

2016 年度修士学位論文

競泳キックスタートにおける
高い飛び出し水平速度獲得のための
シミュレーション解析

立命館大学大学院
スポーツ健康科学研究科
スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程 2 回生
6232150011-6
田中 貴大

競泳キックスタートにおける高い跳び出し 水平速度獲得のためのシミュレーション解析

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2回生 田中貴大

要旨

キーワード：初期姿勢，蹴り出しのタイミング，スタートパフォーマンス

【背景】

競泳競技における競技記録向上にはレース局面のタイム短縮が重要視されており、競泳スタートにおける高い跳び出し水平速度は、レース局面のタイム短縮に重要であることが報告されている。高い跳び出し水平速度を獲得するためには、下肢で大きな力を発揮し、大きな水平方向の地面反力および力積を生成する必要が示唆されている。高い跳び出し水平速度生成のために必要な要因は、キックスタートにおける初期姿勢時の COM の水平方向の位置や、後脚における蹴り出しのタイミングから検討されている。しかしながら、キックスタートの初期姿勢時の COM の鉛直方向の位置が、スタートパフォーマンスへ与える影響は明らかにされていない。また、キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスに影響することが示唆されているにも関わらず、武田ほか (2007a)以外の研究が見当たらない。

【目的】

そこで本研究は、1)キックスタートにおける初期姿勢 2)キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響について、数値シミュレーションを用いて明らかにすることを目的とした。

【方法】

1) キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスへ与える影響

人の身体を 10 自由度の剛体リンクセグメントモデルで表現し、系のニュートンオイラ一運動方程式をルンゲクッタ法による数値積分を行うことで、競泳キックスタートの運動を求めた。身体の質量中心(COM)における水平方向の位置から後脚荷重姿勢(Rear 姿

勢), 中間荷重姿勢(Normal 姿勢)および前脚荷重姿勢(Front 姿勢)の 3 姿勢作成し, この 3 姿勢において COM の鉛直方向の位置をそれぞれ 4 種類の位置を設定, 計 12 姿勢設定し, 競泳キックスタート動作を求めた.

2) キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響

人を対象とした実験にて取得したキックスタート中の座標データから, 11 自由度の剛体リンクセグメントモデルを作成した. 蹴り出しのタイミングは, 前足セグメント, 前足関節, 前脚膝関節角度および前足つま先位置における時系列データを, -0.01~-0.04 秒ずらし逆および順運動学計算を行うことで, キックスタート動作を求めた.

【結果および考察】

1) キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスに与える影響

Front, Normal および Rear 姿勢の順で跳び出し水平速度が高い結果となった. Front, Normal および Rear 姿勢それぞれの姿勢において, COM の鉛直方向の位置によって跳び出し水平速度が最も高くなる位置が異なることが認められた. また, 跳び出し水平速度が高い姿勢では, 生成された力積の水平成分が大きく, 下肢三関節で生成された角力積も大きい結果が認められた. 以上のことから, キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得には, 高い水平方向の地面反力および力積を生成するため, 下肢で大きな力を発揮することができる姿勢をとる必要があることが示唆された.

2) キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響

キックスタートの前脚における蹴り出しのタイミングにおいて, 前脚における蹴り出しのタイミングが変わることで, 跳び出し水平速度や鉛直速度, 跳び出し角度が増加および減少する傾向が認められた. また, 逆振り子モデルにおける伸展要素が増加, 回転要素は減少する傾向が認められた. 以上のことから, キックスタートで前脚における蹴り出しのタイミングが早くなることで, 逆振り子モデルにおける伸展要素増加, 回転要素減少が生じ, 跳び出し水平速度に影響することが示唆された.

【結論】

キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得のためには, 下肢で大きな力を発揮することができる初期姿勢から, 高い跳び出し水平速度を獲得することができるタイミングで前脚を蹴り出す必要があることが示唆された.

Analysis for greater horizontal take-off velocity during kick-start on swimming: a simulation study

Graduate School of Sports and Health, Ritsumeikan University
Takahiro Tanaka

Abstract

Keywords: Start position, Leg extension timing, Start performance

[Objective]

The objective this study was to investigate 1) the effects of different kick start positions on swimming start performance, 2) the effects of different leg extension timings during the kick-start on swimming start performance using computational simulation.

[Methods]

Study 1: The whole body was modeled as linked eight rigid-body segments to simulate a kick start performance. A simulation of the kick-start was performed with 12 kick-start positions, with center of mass (COM) positioned at the Front, Normal and Rear levels, and 4 height levels for each 3 positions.

Study 2: Based on the empirically obtained whole-body kinematic data during kick-start, the whole body was modeled as linked nine rigid-body segments to simulate the kick-start performance for five swimmers. Front leg extension timings were adjusted by shifting the time-series data of the front foot segment, front ankle and front knee angles were shifted 0.01 to 0.04s earlier from the original data. The kick-start motion was calculated using forward and inverse kinematics under the some simplifying assumptions with geometric constraints.

[Result and Discussion]

Study 1: The horizontal take-off velocity was greater for Front, Normal and Rear position in order. The height of COM would affect the horizontal take-off velocity on each 3 positions. In addition, the angular impulse and impulse were the greater for the greater horizontal take-off velocity for the start position. Therefore, swimmers need to perform the kick-start from initial position so that swimmers can generate the greater angular impulse and impulse on lower leg for the greater horizontal take-off velocity.

Study 2: The horizontal take-off velocity increased for 3 swimmers, whereas it decreased for the 2 swimmers as the front leg extension timing became earlier. The vertical take-off velocity increased as the front leg extension timing became earlier for all swimmers. Therefore, the front leg extension timings either positively or negatively affected horizontal take-off velocity, depending on the vertical take-off velocity.

[Conclusion]

The present study has shown the 2 conclusions:

1: Swimmers need to perform the kick-start from initial position so that they can generate the greater angular impulse and impulse on lower leg for the greater horizontal take-off velocity.

2: The Front leg extension timings either positively or negatively affected horizontal take-off velocity, depending on the vertical take-off velocity.

目次

第 1 章　緒言	1
1-1　競泳競技とは.....	1
1-2　スタート局面の重要性	1
1-3　競泳競技で用いられるスタート	1
1-4　スタート局面のタイム短縮に適したスタート方法	3
1-5　競泳スタートにおける飛び出し水平速度に影響する要因	4
1-5-1　競泳スタートのキネマティクス	4
1-5-2　競泳スタートのキネティクス	4
1-5-3　下肢筋力と競泳スタートパフォーマンスの関係.....	5
1-6　競泳スタートにおける初期姿勢および蹴り出しのタイミング	5
1-7　シミュレーション研究	7
1-7-1　数値シミュレーションとは	7
1-7-2　数値シミュレーション研究の事例	7
1-7-3　数値シミュレーションを用いた水泳の研究	7
1-7-4　数値シミュレーションにおける課題点	8
1-8　本研究の目的.....	9
1-9　本論文の構成.....	9
第 2 章　シミュレーションモデルの作成および妥当性の検証.....	10
2-1　本章の目的	10
2-2　キックスタートのシミュレーションモデルの作成	11
2-2-1　シミュレーションモデルの概要	11
2-2-2　外力の設定	13
2-2-3　関節モーメントの設定	16
2-3　垂直跳びの数値シミュレーションを用いた運動方程式の確認	22
2-3-1　方法	22
2-3-2　結果	24
2-3-3　考察	28
2-3-4　結論	35
2-4　実測値を用いた妥当性の検証	36
2-4-1　方法	36
2-4-2　結果	41

2-4-3 考察	51
2-5 本章の結論	57
第 3 章 キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンス へ与える影響	58
3-1 本章の目的	58
3-2 方法	60
3-2-1 シミュレーションモデルの概要	60
3-2-2 シミュレーション条件	60
3-2-3 最適化計算	62
3-2-4 解析項目	62
3-3 結果	63
3-3-1 COM の水平方向の位置とスタートパフォーマンス	63
3-3-2 Front 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス ..	67
3-3-3 Normal 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス	71
3-3-4 Rear 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス ...	75
3-4 考察	79
3-5 本章の結論	86
第 4 章 キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパ フォーマンスへ与える影響	87
4-1 本章の目的	87
4-2 方法	89
4-2-1 被験者	89
4-2-2 キックスタート動作の測定	89
4-2-3 シミュレーション方法	90
4-3 結果	94
4-4 考察	105
4-5 本章の結論	110
第 5 章 総合討論	111
5-1 キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスに与える影響 ..	111
5-2 キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与 える影響	112

5-3 キックスタートにおける初期姿勢と前脚における蹴り出しのタイミングの関係	113
5-4 現場への応用	114
5-5 今後の展望	114
第 6 章 結論	115
参考文献	116

第1章 緒言

1-1 競泳競技とは

競泳競技は、バタフライ、背泳ぎ、平泳ぎ、自由形および個人メドレーの5種目いずれかで、一定の距離を泳ぐ速さを競う競技である。競技距離は、バタフライ、背泳ぎ、平泳ぎは、50m, 100m, 200m、個人メドレーは200m, 400m、自由形は、50m, 100m, 200m, 400m, 800m, 1500mであり、短距離種目から長距離種目まである。この競泳競技のレースはスタート局面、ストローク局面、ターン局面およびフィニッシュ局面の4局面から構成されており(奥野ほか, 1998; 日本水泳連盟編, 2014)、競技力向上のためにそれぞれの局面に焦点を当てた研究が多く行われている。

1-2 スタート局面の重要性

レース4局面の中でもスタート局面は、スタートシグナルから15mまでの距離と定義されている(日本水泳連盟編, 2014)。スタート局面はレース全体に対して、50m競技では26.1%, 100m競技では15%と、短距離種目では大きな割合を占めており(Cossor and Mason, 2001)、スタート局面の重要性について研究が多く行われている。奥野ほか(1998)は、スタート局面通過時の泳速度が高いと、100m自由形の競技記録が高いことを報告しており、Arellano et al. (1994)は50mおよび100m自由形の競技記録は、10mの通過タイムと有意な正の相関関係が認められたことを報告している。したがって、競泳短距離種目においてスタート局面のタイム向上は、競技記録向上に非常に重要なことが考えられる。

1-3 競泳競技で用いられるスタート

スタート局面は、スタート台上で動作を行うブロック期、足がスタート台を離地した後手先が入水するまでのフライト期、手先が入水してから完全に入水するまでをエントリー期、ストローク開始までのグライド期の4つの局面から構成されている(日本水泳連盟編, 1996)。スタート局面におけるブロック期で行われるスタートは、両足をスタート台先端に配置する姿勢から行うグラブスタート(Figure1-1A), 片方の足はスタート台の先端、もう片方の足をスタート台後方に配置する姿勢から行うトラックスタートが用いられている(Figure1-1B)。さらに、2010年から国際水泳連盟(Federation International De Natation:

FINA)に採用された、バックプレート付きのスタート台上(Figure1-2)で行うトラックスタートのことを、キックスタートと呼び(Figure1-1C)，国際大会、国内の全国大会にて使用されている。ここで、スタートパフォーマンスを評価する指標として、先述したブロック期およびフライト期では、ブロックタイム、飛び出し角度、入水角度、飛距離、飛び出し速度や加速度、地面反力、力積などが用いられている(Tor et al., 2015; García-Ramos et al., 2015)。この中でも、飛び出し水平速度、飛び出し水平加速度および地面反力の水平成分は 5m, 10m および 15m の通過タイムと有意な負の相関関係が認められており (García-Ramos et al., 2015)，ステップワイズ法を用いた重回帰分析の結果、15m タイム決定には飛び出し水平速度が 81%貢献していると報告されている(Tor et al., 2015)。加えて、競泳のスタートは、競泳レースの中で唯一陸上から行う動作であり、レース中最も高い速度を生成することができると言われている(Vantorre et al., 2014)。したがって、スタート局面のタイム短縮には、スタート時の高い飛び出し水平速度を獲得することが、重要であると考えられる。

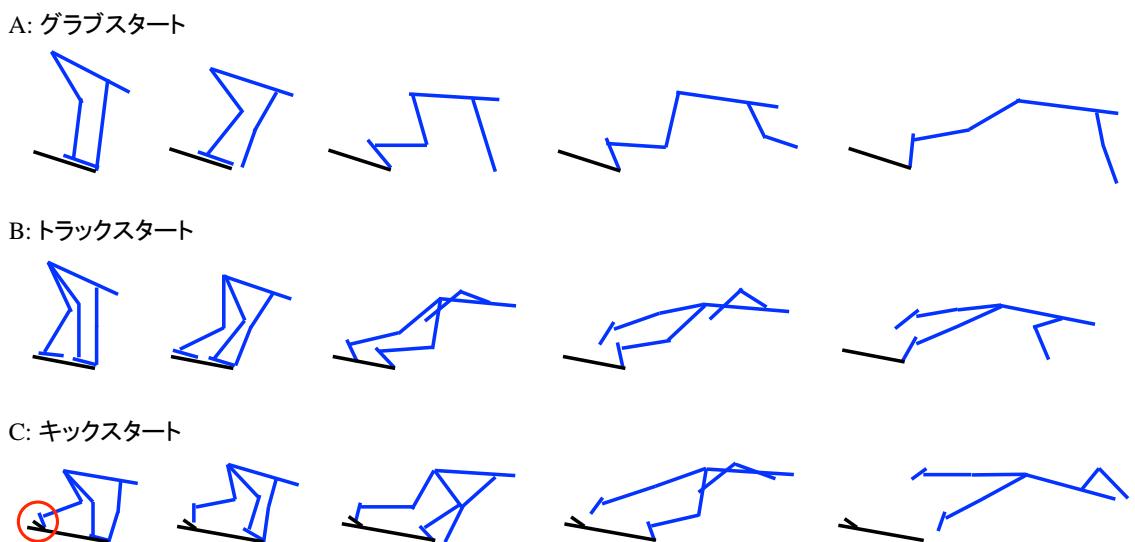


Figure1-1 : 競泳競技で用いられるスタート

(A および B は武田ほか (2007a)を参考に作図)



Figure1-2 : SEIKO STARTING BLOCK

(セイコーワイムシステム株式会社社製)

1-4 スタート局面のタイム短縮に適したスタート方法

近年，グラブスタート，トラックスタートおよびキックスタートのパフォーマンスを比較した研究から，スタート局面のタイム短縮に効果的なスタート方法が明らかにされている。武田ほか (2007a)は，トラックスタートの方がグラブスタートよりもブロックタイムが有意に短く，これはスタートシグナルから離台までの動作時間が，トラックスタートの方が早いことに加え，水平方向の地面反力の立ち上がりが速いためであると報告している。Fischer and Kibele (2016)は，トラックスタートの方がグラブスタートよりも，ブロック期における身体の質量中心(Center of Mass: COM)の水平方向の平均速度が高いことを報告しており，Welcher et al. (2008)は，トラックスタートにおける後脚荷重姿勢の方がグラブスタートよりも，飛び出し水平速度が有意に高いことを報告している。Nomura et al. (2010)は，キックスタートの方がトラックスタートよりも，前後脚の膝関節屈曲角度が有意に小さく，飛び出し角度は有意に水平に近くなることを報告している。尾関ほか (2014)はキックスタートの方がトラックスタートよりもスタート初期姿勢時における COM の位置が前方にあり飛び出し水平速度が有意に速く，15m の通過タイムも有意に短いことを報告しており，Honda et al. (2010)はキックスタートの方がトラックスタートよりも飛び出し水平速度および水平方向の地面反力が有意に大きいことを報告している。したがって，キックスタートは，グラブスタートおよびトラックスタートよりも高いスタート局面のパフォーマンスを得ることができると考えられる。

1-5 競泳スタートにおける飛び出し水平速度に影響する要因

競泳スタートの飛び出し水平速度は、キネマティクス的要因およびキネティクス的要因によって、影響を受けることが報告されている。

1-5-1 競泳スタートのキネマティクス

競泳スタートにおける飛び出し水平速度は、飛び出し角度に影響を受けることが、多くの研究によって明らかにされている。グラブスタートにおいて、飛び出し角度の増加によって飛び出し鉛直速度が上向きに増加し、飛び出し水平速度は減少すること、飛び出し角度の減少によって飛び出し鉛直速度が下向きに増加し、飛び出し水平速度は増加することが明らかにされている(武田ほか, 2006; 武田ほか, 2007b)。これは、飛び出し角度が小さくなると、COM とスタート台先端を結ぶ線分と水平面がなす角である身体角度が小さくなり、この線分が水平に近づくことでスタート台から身体に働く地面反力および力積の水平成分の割合が増加するためであると考えられている(武田ほか, 2006)。以上のこと考慮すると、飛び出し角度は 0° 付近が望ましいと報告されている(武田ほか, 2006)。

加えて、競泳のスタートは COM とスタート台先端を結ぶ線分で構成された逆振り子モデルを用いたキネマティクス解析が行われている(岩原・窪, 2004)。このモデルでは、スタート動作を振り子の回転要素と伸展要素から構成される運動としてモデル化されており、飛び出し時の回転要素および伸展要素が大きいと飛び出し速度が高くなることが報告されている(武田ほか, 2006)。さらに、池田ほか (2015a)はキックスタートにおいて手離れ時の COM の水平速度と回転要素には有意な正の相関関係が認められたことを報告し、池田ほか (2015b)は COM の水平速度と後脚の股関節および膝関節の伸展変位には有意な正の相関関係が認められたことを報告している。

1-5-2 競泳スタートのキネティクス

競泳スタートにおける力学的検討も多く行なわれている。Vantorre et al. (2010)は、グラブスタート中の水平方向の力積は、熟練者の方が未熟練者よりも有意に大きいことを報告している。Takeda et al. (2017)はキックスタート中における後足、前足および手部に働く地面反力を評価し、水平方向の力積は後脚の方が前脚よりも大きく、鉛直方向の力積は前脚の方が後脚よりも大きいことから、後脚は COM を加速する役割を果たし、前脚は後脚離地後に、身体を支える軸足の役割があると報告している。Slawson et al. (2013)およ

び池田ほか (2015a)は、高い飛び出し水平速度を生成するには、後脚で大きな地面反力を生成する必要があり、高い飛距離を獲得するには、前脚で大きな地面反力を生成する必要があると明らかにした。また、Benjanuvatra et al. (2004)は、トラックスタート中の地面反力を評価しており、飛び出し水平速度生成には、後脚だけではなく前脚においても水平方向の力積を生成することが必要であると報告している。

1-5-3 下肢筋力と競泳スタートパフォーマンスの関係

競泳スタートにおける高いスタートパフォーマンス獲得には、下肢の筋力が重要であることが報告されている。Beretić et al. (2013)は、脚伸展筋力と 10m のタイムには有意な負の相関関係が認められていることを報告しており、水藤ほか (2015)は、キックスタートにおいて、前脚の膝等尺性筋力と 10m のタイムには、有意な負の相関関係があると報告している。さらに、Breed and Young (2003)は、9 週間の下肢筋力トレーニング後に、トラックスタートにおける飛び出し水平速度、力積の水平成分が向上したことを報告しており、Bishop et al. (2009)は 8 週間のプライメトリクストレーニング後に、トラックスタートにおける飛び出し水平速度が向上したことを報告している。また、Rebutini et al. (2016) は、9 週間の プライメトリクストレーニング後に、股関節および膝伸展筋力の増加、水平方向の地面反力および力積が向上したこと、飛び出し水平速度が向上したことを報告している。

以上のことから、競泳スタートにおいて高い飛び出し水平速度を獲得するためには、1) 適切な飛び出し角度で飛び出す、2) 下肢で大きな力を発揮し、大きな水平方向の地面反力および力積を生成することが必要であることが示唆される。

1-6 競泳スタートにおける初期姿勢および蹴り出しのタイミング

キックスタートにおいて、高い水平方向の地面反力を生成し、高い飛び出し水平速度を獲得するために必要な要因を、スタートの初期姿勢および蹴り出しのタイミングから検討されている。例えば、キックスタートにおける初期姿勢時の COM の水平方向の位置が飛び出し水平速度へ与える影響を検討した研究が報告されている(Honda et al., 2012; Welcher et al., 2008; Barlow et al., 2014)。また、トラックスタートにおける後脚の蹴り出しのタイミングが、スタートパフォーマンスに与える影響について明らかにされている

(武田ほか, 2007a). 以上のように、キックスタートにおける初期姿勢において COM の水平方向の位置が、スタートパフォーマンスへ与える影響が検討されているが、COM の鉛直方向の位置が、スタートパフォーマンスへ与える影響は明らかにされていない。また、キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスに影響することが示唆されているにも関わらず、武田ほか (2007a)以外の研究が見当たらない。したがって、本研究では高い飛び出し水平速度を獲得するために効果的な方法を、スタートの初期姿勢および蹴り出しのタイミングの 2 点から明らかにすることとした。ここで本研究を行う際には、被験者が姿勢や蹴り出しのタイミングを、正確に変えることが困難であると考えられる。また、長年のトレーニングによる慣れの影響や、測定対象動作に対する得意不得意、実験中の練習の効果など、排除することができない誤差が、生じることが考えられる。したがって、本研究では上記の姿勢や蹴り出しのタイミングを、安易にかつ厳密にコントロールすることができ、上記に示した誤差を排除することができることから、数値シミュレーションを用いた研究を行うこととした。

1-7 シミュレーション研究

1-7-1 数値シミュレーションとは

シミュレーションとは、「システムが、決められたモデルに従い、一つの状態から別の状態へ動的に変化することを記述すること」と定義されている(Prisker, 1979)。特に、身体運動を運動方程式といった数学モデルを用いて行うシミュレーションのことを数値シミュレーションと呼ぶ(阿江・藤井, 2008)。ここで、スポーツにおける身体運動の数値シミュレーションは、身体運動がどのような力学的原則によって発生するかを明らかにする際や、競技成績を向上させるために最適な動作を明らかにする際に用いられる(阿江・藤井, 2008)。数値シミュレーションの利点は、多様な条件でシミュレーションを行うことができることや、最適な動作、最適な力発揮などを推定することができる事が挙げられている(阿江・藤井, 2008)。また、数値シミュレーションでは人を対象とした実験の際に生じる、被験者の測定試技・動作の不慣れや疲労、測定動作の再現性による結果への影響を排除することができる手法である。

1-7-2 数値シミュレーション研究の事例

実際、数値シミュレーションを用いた研究が多く行われている。筋骨格シミュレーションを用いた研究では、オーストラロピテクス・アファレンシスのルーシー(A.L. 288-1)の歩行動作について解析を行った研究(Nagano et al., 2005)、下肢の筋力の左右差が垂直跳びの跳躍高、および動作に与える影響を調べた研究(Yoshioka et al., 2011)、椅子の立ち上がりに最低限必要な、下肢三関節の発揮モーメントを調べた研究(Yoshioka et al., 2007)が報告されている。加えて、下肢の筋力が向上することで跳躍高が向上し(Nagano and Gerritsen, 2001)、跳躍高向上には、膝関節および足関節で発揮するモーメントを向上させることが効果的であると報告した研究がある(Cheng, 2008a)。上述の研究のように、人を対象とする研究として行う場合個人の形態および機能的特性が影響する、もしくは実験不可能である研究を行う際に、数値シミュレーションが行なわれている。

1-7-3 数値シミュレーションを用いた水泳の研究

上述に加え、水泳中の泳動作を対象として数値シミュレーションを用いた研究が行われている。例えば、非定常流体力を考慮したシミュレーションモデル”SWUM”(Nakashima et al., 2007)を用いて、足関節の関節可動域が向上すると、水中ドルフィンキック中の泳速

度が向上することを明らかにした研究(杉本ほか, 2008), 水中ドルフィンキックにおける高い泳速度獲得, および高い推進効率獲得にそれぞれ最適な泳動作を調べた研究(Nakashima, 2009), クロール泳における高い泳速度獲得, および高い推進効率獲得にそれぞれ最適なストローク動作を調べた研究(Nakashima and Ono, 2014)が行なわれている。以上のように, 競泳競技を対象とした研究においても, 人を対象とした実験の際に生じる, 被験者の測定試技・動作の不慣れや疲労, 測定動作の再現性, 個人の形態特性による結果への影響を排除するために, 数値シミュレーションが行なわれている。したがって, 水泳を対象とした研究では, 数値シミュレーションは一般的に行なわれている手法であり, 本研究における競泳スタートにおいても, 数値シミュレーションを用いた研究を行うことは妥当であると考えられる。

1-7-4 数値シミュレーションにおける課題点

上述のように数値シミュレーションは, 実験が困難である研究において頻繁に用いられていることから利便性が高いと考えられるが, 課題点もある。数値シミュレーションでは, 作成したシミュレーションモデルの妥当性評価を行う必要があり, この妥当性評価が困難であることが, 欠点として挙げられている(阿江・藤井, 2008)。以上のことから, 本研究においても, 数値シミュレーションを行うため, 作成するシミュレーションモデルの妥当性の検証を行う必要があると考えられる。

1-8 本研究の目的

先述した通り、競泳キックスタートにおける初期姿勢は、スタートパフォーマンスに影響することが報告されている(Honda et al., 2012; Welcher et al., 2008; Barlow et al., 2014)。しかしながら、キックスタートにおける初期姿勢、特に COM の鉛直方向の位置が、スタートパフォーマンスに与える影響については明らかとされていない。また、競泳スタートにおける蹴り出しのタイミングは、スタートパフォーマンスに影響を与えることが示唆されているにも関わらず、武田ほか (2007a)以外の研究は見当たらない。キックスタートにおける初期姿勢や蹴り出しのタイミングが、スタートパフォーマンスへ与える影響について明らかにすることで、キックスタートのパフォーマンス向上につながる、新たな知見を得る事ができ、競泳競技における競技力向上に貢献する事ができると考えられる。

したがって本研究は、1) 競泳キックスタートにおける初期姿勢、2) 競泳キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響を、数値シミュレーションを用いて明らかにすることを目的とした。

1-9 本論文の構成

第1章では、競泳競技におけるスタート局面の重要性および競泳スタートの重要性を記載した。また、競泳スタートパフォーマンスに影響する要因について明らかにされていること、明らかとされていないことを明確にし、本研究の目的を記載した。第2章では本研究の目的を達成するために作成した、キックスタートのシミュレーションモデルの詳細および妥当性の検証結果について記載した。第3章では、第2章で作成したキックスタートのシミュレーションモデルを用いて、キックスタートの初期姿勢における COM の水平方向および鉛直方向の位置がスタートパフォーマンスへ与える影響について明らかにした。

第4章では前脚に注目し、蹴り出しのタイミングが早くなることでスタートパフォーマンスに与える影響について明らかにした。第5章では高いスタートパフォーマンスを獲得するためには必要な要因を、キックスタートにおける初期姿勢および蹴り出しのタイミングから記載した。また、キックスタートにおける初期姿勢と蹴り出しのタイミングの関係について記載した。最後に第6章では結論を記載した。

第2章 シミュレーションモデルの作成および妥当性の検証

2-1 本章の目的

第2章の研究では、本研究で使用するキックスタートのシミュレーションモデルの作成を行った。第1章で先述した通り、数値シミュレーションを行う際には、作成したシミュレーションモデルの妥当性の検証を行う必要がある。したがって、本章では、本研究で使用するキックスタートのシミュレーションモデルの詳細および妥当性について記載した。

なお、本研究で用いるシミュレーションモデルの妥当性は、作成したモデルの運動方程式が正確に作成されたものであるか検証を行った後、キックスタートのシミュレーションモデルの妥当性の検証を行った。Anderson and Pandy (1999)は作成した垂直跳びのシミュレーションモデルを用いて、歩行動作の数値シミュレーションを行っている(Anderson and Pandy, 2001)。このことから運動方程式が正確に作成された場合、同じシミュレーションモデルを用いて異なる動作を対象とした数値シミュレーションを行うことができると考えられる。ここで、本研究で用いるモデルは、Cheng et al. (2008b)が作成した反動あり垂直跳びのシミュレーションモデルを参考に作成したものであるため、垂直跳びの数値シミュレーションを行い運動方程式が正確に作成されたものであるか検証を行った。また、キックスタートのシミュレーションモデルの妥当性は、人を対象としたキックスタート動作の実測値とシミュレーション結果を比較することで検証した。

2-2 キックスタートのシミュレーションモデルの作成

2-2-1 シミュレーションモデルの概要

本研究で用いるシミュレーションモデルは、人の身体を 10 自由度の剛体リンクセグメントモデル(Figure2-1)で表現し、系のニュートンオイラー運動方程式(式 1)をルンゲクutta法により数値積分することで競泳キックスタートの運動を求めるものとした。

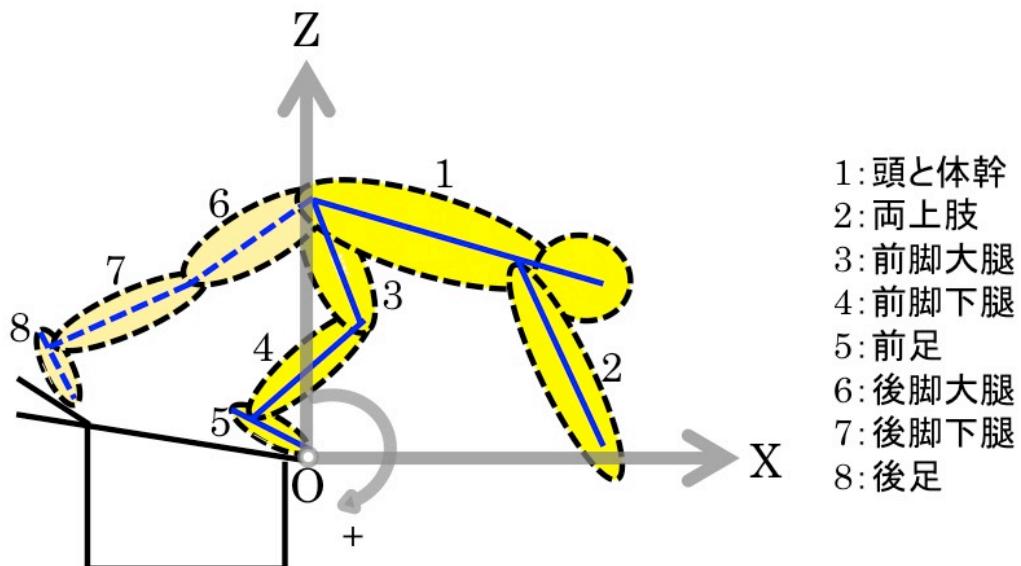


Figure2-1：キックスタートのシミュレーションモデル

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}(C(\dot{q}, q) + G(q) + F + T) \dots \quad 1$$

ここで、左辺 q は一般化座標ベクトル、右辺 M は慣性行列、 C はコリオリおよび遠心力ベクトル、 G は重力ベクトル、 F は外力ベクトル、 T は関節モーメントベクトルを表している。

スタート台のモデルは、 SEIKO STARTING BLOCK (セイコータイムシステム株式会社
社製)とし(Figure1-2), 絶対座標系から見てメインプレートの角度が 10° , バックプレート
の角度は 40° , バックプレートの位置はスタート台先端から 0.55m 位置に設定した. モデ
ルの進行方向である水平方向を x 軸, 鉛直方向を z 軸とし, スタート台の先端を原点とす
る静止座標系を設定した(Figure2-4).

セグメントは、頭と体幹を体幹セグメント、両上肢を上肢セグメント、前後大腿を大腿セグメント、前後下腿を下腿セグメント、前後足部を足セグメントと定義した。また、角度の定義は Figure2-2 に示した。なお、本研究のモデルでは、体幹セグメントと水平面がなす角を体幹セグメント角度、体幹セグメントと上肢セグメント角度がなす角を肩関節角度、体幹セグメントと前後大腿セグメントがなす角を股関節角度、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角を足関節角度と定義した。

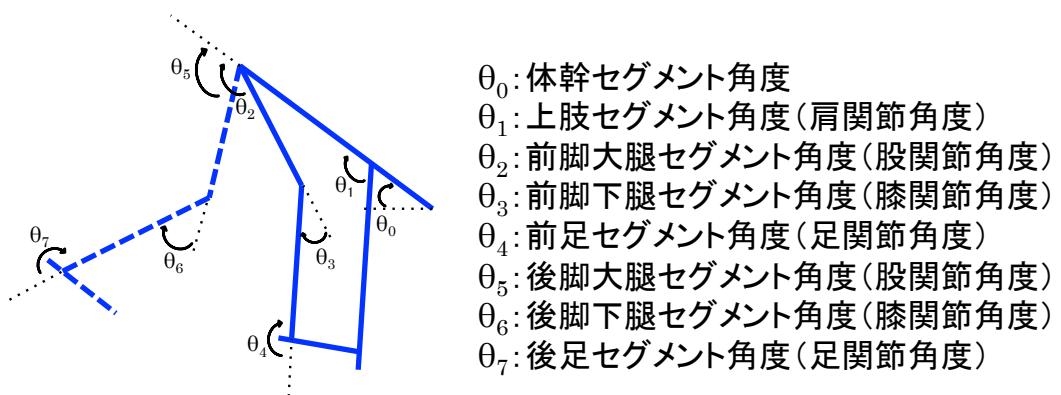


Figure2-2 : シミュレーションモデルの角度の定義

2-2-2 外力の設定

本研究で設定した外力は、スタート台から身体に働く地面反力とし、両足セグメントのつま先、かかとおよび中足趾節関節位置、上肢セグメントの先端がスタート台に接地した場合に働くとした(Figure2-4). 鉛直方向の地面反力は Nagano et al. (2005)の方法を用いて、スタート台を粘弾性のある物質と仮定し、式2から算出した. また、水平方向の地面反力は両足セグメントとスタート台の間で働く摩擦力とし、式2から求めた鉛直方向の地面反力と摩擦係数の積とした(式3).

$$GRF_Z = \alpha_1 e^{(-\alpha_2(z-\beta_1))} - \frac{\alpha_3 z}{1+\alpha_4 e^{(\alpha_5(z-\beta_2))}} \dots \quad 2$$

$$GRFx = \mu GRFz \frac{\dot{x}}{|x|} \dots \quad 3$$

ただし $\alpha_1 = 1.039$ $\alpha_2 = 491.804$ $\alpha_3 = 963.321$ $\alpha_4 = 44.715$ $\alpha_5 = 706.924$

$$\beta_1 = 0.857 \times 10^{-4} \quad \beta_2 = -2.325 \times 10^{-3}$$

ここで、 x は水平方向の位置、 z は鉛直方向の位置、 u は摩擦係数であり、本研究では 0.5 に設定した。本研究で用いる鉛直方向の地面反力のモデルは、接地点の鉛直方向の位置が地面上より低くなった場合に(接地点の鉛直位置<0)、指数関数的に働くように設定されている(Figure 2-3)。

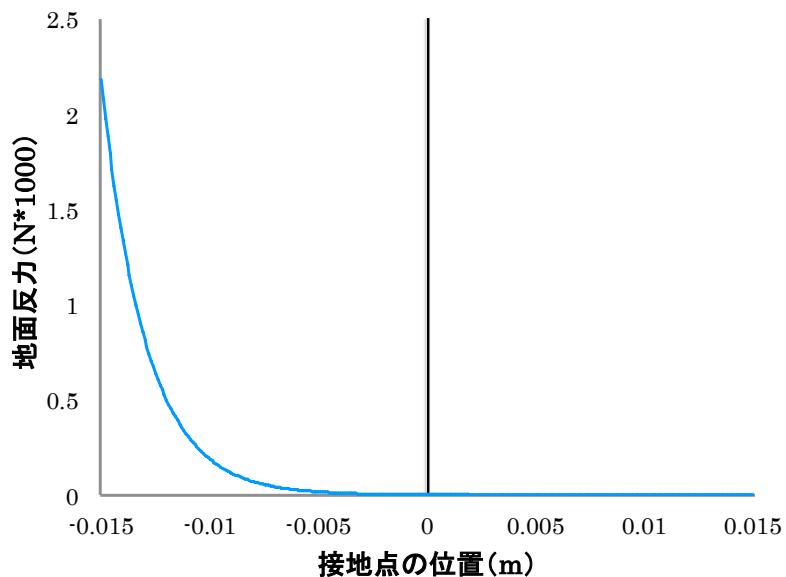


Figure2-3：地面反力の模式図

しかしながら、競泳競技で用いられるスタート台は傾斜角度がある斜面であるため、式2, 3を式4, 5および式6に変換し、スタート台で働く地面反力を算出した。なお、競技規則において、スタート時、スタート台前方に少なくとも一方の足の指をかけることと定められており(SW4.1¹)、手はスタート台を握っているため、前足のつま先、および手に働く地面反力は、水平方向を式2、鉛直方向を式3から算出した。

*: FINA 規則における条項

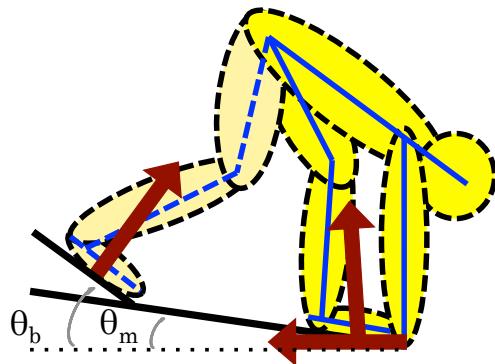


Figure2-4 : 地面反力のモデル

ただし、

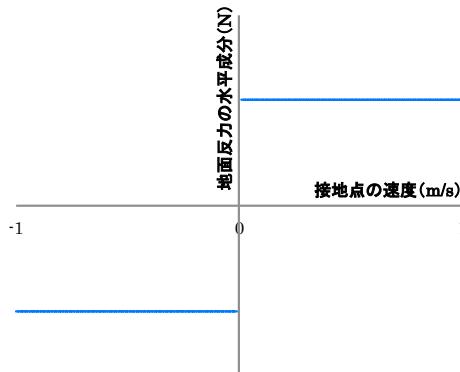
$$\text{メインプレートの場合 : } a = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_m) \\ \cos(\theta_m) \end{bmatrix}, b = 0, n = \begin{bmatrix} \sin(\theta_m) \\ \cos(\theta_m) \end{bmatrix}, p = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_m) \\ \sin(\theta_m) \end{bmatrix}$$

$$\text{バックプレートの場合 : } a = \frac{-\sin(\theta_b)}{\cos(\theta_b)} \quad b = -0.857 \quad n = \begin{bmatrix} \sin(\theta_b) \\ \cos(\theta_b) \end{bmatrix} \quad p = \begin{bmatrix} -\cos(\theta_b) \\ \sin(\theta_b) \end{bmatrix}$$

$$\theta_m \equiv 0.1745 \text{ (rad)} \quad \theta_b \equiv 0.6981 \text{ (rad)}$$

ここで、式3から、水平方向の地面反力はスタート台との接地点の速度により力の方向が決定する。その場合、Figure2-5Aに示したように数学的に不連続となる。この問題を解消するため、接地点の速度が-1/1000(m/s)から1/1000(m/s)の範囲である時、傾き1000の一次直線から水平方向の地面反力を算出した(Figure2-5B)。

A:数学的に不連続



B:数学的に連続

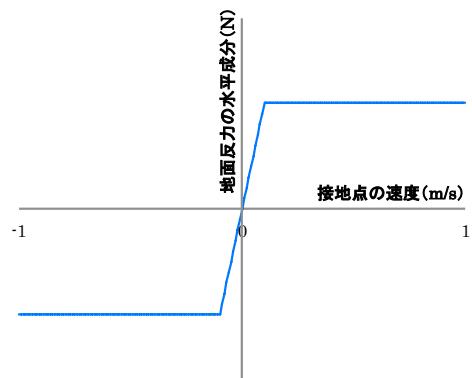


Figure2-5 : 本研究において、計算に使用した地面反力の水平成分の模式図

2-2-3 関節モーメントの設定

本研究で用いるシミュレーションモデルにおいて、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、Cheng et al. (2008b)の方法を用いて算出した(式 7).

$$T = T_{max}(\theta)h(\omega)A(t) + T_{passive}(\theta) \dots \quad 7$$

ここで、 $T_{max}(\theta)$ は最大等尺性伸展モーメント、 $h(\omega)$ は角速度依存項、 $A(t)$ は活性化レベル、 $T_{passive}(\theta)$ は受動伸張モーメントを表している。

最大等尺性伸展モーメント($T_{max}(\theta)$)は、関節角度の関数とし、筋骨格シミュレーションソフトである OpenSim(National Center for Simulation in Rehabilitation Research 社製)を用いて算出した(Figure2-6, 式 8).

