

うつ伏せと仰向けでの水中ドルフィンキックにおける動作と筋活動の比較

山川啓介¹⁾, 金子雅紀²⁾, 仙石泰雄³⁾

¹⁾ 日本女子体育大学

²⁾ 株式会社ナガセ

³⁾ 筑波大学体育系

キーワード: 水中波動泳, 背泳ぎ, スタート&ターン, 二次元動作分析, 表面筋電図

【要旨】

本研究は, うつ伏せと仰向けでの水中ドルフィンキックの動作と筋活動の違いを明らかにすることを目的とした. 本研究には大学男子競泳選手8名が参加した. 試技では, うつ伏せと仰向けでの15m全力水中ドルフィンキック泳をそれぞれ行い, 試技中の二次元動作分析と表面筋電図計測を行った. 結果として, 試技間で平均泳速度, キック頻度, けり幅, スローハル数には有意差は示されなかった. しかしながら, 仰向け時はうつ伏せ時よりも肩関節の動作範囲と足関節最大底屈角度が有意に大きく, 腰関節の動作範囲が有意に小さいことが明らかになった. また, 筋活動変位では試技間で差は示されなかったものの, 仰向け時はうつ伏せ時よりも腹直筋と外腹斜筋の平均活動度合が有意に高いことが明らかになった. 以上の結果から, 仰向けの水中ドルフィンキックでは, けり上げ時において肩関節や腰関節で上肢を押し下げないように動かし, けり下げ時においては腹筋群をより活動させるべきであると示唆された.

スポーツパフォーマンス研究, 13, 572-587, 2021年, 受付日: 2021年5月20日, 受理日: 2021年10月8日

責任著者: 山川啓介, 157-8565 東京都世田谷区北鳥山8-19-1, yamakawa.keisuke@jwcpe.ac.jp

Comparison of kinematics and muscle activity in prone and dorsal underwater dolphin kicks

Keisuke Kobayashi-Yamakawa¹⁾, Masaki Kaneko²⁾, Yasuo Sengoku³⁾

¹⁾ Japan Women's College of Physical Education

²⁾ Nagase Brothers Inc.

³⁾ University of Tsukuba

Key words: underwater undulatory swimming, backstroke swimming, start & turn in swimming, 2D-motion analysis, surface electromyography

[Abstract]

The purpose of the present study was to examine differences in kinematics and muscle activity between prone and dorsal underwater dolphin kicks. The participants, 8 male collegiate swimmers, performed trials in which they did 15-m underwater dolphin kick swims in the prone and dorsal positions at maximum effort. During the swim trials, 2-D motion analysis was conducted, and surface electromyography (EMG) was measured from 8 muscles in each swimmer's trunk, thigh, and lower leg in order to obtain data for kinematic and muscle activity analyses. No significant differences were found in average swimming speed, kick frequency, kick amplitude, or Strouhal number between the two kick positions. However, the range of motion of the shoulder joint and the maximum angle of plantar flexion of the ankles were significantly larger, and the range of motion in the trunk was significantly smaller when the participants swam in the dorsal position than when in the prone position. In addition, although no significant difference was found in muscle activity pattern between the two positions, the average EMG of the rectus abdominis and external oblique muscles was significantly higher in the dorsal position than in the prone position. These results suggest that in dorsal underwater dolphin kicks, the upper limbs should be pushed down by the shoulder and hip joints during upward kicking, and the abdominal muscles should be more active during downward kicking.

I. 緒言

水中ドルフィンキックは競泳競技のスタート・ターン後に用いられる潜水泳法である。水中ドルフィンキック中、泳者は上半身でストリームライン(流線形)姿勢を取りながら造波抵抗の影響が少ない水面下を泳ぐことから、水面近傍を泳ぐよりも泳者が受ける水の抵抗が少ないことが水中ドルフィンキックを行う利点として挙げられている。それゆえ、泳者はスタート・ターン後に水中ドルフィンキックを用いることで飛び込みやターン時の壁蹴りで獲得した高い速度の減少を効果的に抑えることができる(Puel et al., 2012; Takeda et al., 2009)。現行の競泳競技規則では、レース中に水中ドルフィンキックを使用できる距離は、スタート・ターン後の15 mまでと制限されている。この距離は長水路(50 m プール)レースの総距離の3割に相当し、短水路(25 m プール)レースの総距離の6割に相当する。そのため、水中ドルフィンキックのパフォーマンス改善はレース全体の泳記録の短縮に大きく貢献できる。また、クロールやバタフライと比べて泳速度が劣る背泳ぎでは、エリート選手のレース戦略として、レース終盤までターン後の潜水距離を長く取り、潜水中の泳速度を高いレベルで保つことが報告されている(Veiga et al., 2016)。従って、背泳ぎの種目では、水中ドルフィンキックのパフォーマンスがレース全体の泳記録へ与える影響が自由形やバタフライの種目と比べて特に大きいと言える。

競泳競技のレースにおいて、自由形やバタフライの種目では主にうつ伏せでの水中ドルフィンキックが用いられ、背泳ぎ種目では仰向けでの水中ドルフィンキックが用いられる。各種目において横向きでの水中ドルフィンキックを行う選手もいるが、実際のレースで取り入れている選手は少ない。一方、多くの水中ドルフィンキックの先行研究は、うつ伏せでの水中ドルフィンキックを対象としている(Arellano et al., 2002; Atkison et al., 2014; Connaboy et al., 2010, 2016; Higgs et al., 2017; Houel et al., 2013; Hochstein & Blickhan, 2011, 2014; 小林ほか, 2016; Shimojo et al., 2014, 2019; Yamakawa et al., 2017)。また、うつ伏せと仰向けの水中ドルフィンキックを区別せずに分析している先行研究もある(Von Loebbecke et al., 2009)。Alves et al. (2006) は、うつ伏せ、仰向け、横向きでの水中ドルフィンキックを比較し、うつ伏せと仰向けの間では分析されたキネマティクス変数に有意な差が示されなかったことを報告している。そのため、うつ伏せと仰向けの水中ドルフィンキックの間でキネマティクスの違いはないものと考えられている。

