

競泳キックスタートのシミュレーションモデルの開発

田中 貴大^{1,2)} 本城 豊之^{2,3)} 藤本 雅大^{2,4)}
長野 明紀^{2,5)} 尾関 一将⁶⁾ 伊坂 忠夫^{2,5)}

=====
Development of simulation model of kick-start on swimming

**Takahiro Tanaka^{1,2)}, Toyoyuki Honjo^{2,3)}, Masahiro Fujimoto^{2,4)},
Akinori Nagano^{2,5)}, Kazumasa Ozeki⁶⁾ and Tadao Isaka^{2,5)}**

The objective of this study was to develop the simulation model of the kick-start to determine the horizontal take-off velocity on swimming. The human whole-body was modeled as a linked rigid-body segments to simulate kick-start. This model simulates the kick-start motion using numerical integral. The cross-correlation coefficient and the mean value of root mean squared error between the lower limb joint angles of simulation data and actual data were determined to identify whether the simulation model could produce the kick-start motion. In the horizontal take-off velocity, 0.05 m/s difference was found between the simulation data and actual data. The cross-correlation coefficient of lower limb joint angles between the simulation data and actual data were larger than 0.76. Moreover, the mean value of root mean squared error of lower limb joint angles were found 0.15-0.37 rad between simulation data and actual data. Therefore, developed simulation model of kick-start on swimming can be used for studies which these errors have little effect for main findings.

Keywords: horizontal take-off velocity, lower joint angles, validity of simulation model

E-mail: t-tana@fc.ritsumei.ac.jp (T. Tanaka)

=====
1) 立命館大学総合科学技術研究機構、2) 立命館大学スポーツ健康科学総合研究所

3) 防衛大学校、4) 国立研究開発法人産業技術総合研究所

5) 立命館大学スポーツ健康科学部、6) 大阪体育大学

1) Research Organization of Science and Technology Ritsumeikan University
Kusatsu-shi, Shiga 525-8577, Japan

2) Institute of Advanced Research for Sport and Health Science Ritsumeikan University
Kusatsu-shi, Shiga 525-8577, Japan

3) National Defense Academy, Yokosuka-shi, Kanagawa, 239-8686, Japan

4) National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
Takamatsu-shi, Kagawa, 761-0395, Japan

5) Faculty of Sport and Health Science, Ritsumeikan University, Kusatsu-shi, Shiga 525-8577, Japan

6) Osaka University of Health and Sport Science, Kumatori-cho, Osaka 590-0496, Japan

1. 背景

競泳のスタートは、片方の脚をスタート台の前方、もう片方の脚をバックプレートに配置した姿勢から行う「キックスタート」が主に用いられている。競泳の短距離種目では、スタート時の高い跳び出し水平速度の獲得が、高い競技記録達成に必要であると知られており¹³⁾、これまでもキックスタートを対象とした高い跳び出し水平速度獲得の要因について研究がなされてきた。例えば、スタートの初期姿勢での泳者の身体の質量中心の位置の違いや、後脚膝関節の角度はキックスタートにおける跳び出し水平速度に影響する運動学因子であると報告されている^{4,7)}。以上のような、研究対象者に特定の姿勢や動作を行わせた際のパフォーマンスへの影響を調べる研究では、測定動作の習熟度が実験結果に影響しうる要因として、しばしば問題点にあげられる。

以上の問題点の解決策として、人の身体の運動と物理特性をモデル化するシミュレーション手法が用いられている。シミュレーション手法は、測定動作の習熟度による実験結果への影響を排除し、多様な条件を試行することができる。もし、キックスタートのシミュレーションモデルが開発されれば、研究対象者の測定試技・動作の習熟度などの実験結果へ影響しうる要因を排除し、高い跳び出し水平速度獲得のための最適な姿勢の探索といった研究が可能となる。よって本研究の目的は、キックスタートにおける跳び出し水平速度を評価できるシミュレーションモデルを開発することとした。