Table 2-1 : 式 8 における各係数値

	a	b	c	d	e	f
肩関節	0.00	0.00	0.00	0.00	0.78	57.20
股関節	2.82×10^{-9}	-3.26×10^{-6}	1.23×10^{-3}	-0.16	3.69	40.52
膝関節(伸展)	2.10×10^{-8}	-1.29×10^{-5}	-2.75×10^{-3}	-0.25	11.62	-106.81
膝関節(屈曲)	-5.48×10^{-10}	1.32×10^{-6}	-4.16×10^{-4}	0.05	-5.38	183.09
足関節	-9.16×10^{-9}	-3.10×10^{-8}	7.64×10^{-4}	-0.07	-3.02	34.95

ここで、 θ は肩関節、股関節、膝関節および足関節の角度(Deg), a, b, c, d, e, f は係数を表している(Table2-1). キックスタート中に発揮される関節モーメントは小池ほか(2015)および Sakai et al. (2016)を参考に、肩関節は屈曲のみ、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設定した。また、OpenSim で算出した関節角度-モーメント曲線に合わせるため、関節モーメントの計算時のみシミュレーションモデルの角度定義の変更を行った(Figure2-7).

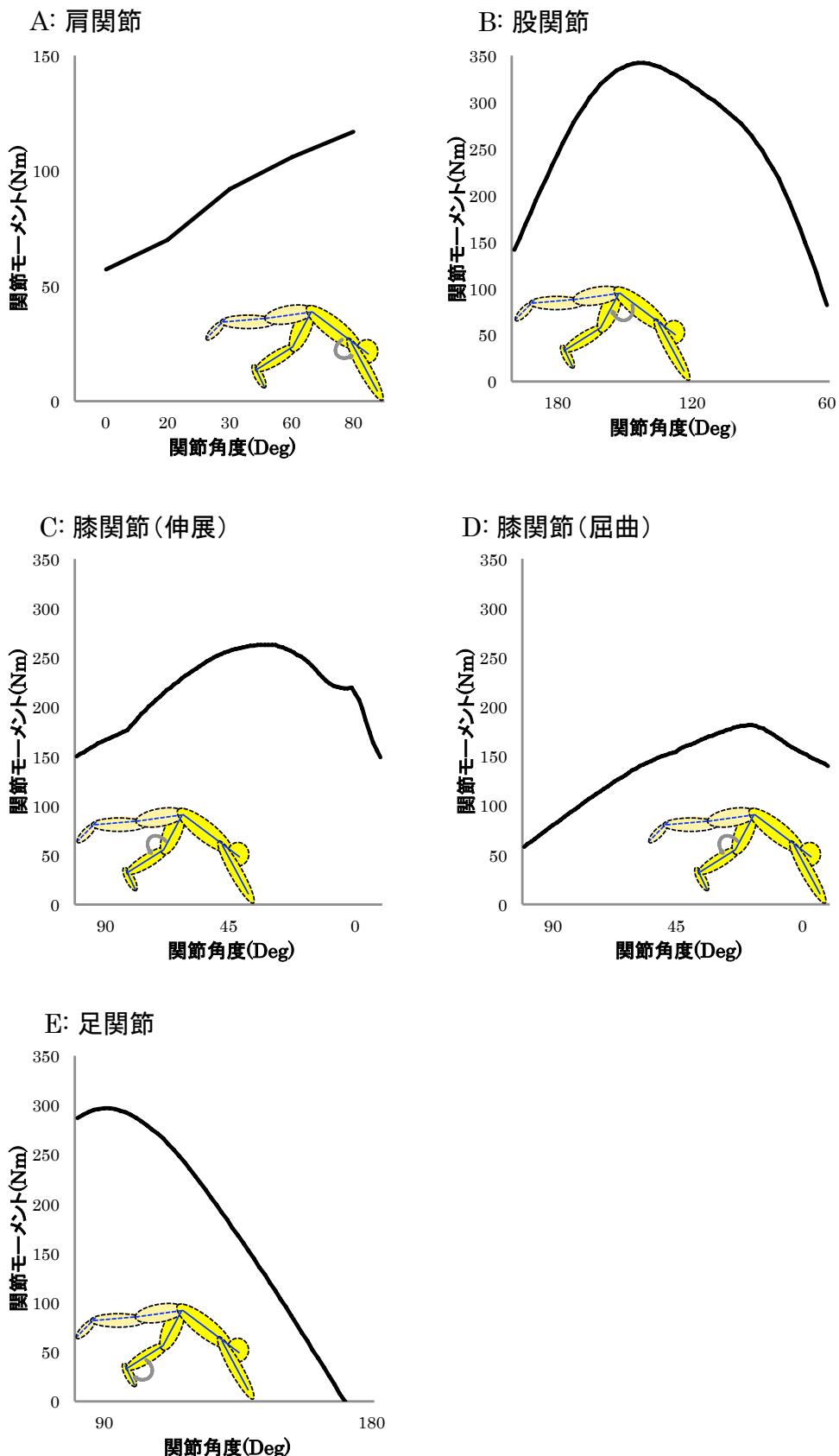


Figure2-6 : 関節角度-モーメント曲線

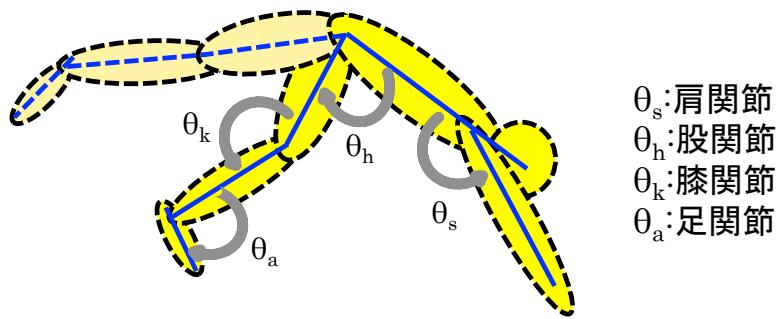


Figure2-7：関節モーメント計算時の関節角度定義

角速度依存項($h(\omega)$)は角速度の関数とし、式9および10を用いて算出した。

ただし、 $0 \leq h(\omega) \leq 1.5$

ここで、 ω は関節の角速度、 ω_0 は最大関節角速度($\pm 20\text{rad}$)を表している。本研究で使用するモデルでは、肩関節・股関節・膝関節は $\omega > 0$ が伸展、膝関節は $\omega > 0$ が屈曲である。角速度依存項は、筋の速度-力関係(Lieber, 1992)をモデル化したものであり、Figure2-8 より、 $\omega > 0$ が伸展の場合、 $\omega > 0$ のとき短縮性筋収縮を行うため、角速度が最大角速度に達すると $h(\omega)=0$ 、式 7 より $T=0$ になる。一方、 $\omega < 0$ のとき遠心性筋収縮を行うため、 $h(\omega)=1.5$ となり、 T の値が大きくなるようにモデル化した。

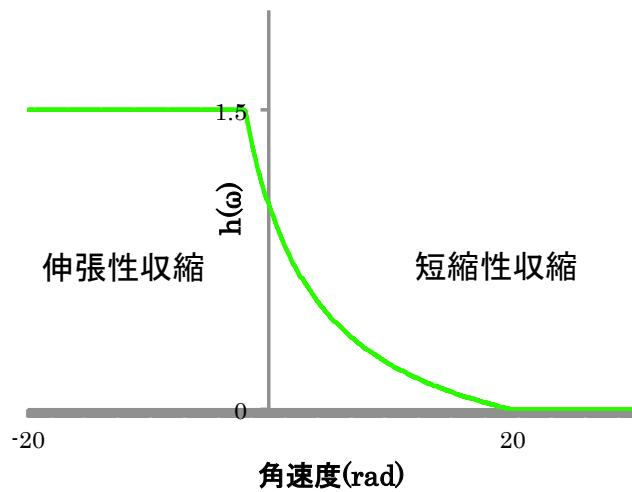


Figure2-8：角速度依存項の模式図

活性化レベル($A(t)$)は時間の関数とし、式 11-13 を用いて算出した。

ただし $0 \leq A \leq 1$ $t_0, t_1 > 0$

t は数値シミュレーションの経過時間, t_0 は初期刺激入力, t_1 は 2 回目の刺激入力, A_i は初期活性化レベルを表している。ここで、 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_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(Figure2-9)。なお、前脚膝関節においては、 t_1 までは屈曲モーメントを発揮、 t_1 後は伸展モーメントを発揮することとした。

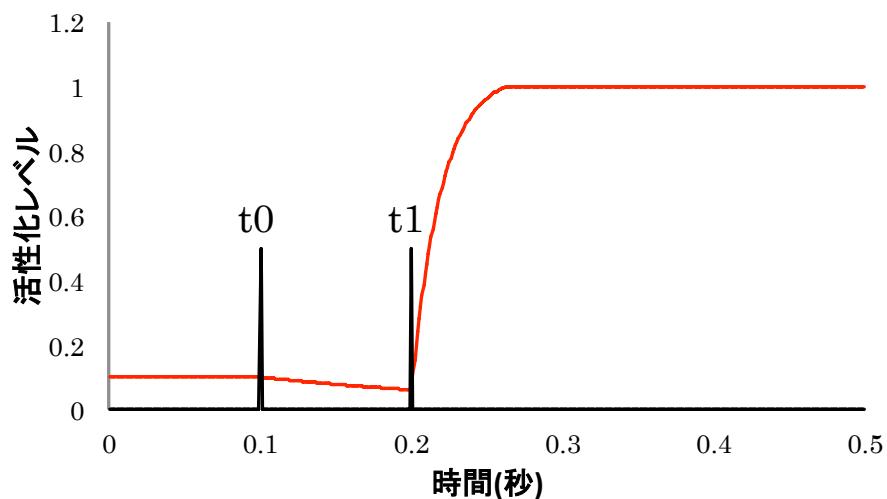


Figure2-9：活性化モデルの模式図

t_0 : 初期刺激入力

t_1 : 2回目の刺激入力

受動伸張モーメント($T_{passive}(\theta)$)は関節角度の関数とし, Ashby and Delp (2006)およびYamaguchi (2001)の方法を参考に算出した(式 14, Figure2-10). 受動伸張モーメントは, セグメントの関節が関節可動域に近くと働くようにモデル化されているため, セグメントの関節可動域を決定するために考慮されている.

Table2-2 : 式 14 における各係数値

	q ₁	q ₂	q _{max}	q _{min}	A	B	i	j	k	l
肩関節	$\theta_{\text{shoulder}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{shoulder}}(\text{deg})$	180(deg)	0(deg)	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
右股関節	$\theta_{\text{Rhip}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Rhip}}(\text{rad})$	180(deg)	-1.9199(rad)	-100	9	0.2	0.05	9	0
右膝関節	$\theta_{\text{Rknee}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Rknee}}(\text{deg})$	180(deg)	40(deg)	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
右足関節	$\theta_{\text{Rankle}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Rankle}}(\text{rad})$	180(deg)	-1.5708(rad)	-100	5	0.2	0.05	-4	0
左股関節	$\theta_{\text{Lhip}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Lhip}}(\text{deg})$	180(deg)	60(deg)	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
左膝関節	$\theta_{\text{Lknee}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Lknee}}(\text{deg})$	180(deg)	40(deg)	-100	100	0.2	0.05	-0.2	0.05
左足関節	$\theta_{\text{Lankle}}(\text{deg})$	$\theta_{\text{Lankle}}(\text{rad})$	180(deg)	-1.5708(rad)	-100	5	0.2	0.05	-4	0

ここで、 q_1 および q_2 は関節角度、 q_{\max} および q_{\min} は関節可動域を表し、 A 、 B 、 i 、 j 、 k 、 l は係数を表している。

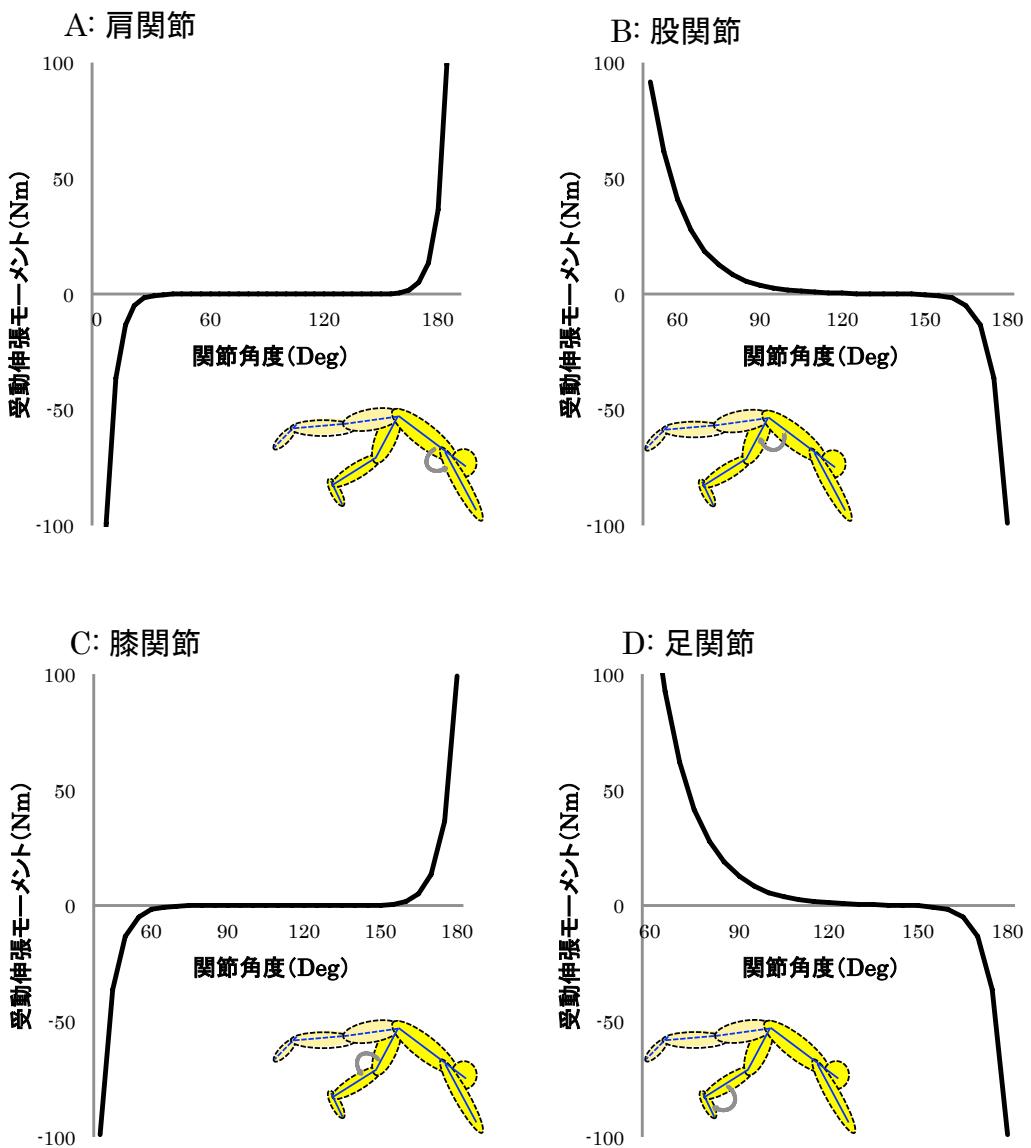


Figure 2-10 : 受動伸張モーメント

2-3 垂直跳びの数値シミュレーションを用いた運動方程式の確認

2-3-1 方法

運動方程式が正確に作成されたか検証するため、2-2 項に記したキックスタートのシミュレーションモデルを用いて垂直跳びの数値シミュレーションを行った(Figure2-11)。モデルの形態特性は、健常男性 1 名を対象とし(Table2-3)，各セグメントの慣性係数は、阿江ほか (1992) の身体部分慣性係数を用いて算出した。なお、水平方向を x 軸、鉛直方向を z 軸とし、つま先位置を原点とする静止座標系を設定した(Figure2-11)。

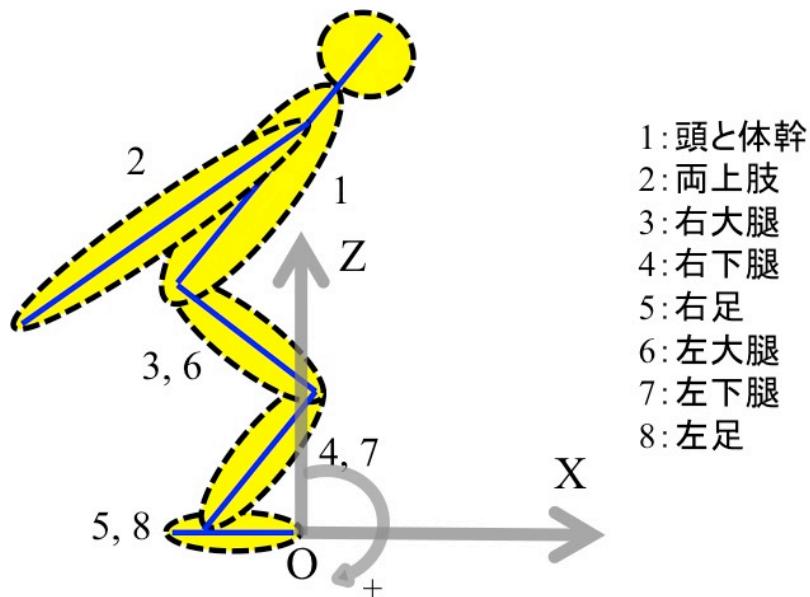


Figure2-11 : 垂直跳びのシミュレーションモデル

Table2-3 : 被験者の形態特性

身長(m)	1.69
身体質量(kg)	68.0
年齢(歳)	24
頭と体幹セグメント(m)	0.78
両上肢セグメント(m)	0.81
左右大腿セグメント(m)	0.41
左右下腿セグメント(m)	0.44
左右足セグメント(m)	0.25

外力の設定

垂直跳びのシミュレーションモデルにおいて設定した外力は、地面(鉛直位置=0)から身体に働く地面反力とした。キックスタートのシミュレーションモデル同様、両足セグメントのつま先、かかとおよび中足趾節関節位置が地面に接地した場合に働くとし、鉛直方向の地面反力は式2、水平方向の地面反力は式3から算出した。

関節モーメントの設定

関節モーメントの設定は、キックスタートのシミュレーションモデル同様、式 7 から算出した。なお、式 8 で設定する最大等尺性伸展モーメントは、Cheng et al. (2008b)を参考に、肩関節は屈曲のみ、両下肢三関節は伸展のみするように設定した。

最適化計算

跳躍高が最も高くなる式 11-13 における t_0 および t_1 を探索するために、Cheng et al. (2008b) の方法から目的関数を跳躍高とし(式 15)，焼きなまし法(Press et al., 1997)により最適化計算を行った。

ここで、 Z_{com} は足が離地した時の身体の質量中心(Center of Mass: COM)の鉛直位置、 g は重力加速度(= 9.81)を示している。

解析項目

解析項目は、垂直飛び中の COM の鉛直位置、座標データを中央微分することで COM 速度の速度を算出した。右脚における下肢三関節の角速度、関節モーメントおよび鉛直方向の地面反力を算出した。また、シミュレーション開始を 0%，足が離地した時を 100% とし、時間の規格化を行った。

なお、数値シミュレーションを含む全ての計算には、MATLAB2007b(MathWorks 社製)による自作プログラムを用いた。

2-3-2 結果

垂直跳びのシミュレーション結果は Figure2-12 に示した。COM の鉛直位置は 0% から 55% 地点にかけて減少し、56% 以降で増加した (Figure2-13)。また、COM の鉛直方向の速度は、0 から 44% 地点にかけて減少し、45% 以降増加した (Figure2-14)。

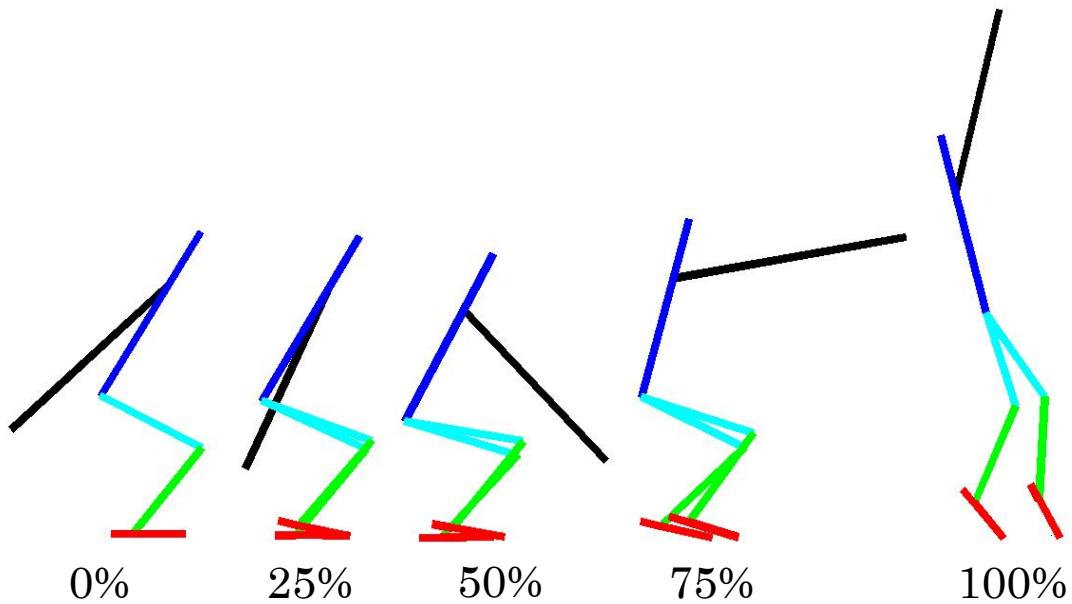


Figure2-12：垂直跳びのシミュレーション結果

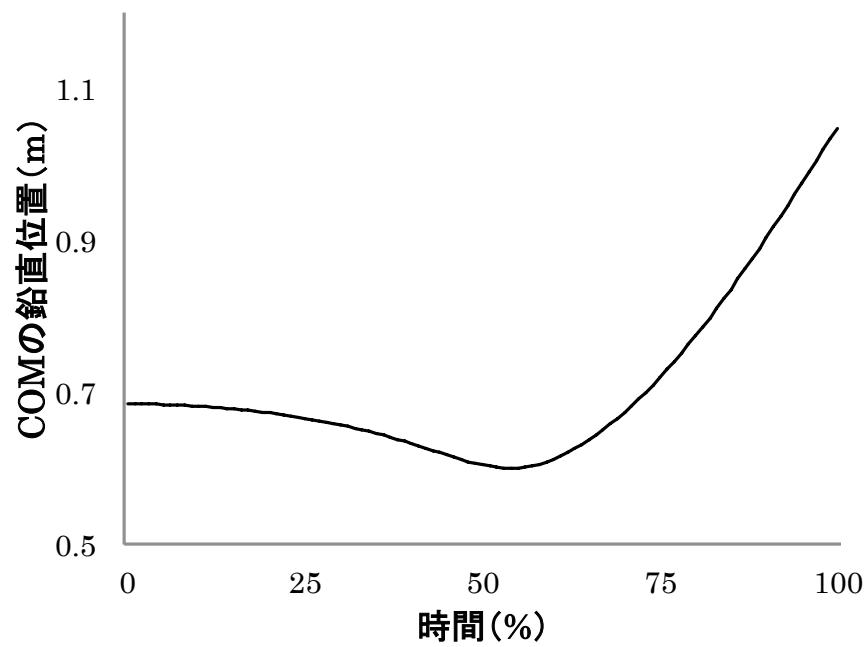


Figure2-13 : 垂直跳び中の COM の鉛直位置

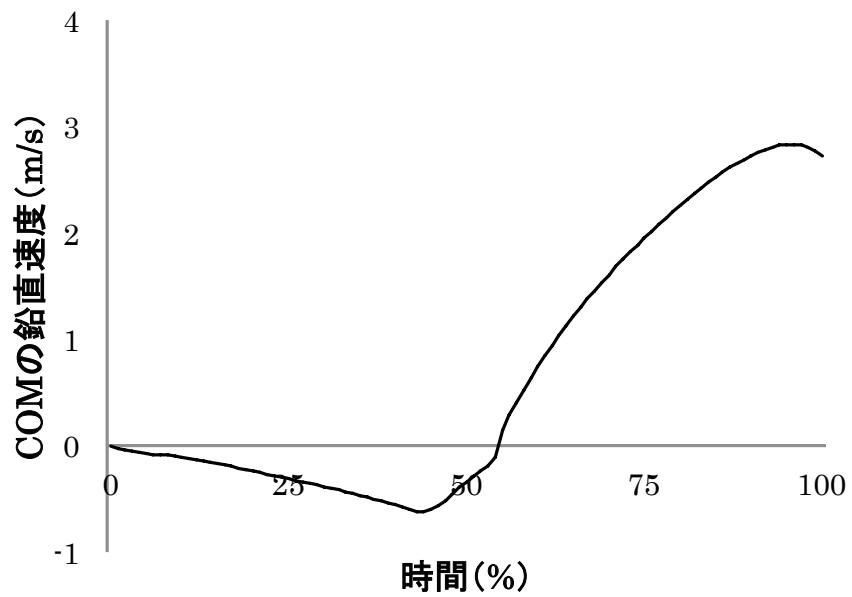


Figure2-14 : 垂直跳び中の COM の鉛直方向の速度

右脚下肢三関節における角速度および関節モーメント

下肢三関節の角速度において、股関節および膝関節は 0 から 42%で減少し、43%以降で増加した(Figure2-15)。また、足関節は、0 から 44%で減少し、45%以降で増加した(Figure2-15)。下肢三関節の関節モーメントにおいて、股関節は 46%，膝関節は 43%，足関節は 54%以降で発揮された(Figure2-16)。

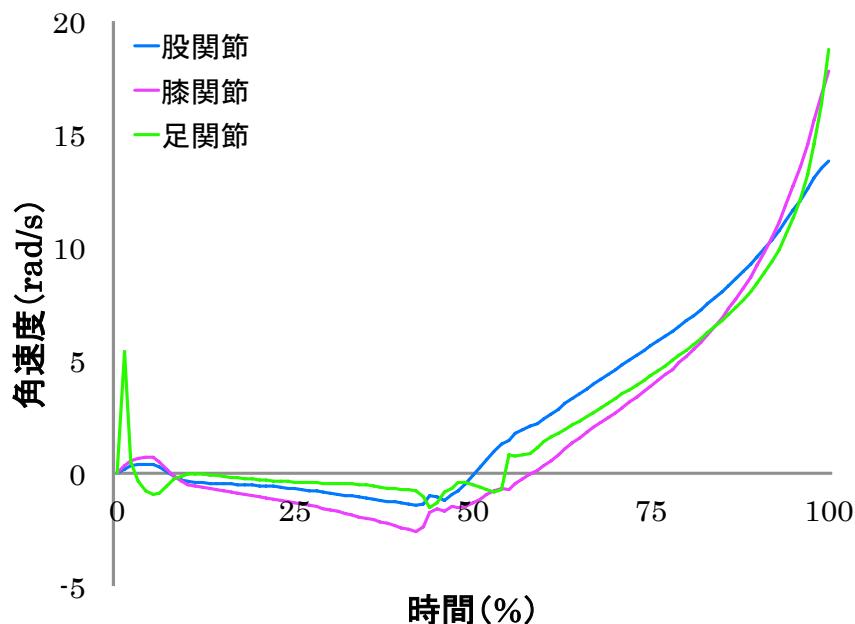


Figure2-15：垂直跳び中の角速度(正：伸展，負：屈曲)

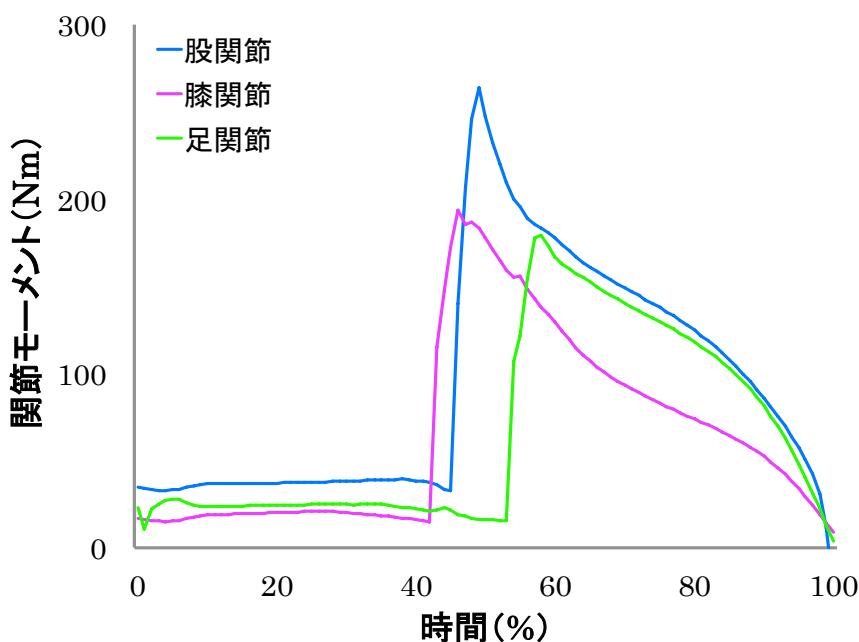


Figure2-16：垂直跳び中の下肢三関節の関節モーメント(正：伸展，負：屈曲)

垂直跳び中の地面反力

垂直跳び中の鉛直方向の地面反力は、43%まで減少、44%以降で増加し、その後 100%になるにつれ減少した(Figure2-17).

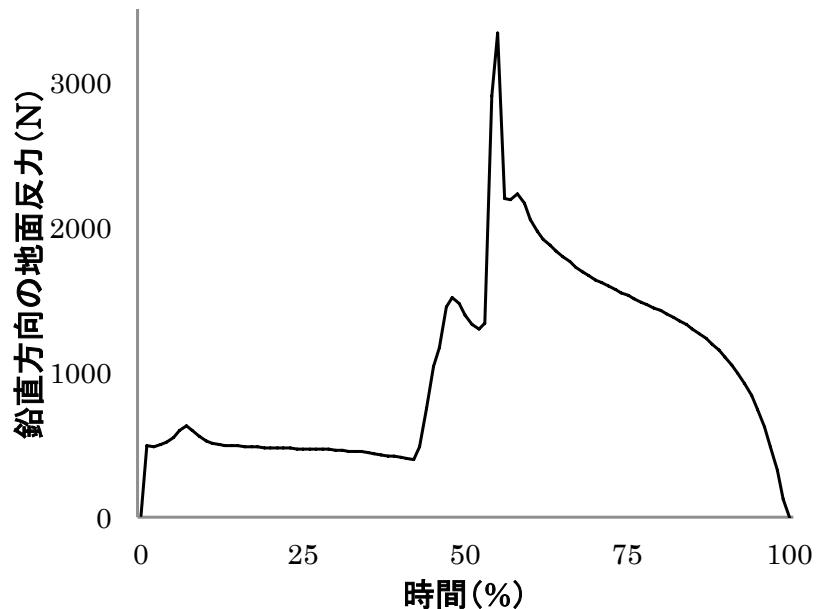


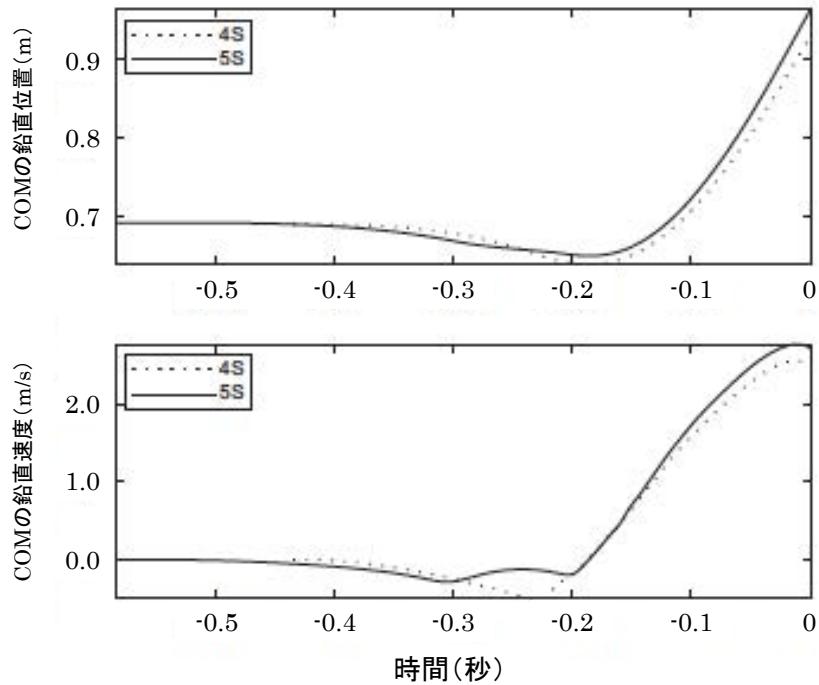
Figure2-17 : 垂直跳び中の地面反力

2-3-3 考察

本章では、作成したキックスタートのシミュレーションモデルの運動方程式が正確に作成されたものであるか検証を行うために、垂直跳びのシミュレーションを行った。その結果、下肢三関節が伸展モーメントを発揮し、鉛直上向きの地面反力が身体に働くことで、COM が上向きに増加することが認められた。

COM の鉛直位置および速度はシミュレーション開始から減少しその後増加した (Figure2-13)。今回使用した活性化レベル(式 11-13)は、 t_0 後活性化レベルが減少し、 t_1 後活性化レベルが増加するため(Figure2-9)，反動動作をモデル化している。また、本研究で作成したシミュレーションモデルは Cheng et al. (2008b)が作成した反動あり垂直跳びのシミュレーションを参考にしている。したがって、本研究における垂直跳びのシミュレーションは、Cheng et al. (2008b)と同様に反動ありの垂直跳びを再現していることとなる。ここで、Cheng et al. (2008b)のシミュレーション結果では、COM の鉛直位置および COM の鉛直速度はシミュレーション開始から減少しその後増加した(Figure2-18A)。さらに、人を対象とした反動ありの垂直跳び動作を検討した研究においても、深代 (1992)の結果では、COM の鉛直速度は動作開始から減少しその後増加した (Figure2-18B)。したがって、今回行った垂直跳びの数値シミュレーションにおける COM の鉛直位置および速度は再現されたと考えられる。

A: Cheng et al. (2008)を改変



B: 深代 (1992)を改変

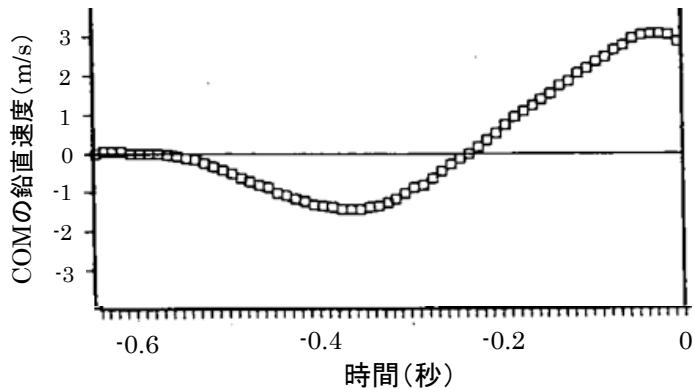


Figure2-18 : 垂直跳び中の COM の位置および速度の変化

A : 数値シミュレーションにおける結果(Cheng et al. (2008b)を改変)

B : 実測値における結果(深代 (1992)を改変)

下肢三関節における角速度は、シミュレーション開始から減少しその後増加した(Figure2-15)。Cheng et al. (2008b)のシミュレーション結果では、下肢三関節の角速度は一度減少し、その後増加した(Figure2-19)。さらに、人を対象とした反動ありの垂直跳び動作を検討した研究においても、佐川ほか (1989)の結果では、下肢三関節の角速度は一度減少しその後増加した(Figure2-20)。したがって、今回行った垂直跳びの数値シミュレーションにおける関節の運動は再現されたと考えられる。

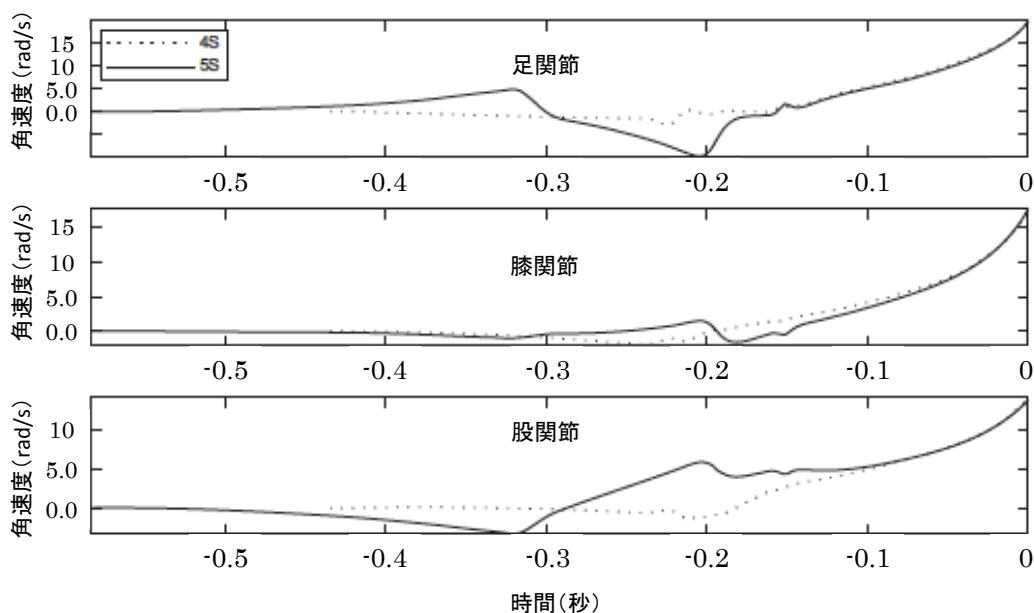


Figure2-19 : 垂直跳び中の下肢三関節角速度(Cheng et al. (2008b)を改変)

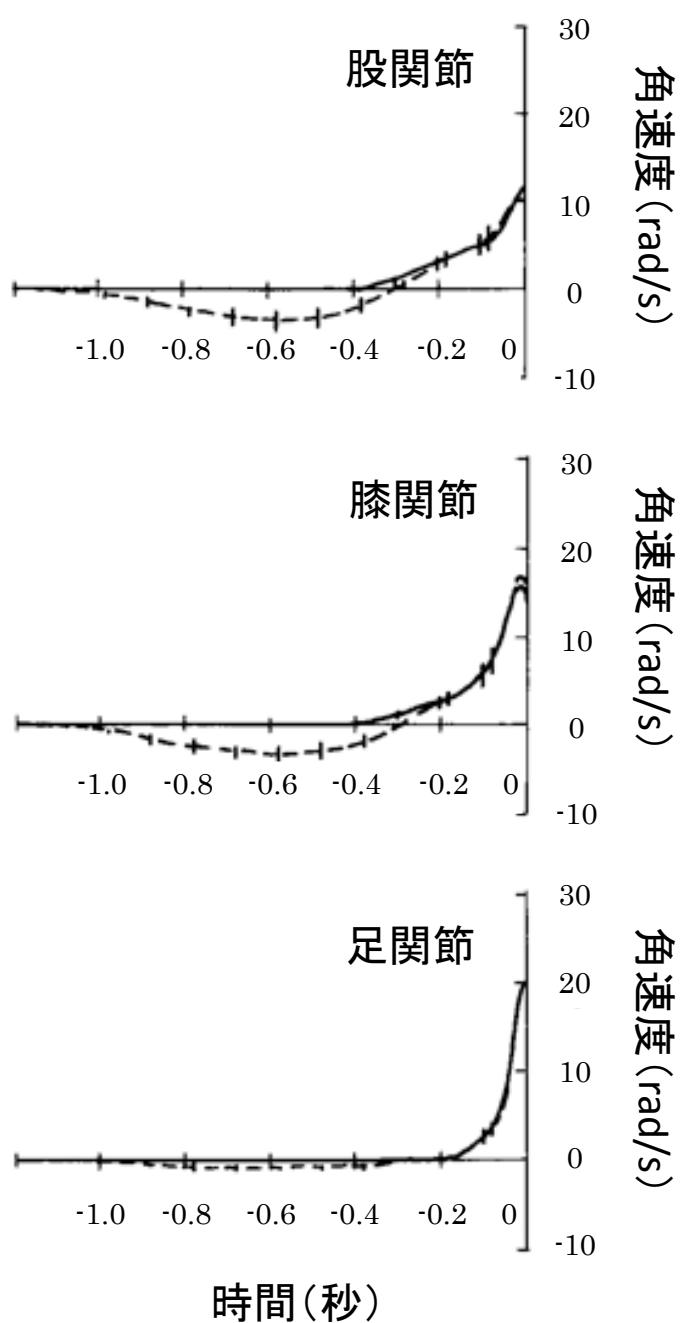


Figure 2-20 : 垂直跳び中の下肢三関節角速度(佐川ほか (1989)を改変)

実線：反動なし垂直跳び 破線：反動あり垂直跳び

下肢三関節における関節モーメントは、股関節は 46%，膝関節は 43%，足関節は 54% 以降で発揮された(Figure2-16). Cheng et al. (2008b)のシミュレーション結果においても、活性化レベルが t_1 後に関節モーメントを発揮していた (Figure2-21). さらに、人を対象とした反動ありの垂直跳び中の関節モーメントを検討した研究においても、佐川ほか (1989) は、反動ありの垂直跳びにおいて跳び出しに向かって下肢三関節モーメントが発揮されることを明らかにしている(Figure2-22). したがって、本研究のモデルで関節モーメントの発揮は再現できたと考えられる.