しかしながら、水中でのうつ伏せと仰向けの違いは泳者が受ける浮力と重力の作用方向に影響する。ヒトが水中で水平姿勢を取る場合、浮力を受ける点(浮心)と重力を受ける点(重心)には“ずれ”があり、一般的には浮心は頭側に、重心は足側に位置している(Hay, 1993)。全身を一つのセグメントとして捉えた場合、この浮心と重心のずれは身体重心を中心に下肢を沈ませるように働くトルクを発生させる。うつ伏せと仰向けでは、この浮心と重心のずれによるトルクの向きが反転して作用する。そのため、うつ伏せと仰向けの水中ドルフィンキックではトルクの向きの違いが上半身の姿勢保持や下肢動作に影響を与えている可能性があると考えられる。また、上述したように、仰向けの水中ドルフィンキックに関する知見はうつ伏せの水中ドルフィンキックに関する知見に比べて少ないため、仰向けの水中ドルフィンキックに関する研究は背泳ぎ選手のための水中ドルフィンキックの効果的な指導方法やトレーニングの立案、適切な障害予防対策に役立つ有益な情報になると考えられる。

そこで本研究では、競泳競技のレースで主に用いられるうつ伏せと仰向けでの水中ドルフィンキックの動作と筋活動の違いを明らかにすることを目的とした。本研究の仮説として、うつ伏せと仰向けの間

でキネマティクスの違いはないものの、筋活動では全身に作用するトルクの向きが反転するために、水底側に位置する体幹・下肢の筋の活動が低下し、水面側に位置する体幹・下肢の筋の活動が高まると考えた。

II. 方法

1. 対象者

本研究には大学水泳部に所属する8名の男子大学競泳選手(年齢 19.9 ± 1.0 歳, 身長 1.76 ± 0.03 m, 体重 70.8 ± 1.0 kg)が参加した。対象者の専門種目は背泳ぎ5名, 自由形短距離1名, 自由形中距離1名, バタフライ1名であり, 競技レベルは日本選手権入賞レベルから日本学生選手権出場レベルであった。全ての対象者は10年以上の競泳競技経験を有しており, 日常的に水泳トレーニングに取り組んでいた。実験に先立ち, 全ての対象者に対して本研究の目的と方法, 実験に伴う危険やリスク, 個人情報の取り扱いについて十分に説明した後, 書面にて参加の同意を得た。

2. 実験試技

実験試技は, 屋内 50 m プールにおいて仰向けでの 15 m 全力水中ドルフィンキック試技(以下「Dorsal 試技」と略す)とうつ伏せでの 15 m 全力水中ドルフィンキック試技(以下「Prone 試技」と略す)をそれぞれ行った。試技のスタートは, 水中で壁を蹴ってスタートする水中プッシュオフスタートを採用した。水深の違いによる造波抵抗の影響を避けるため, Lyttle et al.(2000)を参考にして「水深 1 m 付近を可能な限り水平に通過する」よう泳者に指示した。加えて, 呼吸による体幹筋への影響を考慮し, 鼻栓をして水中では息を吐かないように指示した。そのため, 対象者がそれらの指示内容に従いながら各試技を全力で行うことができるよう, 全力試技の前に十分に練習時間を設けた。なお, 疲労の影響を考慮して, 練習試技, Dorsal 試技, Prone 試技の間は5分以上の休憩を挟んで実施した。

試技中の水中撮影には水中カメラ(WUC-265, 日本事務光機社製)を使用し, カメラスピード 60 fps, 露光時間 $1/500$ sec で撮影した。カメラは泳者側方に設置し, カメラの画角はスタート地点から 8 m 離れたところから 12 m までの 4 m 区間が映るよう設定した。矢状面動作の分析のために, 対象者の身体側部 14 点にマーキングを行った。本研究で採用したマーキングポイントは, 頭頂, 耳珠点, 胸骨上縁, 肋骨下端中心, 中手骨指節間関節, 手関節中心, 肘関節中心, 肩峰, 股関節大転子, 大腿骨外側上果, 足関節外果, 踵骨隆起, 拇指球, つま先であった。なお, 本研究では水中ドルフィンキック中の左右の動作が対称であると仮定し, Prone 試技では身体右側の動作を分析し, Dorsal 試技では身体左側の動作を分析した。

また, 試技中の筋電図(以下「EMG」と略す)データの計測には水中用表面筋電計(DL-5000, S&ME 社製)を用い, サンプリング周波数 1000 Hz でコンピュータに記録した。水中映像と EMG データは, シンクロナイザ(PTS-110, DKH 社製)を介して時間同期を行った。本研究では, EMG の被験筋として, 左側の腹直筋(以下「RA」と略す), 左側の外腹斜筋(以下「EO」と略す), 左側の内腹斜筋および腹横筋(以下「IO/TrA」と略す), 左側の脊柱起立筋(以下「ES」と略す), 左脚の大腿直筋(以下「RF」と略す), 左脚の大腿二頭筋(以下「BF」と略す), 左脚の前脛骨筋(以下「TA」と略す), 左脚の腓腹筋内側頭(以下「GAS」と略す)を採用した。表面電極はディスポーザブル Ag-Cl 電極 (Blue

Sensor P-00-S, Ambu 社製)を使用し, 電極間距離は 2 cm に設定した. 電極貼付位置は Cram et al. (1998)を参考に決定し, EO と IO/TrA の貼付位置のみ Kobayashi et al.(2015)を参考に決定した. 皮膚表面のアーチファクト成分を除去するため, 電極貼付前に体毛処理と皮膚表面処理剤を使用した皮膚処理を実施した. 電極内への漏水は EMG 波形に大きく影響するため, Kobayashi et al.(2017)を参考に電極部分の防水処理を行った.

EMG データを各筋の等尺性最大随意収縮(以下「MVC」と略す)時の筋活動ピークで相対値化するために, 実験試技後に各筋の MVC 測定を行った. MVC 測定は徒手筋力検査法を参考に 5 秒間の最大等尺性収縮運動を実施し, 十分な休息を挟んで 2 回ずつ行った. なお, IO/TrA における MVC 測定では最大呼気法を採用し, 端坐位で息を吐き切った状態から 5 秒間のデータを分析に用いた.

3. データ処理

撮影した映像はコンピュータに取り込み, 画像解析ソフトウェアのフレームディアスIV(DKH 社製)を用いてマーキングポイントを手動でデジタイズし, 二次元 DLT 法によって各マーキングポイントの二次元実座標値を算出した. 得られた実座標データはバターワースデジタルフィルター(遮断周波数 6 Hz)で平滑化した. また, 阿江ほか(1992)の日本人アスリートの身体部分慣性係数を利用して泳者の身体重心位置を推定した.