2. 方法

2.1 身体のモデル化と基礎方程式

人の身体を、頭と体幹を体幹セグメント、両上肢を1つの上肢セグメント、前後大腿を大腿セグメント、前後下腿を下腿セグメント、前後足を足セグメントの8セグメントで構成されていると定義した(図1)。また、体幹セグメントと前後大腿セグメントがなす相対角を股関節角度、前後大腿セグメントと前後下腿セグメントがなす相対角を膝関節角度、前後下腿セグメントと前後足セグメントがなす相対角を足関節角度と定義した。

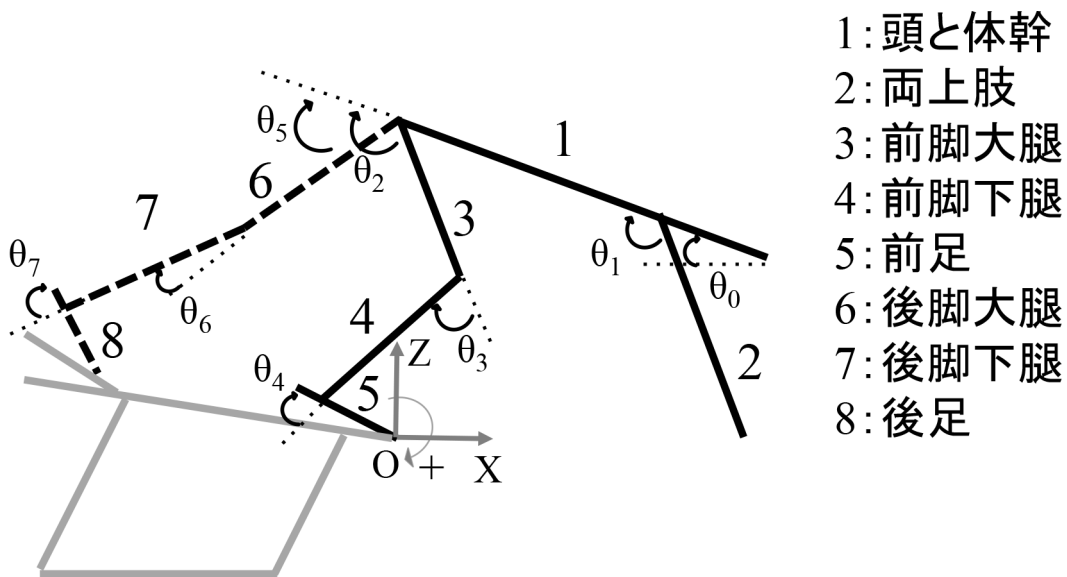


図1 キックスタートのシミュレーションモデル

剛体リンクセグメントモデルのニュートンオイラー運動方程式は式1で表される。

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{M}(\mathbf{q})^{-1} (\mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{J}(\mathbf{q}) \mathbf{F}_{GRF,1-6} + \mathbf{ST}_{moment}) \quad 1$$

ここで、 \mathbf{q} は一般化座標ベクトル、 \mathbf{M} は慣性行列、 \mathbf{C} はコリオリ力および遠心力ベクトル、 \mathbf{G} は重力ベクトル、 $\mathbf{J}(\mathbf{q}) \mathbf{F}_{GRF,1-6}$ は外力ベクトル、 \mathbf{ST}_{moment} は関節モーメントベクトルを表している。

2.2 外力のモデル化

本シミュレーションモデルにおける外力は、スタート台から身体に作用する地面反力を考慮し、空気抵抗は無視した。地面反力は、スタート台と身体モデルの接触点における変位と速度からペナルティ法を用いて算出した (式2)⁹⁾。

$$\begin{cases} \mathbf{GRF}_{z,i} = \left(a_1 e^{-a_2(z_i - x_i a - b) - \beta_1} - \frac{a_3 [\dot{x}_i \dot{z}_i] \mathbf{n}}{1 + a_4 e^{a_5(z_i - x_i a - b - \beta_2)}} \right) \mathbf{n} \\ \mathbf{GRF}_{x,i} = -\mu |\mathbf{GRF}_z| \left(\frac{\dot{v}_i}{|\dot{v}_i|} \right) \mathbf{p} \\ \mathbf{F}_{GRF,i} = \mathbf{GRF}_{x,i} + \mathbf{GRF}_{z,i} \end{cases} \quad (i = 1, \dots, 6) \quad 2$$

