

車いすエルゴメーターを用いたレースシミュレーション中の 時空間パラメーターおよびパワー発揮特性の定量化から 効率的なストローク技術の分析

専修大学 柏木 悠
(共同研究者) 国立スポーツ科学センター 袴田 智子
日本体育大学大学院 平野 智也
松山大学 山岸 道央
十文字学園女子大学 相馬 満利

Biomechanical Analysis of Stroke Technique for Simulating the Wheelchair Racings Using Motor Resisted Ergometer System

by

Yu Kashiwagi

Senshu university, Senshu university institute of sport

Noriko Hakamada

Japan institute of sports sciences

Tomoya Hirano

Graduate school of health sport science,

nippon sport science university

Michio Yamagishi

Matsuyama university

Mari Souma

Jumonji university

ABSTRACT

Purpose: Wheelchair race of the Paralympic games have become increasingly

popular in the last few years. Development of a wheelchair is record improve very it being important of an athlete. However, there are little quantification of mechanical output of an athlete playing a game and kinematic information while development and study of a wheelchair advance. The purpose of this study was to biomechanics analysis of wheelchair sprint racing the 100m and 400m race simulations using wheelchair ergometer. Methods: The six wheelchair athletes (age:40.5±7.2yrs. BH:165.5±7.6cm, BW:55.5±8.7kg, Class: T53,54, 100m time:16.08±1.03s, 400m time:54.41±7.37s) were participated in this study. Subjects were performed 100m and 400m race simulation each wheelchair racer attach on wheelchair ergometer system (1kHz, KEKU,Canada) . Reflective marker was attached to the upper limb anatomical point: acromion, humeral lateral epicondyle, ulnar styloid, Finger the second metatarsal. Upper limb extremity kinematics data was analysed using the motion capture system (200fps, BTS, Italy) . During race simulate mechanical model was applied form primary research. One stroke wheelchair power output was calculated from push force and disk velocity. One cycle time of spatio-temporal parameters were determined by power curve, stroke frequency (SF) was calculated from the reciprocal number. Stroke length was divide average of one cycle velocity by frequency (SL) . Mechanical power output and spatio-temporal parameters of race simulations were indicated Mean±SD each 10m or 50m phase.

Results: In 100m race simulation, maximum speed was appeared just before 100m, but the 400m race simulation was indicated between 100m and 150m phases. Stroke frequency was not difference between 100m and 400m race simulations. As for the velocity of both races, what SL influenced than SF was accepted. As for the force, decrease was present, but the power display was steady in 100m race simulation. On the other hand, in 400m race simulation was indicated that decrease both force and power output. Maximum velocity was not significant difference between 100m (8.13±0.8m/s) and 400m (8.45±0.41m/s) race simulations. Conclusions: This study suggested that in wheelchair race, rate of velocity was key factor in 100m, whereas maintenance of force out put was important in 400m. Higher performance was characterized as narrow rim range power production in both 100m and 400m racers.

緒 言

2020年の東京オリンピック・パラリンピック開催の決定により、競技スポーツに関する興味関心は高まっている。このような社会のスポーツに

対する期待が高まる中、パラリンピック競技に関しては、国の競技団体への強化支援や環境整備やタレント発掘事業が推進され、選手人口も増加してきた。特に陸上車いすマラソン競技に関しては、過去のパラリンピック大会で数多くのメダル

を獲得してきた。一方、トラック競技では、2016年リオ大会において、男子（T54クラス）400mおよび1500m競技で銀メダルを獲得した記憶が新しく、日本と世界の差が縮まってきている。しかし、100mの短距離種目をT53クラスでみると、世界記録の13.63秒に対して、14.04秒と世界との差が大きい競技の一つである。