図1のように, 本研究では水中ドルフィンキックのキック 1 周期を「つま先が身体腹側へ移動するフロントキック(以下「FK」と略す)の開始からつま先が身体背側に移動するバックキック(以下「BK」と略す)の終了まで」と定義し, つま先の鉛直移動方向を基準に判断した. FK と BK は一般的な呼称であるダウンキックとアップキックと対応しているものの, 本研究では仰向けとうつ伏せで上下が反転するために FK と BK の呼称を採用した. また, Arellano et al.(2002)を参考に, BK をつま先の鉛直移動成分が水平移動成分よりも大きい第 1 バックキック(以下「BK-1」と略す)と水平移動成分が鉛直移動成分よりも大きい第 2 バックキック(以下「BK-2」と略す)に区別した(図1). 各局面に要した時間は, 試技間のキック頻度の違いを考慮して, キック周期時間に対する相対時間(%)で表した.

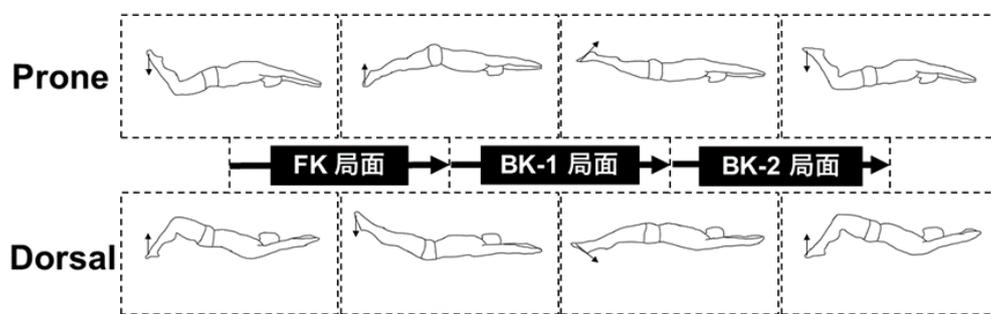


図1 キック1周期の局面分け

キック頻度(Hz)はキック 1 周期に要した時間の逆数と定義した. けり幅(m)はキック 1 周期中のつま先鉛直座標の最高点から最低点までの鉛直距離と定義した. 泳速度(m/s)は身体重心推定位置の水平移動速度と定義し, キック 1 周期中の平均泳速度を分析に用いた. ストローハル数は Arellano et al.

(2002)に従って式(1)を用いて求めた。

$$St = f \cdot A \cdot U^{-1} \quad (1)$$

St はストローハル数, f はキック頻度, A はけり幅, U は平均泳速度を示す。ストローハル数は水棲生物の水中波動泳における推進効率を表す無次元数であり, 値が低いほど推進効率が高いことを示す。関節角度は図2のように定義し, キック周期中の肩関節角度, 腰関節角度, 股関節角度, 膝関節角度, 足関節角度における最大屈曲(背屈)角度, 最大伸展(底屈)角度, 関節動作範囲(以下「ROM」と略す)をそれぞれ求めた。また, キック周期中の関節角度変位を試技間で比較するために, キック 1 周期中の時間を 0 から 100%で規格化した関節角度の時系列データを分析に用いた。

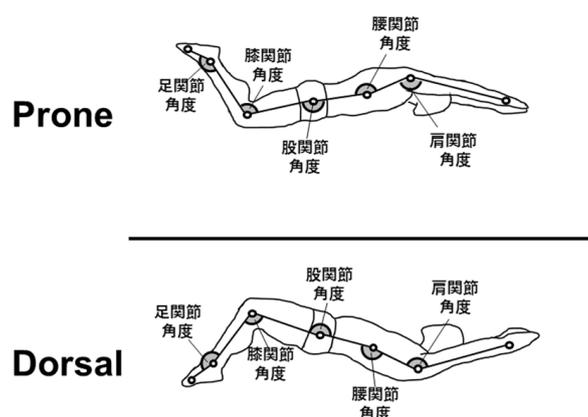


図2 関節角度定義

計測した EMG データは数値解析ソフトウェア Matlab R2020a (Mathworks 社製)を用いてデータ処理を行った。EMG 信号に含まれるアーチファクト成分を除去するためにバンドパスフィルター(通過周波数帯 10—500 Hz)で生データをフィルタリングした。フィルタリングしたデータは, 全波整流化した後, 遮断周波数 15 Hz の 4 次の位相ずれのないバターワースデジタルフィルターを通して包絡線を得た。本研究では各筋の MVC 時の EMG 包絡線ピーク値を「100%MVC 値」として, 試技中の EMG 包絡線データを 100%MVC 値で相対値化(%MVC)した。キック中の筋活動度合を比較するため, EMG 包絡線における各局面中とキック 1 周期中の平均値を各筋の平均筋活動として分析に用いた。また, キック周期中の筋活動変位を試技間で比較するために, キック 1 周期中の時間を 0 から 100%で規格化した EMG 包絡線の時系列データを分析に用いた。

水中ドルフィンキック動作における周期間変動性を考慮し(Connaboy et al., 2010), 全ての分析変数はキック 3 周期分の平均値を分析に用いた。

4. 統計処理

全ての分析変数の結果は平均値±標準偏差で示した。各変数の試技間比較は統計処理ソフトウェアのエクセル統計(Bell Curve 社製)を用いて行った。各変数データの正規性はシャピロウィルク検定で確認し, 正規性が確認された変数は対応のある t 検定を用いて試技間比較を行い, 正規性が確認されなかった変数はウィルコクソンの符号順位検定を用いて試技間比較を行った。統計処理における有意水準(p)は危険率 5%に設定した。さらに, 各変数の試技間比較における効果量を確認するために相関