ここで、 x は接触点の水平方向の位置、 z は接触点の鉛直方向の位置、 \dot{v} は接触点のせん断方向の速度、 μ は摩擦係数、 \mathbf{n} および \mathbf{p} は回転ベクトル、 a はスタート台の傾き、 b は切片、 a_1 は1.039 (N)、 a_2 は491.804 (m^{-1})、 a_3 は963.321 (Nm)、 a_4 は44.715 (単位なし)、 a_5 は706.924 (m^{-1})、 β_1 は 0.857×10^{-4} (m)、 β_2 は -2.325×10^{-3} (m)、添え字*i*は、スタート台と接触する点を表している。本研究でスタート台と接触する点は、両足セグメントのつま先、かかとおよび中足趾節関節の計6点とした。なお、前足は角度10度のメインプレート、後足は角度40度のバックプレートに接地していることから、 \mathbf{n} 、 \mathbf{p} 、 a および b はそれぞれ以下のように設定した。

前足の場合

$$a = -\tan \theta_m, \quad b = 0$$

$$\mathbf{n} = \begin{bmatrix} \sin \theta_m \\ \cos \theta_m \end{bmatrix} \quad \mathbf{p} = \begin{bmatrix} -\cos \theta_m \\ \sin \theta_m \end{bmatrix}$$

ただし、 $\theta_m = 0.1745$ (rad)

後足の場合

$$a = -\tan \theta_b, \quad b = -0.857$$

$$\mathbf{n} = \begin{bmatrix} \sin \theta_b \\ \cos \theta_b \end{bmatrix} \quad \mathbf{p} = \begin{bmatrix} -\cos \theta_b \\ \sin \theta_b \end{bmatrix}$$

ただし、 $\theta_b = 0.6981$ (rad)

ここで、 θ_m はメインプレートの角度、 θ_b はバックプレートの角度を表している。競技規則では、スタート台先端に少なくとも一方の足の指をかけることと定められている¹⁴⁾。よって、前足のつま先はスタート台上ではなく先端にあることを考慮し、前足のつま先に作用する地面反力のみ、式3から算出した。

$$\begin{cases} \mathbf{GRF}_x = a_1 e^{-a_2(x - \beta_1)} - \frac{a_3 \dot{x}}{1 + a_4 e^{a_5(x - \beta_2)}} \\ \mathbf{GRF}_z = -\mu \mathbf{GRF}_x \left(\frac{\dot{z}}{|\dot{z}|} \right) \\ \mathbf{F}_{GRF} = [\mathbf{GRF}_x \quad \mathbf{GRF}_z]^T \end{cases} \quad 3$$

2.3 関節モーメントのモデル化

関節モーメントは肩関節、前脚および後脚の股関節、膝関節および足関節で発揮されると仮定し、先行研究⁶⁾の方法にしたがって算出した (式4)。

$$T_{moment} = T_{max}(\theta)h(\omega)A(t) + T_{passive}(\theta) \quad 4$$

ここで、 $T_{max}(\theta)$ は関節の最大等尺性モーメント、 $h(\omega)$ は角速度の関数、 $A(t)$ は活性化レベル、 $T_{passive}(\theta)$ は関節の受動モーメントを表している。

$T_{max}(\theta)$ は関節角度の関数とし、OpenSimを用いて算出した。キックスタート中に発揮される関節モーメントは先行研究¹²⁾にしたがって、両脚股関節は伸展のみ、両脚足関節は底屈のみ、後脚膝関節は伸展のみ、前脚膝関節は屈曲モーメント発揮後伸展モーメントを発揮するようにモデル化した。