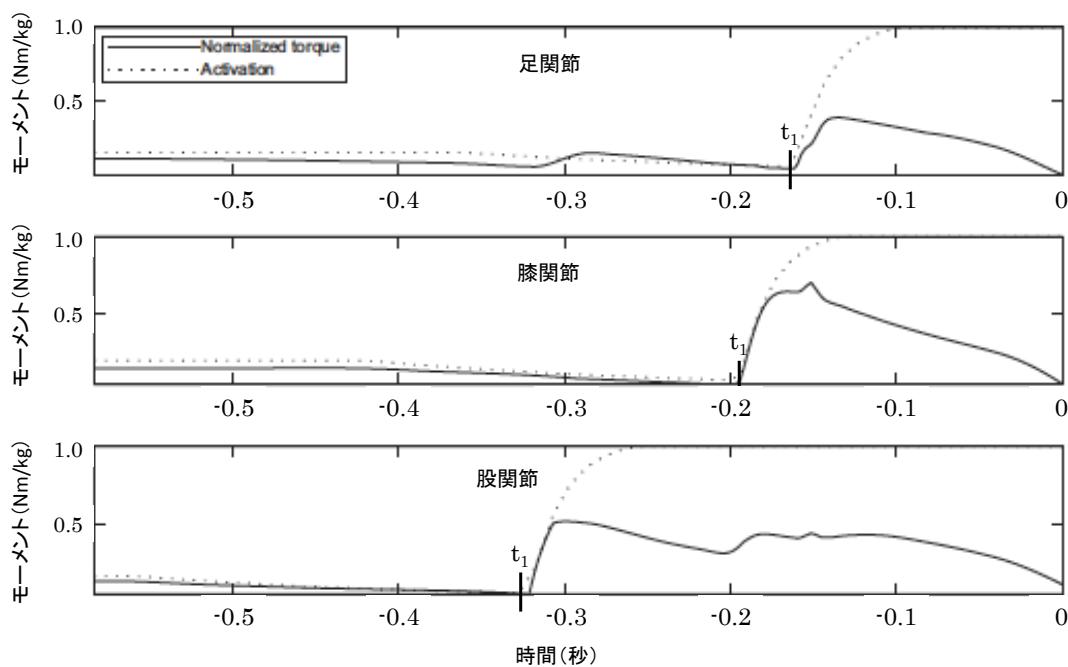


Figure2-21 : 垂直跳び中の下肢三関節の関節モーメント(Cheng et al. (2008b)を改変)

t_1 : 式 11-13 における 2 回目の刺激入力

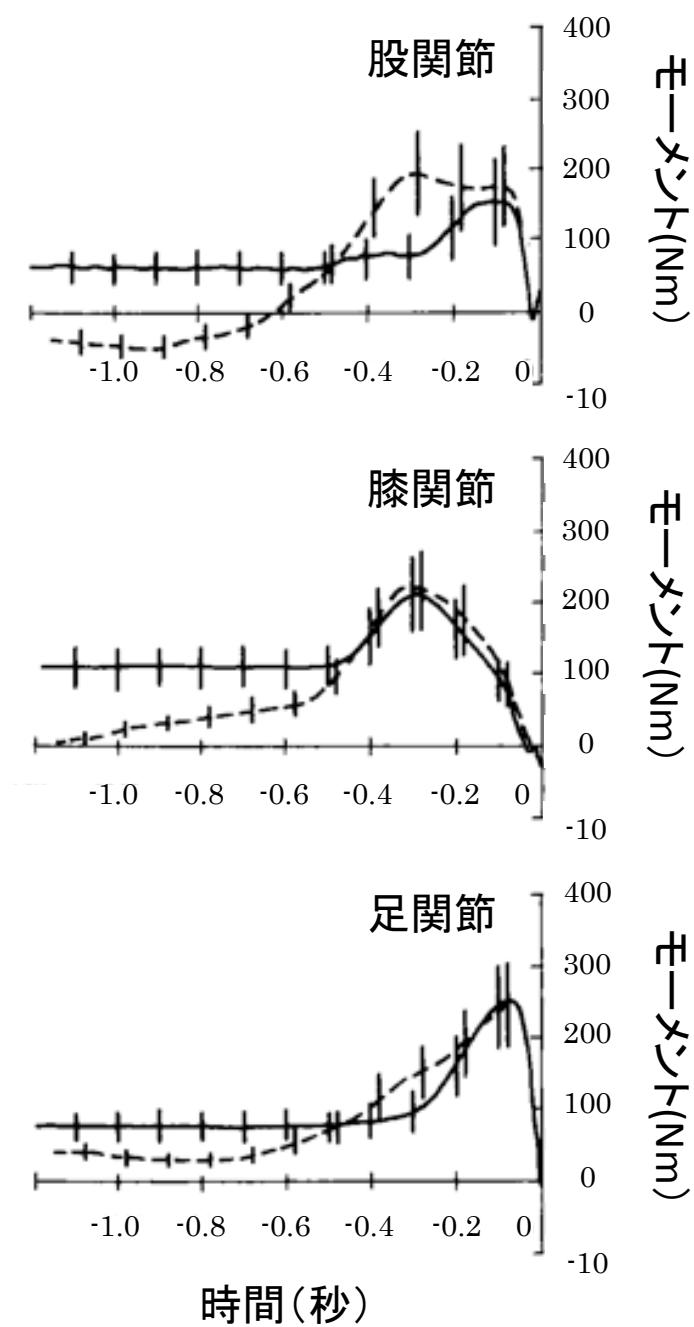


Figure2-22 : 垂直跳び中における下肢三関節モーメント(佐川ほか (1989)を改変)

実線：反動なし垂直跳び 破線：反動あり垂直跳び

地面反力は、44%以降で増加しその後100%になるにつれ減少した(Figure2-17)。Cheng et al. (2008b)やNagano and Gerritsen (2001)のシミュレーション結果における地面反力はシミュレーション開始から増加し、その後減少した(Figure2-23A, B)。また、人を対象とする垂直跳び中の地面反力を検討した研究においても、深代(1992)の結果では、沈み込みによる抜重が起き、その後身体に大きな地面反力が働くことを明らかにしている(Figure2-23C)。深代(1992)の結果のように顕著ではないものの、今回行った数値シミュレーションでの地面反力においても44%まで、沈み込みによる抜重が認められた(Figure2-17)。したがって、本シミュレーションモデルでの地面反力は再現できたと考えられる。

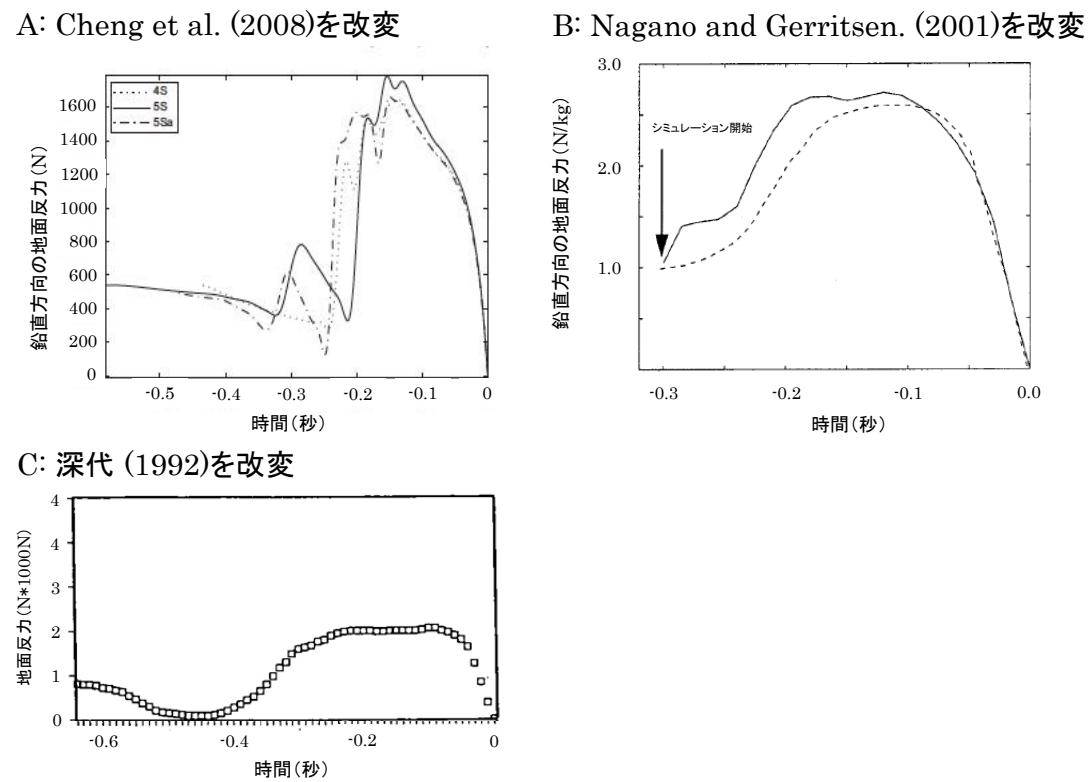


Figure 2-23: 垂直跳びにおける地面反力

- A: 数値シミュレーションにおける結果(Cheng et al. (2008b)を改変)
- B: 数値シミュレーションにおける結果(Nagano and Gerritsen (2001)を改変)
- C: 実測値における結果(深代 (1992)を改変)

2-3-4 結論

本研究で作成した、キックスタートのシミュレーションモデルにおける系のニュートンオイラー運動方程式が、正確に作成されたかどうかを反動あり垂直跳びの数値シミュレーションを行って検証した。その結果、COM の鉛直位置の変位および速度、下肢三関節の角速度および関節モーメント、鉛直方向の地面反力は、先行研究で行われたシミュレーション結果および実測値データと近似した。したがって、本研究で作成したキックスタートのシミュレーションモデルの運動方程式は、正確に作成されたと考えられる。

2-4 実測値を用いた妥当性の検証

2-4-1 方法

被験者

被験者は男子大学生競泳選手 2 名を対象とした。なお、形態特性は Table2-4 に表した。被験者には、実験内容を説明し実験参加の同意を得た。なお、本研究は大阪体育大学研究倫理審査委員会の承諾を得た。

測定プロトコル

25m プール(室温 : 30 度、水温 : 28 度、水深 : 1.35~2m、10 レーン)にて、測定を行った。被験者には、キックスタート試技測定の前に、各自十分なウォーミングアップを行わせた後、最大努力でのキックスタート試技を行った。なお、キックスタート後は 25m 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。

データ取得

キックスタート中の座標データを取得するため、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 コマで撮影し、画角はスタートシグナルから入水までの動作が撮影できるように設定した。なお、マーカーは頭頂、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 点とした。キックスタート中に脚部で働く地面反力データは、スタート台にメインプレート防水小型フォースプレート(TF-2050-W、テック技販社製)を傾斜 10 度および 40 度を設置し、サンプリング周波数 500Hz で取得した。また、手部で働く地面反力は、スタート台前面の左右に防水 3 軸力覚センサー(TLB05-500N、テック技販社製)を設置し、サンプリング周波数 500Hz で取得した。

データ処理

ハイスピードカメラで撮影した映像から、画像解析ソフト(Frame-Dias Ver V, DKH 社製)を用いて手動デジタイズを行い、被験者に貼付したマーカーの実座標を算出した。被験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 (Figure2-24)。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ー

を用いて、先行研究(Welcher et al., 2008; 尾関ほか, 2014)を参考に、遮断周波数 4.0-5.5Hz でデータの平滑化を行った。地面反力データは、先行研究(Tor et al., 2015)を参考に、遮断周波数 10Hz で平滑化した。また、傾斜角 10 度および 40 度に設置されたフォースプレートから得られたデータを、三角関数を用いて絶対座標系における地面反力に変換した。

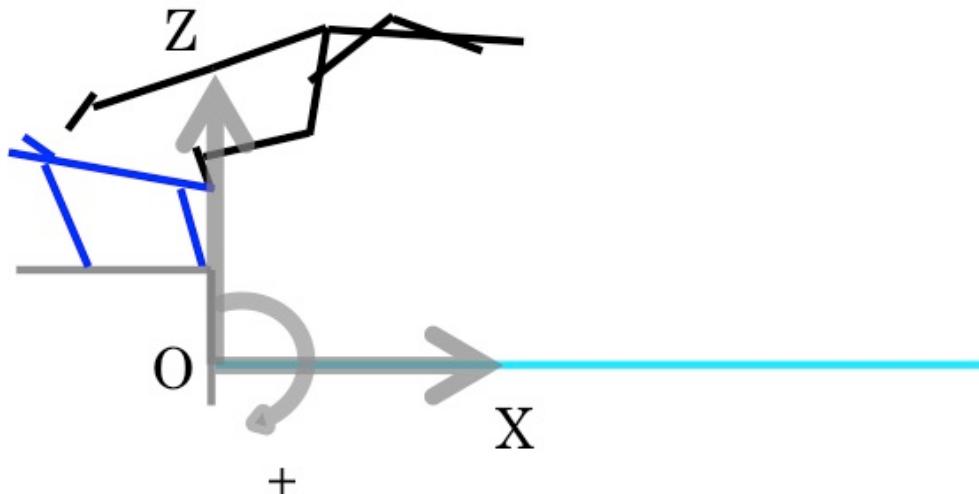


Figure2-24 : 座標系の設定

データ解析

得られた 2 次元座標データから、本研究で使用するシミュレーションモデル同様の、頭・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作成した。各セグメントの慣性係数を阿江ほか (1992) の身体部分慣性係数を用いて算出し、COM を算出した。

解析項目

COM の速度

データ解析で得られた COM の座標データを中央微分することで求めた。また、跳び出し時の COM の速度における水平成分を跳び出し水平速度、鉛直成分を跳び出し鉛直速度とした。

関節角度

シミュレーションモデルにおける角度定義に合わせ(Figure2-7)，体幹セグメント角度、肩関節角度、左右股関節角度、左右膝関節角度および左右足関節角度を算出した。

飛び出し角度

先行研究(武田ほか, 2006; 武田ほか, 2007b; 岩原・窪, 2004)を参考に第1章で記した逆振り子モデルから飛び出し角度を算出した(Figure2-25). スタート台先端と COM の位置を結ぶ線分(L_{COM})を作成し, その線分と水平面がなす角度を身体角度(B_{ang})とした. また, この L_{COM} を中央微分することで, 伸展要素(V_{ex})を算出した(式 16). 身体角度を中心微分することで身体角速度を算出し, L_{COM} を用いて回転要素(V_{ro})を算出した(式 17). また, 算出した伸展要素および回転要素を用いて飛び出し角度を算出した(式 18).

$$V_{ex} = \dot{L}_{COM} \dots \quad 16$$

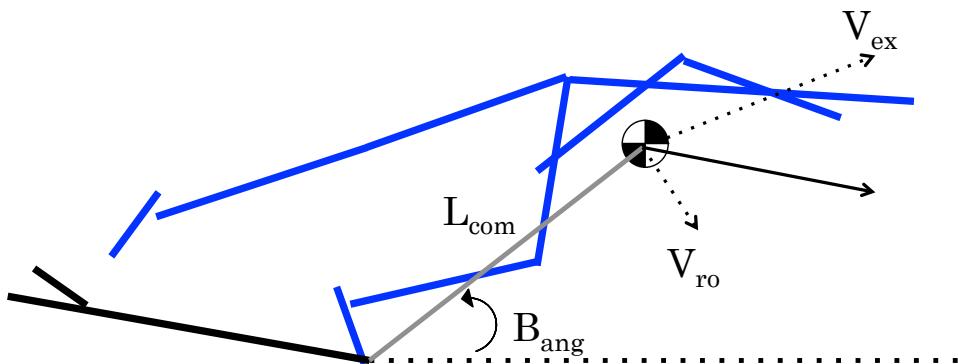


Figure 2-25: キックスタートにおける逆振り子モデル

実測値を基にした数値シミュレーション

先述の測定から得られた 2 次元座標データを用いて、被験者 2 名のセグメント長を測定し、モデルの形態特性を決定した(Table2-4)。なお、各セグメントの慣性係数は、阿江ほか (1992) の身体部分慣性係数を用いて算出した。

Table2-4 : 被験者 2 名の形態特性

	被験者A	被験者B
身長(m)	1.64	1.84
身体質量(kg)	63.0	78.7
年齢(歳)	20	21
頭と体幹セグメント(m)	0.64	0.66
上肢セグメント(m)	0.46	0.48
右大腿セグメント(m)	0.32	0.34
右下腿セグメント(m)	0.34	0.40
右足セグメント(m)	0.15	0.16
左大腿セグメント(m)	0.34	0.36
左下腿セグメント(m)	0.33	0.36
左足セグメント(m)	0.17	0.20

2-2 項で記したキックスタートのシミュレーションモデルを用いて、被験者 2 名分のキックスタート動作を求めた。シミュレーションは以下の手順で行った。

1. 実測値から得られた初期姿勢を与える。
2. 被験者 A および B のバックプレート位置を設定する。
3. 運動方程式をルンゲクッタ法による数値積分を行うことで、キックスタート動作を求める。

最適化計算

COM の跳び出し時の水平速度が最大になる t_0 および t_1 を探索するため、COM の跳び出し水平速度を目的関数とし、滑降シンプレックス法(Nelder and Mead, 1965)により、最適化計算を行った。

解析項目

解析項目は、先述したキックスタート中の実測値と同様に、COM の速度、飛び出し角度および関節角度とした。

類似性の検証

キックスタートの実測値と数値シミュレーションで求めた運動の一致度の指標として、COM の位置および速度、各関節角度の時系列データから相互相関係数を算出した。

なお、数値シミュレーションを含む全ての計算には、MATLAB2007b(MathWorks 社製)による自作プログラムを用いた。

2-4-2 結果

両被験者とも、動作開始から 0.5 秒以降に実測値と数値シミュレーションの間で動作が異なる結果となった(Figure2-26).

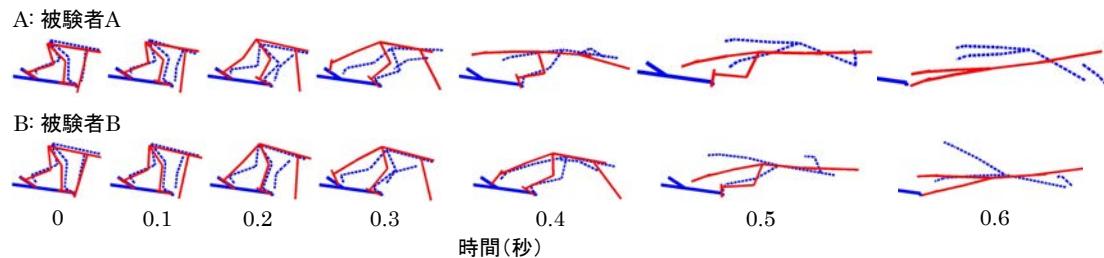


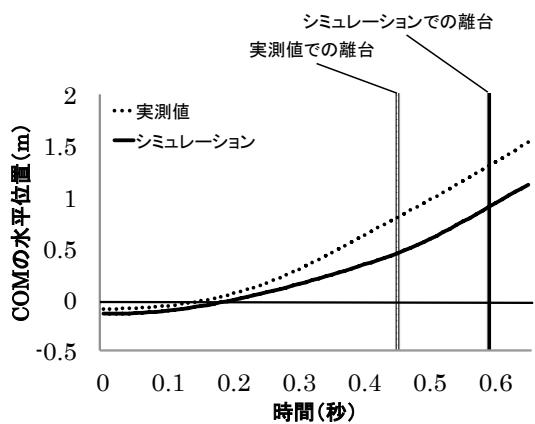
Figure2-26 : キックスタートにおける実測値およびシミュレーション動作の比較
(青破線 : 実測値データ 赤実線 : シミュレーションデータ)

キックスタート中の COM の水平方向および鉛直方向の位置は、実測値と数値シミュレーションの波形が近似しているが認められた(Figure2-27, 2-28). また、相互相関係数は、両被験者とも非常に高い値が認められた(Table2-5)

Table2-5 : 被験者 A および B における実測値とシミュレーション間の相互相関係数

	被験者A	被験者B
COM水平位置	0.99	0.96
COM鉛直位置	0.95	0.98
COM水平速度	0.91	0.84
COM鉛直速度	0.80	0.90
体幹セグメント角度	-0.81	0.72
肩関節角度	-0.93	-0.75
前脚股関節	0.87	0.96
前脚膝関節	0.75	0.84
前脚足関節	0.68	0.93
後脚股関節	0.98	0.97
後脚膝関節	0.82	0.76
後脚足関節	0.97	0.95

A:被験者A



B:被験者B

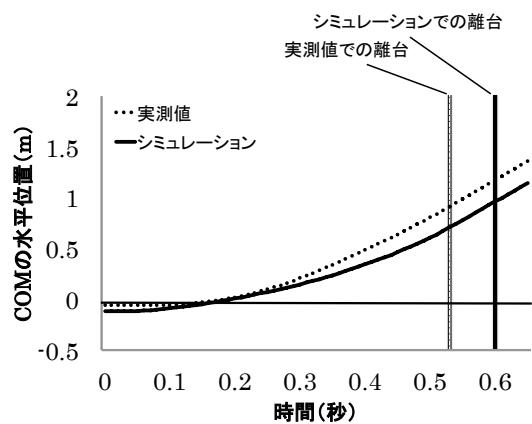
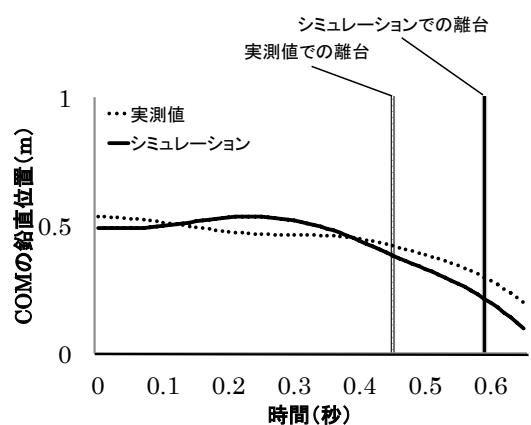


Figure2-27 : COM の水平方向の位置

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

A:被験者A



B:被験者B

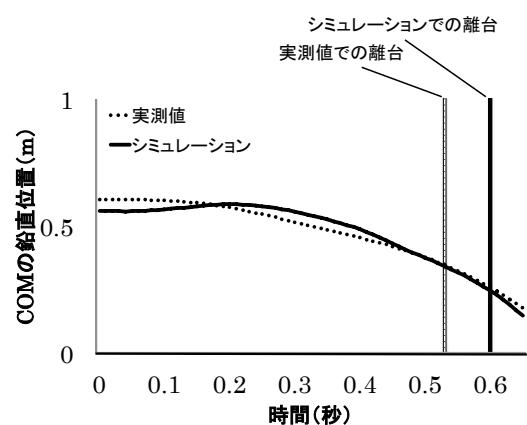


Figure2-28 : COM の鉛直方向の位置

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

飛び出し水平速度は、被験者 A においては数値シミュレーションの方が実測値よりも 5.2% 高く、被験者 B においては数値シミュレーションの方が 1.1% 高い結果となった (Table2-6)。飛び出し鉛直速度は、被験者 A においては数値シミュレーションの方が実測値よりも 156.2% 下向きに高く、被験者 B においては数値シミュレーションの方が 56.4% 下向きに高い結果となった (Table2-6)。また、飛び出し角度は、被験者 A においては数値シミュレーションの方が実測値よりも 127.8% 下向きに大きく、被験者 B においては数値シミュレーションの方が実測値よりも 100.6% 下向きに大きい値が認められた (Table2-6)。

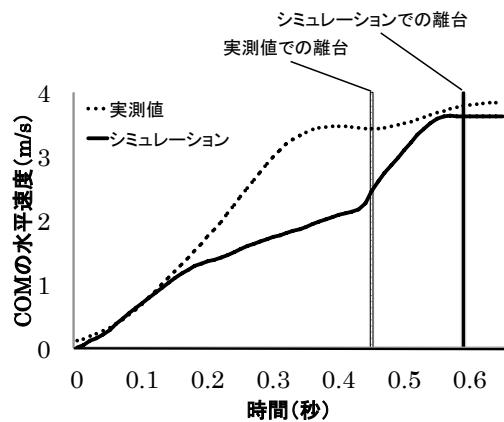
Table2-6 : 実測値および数値シミュレーションにおける

飛び出し水平・鉛直速度、飛び出し角度の結果

被験者A		被験者B	
実測値	シミュレーション	実測値	シミュレーション
飛び出し水平速度 (m/s)	3.43	3.61	3.62
飛び出し鉛直速度 (m/s)	-0.64	-1.64	-1.08
飛び出し角度 (Deg)	-10.73	-24.45	-12.4
			-24.88

キックスタート中の COM の水平方向の速度の変化は、両被験者とも速度の立ち上がりにおいて実測値の方が数値シミュレーションよりも速いことが認められた (Figure2-29)。一方、鉛直速度の変化は両被験者とも実測値はキックスタート中、下向きの速度のみ生成しているが、数値シミュレーションでは一度上向きの速度が生成され、その後下向きの速度が生成されることが認められた (Figure2-29, 2-30)。また、相互相関係数は両被験者とも、高い値が認められた (Table2-5)。

A:被験者A



B:被験者B

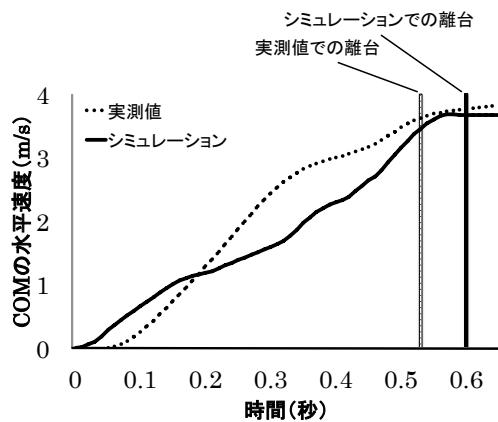
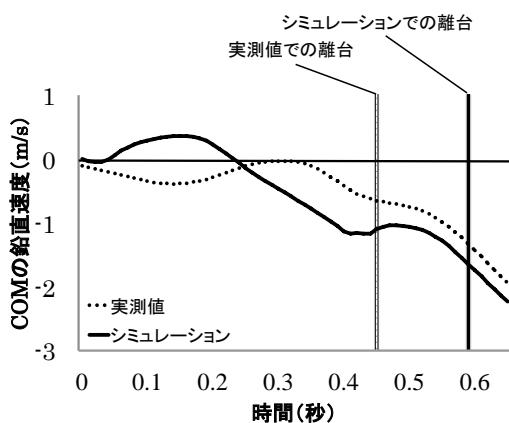


Figure2-29 : COM の水平速度

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

A:被験者A



B:被験者B

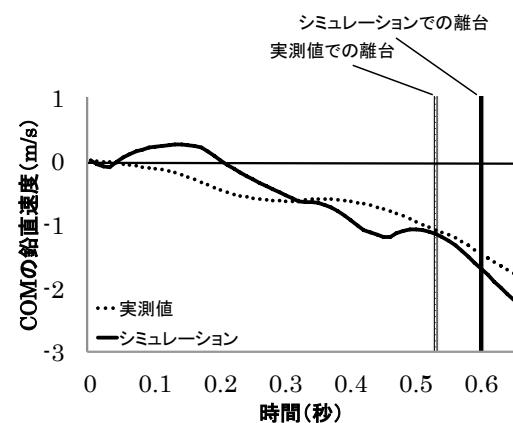
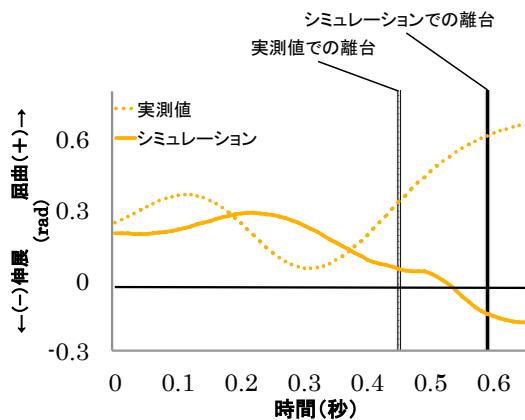


Figure2-30 : COM の鉛直速度

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

キックスタート中の体幹セグメントの角度は、離台時に両被験者とも実測値は屈曲位となつたが、数値シミュレーションでは、伸展位となることが認められた(Figure2-31)。また、相互相関係数において被験者Aは負の相関係数が認められ、被験者Bは正の相関係数が認められた(Table2-5)。

A:被験者A



B:被験者B

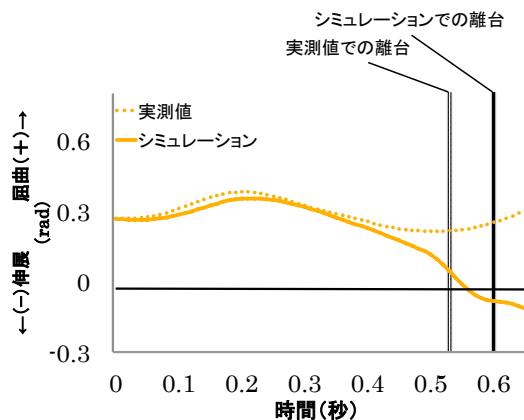
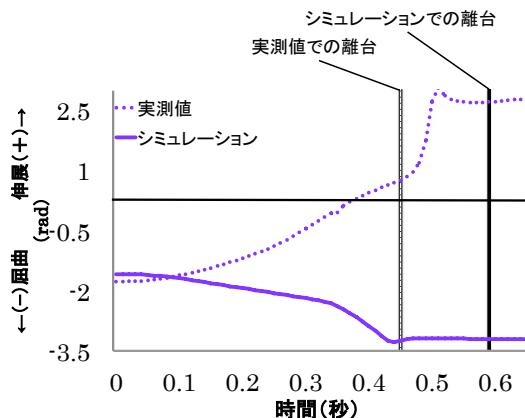


Figure2-31 : 体幹セグメント角度

(A: 被験者 A B: 被験者 B)

キックスタート中の肩関節角度は、両被験者とも実測値は肩関節伸展運動を行うことが認められたが、数値シミュレーションでは、肩関節屈曲運動を行うことが認められた(Figure2-32)。また、相互相関係数は両被験者とも、負の相関係数が認められた(Table2-5)。

A:被験者A



B:被験者B

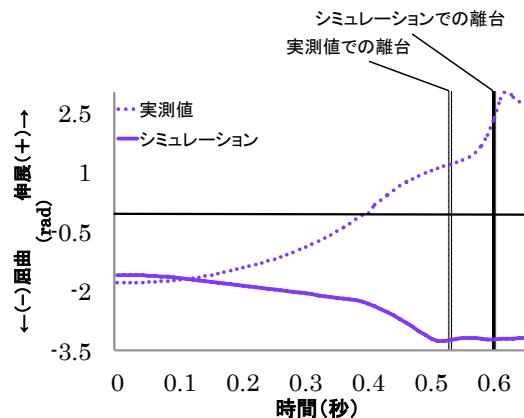


Figure2-32 : 肩関節角度

(A: 被験者 A B: 被験者 B)

キックスタート中の前脚三関節の角度において、両被験者とも、股関節は伸展、膝関節は屈曲後伸展、足関節は背屈後底屈する波形が認められた(Figure2-33). また、相互相関係数は、両被験者とも股関節および膝関節は高い相関係数が認められたが、被験者 A の足関節は 0.7 以下となった(Table2-5).