係数 (r) に基づく効果量を求めた。効果量の程度について、水本ほか(2008)を参考に、 r の値が 0.10 未満は「なし」、0.10 以上 0.30 未満は「小」、0.30 以上 0.50 未満は「中」、0.50 以上は「大」と定義した。また、関節角度と EMG の時系列データにおける試技間比較では、統計的パラメトリックマッピング(以下「SPM」と略す)または統計的ノンパラメトリックマッピング(以下「SnPM」と略す)の対応のある t 検定を用いて分析した。SPM 及び SnPM の分析では、時系列データの各時刻で有意差が生じた局面を検出でき、波形間の類似性を評価できる。なお、データの全時刻で正規性が確認された場合は SPM の手法を用い、正規性が確認されなかった場合は SnPM の手法を用いた。全ての SPM 及び SnPM の分析は数値解析ソフトウェア MATLAB 2020a (Math works 社製)を用い、オープンソースの spm1d code (Ver. M.0.4.8, <https://www.spm1d.org/>)を利用して遂行した (Martens et al., 2016; Gonjo and Olstad, 2021)。

III. 結果

表1に各キネマティクス変数の結果を示した。統計処理の結果、FK 局面の相対時間、肩関節 ROM、腰関節 ROM と足関節最大底屈角度において試技間で有意差が認められた (all $p < 0.05$)。また、効果量の程度で「大」と判断された変数は、平均泳速度、FK 局面時間、肩関節最大屈曲角度、肩関節 ROM、腰関節最大屈曲角度、腰関節 ROM、股関節最大伸展角度、膝関節 ROM、足関節最大底屈角度と足関節最大背屈角度であった (all $r \geq 0.50$)。また、両試技におけるキック周期中の関節角度変位の結果を図 3 に示した。SPM 及び SnPM の分析結果として、全ての関節角度において試技間で有意差が検出された局面はなかった。

表 1. 各試技におけるキネマティクス変数の平均値と標準偏差、統計分析の結果

変数	単位	Dorsal	Prone	p	効果量(r)
平均泳速度	m/s	1.55±0.11	1.50±0.12	0.053	0.66
けり幅	m	0.55±0.08	0.53±0.09	0.559	0.23
キック頻度	Hz	2.44±0.28	2.37±0.31	0.208	0.45
ストローク数		0.85±0.04	0.84±0.04	0.353	0.34
FK局面相対時間	%	48.5±1.8	46.4±1.9	0.021*	0.75
BK-1局面相対時間	%	34.4±1.3	35.5±2.6	0.426	0.30
BK-2局面相対時間	%	17.0±1.3	18.1±3.2	0.286	0.40
肩関節最大屈曲角度	degree	166.3±7.7	168.3±6.2	0.069	0.64
肩関節最大伸展角度	degree	144.1±8.1	150.3±7.0	0.600	0.19
肩関節ROM	degree	22.2±7.7	18.0±2.4	0.028*	0.78
腰関節最大屈曲角度	degree	170.6±16.9	177.8±7.5	0.165	0.51
腰関節最大伸展角度	degree	153.7±16.4	156.0±5.4	0.635	0.18
腰関節ROM	degree	16.9±3.3	21.9±5.9	0.007*	0.81
股関節最大伸展角度	degree	185.2±8.4	192.2±7.8	0.139	0.53
股関節最大屈曲角度	degree	153.4±7.6	158.1±8.3	0.387	0.35
股関節ROM	degree	31.8±4.9	34.1±6.6	0.484	0.25
膝関節最大伸展角度	degree	192.1±4.9	191.8±3.3	0.779	0.10
膝関節最大屈曲角度	degree	119.1±6.3	122.9±9.6	0.208	0.45
膝関節ROM	degree	73.0±7.0	68.9±8.9	0.124	0.55
足関節最大底屈角度	degree	184.6±11.4	173.1±4.9	0.025*	0.79
足関節最大背屈角度	degree	133.4±6.6	128.4±3.4	0.093	0.59
足関節ROM	degree	51.2±17.7	44.7±5.7	0.327	0.35

*: $p < .05$, Significant difference between Dorsal and Prone

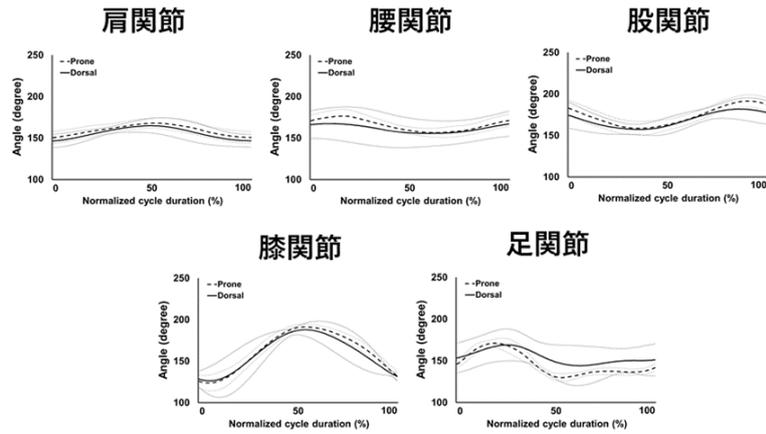


図3 キック周期中の関節角度変位の結果(黒の実線は Dorsal 試技の平均値, 黒の破線は Prone 試技の平均値, グレーの実線は Dorsal 試技の平均値±1 標準偏差, グレーの破線は Prone 試技の平均値±1 標準偏差).

本研究の EMG 計測では, 試技中の電極への漏水のためにいくつかの筋の EMG データを収集することができなかった. そのため, 最終的に分析に用いた各筋のデータ数は RA が 8 名分, EO が 6 名分, IO/TrA が 6 名分, ES が 8 名分, RF が 7 名分, BF が 7 名分, TA が 8 名分, GAS が 8 名分であった. 表 2 に各筋における各局面と 1 周期中の平均筋活動の結果を示した. 統計処理の結果, RA と EO における 1 周期中の平均筋活動において試技間で有意差が認められた (all $p < 0.05$). また, 効果量の程度で「大」と判断された変数は, IO/TrA における BK-1 局面中の平均筋活動と RA, EO, IO/TrA, ES, RF, TA における 1 周期中の平均筋活動であった (all $r \geq 0.50$). また, 各試技におけるキック周期中の筋活動変位の結果を図 4 に示した. SPM 及び SnPM の分析結果として, 全ての筋において試技間で有意差が検出された局面はなかった.