$h(\omega)$ は角速度の関数とし、式5から算出した。

$$\begin{cases} h(\omega) = 1.5 & \omega/\omega_0 \leq \omega_{min} \\ h(\omega) = (\omega_0 - \omega)/(\omega_0 + 2.5\omega) & \omega_{min} \leq \omega/\omega_0 < 1 \\ h(\omega) = 0 & 1 \leq \omega/\omega_0 \end{cases} \quad 5$$

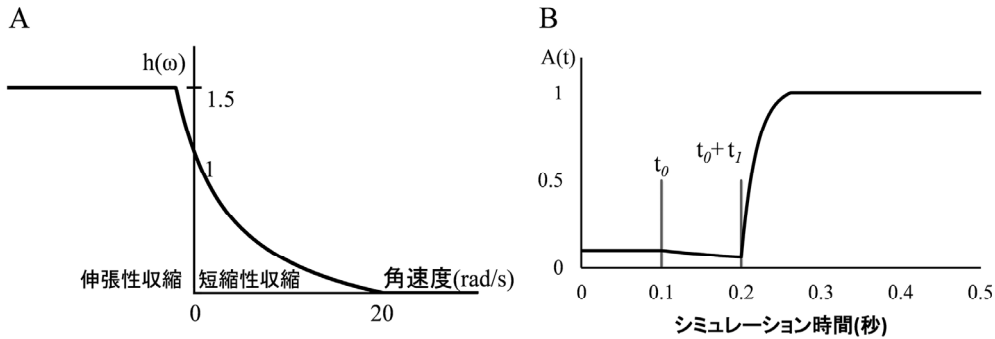


図2 A；筋の力-速度関係のモデル図、B；活性化レベルのモデル図

ここで、 ω は各関節の角速度 (rad/s)、 ω_{min} は $h(\omega_{min}) = 1.5$ の時の角速度 (無次元量)、 ω_0 は関節の最大角速度 (± 20 rad/s) を表している。 $h(\omega)$ は筋の力-速度関係⁸⁾をモデル化したものである(図2A)。 $\omega > 0$ のときは短縮性筋収縮を行い、角速度が最大角速度に達すると $h(\omega) = 0$ 、式4より $T = 0$ となる。一方、 $\omega < 0$ のとき伸張性筋収縮を行うため、 $h(\omega_{min}) = 1.5$ となり、 T の値が大きくなるようにモデル化した。

活性化レベル ($A(t)$) は時間の関数とし、式6から算出した。

$$\begin{cases} A(t) = A_i & 0 < t \leq t_0 \\ A(t) = A_i e^{-(t-t_0)/0.2} & t_0 < t \leq t_0 + t_1 \\ A(t) = 1 - e^{(t_0+t_1-t)/0.02} + A_i e^{-(t-t_0)/0.2} & t_0 + t_1 < t \leq t_2 \\ A(t) = 1 & t_2 < t \end{cases} \quad 6$$

ここで、 t は数値シミュレーションの経過時間 (s)、 t_0 は初期刺激入力、 t_1 は2回目の刺激入力、 t_2 は $A(t) = 1$ となる時刻、 A_i は初期活性化レベルを表している。 t_0 後は活性化レベルの値が小さくなることで、関節モーメントの発揮が小さくなり、 $t_0 + t_1$ 後は活性化レベルの値が大きくなることで、関節モーメントの発揮が大きくなるように設定した(図2B)。なお、前脚膝関節は、 t_0 から t_1 までは屈曲モーメントを発揮、 $t_0 + t_1$ 後は伸展モーメントを発揮することとした。

関節の過伸展と過屈曲を防ぐために $T_{passive}(\theta)$ を関節角度の関数とし、式7より算出した^{3,15)}。

$$T_{passive}(\theta) = B_1 e^{i(\theta - \theta_{max} - j)} + B_2 e^{k(\theta - \theta_{min} + 1)} \quad 7$$

ここで、 θ は関節角度 (deg)、 θ_{max} (deg) および θ_{min} (deg) は関節可動域を表し、 B_1 、 B_2 、 i 、 j 、 k 、 l は係数を表している (表1)。

