1.30 (−0.01) / 7.71 (0.03)	
Fast	A	1.44 / 6.94	1.44 (0.00) / 6.93 (0.00)		1.44 (0.00) / 6.93 (−0.01)		1.44 (0.00) / 6.92 (−0.01)	
	F	1.59 / 6.29	1.60 (0.02) / 6.11 (−0.06)		1.64 (0.05) / 6.11 (−0.18)		1.67 (0.08) / 5.98 (−0.31)	
	I	1.84 / 5.43	1.85 (0.00) / 5.37 (−0.01)		1.86 (0.02) / 5.37 (−0.06)		1.88 (0.04) / 5.32 (−0.11)	
	Ka	1.81 / 5.52	1.83 (0.02) / 5.35 (−0.06)		1.87 (0.06) / 5.35 (−0.18)		1.91 (0.10) / 5.24 (−0.28)	
	Ki	1.37 / 7.30	1.37 (0.00) / 7.22 (−0.02)		1.38 (0.02) / 7.22 (−0.08)		1.39 (0.02) / 7.18 (−0.12)	
	O	1.71 / 5.83	1.72 (0.01) / 5.79 (−0.02)		1.73 (0.01) / 5.79 (−0.04)		1.73 (0.02) / 5.77 (−0.06)	
	T	1.60 / 6.25	1.60 (0.00) / 6.20 (−0.01)		1.61 (0.01) / 6.20 (−0.04)		1.63 (0.03) / 6.15 (−0.10)	
	W	1.51 / 6.64	1.50 (0.00) / 6.66 (0.01)		1.50 (0.00) / 6.66 (0.02)		1.50 (−0.01) / 6.68 (0.04)	
Mean	Slow	1.10 / 9.23	1.11 (0.01) / 9.17 (−0.06)		1.12 (0.02)* / 9.08 (−0.15)**		1.13 (0.03)** / 8.99 (−0.24)**	
	[SD]	[0.14] / [1.25]	[0.14] [0.01] / [1.25] [0.05]		[0.15] [0.02] / [1.27] [0.11]		[0.15] [0.03] / [1.30] [0.18]	
	Fast	1.61 / 6.28	1.62 (0.01) / 6.20 (−0.02)*		1.63 (0.02) / 6.20 (−0.07)*		1.64 (0.04)** / 6.16 (−0.12)**	
	[SD]	[0.17] / [0.67]	[0.17] [0.01] / [0.69] [0.02]		[0.18] [0.02] / [0.69] [0.07]		[0.19] [0.04] / [0.72] [0.12]	

*p<0.05; **p<0.01

ていた。頭を含めた体幹と上肢は 0.00 N を基準にほとんど変化していなかった。これらの特徴は全被験者の全試技で同様に観察され、水中ドルフィンキックの推進力は主に足部によって発揮されていた。

2. 足関節底屈角度変化による泳速度変化

S_{A0}, S_{A1}, S_{A3}, S_{A5}それぞれで求めた 1 周期分の水平方向平均泳速度と泳速度から求めた 10 m 所要時間を Table 1 に示した。ここで示す $\angle v$ と $\angle t$ とは、泳速度と 10 m 所要時間に関する S_{A0} と S_{A1}, S_{A3}, S_{A5} との差である。Slow における泳速度変化の平均は、S_{A1} で 0.01 ± 0.01 m/s ($p > 0.05$), S_{A3} で 0.02 ± 0.02 m/s ($p < 0.05$), S_{A5} で 0.03 ± 0.03 m/s ($p < 0.01$) と、S_{A1} を除いて有意に増加していた。Fast の泳速度変化の平均値は、それぞれ 0.01 ± 0.01 m/s ($p > 0.05$), 0.02 ± 0.02 m/s ($p > 0.05$), 0.04 ± 0.04 m/s ($p < 0.01$) と、S_{A5} で有意に増加していた。10 m 所要時間の変化は、Slow における平均値で -0.06 ± 0.05 s ($p > 0.05$), -0.15 ± 0.11 s ($p < 0.01$), -0.24 ± 0.18 s ($p < 0.01$), Fast における