表 2 両試技における各局面と1周期中の平均筋活動の平均値と標準偏差, 統計分析結果

筋	局面	n	単位	Dorsal	Prone	p	効果量 (r)
RA	FK	8	%MVC	19.8±9.7	18.8±15.4	0.891	0.05
EO	FK	6	%MVC	27.0±10.9	21.6±9.0	0.470	0.28
IO/TrA	FK	6	%MVC	23.7±8.5	26.1±20.5	0.772	0.12
ES	FK	8	%MVC	19.9±21.7	20.4±8.1	0.401	0.32
RF	FK	7	%MVC	50.9±15.0	56.8±30.8	0.656	0.19
BF	FK	7	%MVC	34.8±34.7	28.4±19.0	0.575	0.14
TA	FK	8	%MVC	18.9±9.8	19.2±13.4	0.908	0.04
GAS	FK	8	%MVC	19.7±19.4	21.7±14.9	0.575	0.21
RA	BK-1	8	%MVC	38.9±40.8	20.9±16.1	0.264	0.42
EO	BK-1	6	%MVC	23.7±17.8	19.7±19.8	0.679	0.16
IO/TrA	BK-1	6	%MVC	26.7±25.4	14.4±6.4	0.249	0.52
ES	BK-1	8	%MVC	12.3±7.9	19.3±25.8	0.500	0.26
RF	BK-1	7	%MVC	19.2±17.4	9.9±7.0	0.735	0.14
BF	BK-1	7	%MVC	40.7±17.4	53.6±23.9	0.113	0.47
TA	BK-1	8	%MVC	15.5±8.7	14.1±6.0	0.616	0.19
GAS	BK-1	8	%MVC	38.4±23.9	33.8±22.9	0.722	0.14
RA	BK-2	8	%MVC	55.7±43.2	47.9±50.4	0.529	0.24
EO	BK-2	6	%MVC	38.5±26.6	37.5±20.0	0.926	0.04
IO/TrA	BK-2	6	%MVC	43.8±56.3	39.8±49.1	0.600	0.23
ES	BK-2	8	%MVC	11.4±16.8	6.8±11.8	0.575	0.21
RF	BK-2	7	%MVC	40.3±56.9	25.1±28.0	0.499	0.28
BF	BK-2	7	%MVC	40.7±41.8	26.6±25.6	0.889	0.21
TA	BK-2	8	%MVC	15.7±17.2	8.2±3.5	0.263	0.42
GAS	BK-2	8	%MVC	31.0±29.6	23.4±18.6	0.575	0.21
RA	1cycle	8	%MVC	32.5±18.6	24.3±13.6	0.007*	0.82
EO	1cycle	6	%MVC	27.8±8.6	23.5±6.9	0.045*	0.70
IO/TrA	1cycle	6	%MVC	28.1±20.3	23.8±18.0	0.075	0.80
ES	1cycle	8	%MVC	15.9±9.0	17.6±8.8	0.093	0.64
RF	1cycle	7	%MVC	38.2±11.6	34.7±14.6	0.175	0.53
BF	1cycle	7	%MVC	37.5±19.1	37.2±12.4	0.555	0.04
TA	1cycle	8	%MVC	17.1±8.6	15.4±6.8	0.112	0.56
GAS	1cycle	8	%MVC	27.7±8.5	26.2±10.2	0.584	0.21

*: $p < .05$, Significant difference between Dorsal and Prone

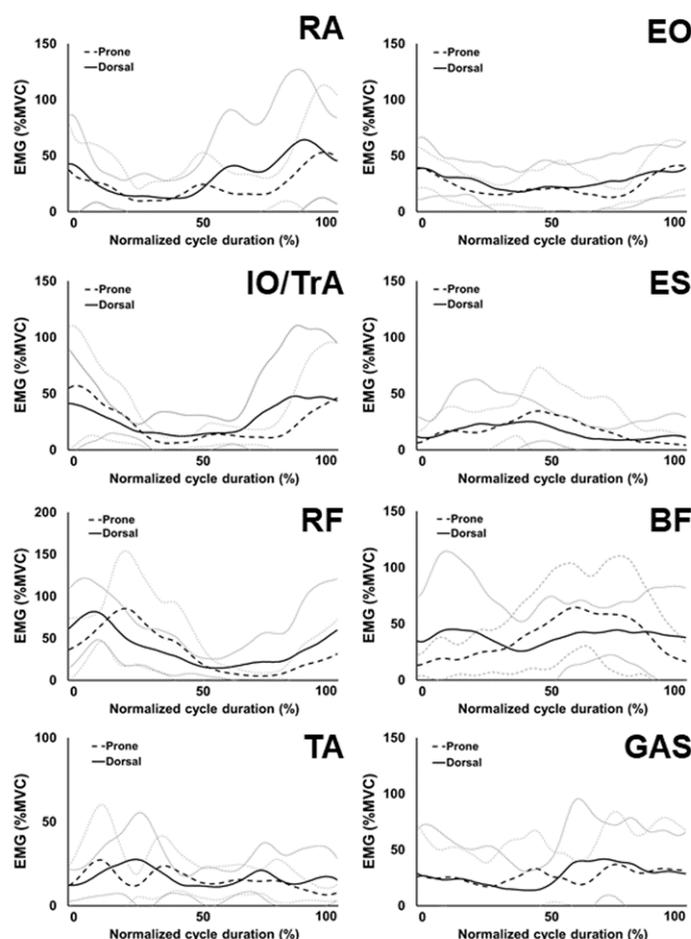


図4 各筋におけるキック周期中の筋活動変位の結果(黒の実線は Dorsal 試技の平均値, 黒の破線は Prone 試技の平均値, グレーの実線は Dorsal 試技の平均値±1 標準偏差, グレーの破線は Prone 試技の平均値±1 標準偏差).