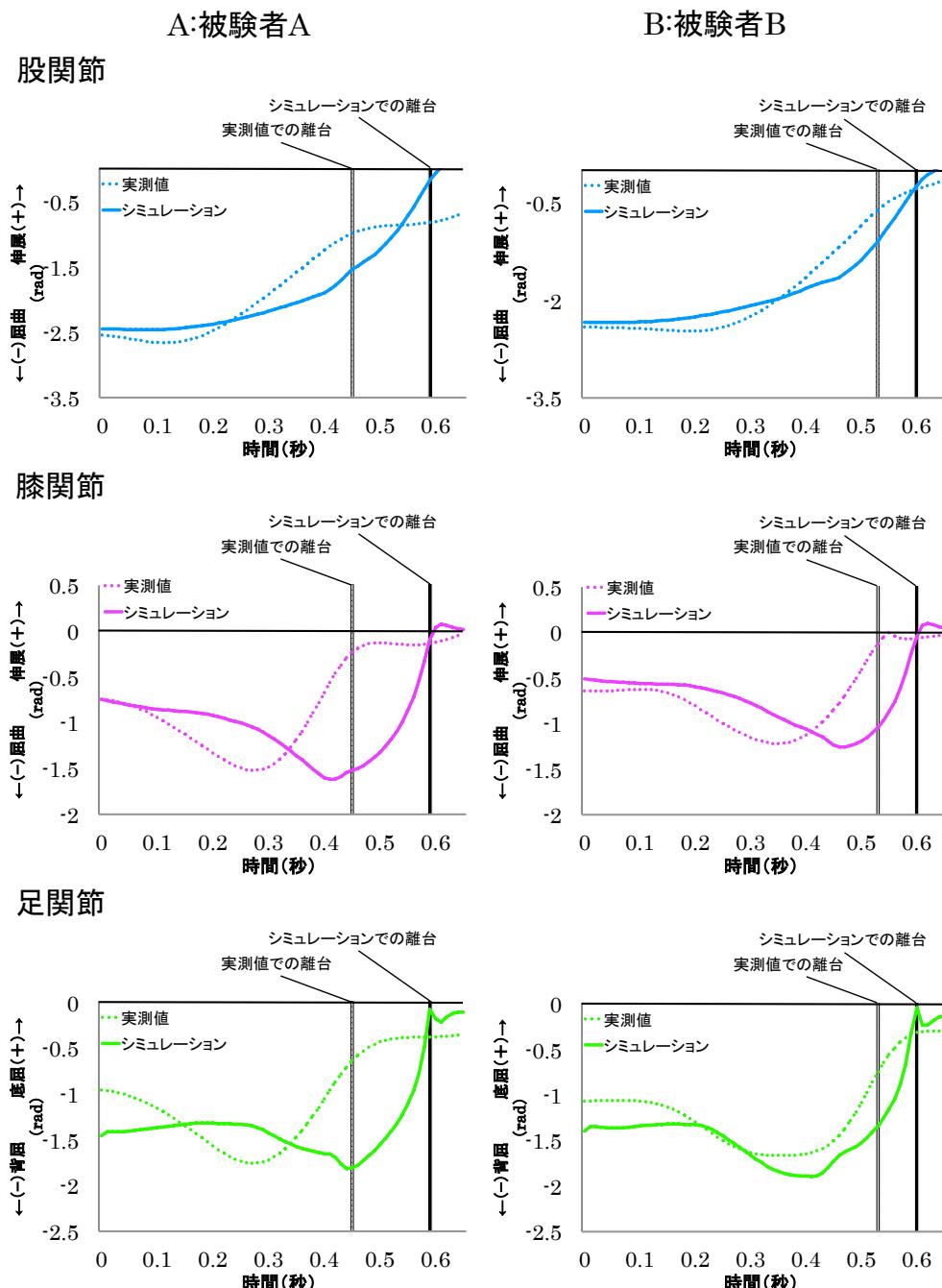


Figure2-33 : 前脚三関節の角度

(A: 被験者 A B: 被験者 B)

キックスタート中の後脚三関節角度において、両被験者とも股関節および膝関節は伸展、足関節は底屈する波形が認められた(Figure2-34). 膝関節においては、両被験者とも、数値シミュレーションの方が実測値よりも完全伸展するまでの時間が短かった。また、相互相関係数は股関節、膝関節および足関節全ての関節で高い値が認められた(Table2-5).

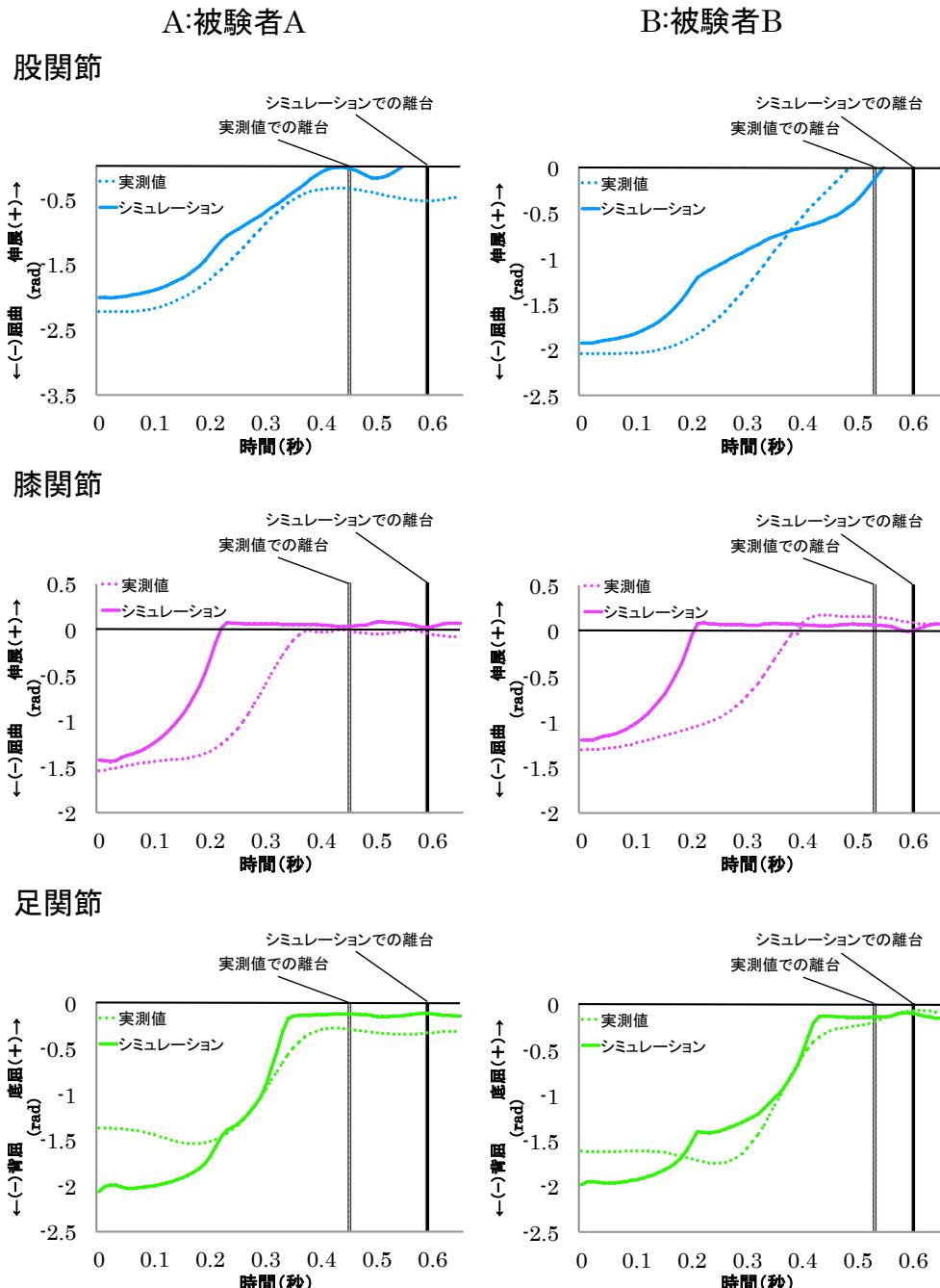


Figure2-34 : 後脚三関節

(A: 被験者 A B: 被験者 B)

キックスタート中に手部で働いた地面反力において、両被験者とも実測値では水平成分は正、鉛直成分は負の方向に働いていたが、数値シミュレーションでは手部に地面反力は働かなかった(Figure2-35).

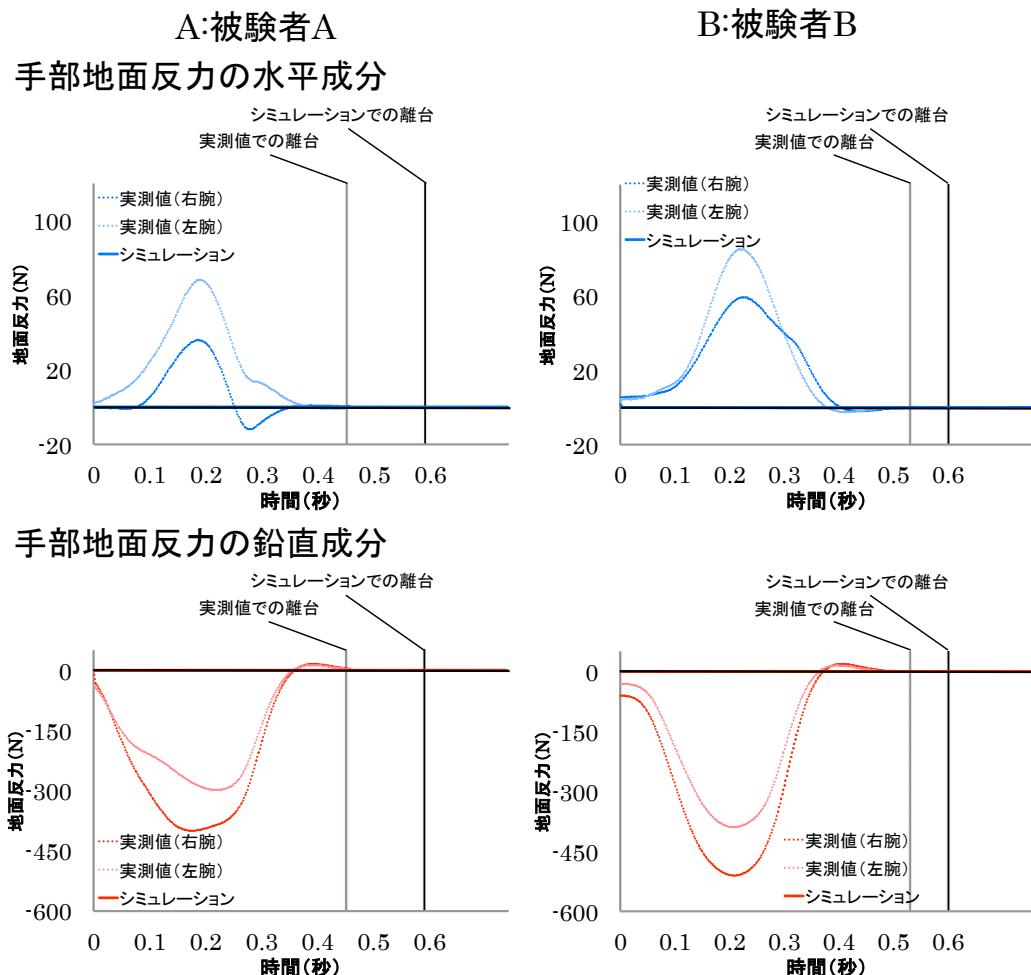


Figure2-35 : 手部における地面反力

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

キックスタート中の前脚で働いた地面反力において、両被験者における実測値および数値シミュレーションでは水平方向、鉛直方向とともに正の値が認められ、離台前で地面反力が大きく働いていることが認められた。両被験者とも、数値シミュレーションで算出した鉛直成分の地面反力は、シミュレーション開始から 0.4 秒までは、実測値よりも小さい値が認められた(Figure2-36)。また、数値シミュレーションで算出した水平および鉛直方向の地面反力は、ノイズが含まれたような波形が認められた(Figure2-35)。

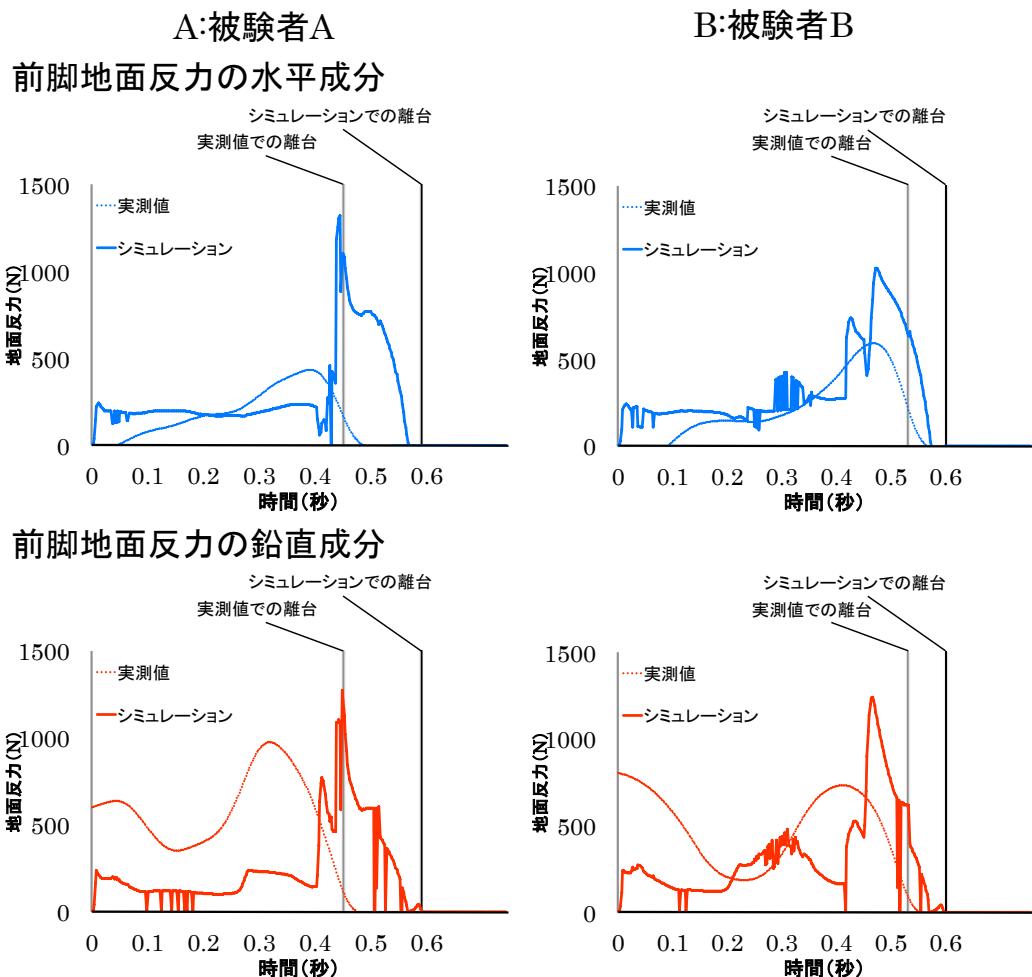


Figure2-36 : 前脚における地面反力

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

キックスタート中の後脚で働いた地面反力において、両被験者における実測値および数値シミュレーション値では後脚離台まで水平方向、鉛直方向とともに正の値が認められた (Figure2-37). 両被験者とも数値シミュレーションで算出した地面反力は、ノイズが含まれたような波形が認められた(Figure2-37).

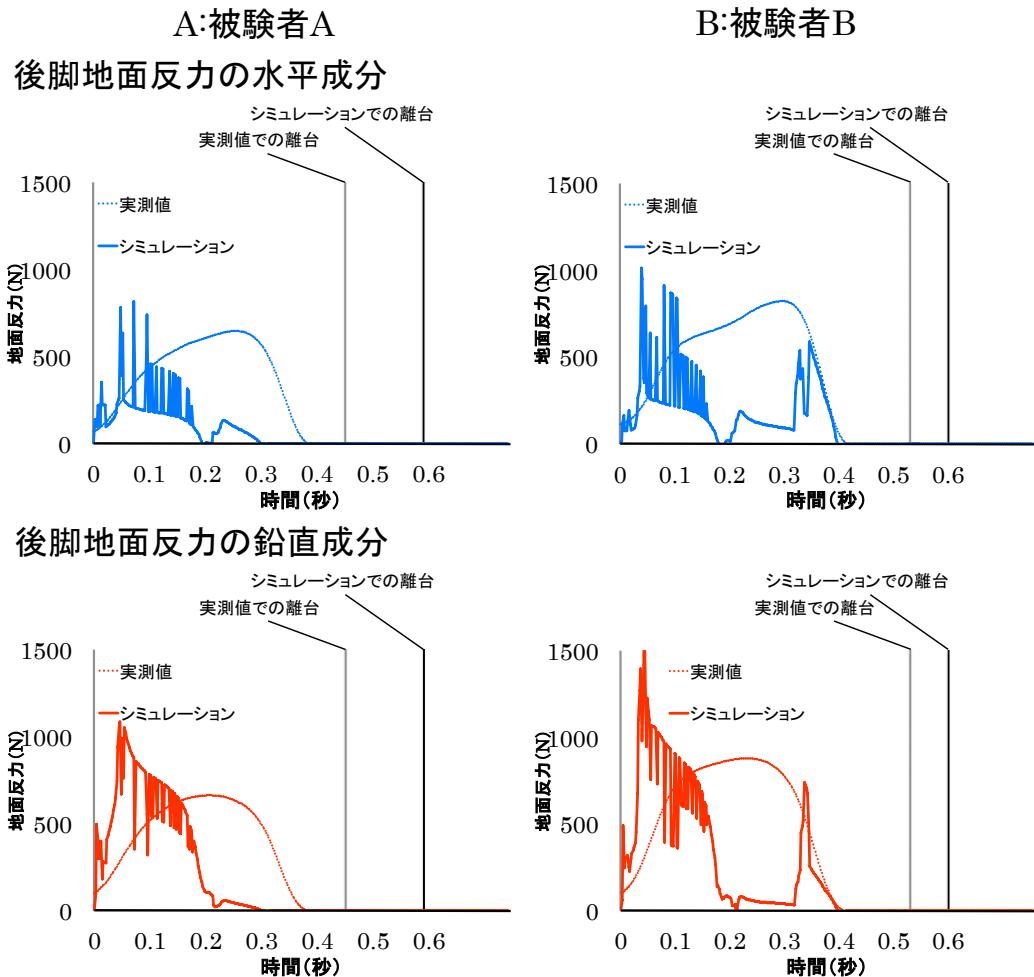


Figure2-37 : 後脚における地面反力

(A: 被験者 A B : 被験者 B)

2-4-3 考察

本章では、キックスタートのシミュレーションモデルの妥当性を実測値データとの比較から検証した。その結果、スタート台離台時の体幹セグメント角度および肩関節角度は実測値と数値シミュレーションの間で異なる結果となった。両脚三関節角度においては、実測値と数値シミュレーションの間で高い相互相関係数が認められた。したがって、本研究で作成したキックスタートのシミュレーションモデルは実測値を再現することができたと考えられる。

飛び出し速度および角度における実測値と数値シミュレーションの比較

飛び出し水平速度は、両被験者とも数値シミュレーションの方が実測値よりも高く、飛び出し鉛直速度は実測値よりも下向きに高くなる結果となった(Table2-6)。また、飛び出し角度は実測値よりも数値シミュレーションの方が下向きに大きい値が認められた(Table2-6)。武田ほか(2006)は飛び出し角度が小さいと、飛び出し水平速度は大きくなり、鉛直速度は下向きに大きくなることを報告している。ここで、本研究における数値シミュレーションでは目的関数を飛び出し水平速度とし、最適化計算を行った。したがって、最適化計算によって飛び出し角度を小さくし飛び出し水平速度を速くするように t_0 および t_1 が探索されたと推察される。しかしながら、COM の位置および速度の相互相関係数は、非常に高い値が認められた(Table2-5)。したがって、本研究のシミュレーションモデルでは、飛び出し角度および鉛直速度は実測値よりも下向きに大きくなるが、実測値のデータを再現することができたと考えられる。

肩関節における実測値と数値シミュレーションの比較

肩関節角度の変位において、実測値では肩関節伸展運動を行うが、数値シミュレーションでは肩関節屈曲運動を行っていた(Figure2-32)。実測値から認められたスタート中の肩関節伸展運動は、バックスイング動作と呼ばれ(鈴木ほか, 2016; Seifert et al., 2010)，スタート中にスタート台先端を押すことで COM を前方に加速することができる事が報告されている(Breed and McElroy, 2000)。本研究におけるシミュレーションモデルでは、肩関節屈曲運動のみであったためこのバックスイングがないキックスタート動作であることが考えられる。

体幹セグメントにおける実測値と数値シミュレーションの比較

体幹セグメント角度において、スタート台離地時の体幹セグメント角度が実測値では屈曲位、数値シミュレーションでは伸展位と異なる結果となった(Figure2-31)。これは、本研究で作成したシミュレーションモデルでは、体幹セグメントは伸展動作のみを行うモデルとなったため、実測値と異なる結果となったことが推察される。ここで、競泳スタートでは、一点入水を行うために、入水時に下肢と体幹がなす角を小さくする(屈曲させる)ことが必要であることが報告されている(Seifert et al., 2010)。このことから、キックスタートでは、入水時に一点入水を行うため、体幹セグメントを屈曲させるように動作を行うことが必要であることが推察される。実際、実測値における体幹セグメント角度の変位を確認すると、両被験者とも体幹セグメントは一度伸展し、その後屈曲する波形が認められた(Figure2-31)。以上のことから、実測値とシミュレーション結果の間で、異なる結果となつたと推察される。

加えて、実測値およびシミュレーション結果における体幹セグメント角度の変位の違いは、キックスタート中における上肢の役割からも説明することができる。実測値および数値シミュレーションにおける手部に働く地面反力を確認すると、両被験者とも実測値では地面反力は生成されていたが、数値シミュレーションでは生成されなかつた。また、定性的ではあるが、キックスタート動作を確認すると、実測値の方が数値シミュレーションよりも手部がスタート台を握っていることによる閉ループが形成されている時間が長く(Figure2-26)，閉ループが形成されている間では、体幹セグメントは伸展することなく、体幹屈曲位を保持したまま、身体が前方に移動し離台するように身体が動くことが確認できる(Figure2-26, 2-31)。したがって、手部がスタート台を握っていることによる閉ループ形成は、体幹セグメント角度の変位およびキックスタート動作に影響することが推察される。また、実測値において脚部で働く地面反力は鉛直上向きであるに対し、手部では鉛直下向きに働いていることから(Figure2-35, 2-36, 2-37)，上肢はキックスタート中に身体の鉛直上方向への移動を抑制していることが推察される。実際、実測値では COM の鉛直方向の位置が上向きに移動することではなく、鉛直速度においてもキックスタート中は常に下向きの値をとる一方で、数値シミュレーションでは COM が上向きに移動し、その後下向きに移動することが認められた(Figure2-28, 2-30)。以上のことから、本研究で作成したシミュレーションモデルでは、手部で地面反力が働くかなかったことから、飛び出し時における体幹セグメントの角度が影響を受けた可能性が推察される。

体幹セグメントおよび肩関節がキックスタート動作およびパフォーマンスに与える影響

先述のように、体幹グメント角度の変位および肩関節角度の変位は実測値と数値シミュレーションの間で異なる結果となった。したがって、本研究のシミュレーションモデルでは、身体を剛体リンクセグメントモデルで表現されているため、数値シミュレーションを用いて求めたキックスタートにおける下肢三関節角度の変位や COM の軌跡、および跳び出し水平速度に影響していることが推察される。しかしながら、両被験者とも、両脚三関節の角度において実測値とシミュレーションの間で相互相関係数は高い値が認められており(Table2-5)、COM の水平および鉛直方向の位置の変位においても高い相互相関係数が認められている(Table2-5)。また、キックスタート中の実測値で認められたバックスイング動作によって、スタート中にスタート台先端を押すことで COM を前方に加速することができること(Breed and McElroy, 2000)、手部で地面反力が働き跳び出し水平速度生成に 6.8%貢献していることが明らかとされている(尾関ほか, 2016)。しかしながら、前脚および後脚で働く地面反力は跳び出し水平速度生成に、それぞれ 34.6%および 58.6%貢献していることが明らかとされていることから(尾関ほか, 2016)、手部は下肢に比べて跳び出し水平速度への貢献が小さいと考えられる。以上のことから、本研究で作成されたシミュレーションモデルにおいて、体幹セグメントや肩関節の角度変位が実測値と異なるが、シミュレーション結果への影響は小さいと考えられる。

前脚三関節における実測値と数値シミュレーションの比較

前脚三関節において、両被験者実測値およびシミュレーション間での相互相関係数は高い値となった(Table2-5)。また、股関節は伸展、足関節は一度背屈されその後底屈、膝関節は一度屈曲してから伸展することが認められた(Figure2-33)。本研究のシミュレーションモデルにおいても、前脚下肢三関節の関節モーメントは小池ほか (2015)および Sakai et al. (2016)の研究を参考に計算を行った。小池ほか (2015)および Sakai et al. (2016)はキックスタート中の下肢三関節モーメントについて調査しており、股関節はスタート中伸展、足関節は底屈モーメントを発揮し、膝関節は屈曲モーメントを発揮した後、伸展モーメントを発揮することを明らかにしている。したがって、シミュレーションモデルにおいて、実測値に近似した前脚三関節の運動を再現することができたと考えられる。

後脚三関節における実測値と数値シミュレーションの比較

後脚三関節において、実測値および数値シミュレーション間での相互相関係数は高い値となった(Table2-5)。また、実測値およびシミュレーション結果における股関節および膝関節は伸展、足関節は底屈することが認められた(Figure2-34)。前脚三関節同様、本研究のシミュレーションモデルは、小池ほか (2015)およびSakai et al. (2016)の研究を参考に計算を行ったが、膝関節においては、両被験者とも数値シミュレーションの方が実測値よりも、完全伸展するまでにかかる時間が短かった。これは、最適化計算によって膝関節はシミュレーション開始後すぐに伸展を開始するように、式 11-13 における t_0 および t_1 が探索された結果であると推察される。以上のことから、本研究のシミュレーションモデルにおいて、後脚膝関節は実測値よりも完全伸展する時間が短いが、実測値に近似した関節の運動が再現することができたと考えられる。

手部で働く地面反力

手部における地面反力において、両被験者とも実測値では地面反力は生成されていたが、数値シミュレーションでは生成されなかった。先述の通り、実測値では肩関節伸展運動を行っていたが、数値シミュレーションでは肩関節屈曲運動を行っていた。実測値では、この肩関節伸展運動により、スタート台先端を押す動作が行われ、手部で地面反力が働いたが、シミュレーションモデルでは、スタート台を押す動作が行われず、地面反力は働かなかつたと推察される。したがって、本研究のシミュレーションモデルでは、手部で働く地面反力は再現されなかつたと考えられる。

脚部で働く地面反力

前脚における地面反力において、両被験者とも、数値シミュレーションで算出した前脚の鉛直成分の地面反力は、実測値よりも小さい値となる区間が認められた(Figure2-36)。本研究で用いた地面反力のモデルは、足セグメントにおけるつま先、中足趾節関節位置およびかかと位置がスタート台に接地すると、指數関数的に働くよう設定されている(式 2, Figure2-3)。つまり、接地点の鉛直方向の位置が、スタート台の鉛直方向の位置よりも小さくなるにつれ、地面反力が大きくなるモデルとなっている。したがって、数値シミュレーションで算出した前脚における地面反力は、前足における接地点の鉛直位置とスタート台の鉛直位置の差が小さかつたため、実測値よりも小さい値が算出されたと推察される。

また、本研究で算出した地面反力は、実測値および数値シミュレーションとともに、後脚離台および前脚離台まで、地面反力が働く波形が認められたが、数値シミュレーションで算出した地面反力はノイズが含まれたような波形が認められた。斜面における地面反力の計算では、斜面に対して鉛直および水平に働く地面反力を、三角関数を用いて分解し、合成することで、絶対座標系(Global Coordinate System: GCS)での地面反力を算出する(式4-6, Figure2-38)。ここで、本研究のモデルでは水平方向の地面反力を摩擦力と定義し、式5から計算を行った。摩擦力の計算では、接地点の速度が-1/1000(m/s)から1/1000(m/s)の間で変動する場合、Figure2-5から数値が大きく変動することが推察される。したがって、数値シミュレーションでは接地点の速度が非常に小さい値で変動したことで、摩擦力の数値が変動した結果、脚で働いた地面反力の数値が大きく変動したことが推察される。したがって、本研究で作成したシミュレーションモデルにおける地面反力は、実測値と似た波形を得ることができるが、数値は大きく変動するモデルであることが示唆される。

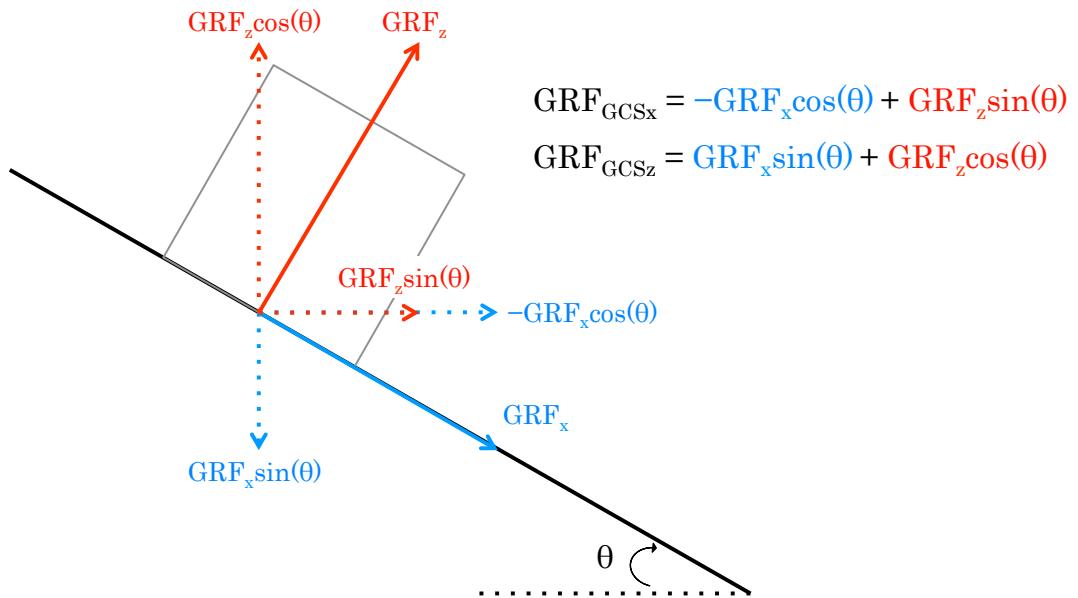


Figure2-38 : 斜面における地面反力計算の模式図

(GRF_{GCSx} および GRF_{GCSz} は絶対座標系からみた鉛直および水平方向の地面反力)

本シミュレーションモデルの Limitation

本研究で作成したシミュレーションモデルの **Limitation** は三つある。一つ目は、先述したように、キックスタート中の肩関節角度の変位は再現されなかつたことである。そのため、数値シミュレーションにおけるキックスタート動作に影響していることが推察されたが、シミュレーション結果への影響は小さいと考えられた。しかしながら、今後肩関節角度の変位を考慮に入れたモデルを作成することで、より妥当性の高いキックスタートのシミュレーションモデルを作成することができると考えられる。

二つ目に、先述した体幹セグメント角度の変位は今回のシミュレーションモデルでは再現されなかつた事である。肩関節同様、体幹セグメント角度の変位は数値シミュレーションにおけるキックスタート動作に影響していると推察されるが、シミュレーション結果への影響は少ないことが考えられた。しかしながら、今後体幹セグメントの姿勢や角度の変位も考慮したモデルを作成することで、より妥当性の高いキックスタートのシミュレーションモデルを作成することができること、加えてスタート台離地後から入水までのフライト期における研究も行うことができるようになると考えられる。

三つ目に、先述した地面反力は、数値が大きく変動するモデルであった事である。地面反力といった外力は、人の身体動作に大きく影響するため、本研究のシミュレーションモデルにおける地面反力の変動は、シミュレーション結果に影響を与えていることが推察される。この変動は、水平方向の地面反力の推定が大きく影響しているため、今後水平方向の地面反力のモデルを変更し、地面反力における数値の変動がないモデルを作成することで、より正確なシミュレーションモデルを作成することができると考えられる。

2-5 本章の結論

本章では、本研究で使用するシミュレーションモデルの妥当性を、垂直跳びのシミュレーションおよび実測値データを用いて検証を行った。その結果、

1. キックスタートのシミュレーションモデルを用いて、垂直跳びのシミュレーションを行うことができたため、本研究での運動方程式は正確に作成されたことが示唆された。
2. キックスタート中における下肢三関節においては実測値と近似した運動を得ることができた。一方で、体幹セグメントおよび肩関節においては、実測値と異なる運動が得られたが、シミュレーション結果への影響は小さいことが示唆された。
3. COM の位置、速度および両脚三関節において、実測値と数値シミュレーションとの間での相互相関係数は高い値が認められた。
4. 地面反力において数値シミュレーションでは手部では働くが、脚で働く地面反力の時系列変化は実測値と近似したが、推定値は大きく変動することが認められた。

以上のことから、本研究で作成したシミュレーションモデルは体幹セグメントおよび肩関節の動き、地面反力の誤差は少なからず含まれるが、妥当なシミュレーションモデルであることが示唆された。

第3章 キックスタートにおける初期姿勢が スタートパフォーマンスへ与える影響

3-1 本章の目的

キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスへ与える影響について研究が多く行われている。Honda et al. (2012)およびWelcher et al. (2008)はトラックスタートにおいて、身体の質量中心(Center of Mass: COM)を後脚側に位置させる後脚荷重姿勢および前脚側に位置させる前脚荷重姿勢の2種類の初期姿勢から行うスタートのパフォーマンスを評価しており、飛び出し水平速度は後脚荷重姿勢の方が高く、ブロックタイムは前脚荷重姿勢の方が短いことを報告している。さらに、Barlow et al. (2014)はキックスタートにおける後脚荷重姿勢は前脚荷重姿勢よりも、5mおよび15mの通過タイムが短いことを報告している。これは、後脚荷重姿勢はCOMの位置がスタート台先端から後方に位置しており、ブロックタイムが長くなることで、より大きな水平方向の力積を獲得することができること、加えて飛び出し水平速度生成に貢献する後脚(Slawson et al., 2013)を効果的に使うことができるからであると考えられている(Barlow et al., 2014)。それらの研究以外にも、Slawson et al. (2012)は、キックスタートにおいて後脚膝関節が80-90°の姿勢では、鉛直方向の地面反力が大きくなり100-110°の姿勢では水平方向の地面反力が大きくなることを報告している。Slawson et al. (2011)は、キックスタートにおいて足の幅が広い位置よりも、狭い位置の方が飛び出し水平速度、バックプレートで働く鉛直および水平方向の地面反力のピーク値が有意に大きいことを報告している。また、Takeda et al. (2012)はキックスタートにおいて、バックプレートの位置がスタートパフォーマンスへ与える影響について調べ、0.44m位置の方が0.29m位置よりも、飛び出し水平速度が高く、ブロックタイムは短いことを明らかにした。Takeda et al. (2012)の研究は、バックプレートの位置を変えることでスタート時の初期姿勢が変わりスタートパフォーマンスに影響したことが推察される。以上のように多くの研究によって、キックスタートの初期姿勢がパフォーマンスに与える影響について明らかにされている。

上述した通り、キックスタートにおいてスタート時の初期姿勢はスタートパフォーマンスに影響を与えることが多くの研究が明らかにしている。ここで、姿勢が変わると関節角度が変わり、関節角度が変わることで筋の長さ・力関係(Lieber, 1992)から、力発揮の大きさが変わるためスタートパフォーマンスに影響することが推察される。以上の研究は、COM の水平方向の位置を検討したものが多いため、鉛直方向の位置の違いも同様に関節角度が変わり、力の発揮力が変わることから跳び出し水平速度といったスタートパフォーマンスに影響することが推察される。そこで、本章では、第2章で作成したシミュレーションモデルを用いて、キックスタートにおける身体の質量中心の位置がスタートパフォーマンスに与える影響について明らかにすることを目的とした。

3-2 方法

3-2-1 シミュレーションモデルの概要

第2章にて、キックスタート動作を求めるために作成したシミュレーションモデルを用いた。モデルの形態特性は、競泳競技経験のある健常男性1名とし、各セグメントの慣性係数は、阿江ほか(1992)の身体部分慣性係数を用いて算出した(Table2-3)。

3-2-2 シミュレーション条件

COMの初期位置は、COMの水平方向の位置をBarlow et al.(2014)を参考に、後脚荷重姿勢(以下Rear姿勢)、中間荷重姿勢(以下Normal姿勢)および前脚荷重姿勢(以下Front姿勢)の3姿勢設定した。また、この3姿勢においてCOMの鉛直方向の位置をそれぞれ4種類の位置を設定し、計12条件設定した(Table3-1, Figure3-1)。

Table3-1：本研究で設定したCOMの初期位置

	水平位置(m)	鉛直位置(m)	条件名
Front	-0.15	0.62	F _{0.62}
	-0.15	0.61	F _{0.61}
	-0.16	0.60	F _{0.60}
	-0.15	0.59	F _{0.59}
Normal	-0.21	0.63	N _{0.63}
	-0.21	0.62	N _{0.62}
	-0.21	0.60	N _{0.60}
	-0.21	0.58	N _{0.58}
Rear	-0.28	0.63	R _{0.63}
	-0.28	0.61	R _{0.61}
	-0.28	0.60	R _{0.60}
	-0.27	0.59	R _{0.59}

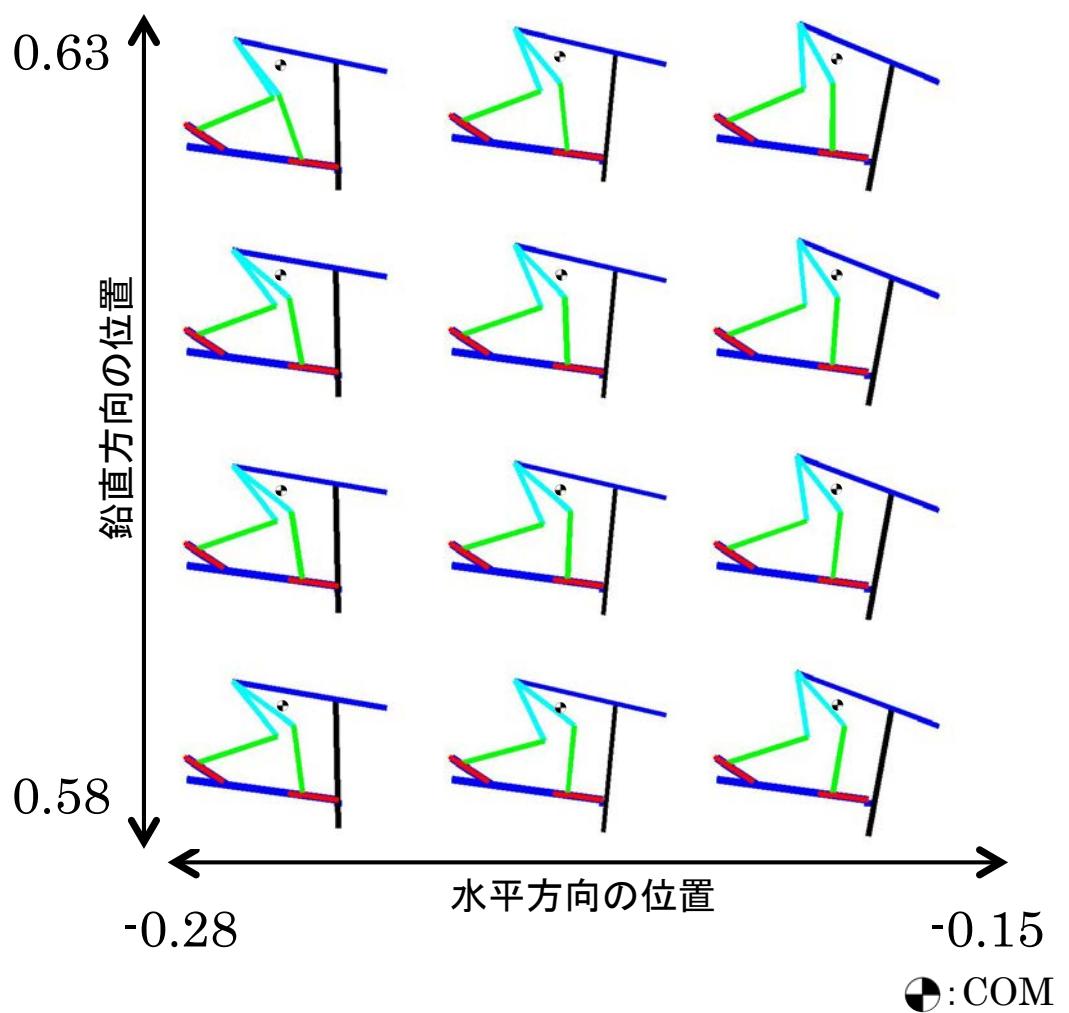


Figure3-1 : 本研究で設定したキックスタートにおける初期姿勢

3-2-3 最適化計算

飛び出し水平速度が最も高くなる, t_0 および t_1 を探索するために(式 11-13), 跳び出し水平速度を目的関数とし, 滑降シンプレックス法(Nelder and Mead, 1965)により最適化計算を行った.