表1 各関節における受動モーメントの係数

	θ (deg)	θ_{max} (deg)	θ_{min} (deg)	B_1	B_2	i	j	k	l
肩関節	$\theta_{shoulder}$	180	0	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
股関節	θ_{hip}	180	60	-100	9	0.2	0.05	9	0
膝関節	θ_{knee}	180	40	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
足関節	θ_{ankle}	180	-85	-100	5	0.2	0.05	-4	0

2.4 キックスタートの実測値の測定

開発したキックスタートシミュレーションモデルがキックスタートの動作および跳び出し水平速度を再現できるかどうか検証するために、キックスタートの実測値を取得した。

(1) 実験方法

被験者は男子大学競泳選手1名 (年齢：21 歳、身長：1.84 m、身体質量：78.7 kg) を対象とし、実験内容を説明し実験参加の同意を得た。本実験は大阪体育大学研究倫理審査会の承諾を得た。

屋内プール (25 m×10 レーン、室温：30 度、水温：28 度、水深：1.35～2.0 m) にて、キックスタート動作の測定を行った。被験者はキックスタート試技測定の前に十分なウォーミングアップを行い、最大努力でのキックスタートを行った。キックスタート後は25 mの最大努力泳を行った。なお、明らかな失敗試技であった場合、十分な休憩をとった後に再度測定を行った。

(2) データ取得

キックスタート中の身体の位置座標データの取得には、スタート台側方に設置したハイスピードカメラ (TS3 100-L FASTEC、IMAGING 社製) を用いて、撮影スピードを毎秒100コマ、シャッタースピードを1/1000秒で、スタートシグナルから入水までの動作を撮影した。なお、泳者には頭頂、右耳珠点、右肩峰、右肘関節、右手首、右大転子、左右の膝関節、足関節、つま先およびかかとの計14点にマーカーを貼付した。

(3) データ処理

画像解析ソフト (Frame-Dias Ver V、DKH社製) を用いた手動デジタイズにより、ハイスピードカメラで撮影した映像から、泳者に貼付したマーカーの位置座標データを実長換算法を用いて取得した。泳者の進行方向である水平方向をx軸、鉛直方向をz軸とする静止座標系を設定した。得られた2次元座標データは、4次のバターワース型ローパスフィルタを用いて、遮断周波数5.5 Hzでデータの平滑化を行った¹⁰⁾。得られた2次元座標データから、先述のシミュレーションモデルと同様に、頭と体幹、上肢、左右大腿部、左右下腿部、左右足部の8セグメントからなる剛体リンクセグメントモデルを構築した (図1)。また、先行研究¹⁾の身体部分慣性係数をもとに身体の質量中心を算出した。

(4) 解析項目

スタート台から離台した瞬間を跳び出し時とし、跳び出し時の身体質量中心の水平速度を跳び出し水平速度として算出した。また、シミュレーションモデルの角度の定義に合わせて (図1)、左右

股関節、膝関節および足関節角度を算出した。

2.5 シミュレーションモデルでの動作と実測値の比較

本研究で開発したシミュレーションモデルが実測値を再現できるか検証するために、跳び出し水平速度および下肢三関節の運動について、キックスタートの実測値と比較を行った。実測値との比較を行うために、開発したシミュレーションモデルを用いて、キックスタートのシミュレーションを行った。まず、キックスタート動作の測定から得られた泳者のセグメント長をもとに、シミュレーションモデルのセグメント長を決定した。次に、実測値に基づいてシミュレーションモデルの初期姿勢およびバックプレート位置を決定した。その後、構築した運動方程式をルンゲクッタ法による数値積分を行い、キックスタート時の身体運動を推定した。なお、跳び出し水平速度が最も高くなる t_0 と t_1 を探索するため、跳び出し水平速度を目的関数とし、焼きなまし法¹¹⁾により最適化計算を行った。シミュレーションで推定したキックスタート時の身体運動から、跳び出し水平速度と下肢の関節角度を算出した。開発したモデルで推定したキックスタート動作における下肢の関節角度および跳び出し水平速度に関して、シミュレーション結果と実測値の間で相互相関係数および平均RMS誤差を算出した。