IV. 考察

本研究は、競泳競技のレースで主に用いられるうつ伏せと仰向けでの水中ドルフィンキックの動作と筋活動の違いを明らかにすることを目的とした。実験では、うつ伏せと仰向けでの 15 m 全力水中ドルフィンキック泳をそれぞれ行い、各試技中の泳動作について二次元動作分析と筋活動解析を行った。

キネマティクス変数の結果として、キック頻度、けり幅、ストローハル数には試技間で有意な差が示されず、これらの結果は Alves et al. (2006)と同様の結果であった。しかしながら、平均泳速度は、有意ではないものの、Prone 試技よりも Dorsal 試技のほうが高い傾向が示唆された。この要因として、対象者の専門種目の偏りによる影響が考えられる。本研究に参加した 5 名の背泳ぎを専門とする対象者はいずれも Prone 試技よりも Dorsal 試技の平均泳速度が高かった。本研究に参加した全対象者は仰向けの水中ドルフィンキック動作に慣れていたものの、背泳ぎ選手は仰向けの水中ドルフィンキックに特に熟練していたため、熟練度の差が平均泳速度の結果に影響した可能性があると推察された。

関節角度変位の SPM 及び SnPM の分析結果から、すべての関節でキック周期を通して試技間で有意差が生じた局面がなかったことが示された(図 3)。一方、Dorsal 試技では Prone 試技と比べて、肩関節 ROM は 4.2 ± 9.1 度大きく、腰関節 ROM は -5.0 ± 3.8 度小さく、足関節最大底屈角度は 11.5 ± 11.3 度大きいことが示され、効果量の結果から、肩関節最大屈曲角度、腰関節最大屈曲角度、

股関節最大伸展角度、足関節最大背屈角度は小さい傾向があり、膝関節 ROM は大きい傾向があることも示唆された。以上のことから、「仰向けとうつ伏せの間でキネマティクス的な違いはない」という本研究の仮説は棄却された。図 5-A のように、全身を一つのセグメントと仮定した場合、Dorsal 試技では浮心と重心のずれによって身体重心を中心に上半身が浮上するように作用するトルクが生じる。さらに、図 5-B のように、仰向けの FK 局面ではキック動作で生じる大きな流体力が鉛直方向で下肢を沈下させる方向に作用するため、身体重心を中心に上肢が浮上する方向に作用するトルクはより大きくなる。これと類似した現象として、Nakashima (2009) はうつ伏せの水中ドルフィンキックのシミュレーション解析を行い、体幹が屈伸せずにうねらない水中ドルフィンキックをシミュレーションした場合、下肢動作の反動で BK 中に上肢が背側に動き、FK 中に上肢が腹側に動くことを報告している。また、水中ドルフィンキックでは、下肢のキック動作で発揮したパワーを利用して効率的に推進するには身体が受ける水の抵抗を可能な限り少なくする必要がある。仰向けの FK 局面では、キック動作に伴って上肢が身体腹側に動こうとするため、それに抗して手指の向きと泳者の推進方向を一致させることにより上半身で抵抗の少ない姿勢を保つことができる。そのため、図 5-C のように、本研究の対象者は仰向けの FK 局面において上半身で抵抗の少ない姿勢を維持するために、腰関節を伸展位で保持して肩関節から上肢を押し下げるように動かすことで上肢の姿位を調整したと推察された。一方、試技間で下肢の関節角度に違いが生じた要因については試技間の重力の作用方向の違いが考えられた。両試技において股関節最大伸展角度が観察されたのは BK-2 局面終盤であった(図 3)。Dorsal 試技の BK-1 及び BK-2 局面では、泳者がけり込む方向と重力の作用方向が合わるため、下肢全体により大きな運動量が生じる。しかしながら、泳者がより抵抗の少ない姿勢を保つためにはキック中に下肢が沈下し過ぎるのを防ぐ必要がある。そのため、本研究の対象者は、Dorsal 試技において股関節最大伸展角度を小さくし、その一方でけり幅を維持するために膝関節 ROM を大きくしたと推察された。また、両試技において足関節最大背屈角度が観察されたのは FK 局面終盤から BK-1 局面序盤であった(図 3)。Prone 試技の FK 局面では泳者がけり込む方向と重力の作用方向が一致するため、FK 局面から BK-1 局面に切り替わるタイミングでは足部により大きな運動量が生じる。そのため、Prone 試技では最大背屈角度がより大きくなったと推察された。さらに、両試技において足関節最大底屈角度が観察されたのは FK 局面中盤であった(図 3)。つま先速度が最も高まる FK 局面中盤では大きな水圧が足背部に生じ、Dorsal 試技ではその水圧の作用方向と重力の作用方向が一致するため、足背部には Prone 試技よりも大きな外力が生じうる。従って、Dorsal 試技では最大底屈角度がより大きくなったと推察された。加えて、Dorsal 試技における FK 局面の相対時間については、泳者がけり込む方向と重力の作用方向が相反するために Prone 試技と比較してわずかに延長したと推察された。

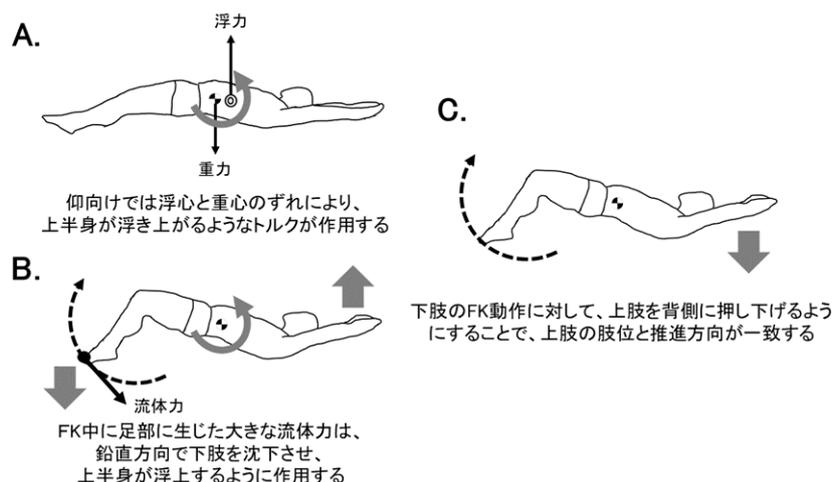


図5 仰向けのFKにより全身に作用するトルク(A, B)とそれに対する姿勢制御(C)