3-2-4 解析項目

解析区間は, シミュレーション開始から前脚離地までとした.

- COM の速度

数値シミュレーションで得られたセグメントの座標データから COM を算出し, COM の座標データを中央微分することで求めた. また, 前脚離地時の COM の速度における水平成分を飛び出し水平速度, 鉛直成分を飛び出し鉛直速度とした.

- ブロックタイム

シミュレーション開始から前脚離地までの時間とした.

- 後脚離地時間

シミュレーション開始から後脚が離地するまでの時間とした.

- 前脚支持時間

後脚が離地してから前脚が離地するまでの時間とした.

- 力積

キックスタート中に身体に働いた地面反力を時間積分することで求めた.

- 角力積

キックスタート中に発揮された関節モーメントを時間積分することで求めた. なお, 後脚三関節はシミュレーション開始から後脚離地もしくは完全伸展するまでの関節モーメント, 前脚股関節および足関節はシミュレーション開始から前脚離地もしくは完全伸展するまでの関節モーメントを時間積分した. また, 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ため(小池ほか, 2015; Sakai et al., 2016), 伸展モーメントのみを時間積分を行った.

なお, 数値シミュレーションを含む全ての計算には, MATLAB2007b(MathWorks 社製)による自作プログラムを用いた.

3-3 結果

Front, Normal および Rear の 3 姿勢における初期姿勢時のキネマティクス指標, 関節角度, 力積および角力積の結果, 3 姿勢それぞれにおける COM の鉛直方向の位置でのキネマティクス指標, 関節角度, 力積および角力積の結果について記した.

3-3-1 COM の水平方向の位置とスタートパフォーマンス

飛び出し水平速度は, Front, Normal および Rear 姿勢の順で高く, 跳び出し鉛直速度は Front 姿勢が最も下向きに高い結果となった(Table3-2, Figure3-2). ブロックタイムは, Front, Normal および Rear 姿勢の順で短い結果となった(Table3-2, Figure3-2). また, 後脚支持時間は Rear, Normal および Front 姿勢の順で長く, 前脚支持時間は Front, Normal および Rear 姿勢の順で長い結果となった(Table3-2, Figure3-2).

Table3-2 : Front, Normal および Rear 姿勢におけるキネマティクス指標の結果

	Front	Normal	Rear
COMの水平位置 (m)	-0.16	-0.21	-0.28
COMの鉛直位置 (m)	0.60	0.60	0.60
飛び出し水平速度 (m/s)	3.91	3.88	3.81
飛び出し鉛直速度 (m/s)	-1.84	-1.56	-1.63
飛び出し速度 (m/s)	4.36	4.14	4.14
飛び出し角度(Deg)	-25.37	-21.86	-23.28
ブロックタイム (sec)	0.62	0.68	0.7
後脚離地時間 (sec)	0.36	0.44	0.48
前脚支持時間 (sec)	0.26	0.23	0.22

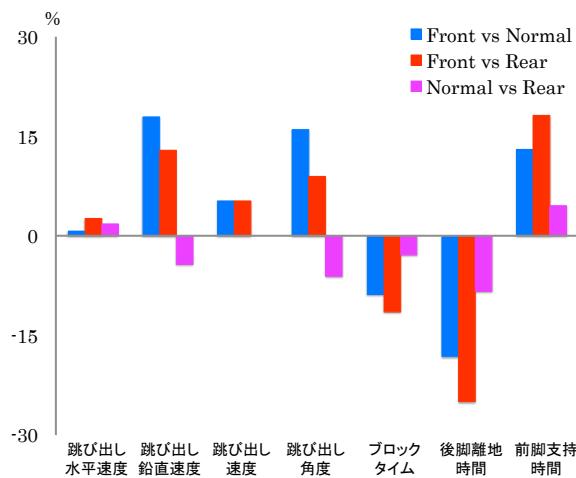


Figure3-2 : Front, Normal および Rear 姿勢のキネマティクス指標における結果の差(%)

前脚三関節における股関節の角度は、3姿勢間で大きな違いは認められなかつたが、膝関節はNormal姿勢が最も屈曲しており、足関節はRear, NormalおよびFront姿勢の順で背屈していた(Table3-3, Figure3-3)。また、後脚三関節において股関節および膝関節角度は、Rear, NormalおよびFront姿勢の順で屈曲していたが、足関節の角度は3姿勢間で大きな違いは認められなかつた(Table3-3, Figure3-3)。

Table3-3 : Front, Normal および Rear 姿勢の初期姿勢時の関節角度

(股関節：正は伸展、負は屈曲、膝関節：正は屈曲、負は伸展、
足関節：正は底屈、負は背屈)

	Front	Normal	Rear
体幹セグメント(Deg)	25.71	16.36	12.41
肩関節(Deg)	-107.49	-102.07	-103.39
前脚股関節(Deg)	-147.37	-148.56	-147.43
前脚膝関節(Deg)	36.84	44.05	37.90
前脚足関節(Deg)	-85.18	-81.85	-72.88
後脚股関節(Deg)	-122.14	-126.41	-134.16
後脚膝関節(Deg)	72.13	88.77	97.74
後脚足関節(Deg)	-115.7	-118.73	-115.98

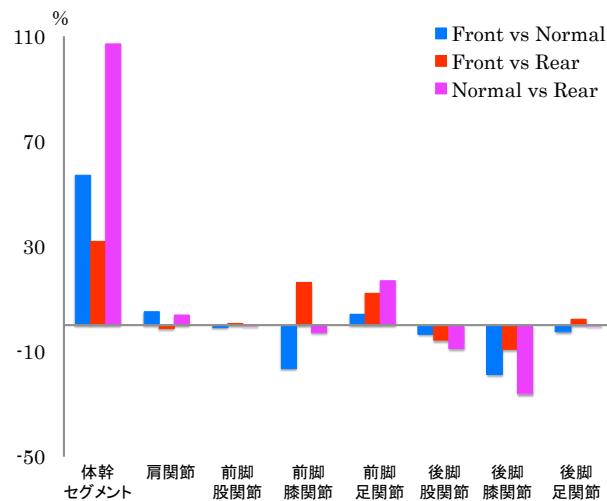


Figure3-3 : Rear, Normal および Front 姿勢の初期姿勢時の関節角度の差(%)

前脚で生成された水平方向の力積は、Front, Normal および Rear 姿勢の順で大きい値が認められた一方で、後脚で生成された水平および鉛直方向の力積は、Rear, Normal および Front 姿勢の順で大きい値が認められた(Table3-4, Figure3-4). また、前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計は、Front, Normal および Rear 姿勢の順で大きい値が認められた一方で、鉛直方向の力積の合計は、Rear, Normal および Front 姿勢の順で大きい値が認められた(Table3-4, Figure3-4).

Table3-4 : Front, Normal および Rear での力積の結果

		Front	Normal	Rear
水平方向の力積 (Ns)	前脚	177.86	163.45	139.07
	後脚	82.48	93.17	112.18
	合計	260.34	256.62	251.25
鉛直方向の力積 (Ns)	前脚	165.30	176.12	157.85
	後脚	131.69	178.67	208.51
	合計	296.99	354.79	366.36

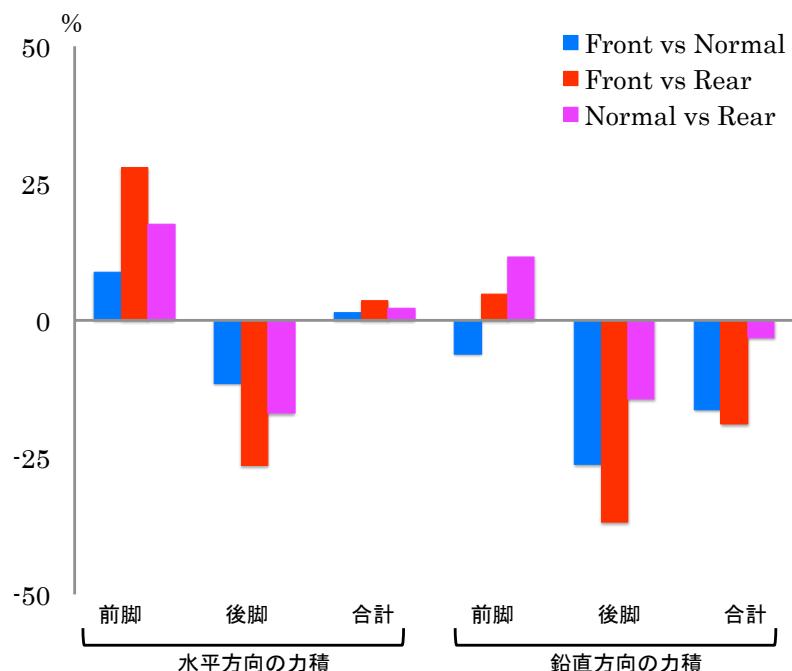


Figure3-4 : Front, Normal および Rear の力積の差(%)

前脚の股関節および足関節の角力積は Front, Normal および Rear 姿勢の順で大きい値が認められた一方で、後脚三関節の角力積は Rear, Normal および Front 姿勢の順で大きい値が認められた(Table3-5, Figure3-5). 前脚三関節における角力積の合計は、Front, Normal および Rear の順で大きい値が認められた一方で、後脚では Rear, Normal および Front 姿勢の順で大きい値が認められた(Table3-5, Figure3-5). また、両脚三関節の角力積の合計は Normal, Rear および Front 姿勢の順で大きい値が認められた(Table3-5, Figure3-5).

Table3-5 : Front, Normal および Rear 姿勢での角力積の結果

		Front	Normal	Rear
前脚(Nms)	股関節	90.02	85.58	72.15
	膝関節	13.67	15.69	16.38
	足関節	35.33	33.74	27.29
	合計	139.04	135.02	115.83
後脚(Nms)	股関節	17.29	20.77	29.29
	膝関節	21.63	32.32	36.72
	足関節	15.21	22.32	27.03
	合計	54.14	75.42	93.05
前脚+後脚		193.19	210.44	208.88

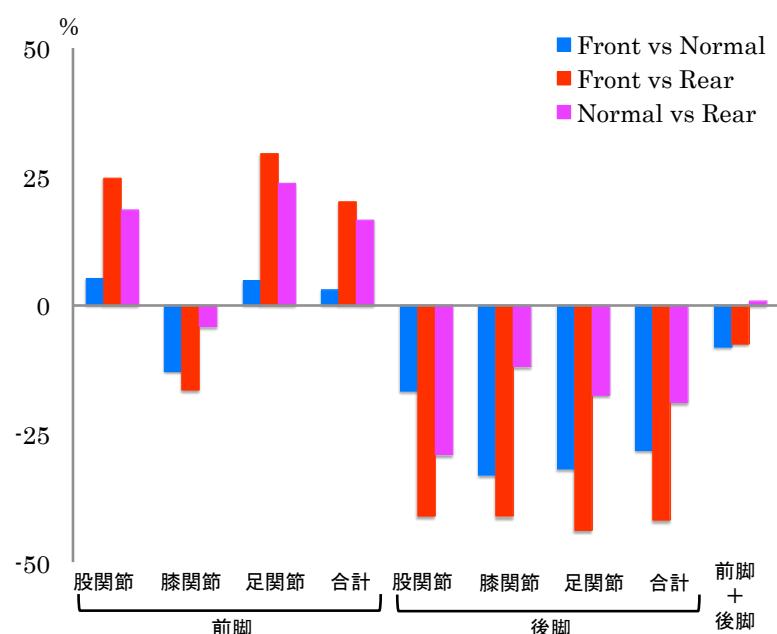


Figure3-5 : Front, Normal および Rear 姿勢での角力積の差(%)

3-3-2 Front 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス

飛び出し水平速度は、 $F_{0.60}$ 姿勢が最も高く、 $F_{0.62}$ 姿勢が最も低くなる結果となった。後脚離地時間は、 $F_{0.62}$ が最も短く、 $F_{0.61}$ 、 $F_{0.60}$ および $F_{0.59}$ 姿勢は同等であり、前脚支持時間は、 $F_{0.62}$ 姿勢が最も長く、 $F_{0.61}$ 、 $F_{0.60}$ および $F_{0.59}$ 姿勢は同等である結果となった (Table3-6, Figure3-6)。また、ブロックタイムは、 $F_{0.62}$ 姿勢が最も長い結果となった (Table3-6, Figure3-6)。

Table3-6 : Front 姿勢におけるキネマティクス指標の結果

	$F_{0.62}$	$F_{0.61}$	$F_{0.60}$	$F_{0.59}$
COMの水平位置 (m)	-0.15	-0.15	-0.16	-0.15
COMの鉛直位置 (m)	0.62	0.61	0.60	0.59
飛び出し水平速度 (m/s)	3.77	3.90	3.91	3.90
飛び出し鉛直速度 (m/s)	-1.99	-1.81	-1.84	-1.94
飛び出し速度 (m/s)	4.30	4.32	4.36	4.3
飛び出し角度(Deg)	-27.75	-24.67	-25.37	-26.44
ブロックタイム (sec)	0.64	0.62	0.62	0.62
後脚離地時間 (sec)	0.31	0.35	0.36	0.36
前脚支持時間 (sec)	0.33	0.26	0.26	0.26

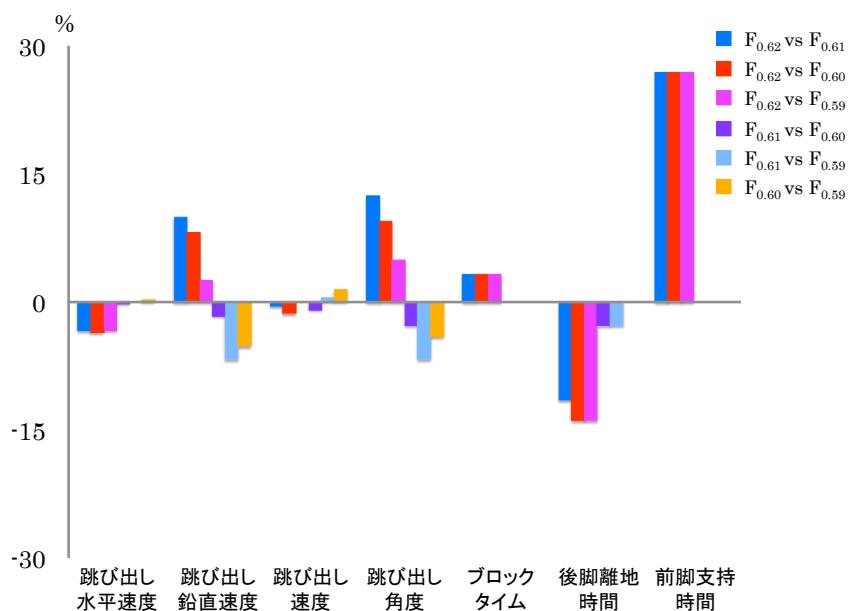


Figure3-6 : Front 姿勢における結果の差(%)

初期姿勢時の関節角度において、前後脚股関節および膝関節は、COMの鉛直位置が低くなるほど屈曲し、足関節は背屈する結果となった(Table3-7, Figure3-7).

Table3-7 : Front 姿勢における初期姿勢での関節角度
(股関節: 正は伸展, 負は屈曲, 膝関節: 正は屈曲, 負は伸展,
足関節 : 正は底屈, 負は背屈)

	F _{0.62}	F _{0.61}	F _{0.60}	F _{0.59}
体幹セグメント(Deg)	28.12	26.86	25.71	25.71
肩関節(Deg)	-109.55	-108.48	-107.49	-107.49
前脚股関節(Deg)	-141.46	-144.9	-147.37	-150.63
前脚膝関節(Deg)	23.58	31.18	36.84	42.65
前脚足関節(Deg)	-80.23	-83.14	-85.18	-87.73
後脚股関節(Deg)	-120.6	-121.47	-122.14	-123.00
後脚膝関節(Deg)	64.25	68.47	72.13	75.02
後脚足関節(Deg)	-111.77	-113.86	-115.7	-117.73

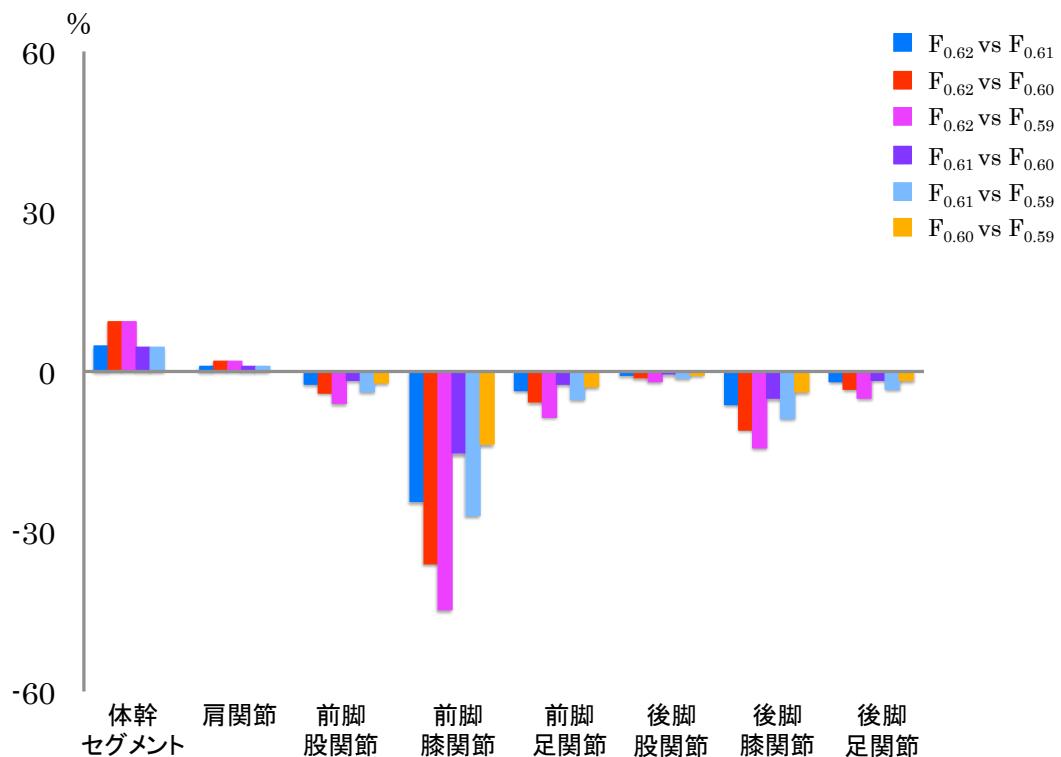


Figure3-7 : Front 姿勢における初期姿勢での関節角度の差(%)

前脚で生成された水平および鉛直方向の力積は、COM の位置が高くなる姿勢ほど大きくなる一方で、後脚で生成された鉛直方向の力積は、COM の位置が低くなるほど大きくなる結果となった(Table3-8, Figure3-8)。また、前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計は、 $F_{0.61}$ および $F_{0.60}$ が、 $F_{0.62}$ および $F_{0.59}$ よりも大きい値が認められた(Table3-8, Figure3-8)。

Table3-8 : Front 姿勢における力積の結果

		$F_{0.62}$	$F_{0.61}$	$F_{0.60}$	$F_{0.59}$
水平方向の力積 (Ns)	前脚	195.72	180.91	177.86	177.15
	後脚	56.26	80.06	82.48	81.60
	合計	251.98	260.97	260.34	258.75
鉛直方向の力積 (Ns)	前脚	184.17	169.83	165.30	158.49
	後脚	113.10	126.22	131.69	133.79
	合計	297.27	296.05	296.99	292.28

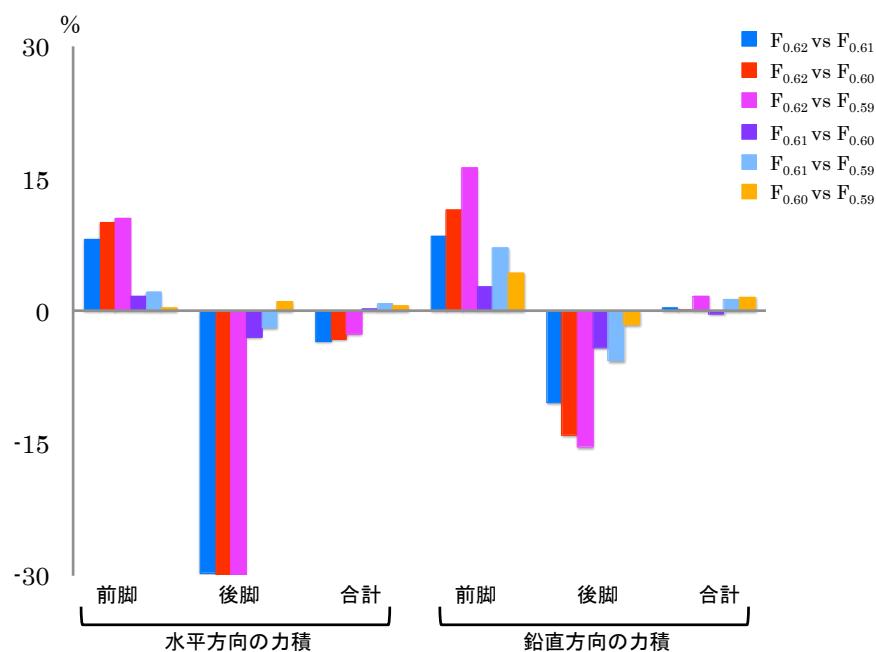


Figure3-8 : Front 姿勢における力積の差(%)

前脚股関節および足関節の角力積は、 COM の位置が高くなるほど大きくなり、 膝関節は COM の位置が低くなるほど大きくなる結果が認められた(Table3-9, Figure3-9). 後脚三関節の角力積は、 COM の位置が低くなるほど大きくなる結果が認められた. 前脚三関節における角力積の合計は、 COM の位置が高くなるほど大きくなる結果が認められた一方で、 後脚では COM の位置が低くなるほど大きくなる結果が認められた(Table3-9, Figure3-9). また、 前脚および後脚で発揮された角力積の合計は、 $F_{0.60}$, $F_{0.61}$, $F_{0.59}$ および $F_{0.62}$ の順で大きくなる結果となった(Table3-9, Figure3-9).

Table3-9 : Front 姿勢における角力積

		$F_{0.62}$	$F_{0.61}$	$F_{0.60}$	$F_{0.59}$
前脚(Nms)	股関節	99.97	92.17	90.02	89.2
	膝関節	10.65	12.27	13.67	13.79
	足関節	37.32	36.22	35.33	33.96
	合計	147.95	140.67	139.04	136.96
後脚(Nms)	股関節	6.55	17.23	17.29	16.05
	膝関節	18.61	20.27	21.63	22.08
	足関節	9.09	13.87	15.21	16.19
	合計	34.26	51.38	54.14	54.32
前脚+後脚		182.21	192.05	193.19	191.29

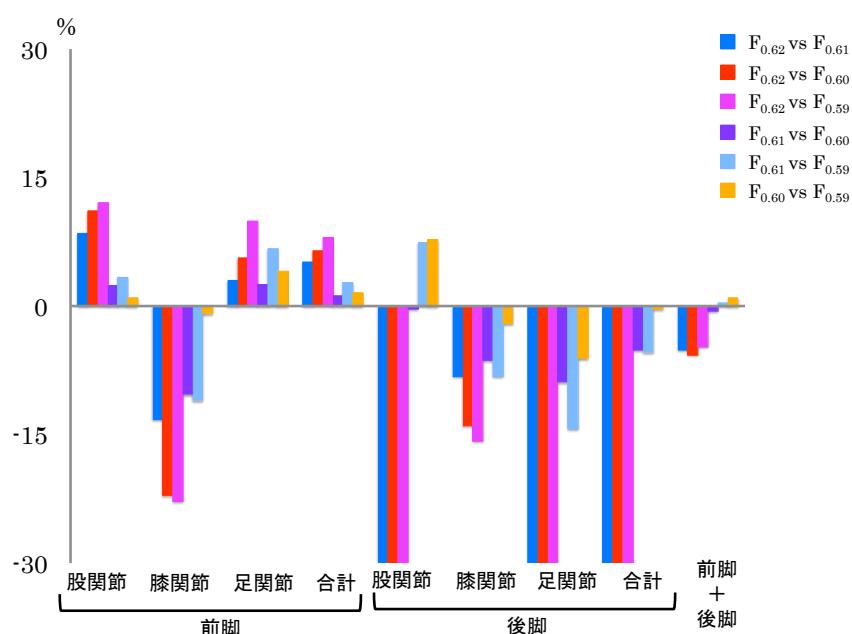


Figure3-9 : Front 姿勢における角力積の差(%)

3-3-3 Normal 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス

飛び出し水平速度は、N_{0.62}およびN_{0.61}姿勢が最も高く、N_{0.59}が最も低い結果となった(Table3-10, Figure3-10). 後脚離地時間は、COM の鉛直方向の位置が低くなるほど長くなり、前脚支持時間は COM の位置が高くなるほど長くなる傾向が認められた(Table3-10, Figure3-10).

Table3-10 : Normal 姿勢におけるキネマティクス指標の結果

	N _{0.62}	N _{0.61}	N _{0.60}	N _{0.59}
COMの水平位置 (m)	-0.21	-0.21	-0.21	-0.21
COMの鉛直位置 (m)	0.63	0.62	0.6	0.58
飛び出し水平速度 (m/s)	3.91	3.91	3.88	3.85
飛び出し鉛直速度 (m/s)	-1.99	-1.77	-1.56	-1.52
飛び出し速度 (m/s)	4.29	4.18	4.14	4.21
飛び出し角度 (Deg)	-27.03	-24.13	-21.86	-21.67
ブロックタイム (sec)	0.68	0.67	0.68	0.67
後脚離地時間 (sec)	0.42	0.43	0.44	0.44
前脚支持時間 (sec)	0.26	0.24	0.23	0.23

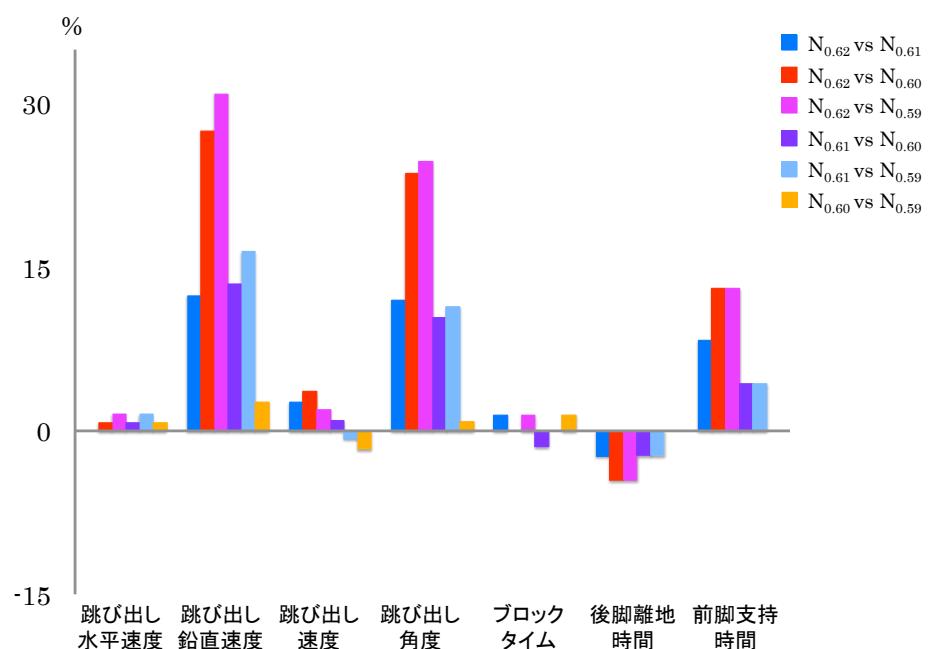


Figure3-10 : Normal 姿勢における差(%)

初期姿勢時の関節角度において、初前後脚股関節および膝関節は、COMの鉛直位置が低くなるほど屈曲し、足関節は背屈する結果となった(Table3-11, Figure3-11).

Table3-11 : Normal 姿勢における初期姿勢時の関節角度

(股関節: 正は伸展, 負は屈曲, 膝関節: 正は屈曲, 負は伸展,
足関節: 正は底屈, 負は背屈)

	N _{0.62}	N _{0.61}	N _{0.60}	N _{0.59}
体幹セグメント(Deg)	16.66	16.66	16.36	16.36
肩関節(Deg)	-102.35	-102.35	-102.07	-102.07
前脚股関節(Deg)	-139.92	-143.61	-148.56	-152.36
前脚膝関節(Deg)	28.67	35.18	44.05	50.40
前脚足関節(Deg)	-75.41	-78.24	-81.85	-84.40
後脚股関節(Deg)	-124.43	-125.26	-126.41	-127.36
後脚膝関節(Deg)	81.85	84.43	88.77	92.17
後脚足関節(Deg)	-114.08	-115.83	-118.73	-121.16

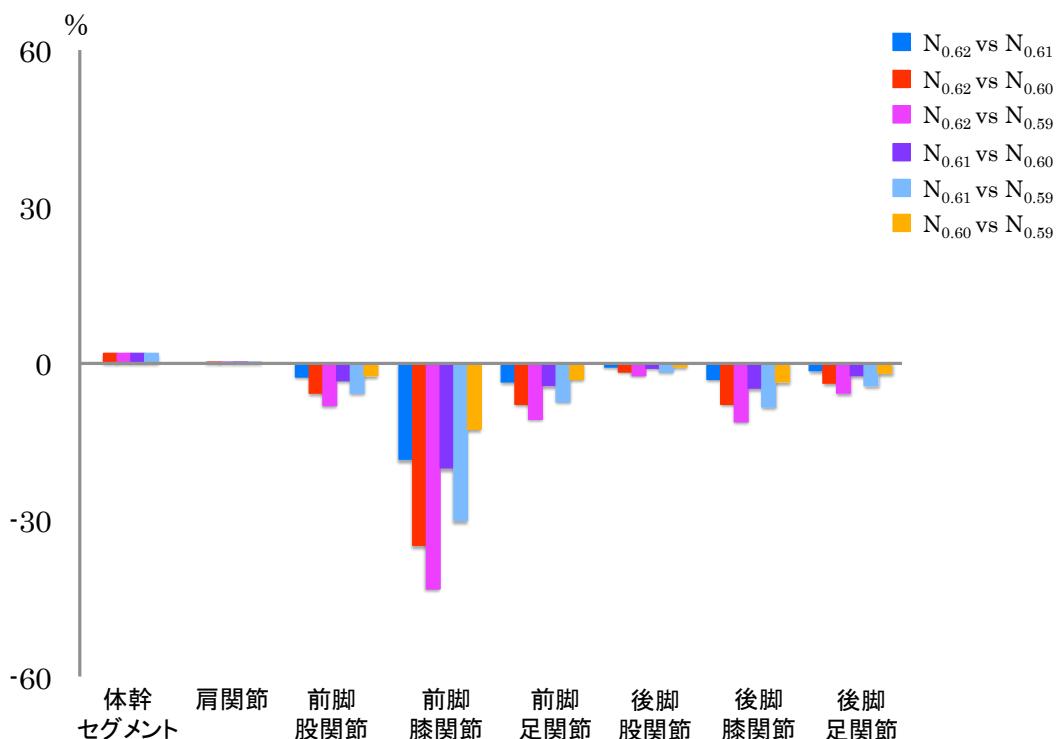


Figure3-11 : Normal 姿勢における初期姿勢時の関節角度の差(%)

前脚で生成された水平方向の力積は、COM の位置が高くなるほど大きくなり、後脚で生成された鉛直方向の力積は COM の位置が低くなるほど大きくなる値が認められた (Table3-12, Figure3-12). また、前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計は、 $N_{0.61}$ 姿勢が最も大きく、鉛直方向の力積の合計は $N_{0.59}$ が最も大きい結果となった (Table3-12, Figure3-12).

Table3-12 : Normal 姿勢における力積の結果

		$N_{0.62}$	$N_{0.61}$	$N_{0.60}$	$N_{0.59}$
水平方向の力積 (Ns)	前脚	172.22	170.01	163.45	162.23
	後脚	85.27	92.43	93.17	94.47
	合計	257.49	262.44	256.62	256.70
鉛直方向の力積 (Ns)	前脚	157.41	165.48	176.12	178.49
	後脚	174.01	173.74	178.67	178.39
	合計	331.42	339.22	354.79	356.88

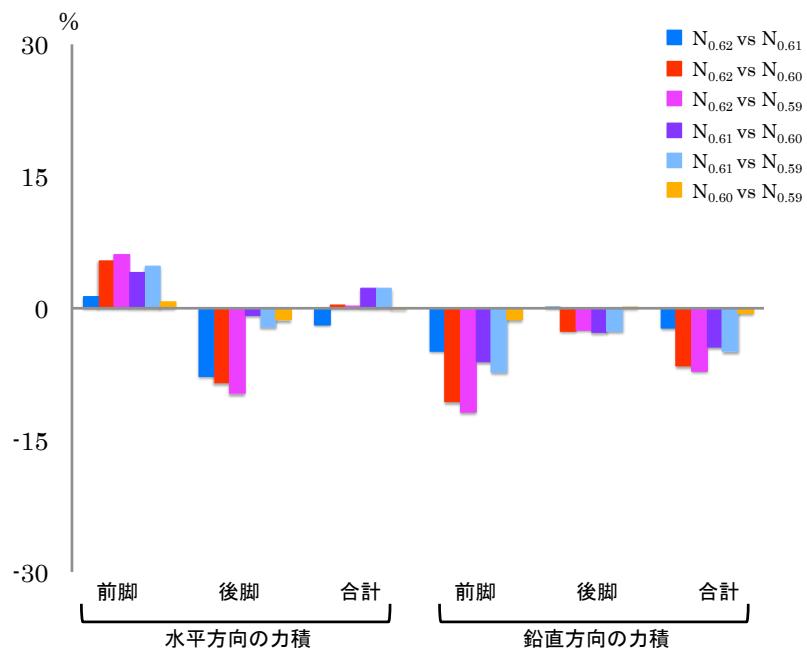


Figure3-12 : Normal 姿勢における力積の差(%)

前脚の股関節および足関節における角力積は、 COM の位置が高くなるほど大きくなるが、 膝関節における角力積は COM の位置が低くなるほど大きくなる結果となった(Table3-13, Figure3-13). 後脚三関節の角力積は、 COM の位置が低くなるほど大きくなる結果となった(Table3-13, Figure3-13). 前脚三関節における角力積の合計は、 COM の位置が高くなるほど大きくなる結果が認められた. 一方で、 後脚では COM の位置が低くなるほど大きくなる結果が認められた(Table3-13, Figure3-13). また、 前脚および後脚の角力積の合計は COM の位置が低くなるほど大きくなる結果となった(Table3-13, Figure3-13).

Table3-13 : Normal 姿勢における角力積の結果

		N _{0.62}	N _{0.61}	N _{0.60}	N _{0.59}
前脚(Nms)	股関節	89.30	86.87	85.58	85.05
	膝関節	14.19	14.73	15.69	15.55
	足関節	34.43	34.00	33.74	32.60
	合計	137.93	135.61	135.02	133.21
後脚(Nms)	股関節	17.49	19.39	20.77	21.00
	膝関節	30.74	31.51	32.32	32.20
	足関節	18.19	19.75	22.32	24.18
	合計	66.43	70.67	75.42	77.39
前脚+後脚		204.36	206.29	210.44	210.61

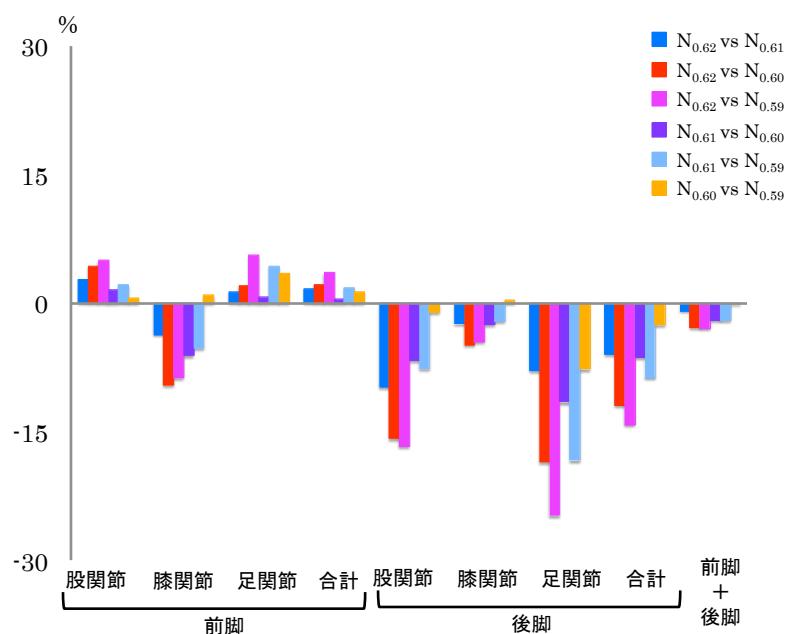


Figure3-13 : Normal 姿勢における角力積の差(%)

3-3-4 Rear 姿勢における COM の鉛直方向の位置とスタートパフォーマンス

飛び出し水平速度は、R_{0.63} 姿勢が最も高く、R_{0.59} 姿勢が最も低い結果となった(Table3-14, Figure3-14). 後脚離地時間は COM の鉛直方向の位置の高さによって大きな差はなかったが、前脚支持時間は COM の R_{0.63} が最も長く、R_{0.61} から R_{0.59} までは同等の結果が認められた(Table3-14, Figure3-14).