平均値で -0.02 ± 0.02 s ($p < 0.05$), -0.07 ± 0.07 s ($p < 0.05$), -0.12 ± 0.12 s ($p < 0.01$) と、Slow の S_{A1} を除いて有意に短縮していた。つまり、足関節底屈角度の増加に伴って泳速度は増加し、10 m 所要時間は短縮していた。ただし例外として、被験者 W においては足関節底屈角度の増加に伴って逆に泳速度は低下し、10 m 所要時間は延長していた。

動作分析から求めた 1 周期中の足関節最大底屈角度と泳速度の関係は、Slow ($r = 0.11$, $p > 0.05$) と Fast ($r = -0.29$, $p > 0.05$) 両試技で有意な相関関係は認められなかった。次に、足関節の底屈角度増加に伴う泳速度変化が被験者本来の足関節の動的な柔軟性に依存するか否かを検証した。1 周期足関節最大底屈角度と S_{A5} での泳速度変化との関係を Fig. 5 に示した。両変数間に Slow ($r = -0.86$, $p < 0.05$) と Fast ($r = -0.86$, $p < 0.01$) 両試技で有意な負の相関関係が認められ、足関節の動的な柔軟性が高い被験者ほど底屈角度増加に伴う泳速度の増加は小さく、柔軟性が低い被験者ほど底屈角度増加に伴う泳速度の増加は大きかった。

Table 2 Thrust change by increment in planter flexion.

Subject		S _{A0} Thrust [N]	S _{A1} Thrust (Δth) [N]	S _{A3} Thrust (Δth) [N]	S _{A5} Thrust (Δth) [N]
Slow	A	19.71	21.25 (1.54)	21.94 (2.23)	22.09 (2.38)
	F	20.94	21.28 (0.34)	22.65 (1.71)	23.84 (2.90)
	I	37.50	37.82 (0.32)	38.37 (0.87)	39.05 (1.55)
	Ka	25.63	26.67 (1.04)	28.04 (2.41)	29.86 (4.23)
	Ki	18.90	20.07 (1.16)	20.30 (1.40)	20.29 (1.39)
	O	24.01	24.04 (0.03)	25.05 (1.05)	26.07 (2.06)
	T	23.83	24.25 (0.42)	24.70 (0.87)	25.57 (1.75)
	W	35.34	35.12 (−0.22)	34.29 (−1.05)	33.33 (−2.00)
Fast	A	119.44	119.53 (0.09)	119.98 (0.55)	120.32 (0.89)
	F	62.18	63.02 (0.84)	64.87 (2.69)	66.56 (4.39)
	I	100.29	100.85 (0.56)	102.30 (2.01)	103.85 (3.56)
	Ka	69.97	71.54 (1.57)	74.69 (4.72)	77.57 (7.60)
	Ki	64.34	65.28 (0.94)	68.14 (3.80)	70.23 (5.89)
	O	80.26	81.23 (0.98)	82.03 (1.77)	82.72 (2.47)
	T	63.61	63.69 (0.08)	64.43 (0.82)	65.69 (2.08)
	W	50.68	49.48 (−1.20)	48.40 (−2.29)	46.38 (−4.31)
Mean	Slow	25.73	26.31 (0.58)	26.92 (1.19)*	27.51 (1.78)**
	[SD]	[7.00]	[6.65] [0.61]	[6.35] [1.08]	[6.25] [1.78]
	Fast	76.35	76.83 (0.48)	78.10 (1.76)	79.16 (2.82)*
	[SD]	[22.84]	[22.97] [0.84]	[23.02] [2.16]	[23.34] [3.60]

*p<0.05 ; **p<0.01

3. 足関節底屈角度変化による推進力変化

泳速度と同様に、足部のみによって発揮された1周期分の水平方向平均推進力に関するシミュレーション結果を Table 2 に示した。ここで示す Δth は S_{A0} と S_{A1} , S_{A3} , S_{A5} の推進力の差である。Slow における足部で発揮された推進力変化の平均は S_{A1} で 0.58 ± 0.61 N ($p > 0.05$), S_{A3} で 1.19 ± 1.08 N ($p < 0.05$), S_{A5} で 1.78 ± 1.78 N ($p < 0.01$) と, S_{A1} を除いて有意に増加していた。Fast における平均値はそれぞれ 0.48 ± 0.84 N ($p > 0.05$), 1.76 ± 2.16 N ($p > 0.05$), 2.82 ± 3.60 N ($p < 0.05$) と, S_{A5} で有意に増加していた。多くの被験者で足関節底屈角度の増加に伴い、足部によって発揮された推進力は向上していたが、例外として被験者 W のみ足関節底屈角度の増加に伴って足部による推進力は逆に減少していた。