筋活動変位における SPM 及び SnPM の分析結果から、キック周期を通して試技間で筋活動パターンに差がないことが確認された(図4)。また、平均筋活動の結果から、Dorsal 試技では Prone 試技と比べて、RA と EO における 1 周期中の平均筋活動は有意に高いことが明らかになった。加えて、効果量の結果から、Dorsal 試技では Prone 試技と比べて、IO/TrA における BK-1 局面中の平均筋活動と IO/TrA, RF, TA における 1 周期中の平均筋活動は高い傾向があり、ES における 1 周期中の平均筋活動は低い傾向があると示唆された。本研究では、全身に生じるトルクの影響を受けて「水底側に位置する体幹・下肢の筋の活動が低下し、水面側に位置する体幹・下肢の筋の活動が高まる」と仮説した。この仮説と同様に、Dorsal 試技では水面側(身体腹側)に位置する RA, EO, IO/TrA, RF, TA の活動が増加し、水底側(身体背側)に位置する ES の活動が低下していたことが示唆された。しかしながら、BF と GAS では試技間で差が示されなかったため、本研究の仮説は棄却された。また、1 周期中の平均筋活動の結果から、Prone 試技に対する Dorsal 試技の筋活動度合の差について、RA は $8.2 \pm 6.1\%$ 、EO は $4.0 \pm 3.5\%$ 、IO/TrA は $4.0 \pm 4.0\%$ 、ES は $-1.7 \pm 2.5\%$ 、RF は $4.7 \pm 7.4\%$ 、TA は $1.7 \pm 2.6\%$ であり、いずれの筋においても仰向けとうつ伏せの差は 10%MVC 未満であることも明らかになった。

競技現場への示唆として、本研究のキネマティクスの結果では、仰向けの水中ドルフィンキックでは、FK 時において上肢の肢位を調整するために身体背部へ上肢を押し下げのように動作することが示唆された。水中ドルフィンキックでは、体幹のうねり動作によって姿勢が安定し、下肢で発揮されたパワーのロスが少なくなるために推進効率が高まる(Nakashima, 2009)。そのため、仰向けの水中ドルフィンキックの技術指導やトレーニングでは、うつ伏せ時よりも FK 時に上肢を押し下げのような動作をより強調すべきであると言える。具体的に、適切な上半身の動作を意識するトレーニング法として、陸上立位姿勢での動作確認や水中横向き姿勢でのサイドキックドリルなどが挙げられる。陸上立位姿勢での動作確認では、足部が接地することで下肢動作が制限されるため足部に生じる流体力の影響が消失するものの、浮心・重心の位置関係による影響を除外して上半身の動作確認ができる。サイドキックドリルでは、下肢動作の方向と重力の作用方向が一致しないので、水中ドルフィンキック中の上半身の姿勢調整がうつ伏せや仰向けよりも容易になると考えられる。また、障害予防の観点として、大林と浦部(2008)は、水中ドルフィンキック中の体幹屈曲時に生じる腰仙椎部の伸展が腰痛発生のリスクになることを指摘し、

この現象はキック動作に関与する腸骨筋や大腿直筋の収縮に伴って骨盤が前傾することで生じると説明している。本研究における Dorsal 試技では RF における 1 周期中の平均筋活動が Prone 試技と比べて高い傾向が示唆されたため、仰向けの水中ドルフィンキックのほうが FK 時に腰仙椎部の伸展が起りやすい可能性がある。腰痛リスクとなる腰仙椎部の過度な伸展を抑える具体策として、腹横筋などの体幹深層筋の活動により腹腔内圧を高めて脊柱の安定性を高めることが挙げられる。特に、キック中の上半身の動作を修得するトレーニングの際には、腹腔内圧を高めて腰仙椎部の過度な伸展が生じないように注意すべきである。また、本研究の筋活動の結果から、仰向けの水中ドルフィンキックではうつ伏せ時よりも腹筋群の活動が高まることが明らかになった。図 4 のように、腹筋群 (RA, EO, IO/TrA) は両試技でおおよそ BK-1 局面の後半から FK 局面中盤まで活動していた。仰向けの BK 局面では下肢が沈下しやすいため、その影響に抗して BK から FK に素早く切り替えるために腹筋群でより大きな活動が必要であったと考えられる。このことを踏まえて、仰向けの水中ドルフィンキックにおける適切な腹筋群の使い方を修得するには、体幹に伸展トルクが作用した状態 (実際には下肢が沈下するようなトルクが作用した状態) で腹筋群を活動させるトレーニングを行うべきである。例えば、McLeod (2009) の指導書では、水泳選手のための陸上トレーニングの例として、バランスボールを活用して体幹伸展位からシットアップを行うトレーニングを挙げている。このトレーニングでは、仰向けの水中ドルフィンキック中のように体幹の伸展トルクが身体に作用した状態で体幹の屈曲運動を行うため、キック中の腹筋群の使い方を理解しやすい。このように、本研究から得られた知見は仰向けの水中ドルフィンキックのトレーニングや指導のために活用できると言えよう。

研究の限界として、本研究では身体に働く力の測定をしていないため、浮力、重力、流体力が身体各部にどのように作用したかは推測の域を超えない。さらに、本研究の平均泳速度は Prone 試技よりも Dorsal 試技のほうが高い傾向が示唆されたため、キック動作によって足部に生じる流体力にも差異が生じている可能性があり、その影響がキネマティクスの差に含まれていることが考えられる。また、本研究では水中ドルフィンキック中の身体の傾きや水深の影響を考慮して、対象者に対して「水深 1 m 付近を可能な限り水平に通過する」と指示したが、実際のレースでは泳者は徐々に水面に近づきながら浮上する。そのため、泳者が水中から浮上しようとする局面では泳者が推進方向を調整するための動作が含まれると考えられる。さらに、本研究の Dorsal 試技における BF と GAS の筋活動変位の結果では、平均波形における標準偏差が大きく、高い個人間変動性が確認された。そのため、より信頼性の高い筋活動の平均波形を示すために、今後は対象者数を増やす必要があると考えられた。

V. まとめ

本研究は、うつ伏せと仰向けでの水中ドルフィンキックの動作と筋活動の違いを明らかにすることを目的とした。結果として、以下のような知見が得られた。

- 仰向け時とうつ伏せ時の間で平均泳速度、キック頻度、けり幅、ストローハル数に有意差は示されなかった。
- 仰向け時はうつ伏せ時よりも肩関節の動作範囲と足関節最大底屈角度が有意に大きく、腰関節の動作範囲が有意に小さいことが明らかになった。
- 仰向け時とうつ伏せ時の間で各筋の筋活動変位に差は示されなかったものの、仰向け時はうつ伏