Table3-14 : Rear 姿勢におけるキネマティクス指標の結果

	R _{0.63}	R _{0.61}	R _{0.60}	R _{0.59}
COMの水平位置 (m)	-0.28	-0.28	-0.28	-0.27
COMの鉛直位置 (m)	0.63	0.61	0.60	0.59
飛び出し水平速度 (m/s)	3.85	3.84	3.81	3.76
飛び出し鉛直速度 (m/s)	-1.68	-1.70	-1.63	-1.73
飛び出し速度 (m/s)	4.20	4.15	4.14	4.14
飛び出し角度 (Deg)	-23.63	-23.98	-23.28	-24.73
ブロックタイム (sec)	0.72	0.70	0.70	0.69
後脚離地時間 (sec)	0.47	0.48	0.48	0.47
前脚支持時間 (sec)	0.24	0.22	0.22	0.22

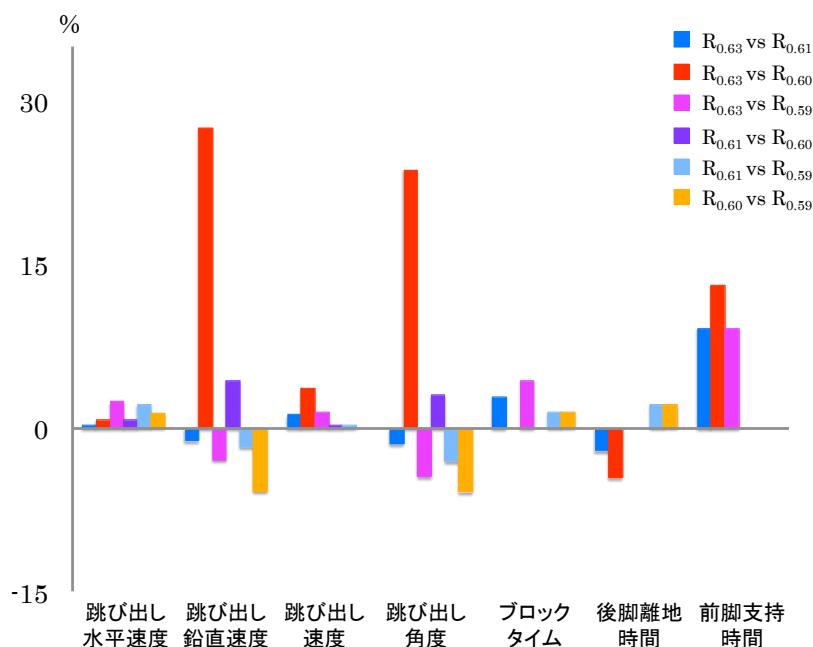


Figure3-14 : Rear 姿勢における差(%)

初期姿勢時の関節角度において、前後脚股関節および膝関節は、COMの鉛直位置が低くなるほど屈曲し、足関節は背屈する結果となった(Table3-15, Figure3-15).

Table3-15 : Rear 姿勢における初期姿勢時の関節角度
 (股関節: 正は伸展, 負は屈曲, 膝関節: 正は屈曲, 負は伸展,
 足関節: 正は底屈, 負は背屈)

	R _{0.63}	R _{0.61}	R _{0.60}	R _{0.59}
体幹セグメント(Deg)	15.00	12.41	12.41	12.41
肩関節(Deg)	-105.79	-103.39	-103.39	-103.39
前脚股関節(Deg)	-137.33	-145.08	-147.43	-149.61
前脚膝関節(Deg)	16.93	33.96	37.90	41.51
前脚足関節(Deg)	-64.59	-71.29	-72.88	-74.30
後脚股関節(Deg)	-132.97	-133.58	-134.16	-134.73
後脚膝関節(Deg)	89.49	96.04	97.74	99.43
後脚足関節(Deg)	-111.52	-114.87	-115.98	-117.10

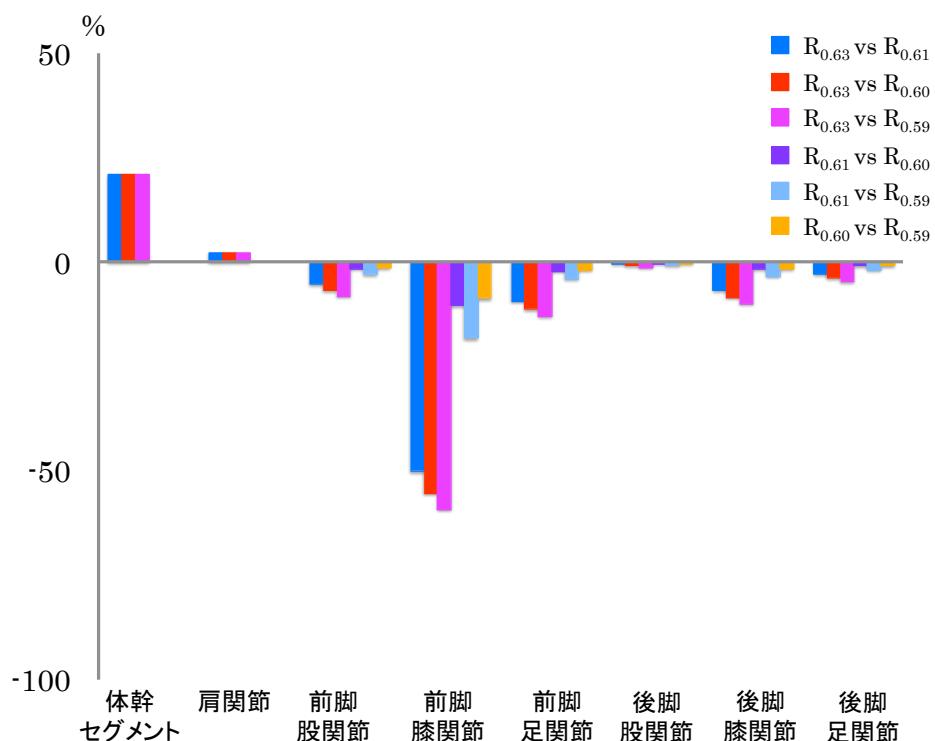


Figure3-15 : Rear 姿勢における初期姿勢時の関節角度の差(%)

前脚で生成された水平方向の力積は、 COM の位置が高くなるほど大きくなる結果となった(Table3-16, Figure3-16). 後脚で生成された水平方向の力積は、 COM の初期位置が低くなるほど大きくなる結果となった(Table3-16, Figure3-16). また、 前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計は、 COM の初期位置が高くなるほど大きくなるが、 鉛直方向の力積の合計は $R_{0.63}$, $R_{0.60}$, $R_{0.61}$, $R_{0.59}$ の順で大きくなる結果となった(Table3-16, Figure3-16).

Table3-16 : Rear 姿勢における力積の結果

		$R_{0.63}$	$R_{0.61}$	$R_{0.60}$	$R_{0.59}$
水平方向の力積 (Ns)	前脚	160.49	141.97	139.07	134.85
	後脚	98.97	109.69	112.18	114.96
	合計	259.46	251.66	251.25	249.81
鉛直方向の力積 (Ns)	前脚	175.23	153.15	157.85	152.54
	後脚	196.55	208.88	208.51	204.63
	合計	371.78	362.03	366.36	357.17

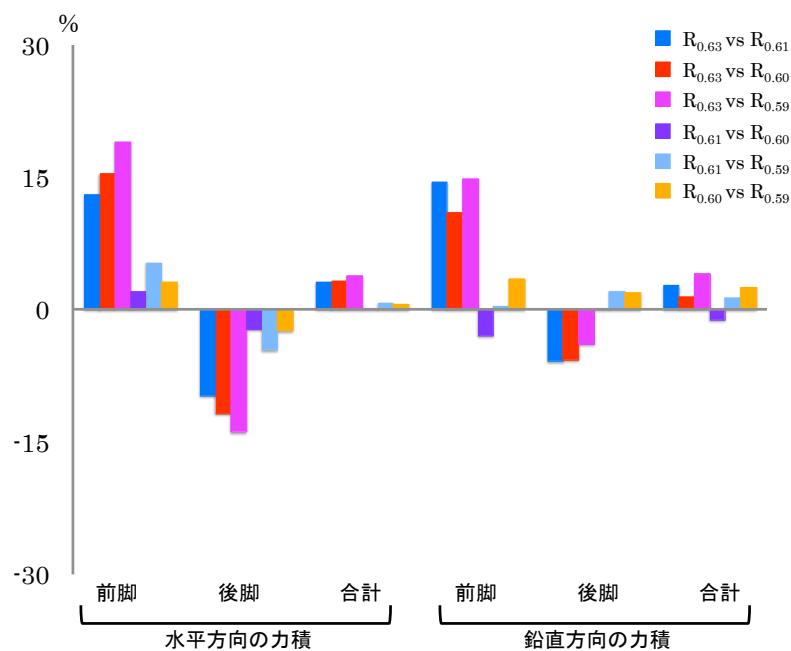


Figure3-16 : Rear 姿勢における力積の差(%)

前脚における股関節および足関節で発揮された角力積は、 COM の初期位置が高いほど大きくなり、 膝関節で発揮された角力積は R_{0.60}, R_{0.59}, R_{0.61} および R_{0.63} の順で大きい結果となった(Table3-17, Figure3-17). 後脚における股関節で発揮された角力積は、 R_{0.60}, R_{0.61}, R_{0.59} および R_{0.63} の順で大きい結果となり、 足関節での角力積は COM の初期位置が低くなると、大きくなる結果となった(Table3-17, Figure3-17). 前脚三関節における角力積の合計は、 COM の位置が高くなるほど大きくなる結果が認められた一方で、後脚では R_{0.60}, R_{0.61}, R_{0.59}, R_{0.63} の順で大きい結果が認められた(Table3-17, Figure3-17). また、両脚三関節の角力積の合計は、 COM の位置が高くなるほど大きくなる結果が認められた(Table3-17, Figure3-17).

Table3-17 : Rear 姿勢における角力積の結果

		R _{0.63}	R _{0.61}	R _{0.60}	R _{0.59}
前脚(Nms)	股関節	88.76	73.86	72.15	69.46
	膝関節	14.39	15.93	16.38	16.19
	足関節	34.06	28.17	27.29	25.22
	合計	137.21	117.97	115.83	110.89
後脚(Nms)	股関節	23.41	28.32	29.29	27.26
	膝関節	36.06	37.18	36.72	36.16
	足関節	20.73	25.81	27.03	27.80
	合計	80.21	91.32	93.05	91.23
前脚+後脚		217.43	209.29	208.88	202.13

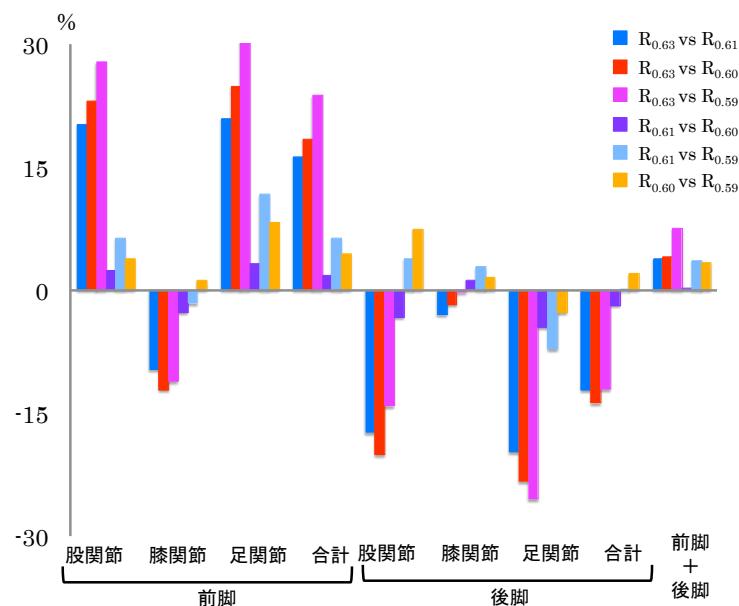


Table3-17 : Rear 姿勢における角力積の差(%)

3-4 考察

本章ではキックスタートにおける身体の質量中心の位置がパフォーマンスに与える影響について明らかにすることを目的とした。その結果、身体の質量中心の水平方向の位置において、Front, Normal および Rear 姿勢の順で跳び出し水平速度が高い結果となった。また、Front, Normal および Rear 姿勢それぞれの姿勢において、身体の質量中心の鉛直方向の位置によって、跳び出し水平速度が最も高くなる位置が異なることが認められた。以上のことから、キックスタートにおける COM の位置はスタートパフォーマンスに影響することが示唆された。

3-4-1 COM の水平方向の位置がスタートパフォーマンスに与える影響

跳び出し水平速度は、Front, Normal および Rear の順で高い結果となり、ブロックタイムは Front, Normal および Rear の順で短い結果となった(Table3-2, Figure3-2). Barlow et al. (2014)は、キックスタートにおいて、COM を後脚に位置させる後脚荷重姿勢、前脚に位置させる前脚荷重姿勢、後脚荷重姿勢と前脚荷重姿勢の中間点である中間荷重姿勢の3 姿勢におけるブロックタイムは、前脚荷重姿勢、中間荷重姿勢および後脚荷重姿勢の順で有意に早くなることを明らかにした。これは後脚荷重では COM の位置が、より後方にあることでスタートシグナルから離台までの、COM の移動距離が長くなることが要因としてあげられることを報告している(Barlow et al., 2014). したがって、本研究のシミュレーションのブロックタイムの結果は Barlow et al. (2014)の結果と一致したため、先行研究を支持することができたと考えられる。一方で、Honda et al. (2012)および Welcher et al. (2008)はトラックスタートにおいて、後脚荷重姿勢の方が前脚荷重姿勢よりも跳び出し水平速度が高いことを報告している。本研究の結果では、Front 姿勢の方が Normal および Rear 姿勢よりも跳び出し水平速度が高い結果となり(Table3-3, Figure3-3), 先行研究とは異なる結果となった。ここで、跳び出し鉛直速度は、Front 姿勢の方が Normal および Rear 姿勢よりも下向きに高い結果となり、跳び出し角度においても、Front の方が Normal および Rear 姿勢よりも下向きに高い値が認められた(Table3-2, Figure3-2). また、生成された力積の鉛直成分は Rear, Normal および Front の順で大きい値が認められた(Table3-4, Figure3-4). 武田ほか (2006)は、跳び出し角度が大きいと跳び出し水平速度は大きくなることを報告している。したがって、力積の鉛直成分が Front 姿勢で一番低かったことから、Front 姿勢では上向きの動作が抑制され、跳び出し角度が小さくなり跳び

出し水平速度が大きくなったのではないかと推察される。

3-4-2 Front, Normal および Rear 姿勢におけるそれぞれの特徴

Front 姿勢において、前脚で生成された水平方向の力積は、Normal および Rear 姿勢よりも大きい一方で、後脚で生成された水平および鉛直方向の力積は、Normal および Rear 姿勢よりも小さい値が認められた(Table3-4, Figure3-4)。また、前脚の股関節および足関節の角力積は、Normal および Rear 姿勢よりも大きい値が認められ、後脚三関節の角力積は、Normal および Rear 姿勢よりも小さい値が認められた(Table3-5, Figure3-5)。力積および角力積はそれぞれ地面反力、関節モーメントの時間積分であるため、大きい力積および角力積を生成するためには力を長い時間発揮する必要がある。Front 姿勢における後脚股関節および膝関節は 3 姿勢の中で最も伸展しており(Table3-3, Figure3-3)，後脚離地時間は 3 姿勢の中で最も短く、前脚支持時間は最も長い結果となった(Table3-2, Figure3-2)。以上のことから、後脚において下肢で力を発揮する時間が短くなることで、力積および角力積が小さくなり、前脚において下肢で力を発揮する時間が長くなること、で力積および角力積が大きくなつたことが推察される。先行研究においてもスタートの初期姿勢時の荷重位置について考察されており、Barlow et al. (2014)は COM が後方にある後脚荷重姿勢では後脚で大きく力を発揮することができると報告していることから、COM が前方にあると後脚で大きな力を発揮することができないことが推察される。また、別の先行研究においても、跳び出し水平速度生成には、後脚だけではなく、前脚で大きな力積を生成することも必要であることが報告されている(Benjanuvatra et al., 2004)。したがつて、Front 姿勢ではバックプレートを蹴ることで力積を生成することよりも、メインプレートを長い時間蹴ることで力積を生成し、跳び出し水平速度を生成することができる姿勢であることが推察される。

Rear 姿勢において後脚で生成された力積は、水平・鉛直成分ともに Normal および Front 姿勢よりも大きく、前脚で生成された水平方向の力積は、Normal および Front 姿勢よりも小さかった(Table3-4, Figure3-4)。後脚三関節の角力積は、Normal および Front 姿勢よりも大きく、前脚股関節および足関節の角力積は Normal および Front 姿勢よりも小さい結果となった(Table3-5, Figure3-5)。先述した通り、力積および角力積はそれぞれ地面反力、関節モーメントの時間積分であるため、大きい力積および角力積を生成するために

は、力を長い時間発揮する必要がある。Barlow et al. (2014)は、後脚荷重姿勢は、COMが後方にあるため長い時間スタート台を蹴ることができる姿勢であること、特に後脚で長い時間、バックプレートを蹴ることができる姿勢であることを考察している。また、Takeda et al. (2017)や Lawson et al. (2013)は、キックスタート中の地面反力から、後脚は跳び出し水平速度生成に貢献することを報告している。実際、本研究においても、Rear 姿勢におけるブロックタイムおよび後脚離地時間は、3 姿勢の中で最も長い結果となり、後脚で生成された水平および鉛直方向の力積は、3 姿勢の中で大きいことが認められたことから、Rear 姿勢はバックプレートを長い時間蹴ることができ、後脚で大きな力積を生成することができる姿勢であることが推察される。さらに、Lawson et al. (2012)は、キックスタートにおいて、後脚膝関節が 100-110°の姿勢では、水平方向の地面反力が大きくなることを報告している。本研究の Rear 姿勢では、後脚膝関節が 100 度に近い角度であった(Table3-2)。したがって、COM の位置を後脚側に移動する姿勢をとることで、後脚膝関節角度が、大きな水平方向の力積および地面反力を生成するために、効果的な角度になる姿勢であることが推察される。

Normal 姿勢において、後脚で生成された水平・鉛直成分の力積および前脚で生成された水平成分の力積は、Front 姿勢よりも大きく、Rear 姿勢よりも小さい結果が認められた(Table3-4, Figure3-4)。前後脚三関節の角力積は、Front 姿勢よりも大きく、Rear 姿勢よりも小さい結果が認められた。また、後脚離地時間および前脚支持時間は、Front 姿勢よりも長く、Rear 姿勢よりも短い結果となった。先行研究において、キックスタートにおける中間荷重姿勢は、前脚および後脚荷重を平均した特徴があることが報告されていることからも(Barlow et al., 2014; Honda et al., 2012), Normal 姿勢は Front および Rear 姿勢の特徴を平均した姿勢であることが推察される。

3-4-3 COM の鉛直方向の位置がスタートパフォーマンスに与える影響

Front, Normal および Rear 姿勢それぞれにおいて、COM の鉛直位置が変わることで共通した特徴が認められた。スタート初期姿勢時の関節角度は、COM の位置が低くなると、前後脚の股関節および膝関節は屈曲し、足関節は背屈する結果となった(Table3-7, 3-11, 3-15)。キックスタート中に生成された力積は、COM の位置が高いほど前脚の水平方向の力積が大きく、Normal および Front 姿勢では、COM の位置が低いと後脚で生成された

水平および鉛直方向の力積が大きい結果となった(Table3-8, 3-12, Figure3-8, 3-12). また, キックスタート中に発揮された角力積は, COM の位置が高いほど股関節および足関節の角力積が大きく, Normal および Front 姿勢において, COM の位置が低いほど後脚三関節の角力積は大きい結果となった(Table3-9, 3-13, Figure3-9, 3-13). 以上のことから, COM の鉛直方向の位置は下肢三関節の角度に影響し, COM の鉛直方向の位置が高いと前脚, COM の位置が低いと後脚で大きな力を発揮し, スタート台を蹴ることで COM の速度を加速させていることが推察される.

しかしながら, 前脚膝関節の角力積は COM の位置が低いほど大きくなつたことから, 前脚股関節および足関節とは違う結果が得られた. ここで, 前脚膝関節における伸展時間は, COM の位置が低いほど長くなる傾向が認められたことから(Table3-18), 膝関節屈曲角度が大きくなることで力を長い時間発揮し, 角力積が大きくなつたと推察される. 以上のことから, 前脚膝関節においては COM の位置が低い姿勢の方が力を発揮しやすいことが推察される.

Table3-18 : 前脚膝関節における伸展時間(秒)

	0.63	水平方向の位置(m)		0.58
	$\xleftarrow{\hspace{1cm}} \xrightarrow{\hspace{1cm}}$			
Front	0.11	0.12	0.13	0.13
Normal	0.13	0.13	0.14	0.14
Rear	0.13	0.16	0.16	0.17

3-4-4 Front 姿勢における COM の鉛直位置とスタートパフォーマンス

Front 姿勢における跳び出し水平速度は, F_{0.60} 姿勢が最も速く, F_{0.62} 姿勢が最も低い結果となつた(Table3-6, Figure3-6). また, 前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計においても, F_{0.60} 姿勢は, F_{0.62} 姿勢および F_{0.59} 姿勢よりも大きい結果となり(Table3-8, Figure3-8), 前脚および後脚で発揮された角力積の合計は, F_{0.60} 姿勢が最も大きく, F_{0.62} 姿勢が最も小さい値が認められた. 先行研究において, 下肢筋力が強いと力積の水平方向の力積が大きくなり, 水平方向の力積が大きいと跳び出し水平速度は速くなることが報告されている(Breed and Young, 2003; Barlow et al., 2014; Takeda et al., 2017; Hunter et

al., 2005). 以上のことより, $F_{0.60}$ 姿勢では下肢で大きな力を発揮し, 大きい水平方向の力積を生成することができたため, 高い跳び出し水平速度を獲得することができる姿勢であることが推察される.

3-4-5 Normal 姿勢における COM の鉛直位置とスタートパフォーマンス

Normal 姿勢における跳び出し水平速度は, $N_{0.62}$ および $N_{0.61}$ 姿勢が速く, $N_{0.59}$ 姿勢が最も低い結果となった(Table3-10, Figure3-10). 前脚および後脚で生成された水平方向の力積の合計においても, $N_{0.62}$ および $N_{0.61}$ 姿勢の方が, $N_{0.60}$ および $N_{0.59}$ 姿勢よりも大きい結果となった(Table3-12, Figure3-12). したがって, 跳び出し水平速度が高かった姿勢では, 大きな水平方向の力積を生成することができたため, 高い跳び出し水平速度を獲得することができたと推察される. 一方で, 前脚および後脚で生成された角力積の合計は, 跳び出し水平速度が低かった $N_{0.60}$ および $N_{0.59}$ 姿勢の方が, $N_{0.62}$ および $N_{0.61}$ 姿勢よりも大きい結果となった(Table3-13, Figure3-13). ここで, 前脚および後脚で生成された鉛直方向の力積の合計は, $N_{0.60}$ および $N_{0.59}$ 姿勢の方が $N_{0.62}$ および $N_{0.61}$ 姿勢よりも大きい結果となった(Table3-12, Figure3-12). 先行研究において, 水平方向の力積は水平速度を生成すること, 鉛直方向の力積は身体が下向きに動くことを抑制することに貢献することが報告されている(Barlow et al., 2014; Takeda et al., 2017; Hunter et al., 2005). したがって, Normal 姿勢において, COM の位置が低いと下肢三関節で大きな力を発揮することができるが, 水平方向の力積ではなく鉛直方向の力積を生成し, 跳び出し水平速度が低くなったことが推察される.

3-4-6 Rear 姿勢における COM の鉛直位置とスタートパフォーマンス

Rear 姿勢における跳び出し水平速度は, COM の位置が高くなるほど, 高くなる結果となった(Table3-14, Figure3-14). 前脚および後脚で生成された水平方向の力積は, COM の位置が高くなるほど大きくなる結果となり(Table3-16, Figure3-16), 前脚および後脚の角力積の合計においても COM の位置が高くなるほど大きくなる結果となった(Table3-17, Figure3-17). 先述した通り, 先行研究において, 下肢筋力が強いと水平方向の力積が大きくなり, 水平方向の力積が大きいと跳び出し水平速度は速くなることが報告されている(Breed and Young, 2003; Barlow et al., 2014; Takeda et al., 2017; Hunter et al., 2005). したがって, Rear 姿勢において Normal 姿勢同様, COM の位置が高くなるほど, 下肢三

関節で大きな力を発揮し、大きい水平方向の力積を生成することができるため、高い跳び出し水平速度を獲得することができる姿勢であると推察される。

本章における研究の Limitation

本章における研究の Limitation は三つある。一つ目は、今回行った最適化計算における最適化アルゴリズムは滑降シンプレックス法を用いていることである(Nelder and Mead, 1965)。この滑降シンプレックス法は、探索的でないアルゴリズムであることが知られており(Nelder and Mead, 1965)，最適化計算によって得られた解が、局所解になる可能性があること、得られた解が局所解もしくは最適解かどうか不明であることが欠点として挙げられている(Figure3-18)。それを解消するため、Cheng (2008a)は垂直跳びシミュレーションにおいて滑降シンプレックス法を用いて、式 11-13 における t_0 および t_1 の初期値をランダムに変更し、最適化計算を繰り返すことで、この欠点を解消することを試みており、本章における最適化計算においても同様の方法を行った。また、Cheng (2008a)は滑降シンプレックス法で求められた解が最適解であるかどうか調べるため、探索的最適化アルゴリズムである遺伝的アルゴリズム(Belegundu and Chandrupatla, 1999)を用いて確認を行っている。この方法を用いて、本研究においても $F_{0.60}$ のみ探索的最適化アルゴリズムである焼きなまし法(Press et al., 1997)を用いた最適化計算を行い、滑降シンプレックス法にて求められた解との比較を行った。その結果、滑降シンプレックス法および焼きなまし法それぞれで求められた跳び出し水平速度は近似した(Table3-19)。そのため、本章の研究における滑降シンプレックス法を用いた最適化計算で求められた解は最適解に近い解が求められたことが考えられるが、全てのシミュレーション条件がそうであるかは不明である。そのため、今後最適化計算を、焼きなまし法や遺伝的アルゴリズムといった探索的な最適化アルゴリズムを用いて解を算出することで、信頼性の高いデータを得ることができると考えられる。

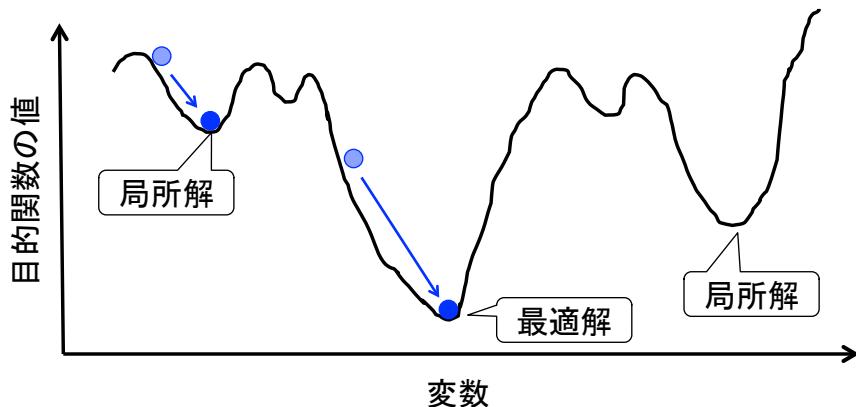


Figure3-18: 最適化計算の模式図

Table3-19 : F_{0.60}における、異なる最適化計算での飛び出し水平速度(m/s)

滑降シンプレックス法	焼きなまし法
3.91	3.91

二つ目に、今回のシミュレーションでは、バックプレートの位置を最も後方である 0.55m に設定していた事である。ここで、 Takeda et al. (2012)はバックプレートの位置は飛び出し水平速度やブロックタイムに影響することを報告しており、バックプレートの位置によってキックスタートの初期姿勢も変わり、スタートパフォーマンスは影響を受けることが考えられる。したがって、バックプレートの位置によっても、最もスタートパフォーマンスが高くなる姿勢も影響を受けることが推察されるため、今後バックプレートの位置も変化させ数値シミュレーションを行うことで、それぞれのバックプレートの位置によって、高い飛び出し水平速度を得ることができる初期姿勢を明らかにすることができる。

三つ目に、今回の数値シミュレーションは被験者一人のみの形態特性を用いたモデルで行った事である。そのため、被験者のセグメント長によっても姿勢やモデルの慣性係数などが変わり、スタートパフォーマンスにも影響することが推察される。したがって、モデルの形態特性を増やし、セグメント長といった形態の違いとスタート姿勢およびスタートパフォーマンスへの影響を調べることで、体格にあったキックスタートの初期姿勢を探索することができる。

3-5 本章の結論

本章ではキックスタートにおける身体の質量中心の位置がスタートパフォーマンスに与える影響を明らかにすることを目的とした。その結果、

1. COM の水平方向の位置において、Front 姿勢の方が Rear 姿勢よりも飛び出し水平速度は高く、Front 姿勢では前脚、Rear 姿勢では後脚の力発揮が強くなることが示唆された。
2. COM の鉛直方向位置において、COM の位置が低くなると下肢三関節は屈曲することが認められた。また、COM の位置が高いほど前脚の力発揮が大きくなり、COM の位置が低いほど後脚の力発揮が大きくなることが示唆された。
3. Front, Normal および Rear 姿勢それぞれにおいて、飛び出し水平速度が高くなる COM の鉛直方向の位置が異なることが示唆された。

以上のことから、キックスタートにおける COM の初期位置はスタートパフォーマンスに影響を与えることが示唆された。

第4章 キックスタートにおける蹴り出しのタイミングが スタートパフォーマンスへ与える影響

4-1 本章の目的

第1章で記した逆振り子モデルにおける伸展要素および回転要素の時系列変化について、武田ほか（2006）は、定性的ではあるがグラブスタートにおいて、スタートシグナルから飛び出しまでの前半部分では回転要素が増加、後半部分では伸展要素が増加し、回転要素は減少する傾向があることを報告している（Figure4-1）。さらに、キックスタートにおいて、逆振り子モデルにおける回転要素は後脚の蹴り出しによって生成され、伸展要素は前脚の蹴り出しによって生成されることが報告されていることから（池田ほか、2015a；池田ほか、2015b），後脚は逆振り子モデルにおける回転要素、前脚は伸展要素生成に貢献していることが考えられる。また、この回転要素と伸展要素が大きいと、飛び出し水平速度は大きくなることが明らかとされている（武田ほか、2006）。ここで、キックスタートおよびトラックスタートでは、スタート台を後脚で蹴り出した後、前脚で蹴り出す動作が行なわれている（Figure1B, C）（日本水泳連盟編、2012）。そのため、後脚および前脚での蹴り出し動作のタイミングが変化すると、伸展要素および回転要素の立ち上がりが変わり、その影響で飛び出し時の回転要素や伸展要素の大きさが変化し、スタートパフォーマンスが変わることが推察される。

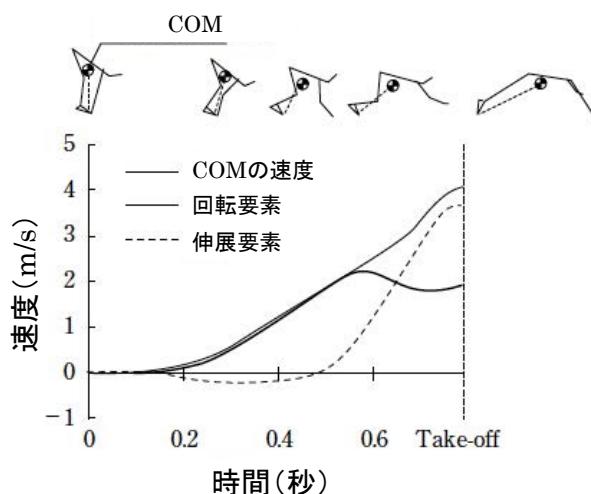


Figure4-1：グラブスタート中の回転要素および伸展要素
(武田ほか (2006)を改変)

また、身体運動における力発揮や動作開始のタイミングはパフォーマンスに影響する事が報告されている。キックスタート動作と同じ跳躍動作である垂直跳びにおいて、筋骨格シミュレーションによる解析により、下肢三関節の運動に関わる筋の活動のタイミングは跳躍高や、鉛直方向の地面反力に影響すること(Bobbert and van Zandwijk, 1999), 平泳ぎ競技で、スタートとターン後に行われるひとかきひと蹴り動作中のドルフィンキックのタイミングが泳速度に与える影響が報告されている(Hayashi et al., 2015)。以上のように身体運動における力発揮のタイミングや動作開始のタイミングはパフォーマンスに影響する事が推察される。したがって、キックスタートにおいても後脚もしくは前脚における蹴り出しのタイミングが変わることで、スタートパフォーマンスに影響することが推察される。スタートにおける蹴り出しのタイミングについては、トラックスタートの後脚における蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスに与える影響のみ明らかにされている。武田ほか (2007a)は、トラックスタートにおいて後脚の脚伸展のタイミングが早い場合、地面反力の水平成分の立ち上がりが速くブロックタイムが短縮されることを報告しており、この結果からトラックスタートにおける蹴り出し動作のタイミングがブロックタイムに大きく影響していることが考えられる。しかしながら、蹴り出しのタイミングがパフォーマンスへ与える影響について他に研究がなされていない。したがって本章では、キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスに与える影響について明らかにすることを目的とした。なお、本研究では前脚における蹴り出しのタイミングを扱うこととした。キックスタートにおける前脚は、回転要素を抑え、伸展要素を生成する役割があることが報告されており(池田ほか, 2015b), 高い飛び出し水平速度を獲得するには、回転要素を抑え飛び出し角度を 0° 付近にすることが重要であることが考えられている(武田ほか, 2006)。また、キックスタート中前脚は後脚離地後に身体を支え飛び出し水平速度生成をサポートしていることが明らかにされており(Takeda et al., 2017), 跳び出し水平速度を獲得するには後脚だけでなく前脚においても大きな力積を生成する必要があることが報告されている(Benjanuvatra et al., 2004)。したがって、キックスタートにおける前脚は飛び出し水平速度生成に重要な役割があることが考えられる。

4-2 方法

4-2-1 被験者

男子大学生競泳選手 5 名を対象とした(Table4-1). 被験者には、実験内容について十分に説明し、実験参加の同意を得た。なお、本研究は大阪体育大学研究倫理審査委員会の承諾を得た。

Table4-1 : 被験者特性

	年齢(歳)	身長(m)	身体質量(kg)	専門	自己ベスト
被験者A	20	1.64	63	200m自由形	1'48"64
被験者B	21	1.84	78.7	50m自由形	22"86
被験者C	20	1.8	83.1	100m自由形	52"15
被験者D	23	1.84	74	100m自由形	49"8
被験者E	18	1.73	67	100m自由形	51"5
平均	20.4	1.77	73.16		
標準偏差	1.62	0.08	7.37		

4-2-2 キックスタート動作の測定

キックスタート動作の測定は、第 2 章と同様の方法を用いた。取得された座標データから、9 セグメントモデルを作成した(Figure4-2)。また、絶対座標系からみた水平面と前足セグメントがなす角および後足セグメントがなす角を算出した。なお、本章で作成したモデルでは、前足セグメントと水平面がなす角を、前足セグメント角度、前脚下腿セグメント角度を足関節角度、前脚大腿セグメント角度を膝関節角度と定義した。

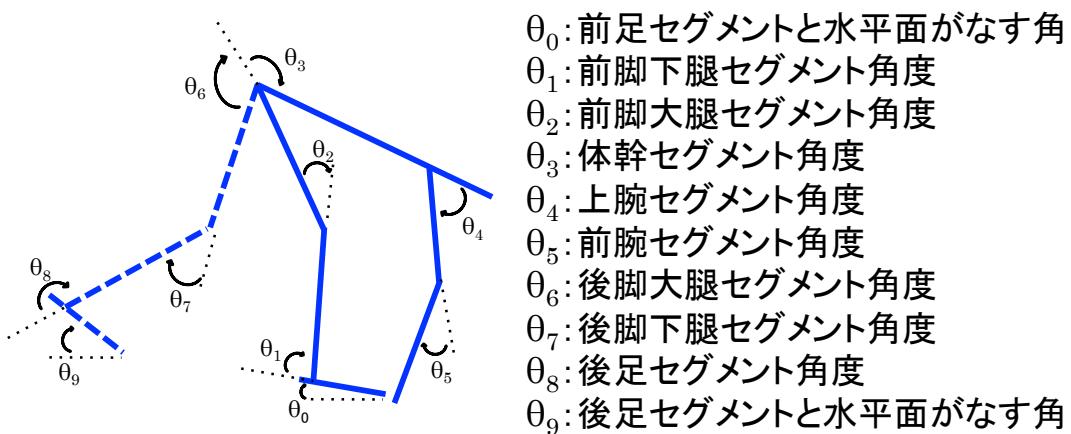


Figure4-2 : 作成したリンクセグメントモデル

4-2-3 シミュレーション方法

本シミュレーションでは、実測値から計測した関節運動の時系列データを用いて行った(Figure4-3)。ここで、キックスタート動作を確認すると、前後足のつま先位置は離地まで変化しないことが認められた。以上のことから、シミュレーションを行う際の条件として、

1. 後足のつま先位置は後脚離地まで変化しない。また、タイミングが変化しても水平面と後足セグメントがなす角度の変位は、後脚離地まで元データ(T_0)と同じ。
 2. 前足のつま先位置は、前脚離地まで変化しない。
 3. 後脚離地後の、後脚大腿、下腿および足セグメント角度の変位は、タイミングが変化しても T_0 と同じ変位となる。
 4. 前脚における蹴り出しのタイミングが変化しても、上腕および前腕セグメント角度の関節運動は変化しない。

以上の4条件設定し、シミュレーションを行った。シミュレーション手順は、

1. 水平面と前足セグメントがなす角を前足セグメント角度, 前脚足関節角度, 前脚膝関節角度および前足のつま先位置における時系列データを, -0.01~0.04 秒ずらした($T_{0.01}$ ~ $T_{0.04}$)(Figure4-3).
 2. 蹴り出しのタイミングをずらしたデータ($T_{0.01}$ ~ $T_{0.04}$)を元に, 後脚大腿, 下腿および足セグメント角度の運動および, 各セグメント位置の座標を再計算した. 計算方法は以下の方法で行った.