3. 結果

図3にキックスタートにおける実測値とシミュレーション結果のスティックピクチャを示した。

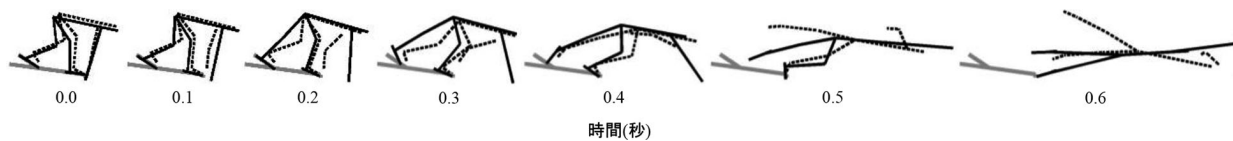


図3 キックスタートにおける実測値およびシミュレーション結果の比較
 実線：シミュレーション結果 破線：実測値

跳び出し水平速度において、シミュレーション結果は3.67 m/s、実測値は3.61 m/sとなり、結果の差は0.06 m/sとなった。

下肢三関節角度において、実測値およびシミュレーション結果の間での相互相関係数は0.76～0.96となった（表2）。また、平均RMS誤差は、0.19～0.37 radであった（表2）。

表2 実測値とシミュレーション結果間の相互相関係数および平均RMS誤差

	相互相関係数	平均 RMS 誤差 (rad)
前脚股関節角度	0.96	0.20
前脚膝関節角度	0.84	0.30
前脚足関節角度	0.92	0.23
後脚股関節角度	0.96	0.31
後脚膝関節角度	0.76	0.37
後脚足関節角度	0.95	0.19

4. 考察

本研究は、跳び出し水平速度を評価できる競泳キックスタートのシミュレーションモデルを開発することを目的とした。跳び出し水平速度において、実測値とシミュレーションの結果の差は、0.06 m/sであった。また、下肢三関節における平均RMS誤差は0.19~0.37 radであった。よって、本研究で示された誤差範囲内でキックスタートの動作を獲得できるシミュレーションモデルを構築できた。

跳び出し水平速度の結果において、実測値と本シミュレーションモデルの結果の差は0.06 m/sとなり、本モデルは実測値をほぼ再現することができたと考えられる。本研究と同様に、立ち幅跳びのシミュレーションモデルを垂直飛びシミュレーションモデルをもとに作成した研究では、立幅跳びでの離地時の身体質量中心の水平速度において、シミュレーション結果と実測値との差は0.05 m/sであったと報告している³⁾。よって、跳躍動作におけるシミュレーションモデルでは、実測値と比較した場合0.05 m/s~0.06 m/sの誤差の範囲で、跳び出し時の速度を評価できると考えられる。なお、複数名の競泳選手を対象とした場合、キックスタートの跳び出し水平速度の標準偏差は0.10~0.18 m/sの範囲で見られるため^{10,12)}、本シミュレーションモデルと実測値の誤差は許容できるものとして扱えると考えられる。よって本研究で開発したモデルは、跳び出し水平速度をスタートのパフォーマンス指標として評価する場合に活用できるモデルであると言える。

本シミュレーションモデルにおけるキックスタート動作中の下肢三関節において、シミュレーション結果と実測値との相互相関係数は0.76以上であった(表2)。また、両脚下肢三関節角度における実測値とシミュレーション結果間の平均誤差は0.19~0.37 radであった。よって、本シミュレーションモデルは、キックスタート時の下肢三関節角度の時系列変化は実測値と同様の結果が得られるが、実測値との間に平均で0.19~0.37 radの誤差が含まれるものであると言える。垂直飛びのシミュレーションモデルにおいて、関節モーメントの時系列変化が実測値と近似したことで、垂直跳び動作を再現できたと報告がある一方⁶⁾、下肢三関節角度において実測値とシミュレーションの結果との間の平均RMS誤差は、0.03~0.51 radであったと報告した研究もある⁵⁾。この原因として、活性化レベル(式6)の立ち上がり時間(t_f)が実測値と異なることがあげられている²⁾。以上のことを考慮すると、本シミュレーションモデルは下肢三関節において実測値との間に生じる0.19~0.37 radの誤差が許容できる研究には活用できるモデルである。