せ時よりも腹直筋と外腹斜筋の活動度合が有意に高いことが明らかになった。

- キネマティクスと筋活動の結果から、仰向けの水中ドルフィンキックでは、腹側へのけり込み時において肩関節や腰関節で上肢を押し下げないように動かし、背側へのけり込み時においては腹筋群をより活動させるべきであることが示唆された。

謝辞

本研究の実施にご協力をいただいた筑波大学体育系の高木英樹教授、筑波大学水泳研究室の皆様にご心より感謝申し上げます。

付記

本研究のデータは金子雅紀氏の平成25年度筑波大学卒業論文のデータを再分析したものである。

文献リスト

- ・ 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11:23-33.
- ・ Alves, F., Lopes, P., Veloso, A., & Martins-Silva, A. (2006) Influence of body position on dolphin kick kinematics, In: ISBS-Conference Proceedings Archive.
- ・ Arellano, R., Pardillo, S., & Gavilán, A. (2002, July). Underwater undulatory swimming: Kinematic characteristics, vortex generation and application during the start, turn and swimming strokes. In: Proceedings of the XXth international symposium on biomechanics in sports. Universidad de Extremadura: Caceras, pp. 29-41.
- ・ Atkison, R. R., Dickey, J. P., Dragunas, A., & Nolte, V. (2014) Importance of sagittal kick symmetry for underwater dolphin kick performance, Human movement science, 33: 298-311.
- ・ Connaboy, C., Coleman, S., Moir, G., & Sanders, R. (2010) Measures of reliability in the kinematics of maximal undulatory underwater swimming, Medicine and science in sports and exercise, 42(4): 762-770.
- ・ Connaboy, C., Naemi, R., Brown, S., Psycharakis, S., McCabe, C., Coleman, S., & Sanders, R. (2016) The key kinematic determinants of undulatory underwater swimming at maximal velocity, Journal of sports sciences, 34(11): 1036-1043.
- ・ Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998) Introduction to surface electromyography, Gaithersburg, MD: Aspen Publishers.
- ・ Hay, J. G. (1993) The biomechanics of sports techniques (4th ed.), Englewood Cliff, NJ: Prentice-Hall.
- ・ Higgs, A. J., Pease, D. L., & Sanders, R. H. (2017) Relationships between kinematics and undulatory underwater swimming performance, Journal of sports sciences,

35(10): 995-1003.

- Hislop H.J., Avers D., Brown M.: 津山直一, 中村耕三 訳 (2008) 新・徒手筋力検査法 (第8版), 協同医書出版社.
- Houel, N., Elipot, M., André, F., & Hellard, P. (2013) Influence of angles of attack, frequency and kick amplitude on swimmer's horizontal velocity during underwater phase of a grab start, *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1): 49-54.
- Hochstein, S., & Blickhan, R. (2011) Vortex re-capturing and kinematics in human underwater undulatory swimming, *Human Movement Science*, 30(5): 998-1007.
- Hochstein, S., & Blickhan, R. (2014) Body movement distribution with respect to swimmer's glide position in human underwater undulatory swimming, *Human movement science*, 38, 305-318.
- Kobayashi, K., Kaneoka, K., Takagi, H., Sengoku, Y., & Takemura, M. (2015) Lumbar alignment and trunk muscle activity during the underwater streamline position in collegiate swimmers, *Journal of Swimming Research*, 23(1): 33-43.
- 小林啓介, 下門洋文, 高木英樹, 椿本昇三, 仙石泰雄 (2016) エリート女性競泳選手の水中ドルフィンキックにおける体幹, 大腿, 下腿の筋活動様式, *体育学研究*, 61(1): 185-195.
- Kobayashi, K., Takagi, H., Tsubakimoto, S., & Sengoku, Y. (2017) Suitability of electrodes waterproofing treatment in underwater surface electromyography measurement, *Bulletin of Faculty of Health and Sport Sciences*, 40: 65-70.
- Lyttle, A. D., Blanksby, B. A., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2000) Net forces during tethered simulation of underwater streamlined gliding and kicking techniques of the freestyle turn, *Journal of Sports Sciences*, 18(10): 801-807.
- McLeod, I. A. (2009) *Swimming anatomy*, Human Kinetics.
- 水本篤, 竹内理 (2008) 研究論文における効果量の報告のために—基礎的概念と注意点—, *英語教育研究*, 31: 57-66.
- Nakashima, M. (2009) Simulation analysis of the effect of trunk undulation on swimming performance in underwater dolphin kick of human, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 4(1): 94-104.
- 大林弘宗, 浦辺幸夫 (2008) ドルフィンキック動作と立位体幹屈伸動作における腰椎, 骨盤および股関節の連動の比較, *体力科学*, 57(5): 569-576.
- Puel, F., Morlier, J., Avalos, M., Mesnard, M., Cid, M., & Hellard, P. (2012) 3D kinematic and dynamic analysis of the front crawl tumble turn in elite male swimmers, *Journal of Biomechanics*, 45(3): 510-515.
- Shimojo, H., Gonjo, T., Sakakibara, J., Sengoku, Y., Sanders, R., & Takagi, H. (2019) A quasi three-dimensional visualization of unsteady wake flow in human undulatory swimming, *Journal of Biomechanics*, 93: 60-69.
- Shimojo, H., Sengoku, Y., Miyoshi, T., Tsubakimoto, S., & Takagi, H. (2014) Effect of

imposing changes in kick frequency on kinematics during undulatory underwater swimming at maximal effort in male swimmers, *Human Movement Science*, 38: 94-105.

- Takeda, T., Ichikawa, H., Takagi, H., & Tsubakimoto, S. (2009) Do differences in initial speed persist to the stroke phase in front-crawl swimming?, *Journal of Sports Sciences*, 27(13): 1449-1454.
- Veiga, S., & Roig, A. (2016) Underwater and surface strategies of 200 m world level swimmers, *Journal of Sports Sciences*, 34(8): 766-771.
- Von Loebbecke, A., Mittal, R., Fish, F., & Mark, R. (2009) A comparison of the kinematics of the dolphin kick in humans and cetaceans, *Human Movement Science*, 28(1): 99-112.
- Yamakawa, K. K., Shimojo, H., Takagi, H., Tsubakimoto, S., & Sengoku, Y. (2017) Effect of increased kick frequency on propelling efficiency and muscular co-activation during underwater dolphin kick, *Human Movement Science*, 54: 276-286.