後脚離地まで：後脚大腿、下腿および足セグメント角度の運動の計算は、右股関節位置および後足関節位置との位置関係から算出した(式 19~21).

$$\theta_7 = \cos^{-1}\left(\frac{\Delta X^2 + \Delta Z^2 - L6^2 - L7^2}{2L6L7}\right) \dots \quad 19$$

ただし、

$$\begin{aligned}\Delta X &= J_{Lkx} - J_{tx} \quad \Delta Z = J_{Lkz} - J_{tz} \\ A &= -L6\cos(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2) - L7\cos(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2 + \theta_7) \\ B, C &= L6\sin(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2) + L7\sin(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2 + \theta_7) \\ D &= L6\cos(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2) + L7\cos(\theta_0 + \theta_1 + \theta_2 + \theta_7)\end{aligned}$$

ここで, L_6 は後脚大腿セグメント長, L_7 は後脚下腿セグメント長, L_8 は後足セグメント長, J_{La} は後足関節位置, J_{Lk} は後脚膝関節位置, J_t は大転子位置を表している.

後脚離地後から離台まで: 後脚大腿, 下腿および足セグメント角度の運動の計算には, T_0 の後脚離地後の角度の変位を元に推定した.

なお, 再計算では, 1)シミュレーション開始から後脚離地まで, 2)後脚離地から前脚離地までの 2 回に分けて計算を行った.

上記の計算方法では, 再計算を 2 回に分けて行っているため, 数学的な不連続が生じる. この不連続を解消するために, 新しい後脚セグメント角度のデータは再計算における 1)および 2)の間でスプライン補完を行った. その後, 前足のつま先位置および, 水平面と前足セグメントのなす角, および新しいセグメント角度から, 新しいセグメントの座標を再計算し, COM を再計算した.

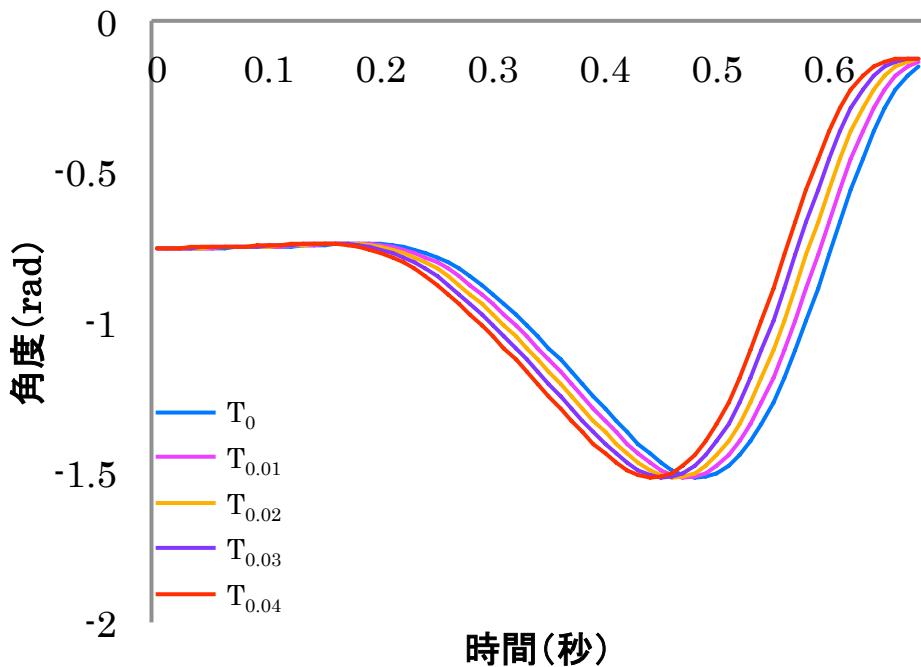


Figure4-3 : 膝関節角度

解析項目

解析区間は、シミュレーション開始から前脚離地までとした。

・COM の速度

再計算された COM の座標データを中央微分することで求めた。また、前脚離地時の COM の速度における水平成分を飛び出し水平速度、鉛直成分を飛び出し鉛直速度とした。

- 逆振り子モデルにおける回転要素, 伸展要素, 身体角度および跳び出し角度

第2章同様、先行研究(武田ほか, 2006; 武田ほか, 2007b; 岩原・窪, 2004)を参考に行つた(Figure2-25)。スタート台先端とCOMの位置を結ぶ線分(L_{COM})を作成し、その線分と水平面がなす角度を身体角度(B_{ang})とした。また、このL_{COM}を中心微分することで、伸展要素(V_{ex})を算出した(式16)。身体角度を中心微分することで身体角速度を算出し、L_{COM}を用いて回転要素(V_{ro})を算出した(式17)。また、算出した身体角度(B_{ang})、伸展要素(V_{ex})および回転要素(V_{ro})を用いて跳び出し角度を算出した(式18)。

• 推定地面反力

COM の速度のデータを中央微分することで、COM の加速度を求めた。その後、T₀から T_{0.04} における地面反力を推定するために、先行研究を参考に(大坂ほか, 2012), 式 22 および 23 から、推定地面反力を算出した。また、実測値における地面反力においては、前後脚および手部で働いた地面反力を合計した。

ここで、BW は被験者の身体質量、g は重力加速度(= 9.81)を表している。

- ・前脚膝関節における屈曲開始から伸展するまでの時間

前脚膝関節角度を中央微分することで角速度を算出した。その後、角速度が負の値(屈曲)になった時間を屈曲開始、正の値(伸展)になった時間を伸展開始とし、その間の時間を算出した(Figure4-4)。

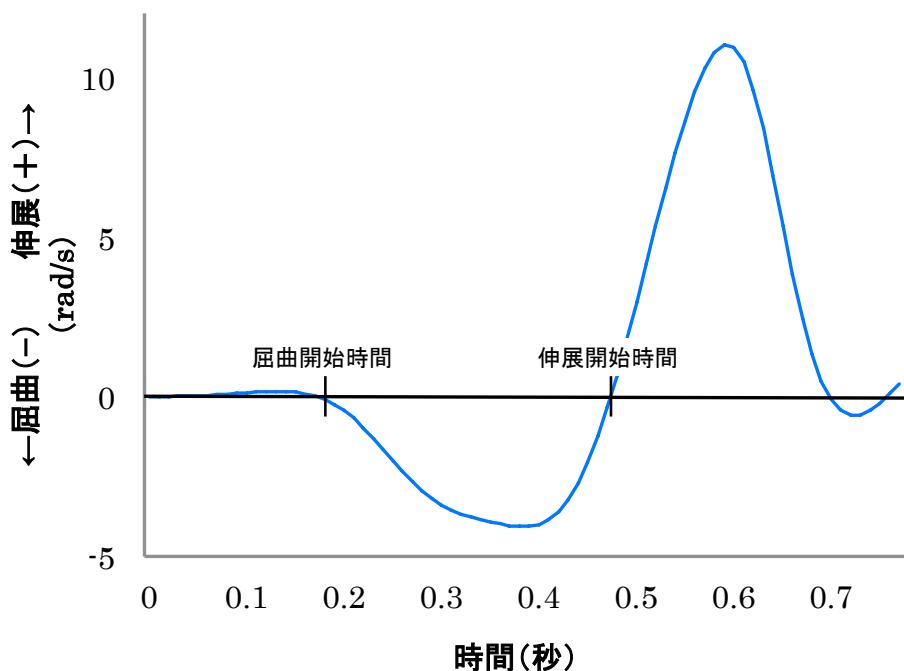


Figure 4-4 : 前脚膝関節における角速度

統計処理

前脚における蹴り出しのタイミングと飛び出し水平速度の関係を調べるために、ピアソンの相関係数を算出した。また、推定地面反力および実測値における地面反力の類似性を調べるため、実測値と T_0 間での相互相関係数を算出した。

なお、シミュレーションを含む全ての計算には、MATLAB2007b(MathWorks 社製)による自作プログラムを用いた。

4・3 結果

跳び出し水平速度、鉛直速度および跳び出し角度

被験者 A および C において前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると、跳び出し水平速度が高くなり、跳び出し鉛直速度は上向きに高くなる傾向が認められた(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。被験者 B において、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると、T_{0.03}までは跳び出し水平速度は向上し、鉛直速度は上向きに高くなるが、T_{0.03}から T_{0.04}は跳び出し水平速度は減少し、鉛直速度が下向きに高くなる傾向が認められた(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。被験者 D において、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると、跳び出し水平速度が高くなり、跳び出し鉛直速度は上向きに高くなる結果となった(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。被験者 E においては、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると跳び出し水平速度は低くなり、鉛直速度は上向きに高くなる結果となった(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。

Table4-2 : シミュレーションにおける跳び出し水平速度および鉛直速度の結果
(V_h : 跳び出し水平速度, V_v : 跳び出し鉛直速度)

	T_0		$T_{0.01}$		$T_{0.02}$		$T_{0.03}$		$T_{0.04}$	
	V_h (m/s)	V_v (m/s)								
被験者A	3.36	-0.75	3.41	-0.55	3.46	-0.41	3.49	-0.3	3.52	-0.24
被験者B	3.57	-0.89	3.66	-0.71	3.72	-0.64	3.73	-0.66	3.71	-0.73
被験者C	3.99	-0.94	4.02	-0.52	4.04	-0.27	4.04	-0.17	4.03	0.00
被験者D	3.84	-0.14	3.82	0.06	3.80	0.27	3.78	0.47	3.77	0.6
被験者E	3.87	-1.10	3.86	-1.00	3.85	-0.94	3.84	-0.90	3.82	-0.90
平均値	3.73	-0.77	3.76	-0.54	3.78	-0.39	3.77	-0.31	3.77	-0.25
標準偏差	0.22	0.33	0.2	0.35	0.18	0.4	0.17	0.47	0.16	0.54

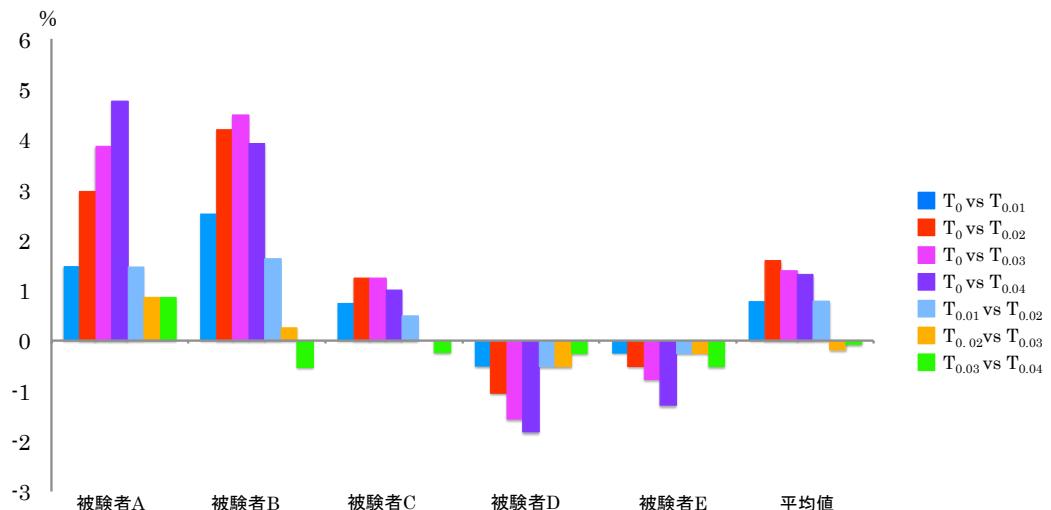


Figure4-5 : 跳び出し水平速度の結果の差(%)

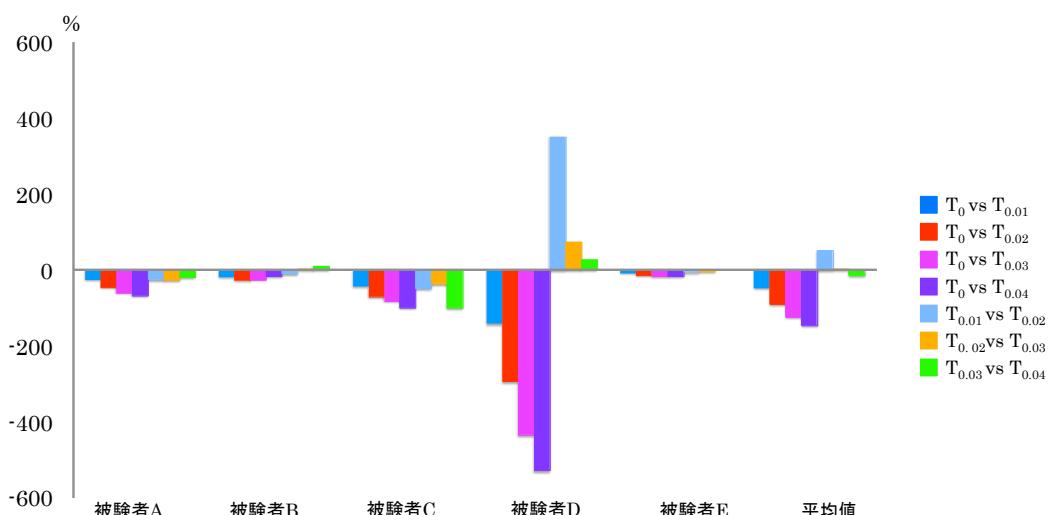


Figure4-6 : 跳び出し鉛直速度の結果の差(%)

前脚における蹴り出しのタイミングと飛び出し水平速度の関係

被験者 A, D および E は前脚における蹴り出しのタイミングの変化および飛び出し水平速度の間に有意な相関関係が認められたが、被験者 B および C は有意な相関関係が認められなかった(Table4-3, Figure4-7).

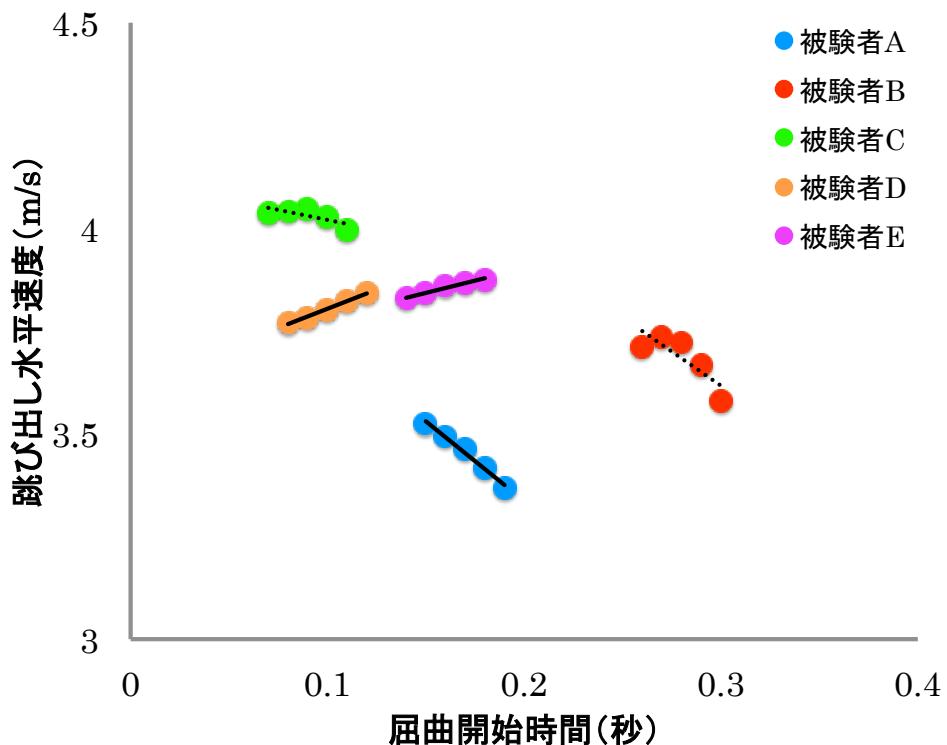


Figure4-7 : 跳び出し水平速度と、前脚における屈曲開始時間の関係

Table4-3 : 跳び出し水平速度と、前脚における屈曲開始時間の相関係数

被験者A	被験者B	被験者C	被験者D	被験者E
-0.99*	-0.83	-0.76	0.98*	0.98*

*: $p < 0.05$

飛び出し角度

被験者 A, C, Eにおいて、前脚の蹴り出しのタイミングが早くなるほど飛び出し角度が水平に近づく傾向が認められた(Table4-4, Figure4-8). また、被験者 Dにおいては、タイミングが早くなるほど飛び出し角度が上向きになる傾向が認められた(Table4-4, Figure4-8). 一方で、被験者 Bにおいては、T_{0.03}まで飛び出し角度は水平に近くが、T_{0.04}からT_{0.04}まで飛び出し角度は下を向く傾向が認められた(Table4-4, Figure4-8).

Table4-4 : シミュレーションにおける飛び出し角度の結果(Deg)

	T ₀	T _{0.01}	T _{0.02}	T _{0.03}	T _{0.04}
被験者A	-12.64	-9.26	-6.8	-5.02	-4.02
被験者B	-14.21	-11.13	-10.04	-10.2	-11.31
被験者C	-13.31	-7.37	-3.95	-2.45	-0.04
被験者D	-2.23	1.03	4.09	7.15	9.13
被験者E	-15.97	-14.59	-13.72	-13.32	-13.35
平均値	-11.67	-8.26	-6.08	-4.77	-3.92
標準偏差	4.85	5.22	6.04	7.07	8.11

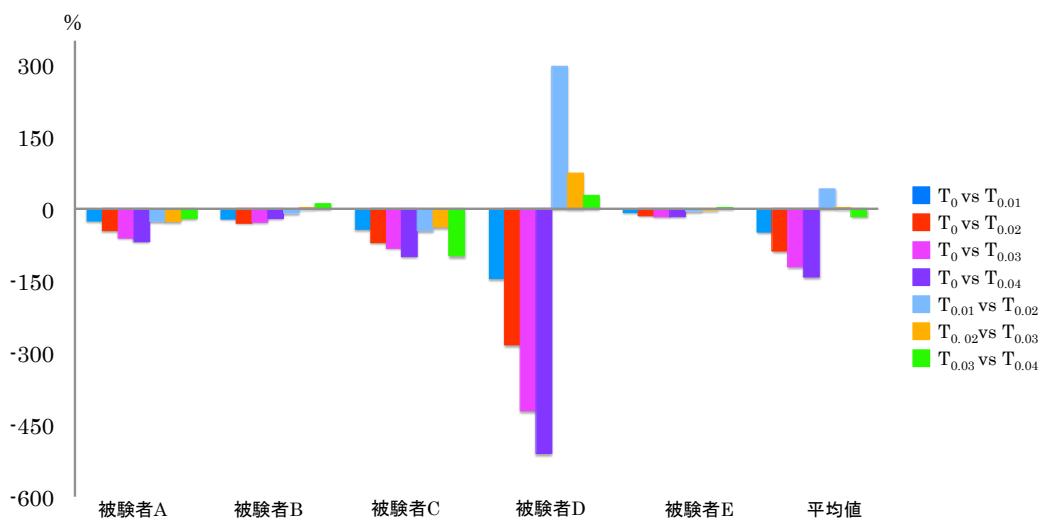


Figure4-8 : 跳び出し角度の差(%)

身体角度

全ての被験者において、前脚の蹴り出しのタイミングが早くなるほど、身体角度が小さくなる傾向が認められた(Table4-5, Figure4-9).

Table4-5 : シミュレーションにおける身体角度の結果(Deg)

	T_0	$T_{0.01}$	$T_{0.02}$	$T_{0.03}$	$T_{0.04}$
被験者A	-12.64	-9.26	-6.80	-5.02	-4.02
被験者B	-14.21	-11.13	-10.04	-10.2	-11.31
被験者C	-13.31	-7.37	-3.95	-2.45	-0.04
被験者D	-2.23	1.03	4.09	7.15	9.13
被験者E	-15.97	-14.59	-13.72	-13.32	-13.35
平均値	-11.67	-8.26	-6.08	-4.77	-3.92
標準偏差	4.85	5.22	6.04	7.07	8.11

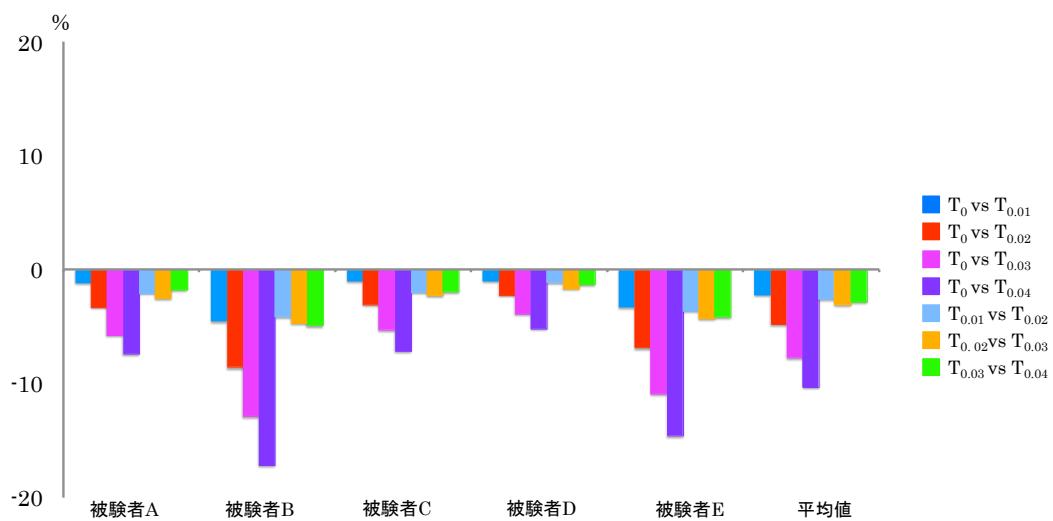


Figure4-9 : 身体角度の結果の差(%)

逆振り子モデルにおける伸展要素および回転要素

被験者 B 以外の被験者は、前脚の蹴り出しのタイミングが早くなるにつれ、伸展要素は増加し、回転要素は減少する傾向が認められた(Table4-6, Figure4-10)。一方で、被験者 B においては、伸展要素は $T_{0.03}$ までは増加するが、 $T_{0.03}$ から $T_{0.04}$ まで減少する傾向が認めら、回転要素は $T_{0.03}$ まで減少するが、 $T_{0.03}$ から $T_{0.04}$ で増加する傾向が認められた (Table4-6, Figure4-11)。

Table4-6 : シミュレーションにおける伸展要素および回転要素の結果

(V_{ex} : 伸展要素, V_{ro} : 回転要素)

	T_0		$T_{0.01}$		$T_{0.02}$		$T_{0.03}$		$T_{0.04}$	
	V_{ex} (m/s)	V_{ro} (m/s)								
被験者A	2.64	2.21	2.79	2.04	2.91	1.90	3.01	1.79	3.08	1.72
被験者B	3.08	2.02	3.25	1.83	3.34	1.74	3.38	1.71	3.36	1.72
被験者C	3.35	2.37	3.54	1.97	3.66	1.73	3.71	1.59	3.78	1.41
被験者D	3.10	2.27	3.22	2.05	3.32	1.85	3.43	1.64	3.51	1.49
被験者E	3.24	2.39	3.29	2.25	3.33	2.15	3.36	2.06	3.37	2.01
平均値	3.08	2.25	3.22	2.03	3.32	1.87	3.38	1.76	3.42	1.67
標準偏差	0.23	0.13	0.24	0.13	0.23	0.15	0.22	0.16	0.22	0.21

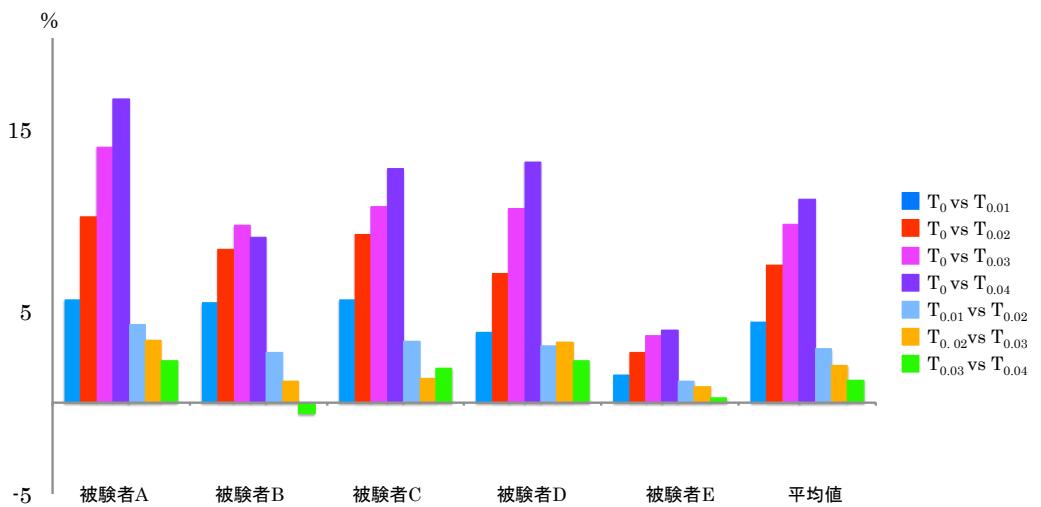


Figure4-10 : 伸展要素の結果の差(%)

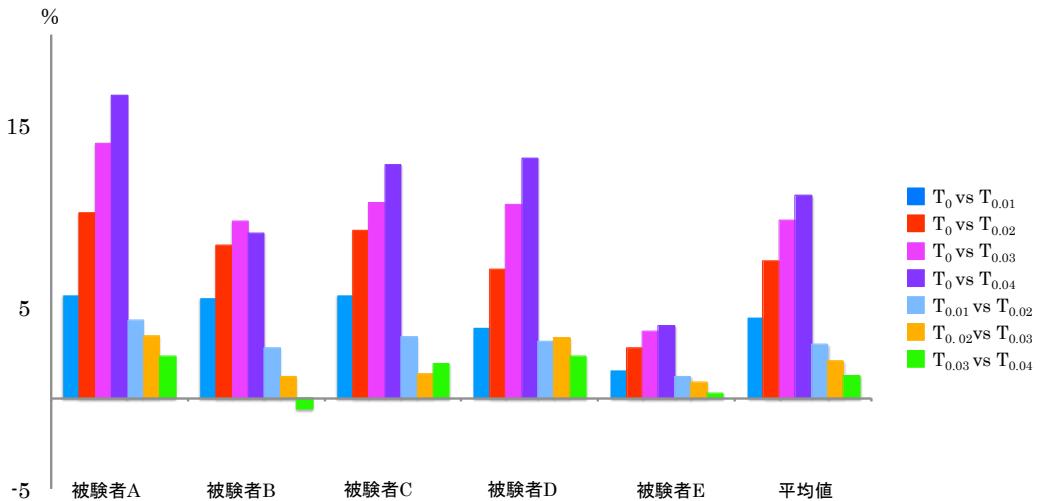


Figure4-11 : 回転要素の結果の差(%)

前脚膝関節における屈曲開始から伸展するまでの時間

被験者 B および C において、屈曲開始から伸展開始までの時間は、被験者 A, D および E よりも 0.07-0.12 秒長い結果となった(Table4-7). また、被験者 A, D および E における、屈曲開始から伸展時間までの時間は、0.35 秒よりも短い結果となった(Table4-7).

Table4-7 : 屈曲開始から伸展開始までの時間(秒)

被験者A	被験者B	被験者C	被験者D	被験者E
0.29	0.42	0.42	0.35	0.33

後脚離地時の前脚下腿セグメント角度

被験者B以外の被験者において、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなるにつれ、後脚離地時の前脚膝関節角度の屈曲角度は大きくなる傾向が認められた(Table4-8, Figure4-12). 一方で、被験者BはT_{0.02}までは屈曲角度が大きくなつたが、T_{0.02}からT_{0.04}までは屈曲角度が小さくなる傾向が認められた(Table4-8, Figure4-12).

Table4-8：後脚離地時の前脚膝関節角度の結果(Deg)

(正：伸展、負：屈曲)

	T ₀	T _{0.01}	T _{0.02}	T _{0.03}	T _{0.04}
被験者A	27.25	26.91	26.35	25.68	25.22
被験者B	19.11	18.23	17.47	16.65	15.83
被験者C	21.98	21.74	21.30	20.81	20.4
被験者D	33.99	33.62	33.22	32.66	32.22
被験者E	20.47	19.78	19.06	18.24	17.48
平均値	24.56	24.06	23.48	22.81	22.23
標準偏差	5.46	5.6	5.71	5.79	5.92

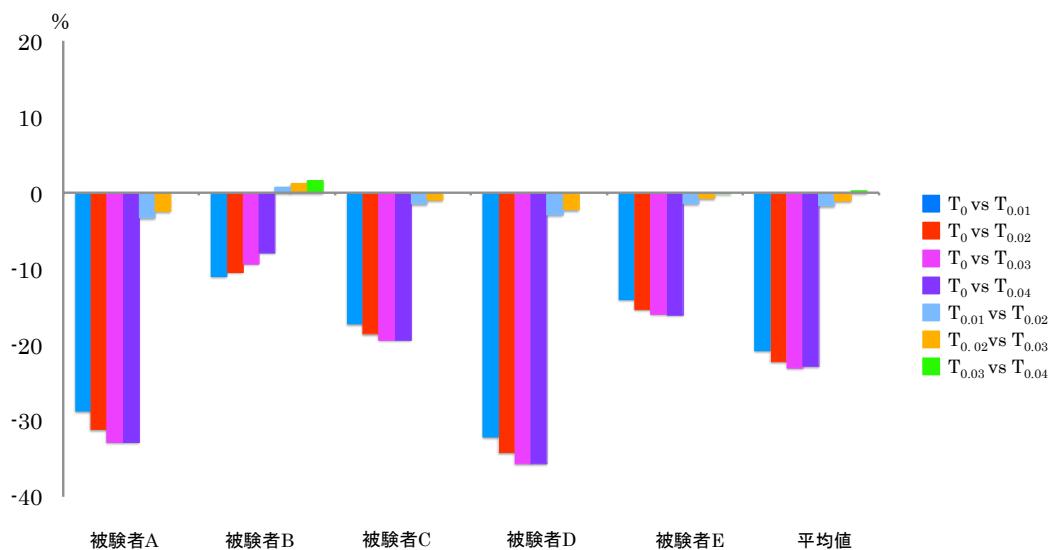


Figure4-12：後脚離地時の前脚膝関節角度の結果の差(%)

地面反力

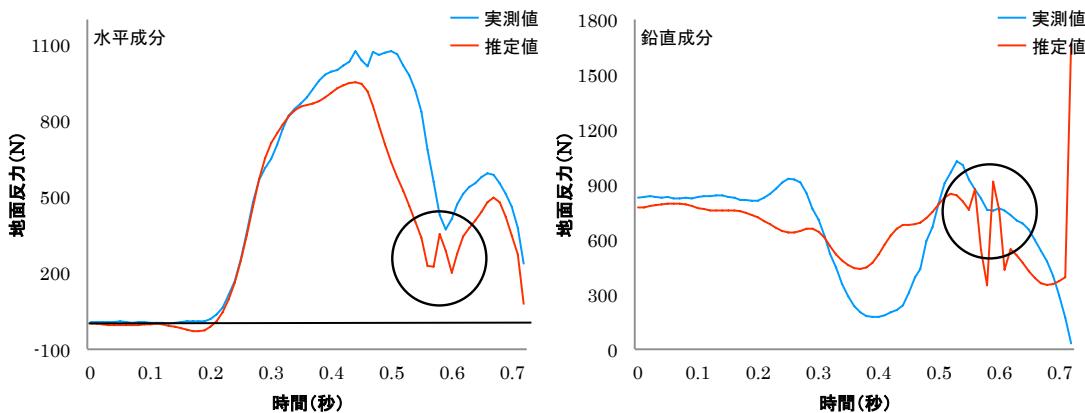
水平方向の地面反力における実測値と T_0 における推定値間の相互相関係数は、全被験者で高い値が認められた(Table4-9)。一方で、鉛直方向の相互相関係数は全被験者で低い値が認められた(Table4-9)。

Table4-9：地面反力における実測値と推定値での相互相関係数

	水平成分	鉛直成分
被験者A	0.90	0.56
被験者B	0.94	0.66
被験者C	0.92	0.54
被験者D	0.93	0.30
被験者E	0.94	0.32
平均値	0.92	0.48
<u>標準偏差</u>	0.01	0.14

Figure4-13 に水平および鉛直方向両方の相互相関係数が、全被験者の中で最も高かった被験者 B と、水平方向の相互相関係数は高かったが、鉛直方向の相互相関係数が全被験者の中で、最も低かった被験者 D の地面反力の時系列データを示した。水平方向の地面反力において、両被験者とも推定値は実測値よりも小さい値が認められた(Figure4-13)。鉛直方向の地面反力において、両被験者とも実測値では抜重が認められ、推定値では抜重が被験者 B は認められたが、被験者 D は認められなかった(Figure4-13)。また、地面反力の数値が急激に変わることころが確認された(Figure4-13, 黒丸)。

A: 被験者B



B: 被験者D

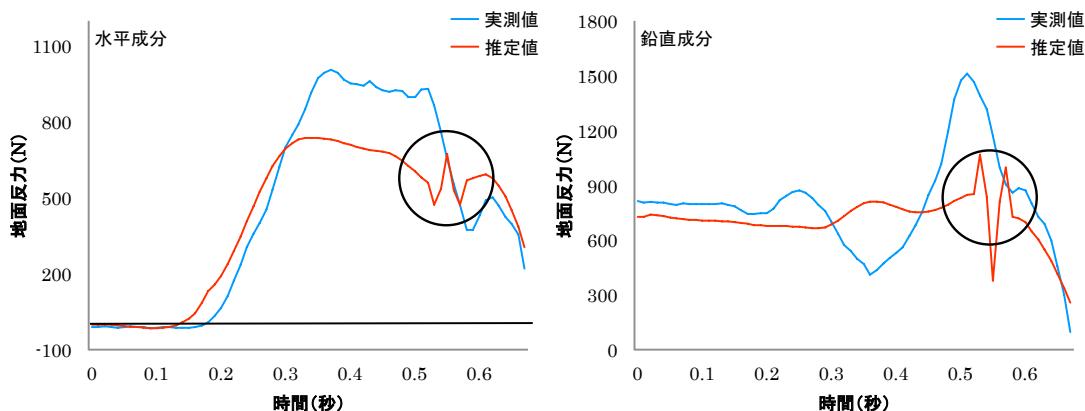


Figure4-13 : 被験者 B および D における地面反力の実測値および推定値

前脚の蹴り出しのタイミングと地面反力

Figure4-14 に代表値として、地面反力の水平成分の実測値と推定値間での相互相関係数が最も高かった被験者 C の水平方向における地面反力の推定値を、 T_0 から $T_{0.04}$ まで示した。シミュレーション結果から推定した T_0 から $T_{0.04}$ までの地面反力において、推定地面反力の値が急激に変わることが認められた(Figure4-14 中の黒破線丸)。また、 T_0 から $T_{0.04}$ まで、地面反力の立ち上がりが早くなる傾向が認められ、全被験者においても同じ傾向が確認された(Figure4-14 中の黒実線丸)。

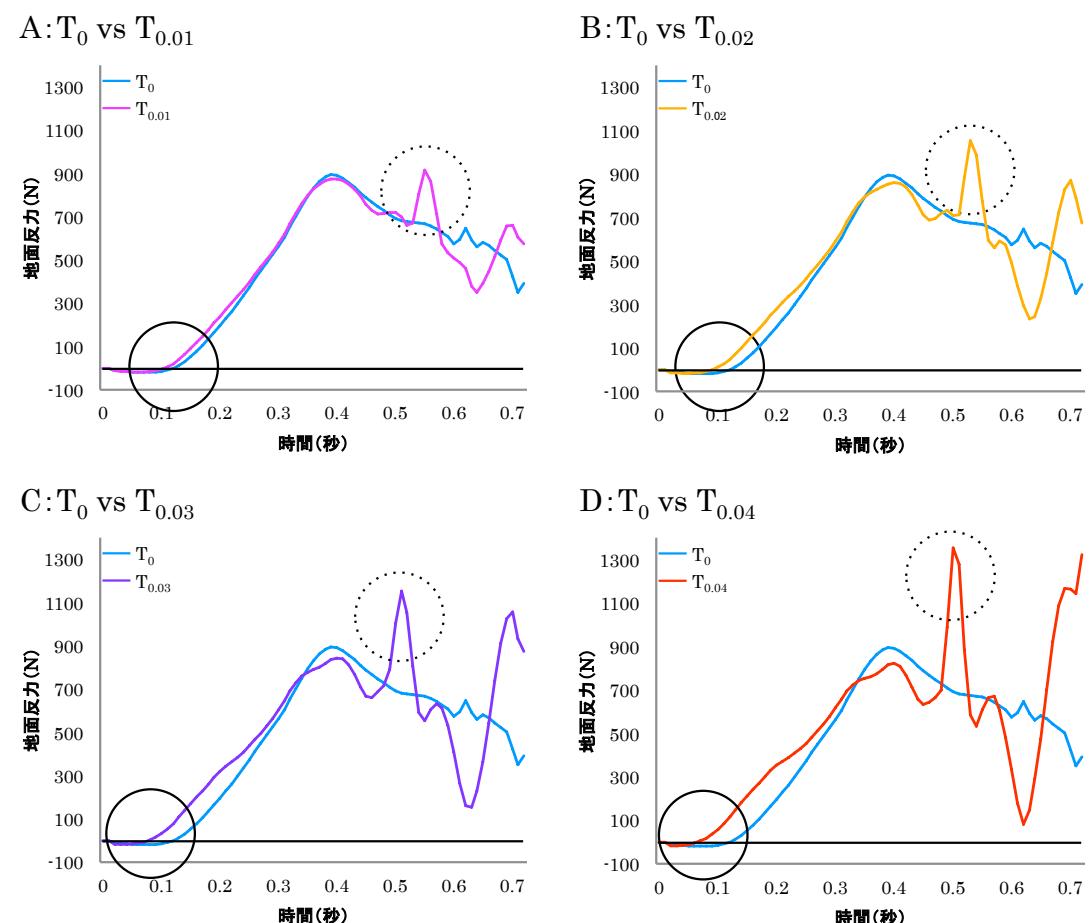


Figure4-14 : 被験者 C におけるシミュレーションにおける地面反力の水平成分の結果

4-4 考察

本章は、キックスタート中の前脚における蹴り出しのタイミングがパフォーマンスに与える影響を明らかにすることを目的とした。その結果、前脚における蹴り出しのタイミングが変わることで、飛び出し水平速度や鉛直速度、飛び出し角度が増加および減少する傾向が認められた。また逆振り子モデルにおける伸展要素は増加、回転要素は減少する傾向が認められた。したがって、キックスタートにおける前脚の蹴り出しのタイミングはスタートパフォーマンスに影響を与える可能性が示唆された。