IV 考 察

本シミュレーション解析により水中ドルフィンキックでは主に足部で推進力が発揮されている (Fig. 4) ことが明らかにされ、この結果は Sugimoto et al. (2006, pp. 100–102) の結果を支持するものであった。また、足関節底屈角度を増加させることで水中ドルフィンキックの泳速度は向上し、底屈角度の増加が大きいほど泳速度の向上は大きく、それに伴って 10 m 所要時間も短縮することが明らかとなった (Table 1)。本研究では主な推進力発生源である足部の足関節底屈角度のみを変化させたシミュレーションを実行した結果、足部によって発揮された推進力が増加した (Table 2)。そのため、底屈角度増加に伴う泳速度の向上は足部の推進力増加によって達成されたと考えられる。泳速度の向上による 10 m 所要時間の短縮は、スタートやターンごとの時間短縮が可能であ

Fig. 5 Relationship between max ankle angle and velocity difference.

ることを意味する。そのため、足関節底屈角度を 1° 増加させるだけでも長水路の 50 m のレースで 0.02 から 0.06 s, 200 m のレースで 0.08 から 0.24 s の記録短縮が見込めることになる。競泳競技では 100 分の 1 秒で勝敗を分けることもあるため、水中ドルフィンキックのみならずレースパフォーマンスの向上において足関節底屈角度を増加させることは重要である。

被験者本来の足関節の動的な柔軟性と足関節の底屈角度増加に伴う泳速度変化との間に有意な負の相関関係が認められた (Fig. 5) ことから、本来の底屈角度が小さい選手ほど底屈角度を増加させるトレーニングによって泳速度の向上が期待でき、本来の底屈角度が大きい選手ほど泳速度向上があまり見込めないことが示された。本研究で足関節最大底屈角度が最も大きかった被験者 W においては、底屈角度の増加に伴って泳速度は低下し、10 m 所要時間は延長していた (Table 1)。この泳速度減少は、底屈角度増加に伴う足部の推進力低下によるものであると考えられる (Table 2)。推進力は膝の伸展動作時に足関節が底屈することにより水が後方へと押し出されて発揮されている (Maglischo, 1993, pp. 426–428)。つまり、膝の伸展動作時に足関節が底屈することにより、足部の運動方向と水を押し出す足の甲の面との間に角度（以下「迎え角」と略す）が生じることで水は後ろに押し出され、そのときに足部に働く力の水平成分である抗力によって身体は前に推進す

る。よって、被験者 W において足関節底屈角度増加に伴う足部の推進力低下は、膝伸展動作時の足部の迎え角の増加により足部に働く抗力成分が減少し、その結果推進力が低下したことになる。逆に他の被験者は、膝伸展時の足関節底屈角度増加によって迎え角が増加した結果、足部に働く抗力成分が増加して推進力が増加したことになる。これらを考慮すると、足部で効果的に推進力を得るには膝伸展時の足部の迎え角が重要であり、迎え角には推進力を効果的に得るための最適な角度が存在すると考えられる。下半身だけで考えると、足部の迎え角は大腿部、下腿部、足部、全ての角度に依存するため、水中ドルフィンキック中の足部の迎え角を大きくするには股関節最大伸展角度ならびに膝関節最大屈曲角度を大きくし、足部の迎え角を小さくするには股関節最大伸展角度ならびに膝関節最大屈曲角度を小さくする必要がある。つまり、足関節最大底屈角度が大きな選手は股関節と膝関節の運動範囲を小さくし、底屈角度が小さな選手は運動範囲を大きくしなければ推進力を効果的に得る足部の迎え角にならない。しかし、股関節伸展角度を大きくすると前面から受ける大腿部の抵抗は大きくなる。そのため、推進力獲得と避抵抗の両方を考慮すると、足関節最大底屈角度は大きく、股関節と膝関節の運動範囲は小さな水中ドルフィンキックが効率もよく速いと考えられるため、大きな足関節最大底屈角度は高い泳速度を実現させることに対する重要な要因である。動作分析から求めた泳中の足関節最大底屈角度と泳速度との間に、Slow ($r=0.11$, $p>0.05$) と fast ($r=-0.29$, $p>0.05$) 両試技で有意な相関関係は認められなかったが、これは水中ドルフィンキックのパフォーマンスを決定付ける重要な要因が足関節底屈角度だけではないことを示しており、迎え角の観点から考えると、他の要因の一つとしては足関節底屈角度に応じた股関節と膝関節の運動範囲の適応が挙げられる。しかし、足関節底屈角度に応じて股関節と膝関節の運動範囲を適応させることで足部の推進力が増加し、泳速度が向上するか否かについては更なる調査が必要である。