我が国のパラリンピックアスリートへのサポート支援は近年始まったばかりである。障がいクラスの違いなどによって競技ルールが異なり現場のコーチやスタッフは、オリンピックでの選手サポートの経験値が活かされず想定されない問題が多く、手探りの状態でもある。また、パラリンピック競技の特徴として、用具がパフォーマンスに大きく関係する。特に、車いすマラソンの記録をみると、1984年から2000年のシドニー大会で、約50分のタイムが短縮している¹⁾。これは、用具の改良によって選手が車いすに乗る姿勢が明らかに変ったことが影響していると考えられる¹⁾。選手は、実際のレースストラテジーとして、ある一定の速度領域に到達すると、自らが積極的にハンドリムに力を加えて回転させるより、車輪を減速させない漕ぎ方に移行することが効率的であると経験的に理解している。このような経験則から、陸上車いす競技において最大速度の領域には、ある限界値が存在することが予想される。しかし、このような事例だけにおいても、競技現場の経験値に対する科学的エビデンスが乏しい現状である。パラリンピック競技においては、選手自身の「心技体」の能力、障がいクラス、そして用具など様々な要素を総合的に検討しなければならないが、実際に必要な情報は不足している。

国内外の車いすに関する研究は、リハビリテーションを目的とした報告が多くされているが、陸上車いす競技に関する先行研究は少ない。Chow JWとChae WS²⁾は、陸上車いす100mのレースにおいてタイムを決定する要因は、最大速度が

影響していることを報告している。一方でTiago MとBarbosa EC³⁾は、2016年のパラリンピックゲームの車いす100m競技のレース分析を行った結果、選手の最大速度は100m区間内で出現せず、最大パワー出力に到達していないことを報告している。このように、近年の車いす競技レースにおいて未だ一致した見解が得られていない状況である。従って陸上車いすレース中の基本的な速度や、その構成要素となる時空間パラメーターおよび力学的情報の変化を定量化することは、車いす競技におけるトレーニングを考えるうえで重要な資料となると考えた。更に本研究は、車いすエルゴメーターを用いたレースシミュレーションからレースタイムに影響を及ぼす、1ストローク技術の違いを検討することを目的とした。

1. 方法

1.1 対象者

被験者は、パラリンピック陸上車いす競技メダリストを含む、T53, 54クラスの車いすパラアスリート6名であった（年齢 40.5 ± 7.2 歳、身長 165.5 ± 7.6 cm、体重 55.5 ± 8.7 kg）。実験実施にあたり、被験者に対して、実験の目的、方法および危険性について説明し、書面にて実験参加の同意を得た。

1.2 実験課題

被験者は、実験前に十分なウォーミングアップを行った後に、車いすエルゴメーター上で100mおよび400mレースシミュレーションを1試技ずつ全力で行った。被験者の疲労を考慮して試技間は1時間以上の休憩を挟んで行なった。レースシミュレーションには、各被験者の車いすレーサーを用いて行った。

1. 3 車いすエルゴメーターシステムの概要 およびデータ収集

100m および 400m レースシミュレーション中の車輪トルク (力: Force), 車輪速度およびパワーの計測には, 専用の車いすエルゴメーター (KEKU 社製) を用いてサンプリング周波数 1kHz で計測を行った. 本研究に用いた車いすエルゴメーターは, 個人の車いすレーサーの両輪をエルゴメーター本体のローラー上に固定し, ローラーの抵抗を制御する構造となっている (図 1). 図 2 には本エルゴメーターシステムの一連の概要を示す. 本システムは, モーターによって制御され, エルゴメーター中央に取り付けられたトルクセンサーによって片側車輪のトルクを検出し, モーターで検出された全体のトルクから片側の車輪のトルクを差し引き左右のトルクを計測した. 計測されたトルクは, ローラーの回転半径で除すことによ

てトルクを力 (Force:N) として示した. レースシミュレーションモードで使用した負荷の設定は, 実際のレースの路面状況に近づけるために, 選手に加わる全ての抵抗 (空気抵抗, 車輪抵抗, 車輪慣性抵抗) を考慮したレースシミュレーションモードを使用した. 選手がハンドリムをキャッチしてからリリースするまでの 1 サイクルは, ハンドリムに力を加えている Push off phase と車輪に力を加えていない Recovery phase に分けられる (図 3). それぞれの Phase における本研究のエルゴメーターが用いた運動方程式は, 以下の式で表される.