本シミュレーションモデルでは、キックスタートにおける高い跳び出し水平速度を獲得するための最適な姿勢を解明するといった研究の実施の際に活用できる。また、関節モーメントのモデル(式4)の活性化レベルや最大等尺性モーメントの大きさを変えることで、筋力を増加させた際の跳び出し水平速度への効果や、体格の違いによるバックプレートの最適な位置の探索といった研究にも応用ができる。しかし、跳び出し後の泳者の姿勢制御や入水時に受ける水からの抵抗をモデル化はしていないため、台上動作を対象とした研究でのみ活用できる。このようなモデルは、競泳選手のスタートパフォーマンス向上のための応用研究の際に活用できると考えられる。

5. 結論

本研究は、競泳キックスタートの跳び出し水平速度を評価できるシミュレーションモデルを開発することとした。本研究の被験者に関して、1) キックスタートにおける跳び出し水平速度において、本シミュレーションモデルは実測値を誤差0.06 m/sで評価できること、2) キックスタートにおける下肢三関節角度の運動は、0.19~0.37 radの誤差で実測値と類似した下肢動作を得ることができることから、本モデルは上記の誤差を許容できる研究を行う際に活用できるものであると示唆された。

6. 参考文献

- 1) 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 (1部 形態と運動の計測). *バイオメカニズム*, 11, 23-33.
- 2) Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2, 201-231.
- 3) Ashby, B. M., & Delp, S. L. (2006). Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1726-1734.
- 4) Barlow, H., Halaki, M., Stuelcken, M., Greene, A., & Sinclair, P., J. (2014). The effect of different kick start positions on OMEGA OSB11 blocks on free swimming time to 15 m in developmental level swimmers. *Human Movement Science*, 34, 178-186.
- 5) Blache, Y., & Monteil, K. (2015). Effects of spine flexion and erector spinae maximal force on vertical squat jump height: a computational simulation study. *Sports Biomechanics*, 14(1), 81-94.
- 6) Cheng, K. B., Wang, C. H., Chen, H. C., Wu, C. D., & Chiu, H. T. (2008). The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance-a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 41(9), 1847-1854.
- 7) Honda, K., Sinclair, P., Mason, B., & Pease, D. (2002). The effect of starting position on elite swim start performance using an angled kick plate. *30 International Symposium on Biomechanics in Sports*, 72-75.
- 8) Lieber, R. (1992). Skeletal muscle structure and function, *Williams and Wilkins*.
- 9) Nagano, A., Umberger, B. R., Marzke, M. W., & Gerritsen, K. G. (2005). Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of Australopithecus afarensis (A.L. 288-1). *American Journal of Physical Anthropology*, 126(1), 2-13.
- 10) 尾関一将、桜井伸二、田口正公 (2014). 競泳におけるキックスタートとトラックスタートの比較—性差を踏まえたパフォーマンスの検討—. *水泳水中運動科学*, 17(1), 4-11.
- 11) Press, W. H., Flannery, B. P., Teukolsky, S. A., & Vetterling, W. T. (1997). 丹慶勝市ほか訳: Numerical Recipes in C [日本語版] C言語による数値計算のレシピ、株式会社技術評論社、330-338.
- 12) Sakai, S., Koike, S., Takeda, T., Sengoku, Y., Homma, M., & Takagi, H. (2021). Kinetics of four limb joints during kick-start motion in competitive swimming. *Sports Biomechanics*, 23, 1-19.
- 13) Tor, E., Pease, D. L., & Ball, K. A. (2015). Key parameters of the swimming start and their relationship to start performance. *Journal of Sports Science*, 33(13), 1313-1321.
- 14) World Aquatics. (2023). World Aquatics. Retrieved December 14, from <https://www.worldaquatics.com/>
- 15) Yamaguchi, G. T. (2001) Dynamic modeling of musculoskeletal motion a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions. Kluwer Academic Publishers, 162-163.