V 要 約

本研究の目的は、水中ドルフィンキック泳中の足関節底屈角度だけを増加させたときの泳速度変化の分析と、泳中の最大底屈角度と泳速度の関係を調査することにより、泳中の足関節底屈角度とパフォーマンスとの関係を明らかにすることであった。

本研究から得られた結論は以下の通りである。

- (1) 足関節底屈角度が増加することで水中ドルフィンキック泳中に足部のみで発揮される推進力が増加し、結果として泳速度は向上した。
- (2) 足関節の底屈方向への柔軟性は水中ドルフィンキックのパフォーマンスにおいて重要であるが、パフォーマンスを決定付ける要因ではないことが示された。
- (3) 足関節底屈角度の増加に伴う泳速度の向上は、足関節底屈方向への柔軟性が低い選手ほど大きくなるという相関関係が認められた。

文 献

- Abel, R., Anto'nio, S., Luis, L., Jorge, R. and Francisco, A. (2006) The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics* 39 (7) : 1239-1248.
- 阿江通良・湯 海鵬・横井孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分係数の推定. *バイオメカニズム*, 11.
- Berger, M.A.M., de Groot, G. and Hollander, A.P. (1995) Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*, 28 (2) : 125-133.
- Bixler, B.S. and Riewald, S. (2002) : Analysis of swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, 35 : 713-717.
- Counsleman, J.E. (1977) *Competitive swimming manual for coaches and swimmer*. Pelham Books ; London, pp. 125-129.
- Maglisco, E.W. (1993) *Swimming even faster*. Mayfield Publishing Company : California.
- Mookerjee, S., Bibi, K.W., Kenney, G.A. and Cohen, L. (1995) Relationship between isokinetic strength, flexibility, and flutter kicking speed in female collegiate swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research* 9 (2) : 71-74.
- 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. *日本機械学会論文集*, B (71).
- 大庭昌昭・金岡恒治・萬久博敏・野村武男 (1995) 足部の柔軟性がバタ足に及ぼす影響について. *筑波大学運動学研究*, 11 : 89-95.
- Sanders, R.H. (1999) Hydrodynamic characteristics of swimmer's hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 15 : 3-26.
- Schleihauf, R.E., Higgins, J.R., Hinrichs, R., Luedtke, D.L., Maglischo, E.W., Maglischo, C.W. and Thayer, A.L. (1988) Propulsive techniques : front crawl stroke, butterfly, back stroke, and Breaststroke. In : Ungerechts, B.E., Reischle, K. and Wilke, K. (Eds.) *Swimming Science V. Human Kinetics : Champaign*, pp. 53-59.
- Sugimoto, S., Nakashima, M., Ichikawa, H. and Nomura, T. (2006) Estimation of thrusts generated by each body part during underwater dolphin kick using "SWUM". In : Vilas-Boas, J.P., Alves, F. and Marques, A. (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming X. Portuguese Journal of Sport Sciences : Porto*.
- 高木健太郎・岡本彰祐編 (1968) *生理学大系Ⅱ*. 医学書院 : 東京, pp. 813-816.

(平成 19 年 5 月 10 日受付)
(平成 19 年 10 月 13 日受理)