$$\Sigma F=Ma \dots\dots\dots ①$$

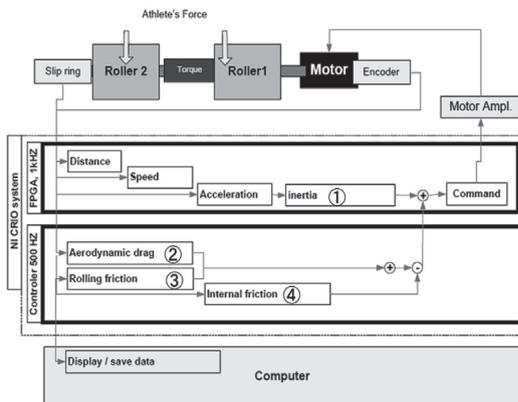
$$F_A-F_R-F_D=Ma \dots\dots\dots ②$$

$$F_A-F_R-F_D=F_I \dots\dots\dots ③$$

ここで, Ma は全体のモーメント, F_A は選手が発揮した力, F_R は車いすレーサーと地面との転



図 1 エルゴメーター外観(左)および実験風景(右)



$$① \text{ Inertia : } F_I = (M - M_{eq})\alpha$$

$$② \text{ Aerodynamic drag : } F_D = \frac{1}{2} \rho V^2 C_d A$$

$\rho = 1.23 \frac{kg}{m^3}$ Air density,
 $C_d A = 0.21m^2$ to $0.23m^2$ test on racer in windtunnel for speed between 20 to 40 km/h

$$③ \text{ Rolling resistance : } F_R = \mu_k Mg + k_f Mg v^2$$

where $\mu_k = 0.01$ et $k_f = 5 \times 10^{-6} \frac{s^2}{m^2}$
 m athlete + wheelchair weight (kg), $g = 9.81m/s^2$

$$④ \text{ Internal friction } \rightarrow \text{ coast down calibration and polynomial evaluation : } F_{internal} = P_0 + P_1 v + P_2 v^2 + P_3 v^3$$

図 2 エルゴメーターシステム概要

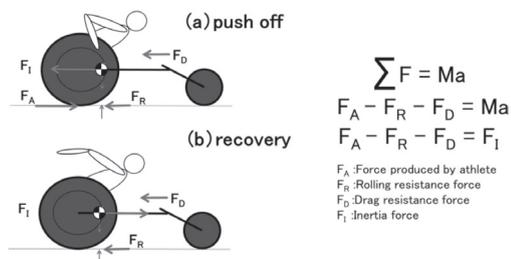


図3 レースシミュレーションモードの力学的モデル

がり抵抗, F_D は空気抵抗, F_I は車輪の慣性力を示す. F_D , および F_R の値は, 先行研究参照した⁴⁾ (図2: ②, ③). 本研究で使用したこのレースシミュレーションモデルの精度は, Jean LL et al.⁴⁾ によって証明されている.

図4には, 車輪速度, 車輪トルクおよびパワーデータを示す. 車いすレースシミュレーション中の時空間パラメーターは, パワーデータより, 1サイクルを Push off phase と Recovery phase に分けた後, 1ストローク長, ストローク頻度および1サイクル中に占める Push off phase 時間の比率を算出した [Push phase ratio (%) = Push off phase (ms) / 1 Cycle time (ms) * 100]. パワーお

よび力データは, 1ストローク中の平均値を算出した. レースシミュレーション中の計測パラメーターは, 100m レースで 10m 区間毎, 400m レースで 50m 区間毎に平均値 ± 標準偏差で示した.