地面反力における実測値と推定値の比較

本研究では、地面反力の推定を先行研究の方法(大坂ほか, 2012)に基づいて行った。その結果、全被験者において水平方向の地面反力の推定値と実測値との間には高い相互相関係数が認められた(Table4-9)。しかしながら、全被験者において鉛直方向の地面反力の推定値と実測値との間の相互相関係数は低い値が認められた(Table4-9)。ここで、肩峰、肘関節および手首の座標を確認すると、定性的であるが本章で新しく作成したモデルでの座標と実測値との間に誤差が生じていることがわかった(Figure4-15)。本章で新しく作成したモデルでは、肩関節位置は体幹セグメントと離れず、屈曲伸展のみの運動を行うと仮定していた。しかしながら、実際のキックスタート中の肩峰位置は、複雑に移動していることが定性的であるが確認された(Figure2-26)。これは、肩関節は屈曲伸展だけでなく、水平内転および外転や内外旋を行う、自由度の高い関節であることが考えられる。先行研究においてもキックスタート中肩関節では伸展モーメントだけでなく、内外旋および水平内外転モーメントが発揮されていることが報告されている(小池ほか, 2015)。以上のことから、キックスタート中では屈曲伸展だけでなく、水平内転および外転などが行われ、肩峰の座標が複雑に移動したことが推察される。したがって、新しく作成したモデルでは、この肩関節の複雑な動作が考慮されなかったため、位置、速度および加速度に誤差が生じ、鉛直方向の地面反力の推定値に影響を与えた可能性が考えられる。また、シミュレーション結果における COM の加速度から推定した、水平方向の地面反力において、値が急激に変わることが認められた(Figure4-14 中の黒破線丸)。これは、数学的不連続が生じているためであると考えられる。数学的不連続が生じると、位置が急激に変わることで、加速度においても急激に値が変わる。そのため、水平方向の地面反力においても、値が急激に変わる波形が認められたと考えられる。以上のことから、水平方向の地面反力の推定値にお

いては、数学的不連続の影響はあるが、おおむね妥当であると考えられる。

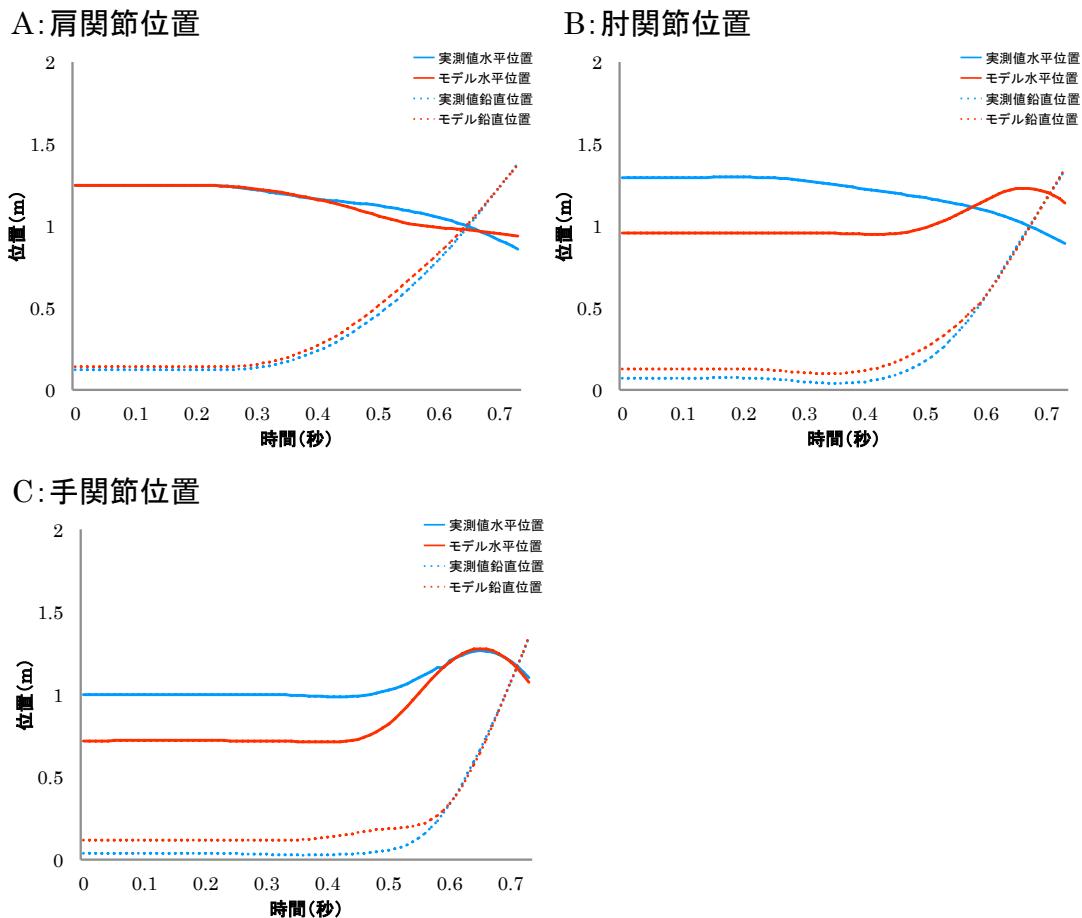


Figure 4-15 : 被験者 B における上肢の関節位置

被験者 A および C において、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると、飛び出し水平速度が高くなり、飛び出し鉛直速度は上向きに高くなる結果となった(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。また、逆振り子モデルにおける伸展要素は増加し、回転要素は減少する傾向が認められた(Table4-6, Figure4-10, 4-11)。武田ほか (2006)は、逆振り子モデルにおける伸展要素が大きいと、飛び出し水平速度は大きくなることを報告している。したがって、前脚の伸展のタイミングが早くなることで伸展要素が向上し、飛び出し水平速度が高くなったことが考えられる。また、武田ほか (2006)は、逆振り子モデルにおける回転要素が大きいと、飛び出し水平速度は大きくなることを報告している。しかしながら、本研究での結果シミュレーションでは回転要素は減少したにもかかわらず、飛び出し水平速度が向上した。武田ほか (2006)は、回転要素が小さいと、飛び出し角度は小さくなることを報告しているが、高い飛び出し水平速度を獲得するには、飛び出し角度を 0°付近にすることが望ましいことを報告している。以上のことから、高い飛び出し水平速度を獲得するためには、回転要素を減少させ、飛び出し角度を 0°付近に近づける必要があることが推察される。今回のシミュレーション結果での飛び出し角度は、前脚の伸展のタイミングが早くなると 0°付近に近づく傾向が認められた(Table4-4, Figure4-8)。したがって、本研究のシミュレーションでは、前脚の伸展のタイミングが早くなると回転要素が減少し、飛び出し角度が 0°付近に近づいたため飛び出し水平速度が速くなつたと推察される。

武田ほか (2006)は、伸展要素增加の要因について、身体角度から考察している。武田ほか (2006)は、身体角度が水平に近づくと、地面反力の水平成分が増加し、力積が増加することで、伸展要素が増加することが考察している。本研究においても、前脚の伸展のタイミングが早くなるにつれ、身体角度が減少する傾向が認められた(Table4-5, Figure4-9)。以上のことから、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなることは身体角度の減少、地面反力水平成分増加によって、伸展要素が増加することに貢献することが推察される。また、後脚離地時における前脚膝関節角度は、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると屈曲角度が大きくなる傾向が認められた。ここで、反動なし垂直跳びにおいて、初期姿勢時の股関節、膝関節および足関節の屈曲角度が大きくなると脚伸展の時間が長くなることで、力を発揮している時間が長くなる、また地面反力が働く時間も長くなることが報告されている(Domire and Challis, 2007)。そのため、キックスタートといった跳躍動作では、初期姿勢時の脚屈曲角度が大きいと、長い時間地面を蹴ることができるために、大き

な力積を生成することができると考えられる。したがって、後脚離地後における前脚下腿セグメント角度の屈曲角度が大きくなつたことで、前脚における伸展時間が長くなり、大きな力積を生成することができるので、伸展要素増加や跳び出し水平速度増加につながるのではないかと推察される。

さらに、推定地面反力の水平成分は、前脚の伸展のタイミングが早くなるにつれ、立ち上がりが速くなる傾向が認められた(Figure4-14, 黒実線丸)。武田ほか(2007a)はトラックスタートにおいて、水平方向の地面反力の立ち上がりが速いと跳び出し水平速度が高いことを示唆している。以上のことから、前脚の蹴り出しのタイミングが早くなることで、水平方向の地面反力の立ち上がりが速くなり、跳び出し水平速度が高くなつたと推察される。

被験者Dにおいて、被験者AおよびC同様、跳び出し鉛直速度は上向きに高くなり、伸展要素は増加、回転要素は減少する傾向が認められたにもかかわらず、跳び出し水平速度は減少した(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。ここで、被験者DのT₀における跳び出し角度は水平に近く、T₀の跳び出し角度から、蹴り出しのタイミングが早くなるにつれて徐々に上向きとなる傾向が認められた(Table4-4, Figure4-8)。ここで、跳び出し角度が上向きに大きいと、跳び出し水平速度は低くなることが報告されている(武田ほか, 2006; 武田ほか, 2007b)。したがって、被験者Dは前脚の伸展のタイミングを変えることで跳び出し角度が上向きになり、跳び出し水平速度が低くなつたと推察される。

被験者Eにおいて、前脚の伸展のタイミングが早くなると、跳び出し時の伸展要素は増加、回転要素は減少する傾向が認められたが、跳び出し水平速度は減少し、被験者AおよびCとは異なる結果となつた(Table4-2, Figure4-5, 4-6)。被験者Eの初期姿勢を確認すると、大転子位置はスタート台先端から-0.25mであり、初期姿勢時の前脚および後脚における荷重比率は、それぞれ99.29%および13.33%であった。一方で、被験者AからDの前脚および後脚における荷重比率は、それぞれ93.25~108.30%および16.71~19.08%であった。以上のことから、被験者Eは後脚への荷重が他の被験者と比較し小さいことがわかつた。また、バックプレートの位置は被験者AからDは0.46m位置であったが、被験者Eのみ最も前方である0.37m位置であった。以上のことから、キックスタートでの初期姿勢時の前脚と後脚における荷重比率およびバックプレートの位置によって、高いスタ

ートパフォーマンス獲得に最適な、前脚における蹴り出しのタイミングが、変化することが推察される。実際、垂直跳びシミュレーションにおいて初期姿勢が変わると、最適化計算によって跳躍高が最も高くなる下肢三関節の関節モーメントの発揮のタイミングが変わることが示唆されている(Selbie and Caldwell, 1996)。したがって、被験者 Eにおいては、初期姿勢およびバックプレートの位置の違いから、今回行った前脚の伸展のタイミングの変化が、高いスタートパフォーマンス獲得に最適な伸展のタイミングから離れたため、飛び出し水平速度が減少したと推察される。

前脚における蹴り出しのタイミングの変化がパフォーマンスへ影響を与える要因

被験者 A, D および E は前脚のタイミングの変化および飛び出し水平速度の間に有意な強い相関関係が認められ、被験者 B および C には有意な相関関係は認められなかった(Figure4-7)。ここで、前脚膝関節における屈曲開始から伸展までの時間は、被験者 B および C は 0.42 秒であり、被験者 A, D および E よりも 0.07-0.12 秒長い結果となった。この屈曲開始から伸展までの時間では、前脚膝関節の角速度は屈曲となることから(Figure4-4)，反動動作をおこなっており、被験者 B および C はこの反動動作をおこなっている時間が長いことが推察される。以上のことから、反動動作を行う時間が長いと、前脚のタイミングが変わることでの飛び出し水平速度への影響が小さく、短いと飛び出し水平速度への影響が強いことが推察される。

本研究における Limitation

本章で記述した研究には Limitation が二つある。一つ目に今回は被験者数が 5 人と少なく、統計解析を行った比較を行うことができなかつたことである。また、本研究では個人により前脚の伸展のタイミングを変えたことでパフォーマンスが向上した者、低下した者がおり、個人差が大きく表れることが示唆された。したがって、今後被験者数を増やすことで、統計解析を行った比較からより信頼することができる結果を得ることができること、加えて個人差の探求を行うことができると考えられる。

二つ目は、被験者 E の結果から、姿勢やバックプレートの位置によって、最適な前脚における蹴り出しのタイミングが変わることが推察されたが、先行研究および本研究における結果のみからの推察であった。したがって、今後バックプレートの位置や初期姿勢を考慮すること、前脚の伸展のタイミングの変化を増やし、パフォーマンスへの影響を検討

することで、あるキックスタートの初期姿勢での最適な前脚における蹴り出しのタイミングを明らかにすることができると考えられる。

4-5 本章の結論

本章では、キックスタート中の前脚における蹴り出しのタイミングがパフォーマンスに与える影響を明らかにすることを目的とした。その結果、

1. 前脚における蹴り出しのタイミングが変わることで、飛び出し水平速度や鉛直速度、飛び出し角度が増加および減少する傾向が認められた。またこの蹴り出しのタイミングの変化による速度の変化には、個人差があることが示唆された。
2. 前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると、逆振り子モデルにおける伸展要素が増加、回転要素は減少する傾向が認められた。
3. 前脚の蹴り出しのタイミングが早くなると、水平方向の地面反力の立ち上がりが速くなる傾向が認められた。

以上のことから、本章ではキックスタートの前脚における蹴り出しのタイミングはスタートパフォーマンスへ影響を与えることが示唆された。

第5章 総合討論

第3章および4章では、キックスタートにおける初期姿勢および前脚の蹴り出しのタイミングという観点から研究を行った。その結果、1)キックスタートにおける初期姿勢はスタートパフォーマンスに影響する、2)前脚における蹴り出しのタイミングはスタートパフォーマンスに影響することが示唆された。以上の結果から、第5章ではキックスタートにおける高いスタートパフォーマンス獲得に必要な要因、およびスタートの初期姿勢と前脚における蹴り出しのタイミングの関係について考察する。

5-1 キックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスに与える影響

本研究において、第3章ではキックスタートにおける初期姿勢がスタートパフォーマンスに与える影響について記載した。キックスタートの初期姿勢において COM の位置を前脚側に位置する前脚荷重型(Front)姿勢では前脚、COM の位置を後脚側に位置する後脚荷重型(Rear)姿勢では後脚の力発揮が強くなること、COM の鉛直方向の位置が高いほど前脚、COM の位置が低いほど後脚の力発揮が大きくなることが示唆された。また、高い跳び出し水平速度であった初期姿勢では、下肢三関節で大きな力を発揮し、スタート台でより大きな水平方向の力積が生成されたことが示唆された。先行研究においても、下肢筋力やスタート中における力学的考察から、高いスタートパフォーマンスに必要な要因について明らかにされている。下肢の伸展筋力や前脚の膝等尺性筋力は 10m のタイムと、有意な負の相関関係があることや(Beretić et al., 2013; 水藤ほか, 2015), 下肢筋力向上を目的としたトレーニングにより、トラックスタートにおける跳び出し水平速度が向上したことが報告されている(Breed and Young, 2003; Bishop et al., 2009)。また、グラブスタートにおける跳び出し水平速度は、水平方向の力積が大きいほど高いことや(Vantorre et al., 2010), COM の速度を加速するには水平方向の地面反力および力積が重要であることが報告されている(Slawson et al., 2013; Takeda et al., 2017)。以上のことから、キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得には、高い水平方向の地面反力および力積を生成するため、下肢で大きな力を発揮することができる姿勢をとる必要があることが考えられる。

5-2 キックスタートにおける蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響

第4章では、キックスタートの前脚における蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスに与える影響について記載した。キックスタートにおける前脚の蹴り出しのタイミングにおいて、蹴り出しのタイミングが早くなると、鉛直速度は上向きに速くなり、飛び出し水平速度は増加もしくは減少する傾向が認められた。これは、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなることで逆振り子モデルにおける伸展要素の増加、および回転要素の減少によるものであることが示唆された。先行研究においても、高い飛び出し水平速度生成には、回転要素を減少させ飛び出し角度を 0° 付近にする必要があることが報告されている(武田ほか, 2006)。したがって、キックスタートにおける前脚の蹴り出しのタイミングは、飛び出し角度調整に働くことが示唆される。また、前脚は後脚離地後に身体を支え、飛び出し水平速度生成をサポートし(Takeda et al., 2017)、飛び出し水平速度を獲得することよりも飛距離を獲得することに貢献すること(Slawson et al., 2013)、後脚だけではなく前脚も飛び出し水平速度生成に貢献することが報告されている(Benjanuvatra et al., 2004)。ここで、前脚における蹴り出しのタイミングが早くなると後脚離地時の前脚下腿セグメント角度の屈曲角度が大きくなる結果が得られたことから、時々刻々と変化する関節角度も変わることで筋の長さ・力関係(Lieber, 1992)から力の発揮力が変わり、飛距離や伸展要素に影響する前脚での地面反力や力積(Slawson et al., 2013; 池田ほか, 2015b)の大きさが変わることで、スタートパフォーマンスに影響することが推察される。以上のことから、前脚における蹴り出しのタイミングは、スタートパフォーマンスに影響する要因の一つであることが推察される。

上記のように、キックスタートにおいて高い飛び出し水平速度を獲得するためには、以下のことが示唆された。

- 1)下肢で大きな力を発揮し、高い水平方向の力積を生成することができる初期姿勢を作る
- 2)回転要素を抑えて伸展要素を伸ばすことができるタイミングで、前脚の蹴り出しを行う必要がある。

したがって、キックスタートにおいて、初期姿勢および前脚における蹴り出しのタイミングを考慮してスタートを行う必要があることが示唆された。

5-3 キックスタートにおける初期姿勢と前脚における蹴り出しのタイミングの関係

第4章における被験者AからEの初期姿勢が第3章で作成した姿勢の中で、どの姿勢に当てはまるかを確認し、キックスタートの初期姿勢と前脚における蹴り出しのタイミングの関係について考察した。第4章での被験者の初期姿勢における体幹セグメント、肩関節角度、前後脚三関節角度が、第3章でのキックスタート初期姿勢に最も近似した姿勢を当てはめた(Table5-1)。その結果、被験者AのCOMの位置は後方および低い位置、被験者EのCOMの位置は前方および高い位置とした姿勢に近いことが認められた。一方で、被験者B～DではCOMの位置は中間および高い位置であることが認められた。ここで、被験者Aの前脚の伸展のタイミングは0.19～0.15秒、被験者Eでは0.18～0.14秒であり、前脚の伸展のタイミングが同等であったにもかかわらず、被験者Aは前脚の伸展のタイミングが早くなるにつれ飛び出し水平速度は増加したが、被験者Eは減少した。以上のことから、キックスタートの初期位置が、被験者Aのように後脚荷重型である場合、前脚のタイミングは0.2秒より早い場合はスタートパフォーマンスが高いが、前脚荷重ではスタートパフォーマンスが低下する可能性が推察される。また、前脚の伸展のタイミングは、被験者Bは0.3～0.26秒、被験者Cは0.11～0.07秒、被験者Dは0.12～0.08秒であった。これらのことから、キックスタートの姿勢が中間荷重である場合、0.3秒より伸展のタイミングが早いとパフォーマンスが高くなることが推察される。したがって、キックスタートの初期姿勢によって、前脚における適した蹴り出しのタイミングが変わることが推察される。

Table5-1：第4章における被験者の初期姿勢

スタート初期姿勢 実測値との差(%)

被験者A	R _{0.59}	11.81
被験者B	N _{0.62}	9.53
被験者C	N _{0.63}	11.44
被験者D	N _{0.62}	10.08
被験者E	F _{0.62}	19.56

5-4 現場への応用

第2章にて作成したシミュレーションモデルは、モデルの形態特性を自由に変えることができるモデルであるため、すべての対象者に応用することができるモデルである。したがって、第2章で作成したシミュレーションモデルを用いると、対象者のセグメント長を測定するだけで、その対象者が最も高いスタートパフォーマンスを得ることができる姿勢を探索することが可能であると考えられる。またスタート動作の測定から座標データを取得する必要があるが、第4章にて作成したモデルを用いることで、対象者が最も高いスタートパフォーマンスを得ることができる、前脚の蹴り出しのタイミングを探索することも可能である。以上のことから、本研究で行った手法を用いることで、対象者に合ったキックスタートパフォーマンス向上の方略や、トレーニング内容を作成することに役立てることができると考えられる。

5-5 今後の展望

本章においてスタートの初期姿勢によって最適な前脚の蹴り出しのタイミングが違うことが、5人の被験者における3種類の初期姿勢からの推察となった。今後、被験者数を増やし、キックスタートにおける初期姿勢を増やすことで、異なる初期姿勢それぞれによつて適した前脚における蹴り出しのタイミングを明らかにすると考えられる。

第6章 結論

本研究では、競泳キックスタートにおける初期姿勢および蹴り出しのタイミングがスタートパフォーマンスへ与える影響について数値シミュレーションを用いて明らかにすることを目的とした。その結果、

1. キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得には、高い水平方向の地面反力および力積を生成するため、下肢で大きな力を発揮することができる初期姿勢をとる必要があることが示唆された。
2. キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得には、逆振り子モデルにおける回転要素を抑え、伸展要素を増加することができるタイミングで、前脚を蹴り出す必要があることが示唆された。
3. キックスタートの初期姿勢によって、高い跳び出し水平速度を獲得することができる、適した前脚における蹴り出しのタイミングは変わることが推察された。

したがって、キックスタートにおいて高い跳び出し水平速度獲得のためには、下肢で大きな力を発揮することができる初期姿勢から、高い跳び出し水平速度を獲得することができるタイミングで前脚を蹴り出す必要があることが示唆された。

参考文献

- 阿江通良, 藤井範久. (2008). スポーツバイオメカニクス20講. 株式会社朝倉書店, 東京: 147-153.
- 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.
- Anderson, FC. and Pandy, MG. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2(3): 201-231.
- Anderson, FC. and Pandy, MG. (2001). Dynamic optimization of human walking. *J Biomech Eng*, 123(5): 381-390.
- Arellano, R., Brown, P., Cappaert, J., Nelson, RC. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m freestyle swimmers at the 1992 Olympic games. *J Appl Biomech*, 10(2): 189-199.
- Ashby, BM. and Delp, SL. (2006). Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. *J Biomech*, 39(9): 1726-1734.
- Barlow, H., Halaki, M., Stuelcken, M., Greene, A., Sinclair, PJ. (2014). The effect of different kick start positions on OMEGA OSB11 blocks on free swimming time to 15 m in developmental level swimmers. *Hum Mov Sci*, 34: 178-186.
- Benjanuvatra, N., Lyttle, A., Blanksby, B., Larkin, D. (2004). Force development profile of the lower limbs in the grab and track start in swimming. *22 International Symposium on Biomechanics in Sports*: 399-402.
- Beretić, I., Durović, M., Okičić, T., Dopsaj, M. (2013). Relations between lower body isometric muscle force characteristics and start performance in elite male sprint swimmers. *J Sports Sci Med*, 12(4): 639-645.
- Bishop, DC., Smith, RJ., Smith, MF., Rigby, HE. (2009). Effect of plyometric training on swimming block start performance in adolescents. *J Strength Cond Res*, 23(7): 2137-2143.

- Belegundu, AD., and Chandrupatla, TR. (1999). Optimization concepts and applications in engineering. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.
- Bobbert, MF., and van Zandwijk, JP. (1999). Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study. *Biol Cybern*, 81(2): 101-108.
- Breed, RVP. and McElroy, GK. (2000). A biomechanical comparison of the grab, swing and track starts in swimming. *J Hum Mov Stud*, 39(5): 277–293.
- Breed, RV. and Young, WB. (2003). The effect of a resistance training programme on the grab, track and swing starts in swimming. *J Sports Sci*, 21(3): 213-220.
- Cheng, KB. (2008a). The relationship between joint strength and standing vertical jump performance. *J Appl Biomech*, 24(3): 224-233.
- Cheng, KB., Wang, CH., Chen, HC., Wu, CD., Chiu, HT. (2008b). The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance-a simulation study. *J Biomech*, 41(9): 1847-1854.
- Cossor, JM. and Mason, BR. (2001). Swim start performances at the Sydney 2000 Olympic games. *19 International Symposium on Biomechanics in Sports*: 70-74.
- Domire, ZJ., and Challis, JH. (2007). The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. *J Sports Sci*, 25(2): 193-200.
- Fischer, S., and Kibele, A. (2016). The biomechanical structure of swim start performance. *Sports Biomech*, 15(4): 397-408.
- 深代千之.(1992).瞬発性運動における発揮パワーの評価-垂直跳、階段駆け上がり、ランニングについて-. *Jap J Sports Sci*, 11(3): 176-187.
- García-Ramos, A., Feriche, B., de la Fuente, B., Argüelles-Cienfuegos, J., Strojnik, V., Strumbelj, B., Štirn, I. (2015). Relationship between different push-off variables and start performance in experienced swimmers. *Eur J Sport Sci*, 15(8): 687-695.
- Hayashi, Y., Homma, M., Luo, W. (2015). Optimal timing of dolphin kick during breaststroke underwater swimming movement. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*: 249-254.

- Honda, KE., Sinclair, PJ., Mason, BR., Pease, DL. (2010). A biomechanical comparison of elite swimmers start performance using the traditional track start and the new kick start. *XIth International Symposium for Biomechanics & Medicine in Swimming*, 11: 94-96.
- Honda, K., Sinclair, P., Mason, B., Pease, D. (2012). The effect of starting position on elite swim start performance using an angled kick plate. *30 International Symposium on Biomechanics in Sports*: 72-75.
- Hunter, JP., Marshall, RN., McNair, PJ. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *J Appl Biomech*, 21(1): 31-43.
- 池田祐介, 市川浩, 馬場康博, 安井俊太, 奈良梨央, 下山好充, 窪康之. (2015a). 逆振り子モデルからみた競泳トラックスタートにおける前後脚の機能的役割に関する研究. 日本体育学大会予稿集: 196-197.
- 池田祐介, 市川浩, 奈良梨央, 馬場康博, 下山好充, 窪康之. (2015b). 逆振り子モデルからみた競泳トラックスタートにおける前後脚の役割と下肢関節キネマティクス. 日本水泳・水中運動学会2015年次大会: 68-69.
- 岩原文彦, 窪康之. (2004). 競泳選手へのバイオメカニクス的サポート活動. バイオメカニクス研究, 8(4): 237-241.
- 小池闇也, 酒井紳, 永井悠樹, 高木英樹. (2015). 競泳スタート台上動作における身体推進メカニズム. シンポジウム: スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集, "B-9-1"- "B-9-6".
- Lieber, R. (1992). Skeletal muscle structure and function. Williams and Wilkins.
- Nagano, A. and Gerritsen, KGM. (2001). Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance-a computer simulation study. *J Appl Biomech*, 17(2): 113-128.
- Nagano, A., Umberger, BR., Marzke, MW., Gerritsen, KG. (2005). Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of Australopithecus afarensis (A.L. 288-1). *Am J Phys Anthropol*, 126(1): 2-13.

- Nakashima, M., Satou, K., Miura, Y. (2007). Development of swimming human simulation model considering rigid body dynamics and unsteady fluid force for whole body. *Journal of Fluid Science and Technology*, 2(1): 56-67.
- 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.
- Nakashima, M. and Ono, A. (2014). Maximum joint torque dependency of the crawl swimming with optimized arm stroke. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 9(1): 1-9.
- Nelder, JA. and Mead, R. (1965). A simplex method for function minimization. *The Computer Journal*, 7 (4): 308-313.
- 日本水泳連盟編. (1996). 水泳コーチ教本. 株式会社大修館書店, 東京: 47-50.
- 日本水泳連盟編. (2014). 水泳コーチ教本[第三版]. 株式会社大修館書店, 東京: 165-167.
- 日本水泳連盟編. (2012). 水泳指導教本[改訂第二版]. 株式会社大修館書店, 東京: 141-143.
- Nomura, T., Takeda, T., Takagi, H. (2010). Influences of the back plate on competitive swimming starting, motion in particular projection skill. *XIth International Symposium for Biomechanics & Medicine in Swimming*, 11: 135-137.
- 奥野景介, 生田泰志, 若吉浩二, 野村照夫. (1998) 一流選手の100m自由形における競泳のレース分析-1996年度および1997年度日本選手権大会の比較-. 大阪教育大学紀要. IV, 教育科学, 47(1): 211-223.
- 大坂裕, 新小田幸一, 渡邊進, 藤田大介, 石田弘, 小原謙一, 吉村洋輔, 伊藤智崇. (2012). 歩行分析における加速度計の適切な装着部位の設定-床反力特性値による検討-. バイオメカニズム学会誌, 36(2): 111-114.
- 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.
- 尾関一将, 水藤弘吏, 浦田達也, 野村照夫, 桜井伸二. (2016). 競泳キックスタートにおける力の測定 手部、足部分離型力量計による測定. 日本体育学会第67回大会: 181.
- Press, WH., Flannery, BP., Teukolsky, SA., Vetterling, WT. : 丹慶勝市ほか訳. (1997). 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, 東京: 330-338.

- Prisker, AAB. (1979). Compilation of definitions of simulation. *Simulation*, 33 : 61-63.
- Rebutini, VZ., Pereira, G., Bohrer, RC., Ugrinowitsch, C., Rodacki, AL. (2016). Plyometric long jump training with progressive loading improves kinetic and kinematic swimming start parameters. *J Strength Cond Res*, 30(9): 2392-2398.
- 佐川和則, 穂正信, 松本晃雄. (1989). 垂直跳びの反動動作が下肢関節の機械的仕事へ及ぼす効果. *Jpn J Sports Sci*, 8(9): 635-640.
- Sakai, S., Koike, S., Takeda, T., Takagi, H. (2016). Kinetic analysis of start motion on starting block in competitive swimming. *34 International Symposium on Biomechanics in Sports*: 960-963.
- Selbie, WS. and Caldwell, GE. (1996). A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *J Biomech*, 29(9): 1137-1146.
- Seifert, L., Vantorre, J., Lemaitre, F., Chollet, D., Toussaint, HM., Vilas-Boas, JP. (2010). Different profiles of the aerial start phase in front crawl. *J Strength Cond Res*, 24(2): 507-516.
- Slawson, SE., Conway, PP., Cossor, J., Chakravorti, N., Le-Sage, T., West, AA. (2011). The effect of start block configuration and swimmer kinematics on starting performance in elite swimmers using the Omega OSB11 block. *Procedia Engineering*, 13: 141-147.
- Slawson, SE., Chakravorti, N., Conway, PP., Cossor, J., West, AA. (2012). The effect of knee angle on force production, in swimming starts, using the OSB11 block. *Procedia Engineering*, 34: 801-806.
- Slawson, SE., Conway, PP., Cossor, J., Chakravorti, N., West, AA. (2013). The categorisation of swimming start performance with reference to force generation on the main block and footrest components of the Omega OSB11 start blocks. *J Sports Sci*, 31(5): 468-478.
- 杉本誠二, 中島求, 市川浩, 三輪飛寛, 武田剛, 野村武男. (2008). 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. *体育学研究*, 53(1): 51-60.

鈴木天理, 西川知弥, 津野天兵, 萬久博敏, 前田明. (2016). 競泳スタートにおける腕のバックスイミング動作がスタートパフォーマンスに与える影響. 日本水泳・水中運動学会2016年次大会: 12-17.

水藤弘吏, 尾関一将, 布目寛幸, 池上康男. (2015). 競泳のキックスタートパフォーマンスと等尺性・等速性脚筋力との関係. 水泳水中運動科学, 18(1): 4-9.

武田剛, 市川浩, 杉本誠二, 野村武男. (2006). 競泳スタートにおける飛び出し角度の変化が飛び出し速度, 飛距離とブロックタイムに与える影響. 体育学研究, 51(4): 515-524.

武田剛, 椿本昇三, 野村武男. (2007a). 地面反力から見た競泳スタート台上動作. ジョイント・シンポジウム講演論文集 : スポーツ工学シンポジウム : シンポジウム:ヒューマン・ダイナミックス: 284-286.

武田剛, 市川浩, 杉本誠二, 三輪飛寛, 椿本昇三, 野村武男. (2007b). 競泳グラブスタートの飛び出し角度に影響を与える動力学的要因. バイオメカニクス研究, 11(3): 183-197.

Takeda, T., Takagi, H., Tsubakimoto, S. (2012). Effect of inclination and position of new swimming starting block's back plate on track-start performance. *Sports Biomech*, 11(3): 370-381.

Takeda, T., Sakai, S., Takagi, H., Okuno, K., Tsubakimoto, S. (2017). Contribution of hand and foot force to take-off velocity for the kick-start in competitive swimming. *J Sports Sci*, 35(6): 565-571.

Tor, E., Pease, DL., Ball, KA. (2015). Key parameters of the swimming start and their relationship to start performance. *J Sports Sci*, 33(13): 1313-1321.

Vantorre, J., Chollet, D., Seifert, L. (2014). Biomechanical analysis of the swim-start: a review. *J Sports Sci Med*, 13(2): 223-231.

Vantorre, J., Seifert, L., Fernandes, RJ., Boas, JP., Chollet, D. (2010). Comparison of grab start between elite and trained swimmers. *Int J Sports Med*, 31(12): 887-893.

Welcher, RL., Hinrichs, RN., George, TR. (2008). Front- or rear-weighted track start or grab start: which is the best for female swimmers?. *Sports Biomech*, 7(1): 100-113.

- Yamaguchi, GT. (2001). Dynamic modeling of musculoskeletal motion a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions. *Kluwer Academic Publishers*, 162-163.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S. (2007). Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed Eng Online*, 6:26.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, DC., Fukashiro, S. (2011). The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on the height of a squat jump: a computer simulation study. *J Sports Sci*, 29(8): 867-877.

謝辞

本研究を遂行し、修士論文の作成にあたって、データのディスカッションや共同研究の機会を頂くといった多くのご支援ご指導下さり、日頃から激励して頂きました指導教員である伊坂忠夫教授に心より深く感謝を致します。また、修士論文の作成にあたり、ご指導下さいました副査の長積仁教授、塩澤成弘准教授にお礼申し上げます。

本研究におけるシミュレーションモデルを作成するにあたり、地面反力や関節モーメント、最適化計算の方法をご教授頂きました長野明紀教授、運動方程式の作成方法、地面反力、関節モーメントの計算の方法といったシミュレーション研究の基礎からご教授頂きました防衛大学校の本城豊之助教、シミュレーションモデルの妥当性の検証のために必要であったキックスタート中の実測値データを共同研究という形で快く提供して下さいました大阪体育大学の尾関一将准教授、関西大学の浦田達也先生に心より感謝申し上げます。

本研究を国際学会発表するにあたり、慣れない英語での抄録の作成や発表、データ解釈について多くの助言、ご指導下さいました藤本雅大助教に深く感謝致します。また、修士論文における章立てについて多くの助言いただきました、栗原俊之助教、寺田昌史助教、佐藤隆彦特任助教、ポスドクの正田悠先生に感謝致します。

学部3回生の時からお互いを切磋琢磨し合い、励まし合いました伊坂研究室の泉本洋香さん、御前純くん、藤田研究室の鳥取伸彬くんに感謝申し上げます。また、国際学会発表にあたり、共に英語でのコミュニケーションを練習して下さいました、長野研究室の泉井佑介くん、若宮美咲さん、赤熊亮祐くん、工藤将馬くんに感謝申し上げます。

最後に大学院での研究活動を、暖かく見守り応援して下さいました祖母、両親、叔父と叔母に改めて深い感謝の意を表します。ありがとうございました。

付録 研究報告一覧

【学術雑誌】

Tanaka, T., Suga, T., Otsuka, M., Misaki, J., Miyake, Y., Kudo, S., Nagano, A., Isaka, T. (2017). Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male sprinters. *Scand J Med Sci Sports*, Epub ahead of print.

Tanaka, D., Suga, T., Tanaka, T., Kido, K., Honjo, T., Fujita, S., Hamaoka, T., Isaka, T. (2015). Ischemic preconditioning enhances muscle endurance during sustained isometric exercise. *Int J Sports Med*, 37(8): 614-618.

【国際学会発表】

Tanaka, T., Honjo, T., Fujimoto, M., Nagano, A., Isaka, T. Effect of different track start positions on horizontal take-off velocity of whole-body center of mass in swimming: a simulation study. 34 International Symposium on Biomechanics in Sports, O1803327, Japan Tsukuba Ibaraki, 7.2016.

[口頭発表・査読あり]

Tanaka, T., Honjo, T., Fujimoto, M., Isaka, T. i-walk: a novel form of walking exercise to improve lower limb muscle strength. Internationa Society of Posture and Gait Research, P3-N-66, Spain Sevilla, 6.2015.

[ポスター発表・査読あり]

【国内学会発表】

田中貴大, 本城豊之, 藤本雅大, 長野明紀, 伊坂忠夫. 競泳トラックスタートにおける身体質量中心の高さがスタートパフォーマンスへ与える影響. 第 24 回日本バイオメカニクス学会, O2A0930, 滋賀県, 2016 年 9 月.

[口頭発表・査読あり]

田中貴大, 高橋篤志, 生田泰志, 松井健, 伊坂忠夫. 競泳男子 100m 自由形競技の予選および決勝レース間でのストロークパラメーターの変化～日本選手権大会出場選手に着目して～. 2015 年日本水泳・水中運動学会, P3.バイオメカニクス 2, 東京都, 2015 年 10 月.

[ポスター発表・査読あり]

田中貴大, 菅唯志, 大塚光雄, 御前純, 三宅悠斗, 長野明紀, 伊坂忠夫. 短距離走選手における足趾筋の特異的発達. 第 70 回日本体力医学会, O-64-3C01, 和歌山県, 2015 年 9 月.

[口頭発表・査読あり]

【商業誌】

田中貴大, 野村照夫. (2017). 発達発育によるストロークパラメーターおよび局面タイムの変化とその男女差. 月刊水泳, 1: pp38-39.

【受賞歴】

[若手研究奨励賞受賞]

田中貴大, 菅唯志, 高尾憲司, 横井星一, 御前純, 上野弘聖, 長野明紀, 伊坂忠夫. 長距離選手におけるランニングパフォーマンスと足関節柔軟性の関係. 第 144 回京都滋賀体育学会, 京都, 2015 年 3 月.

[口頭発表]