1. 4 運動学データの収集

レースシミュレーション中の上肢の運動学データは, モーションキャプチャーシステム (BTS社製) を用いて計測周波数は 200Hz で計測された. エルゴメーターとモーションキャプチャーシステムは, 専用の同期システムによって時間同期された. 被験者の解剖学的計測には, ランドマーカーを貼付した. 貼付位置は, 肩峰点, 上腕骨外側上踝点, 橈骨茎突点, 尺骨茎状突起点, 第2中手骨頭点の左右 10 点であった. 車輪のキャッチとリリース位置を同定するために, 車輪を 360° に分割し, 車輪の中心を原点とする極座標系とした, 鉛直軸と被験者の第2中手骨頭点のマーカーのなす角度を求めた (図5).

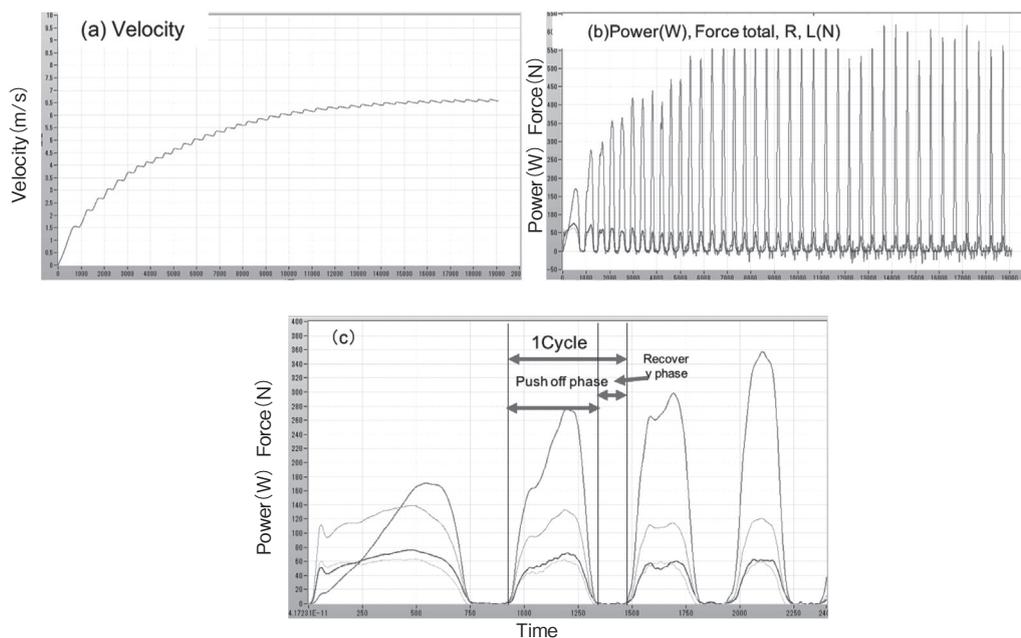


図4 車輪速度, パワー, カデーデータサンプル(上), 1サイクルの定義(下)

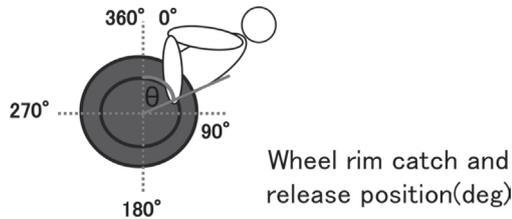


図5 ハンドリムキャッチ, リリース角度定義

2. 結果

本研究の100m および400m レースシミュレーションタイムと被験者のシーズベストは、レースシミュレーションが低い値を示したが、統計上有意味な差はみられなかった(表1)。

表1 100m, 400m レースシミュレーションのタイムおよび時空間パラメーター

Race	Best time (sec)		Race simulation				average velocity		average distance		average stroke frequency	
	Mean	SD	time (sec)		stroke (times)		(m/s)		stroke (m/stroke)		(stroke/s)	
			Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
100m	16.08	1.03	15.60	1.83	33.00	4.65	6.48	0.68	3.08	0.41	2.12	0.24
400m	54.41	7.37	53.79	2.61	95.80	6.80	7.45	0.37	4.19	0.29	1.72	0.23

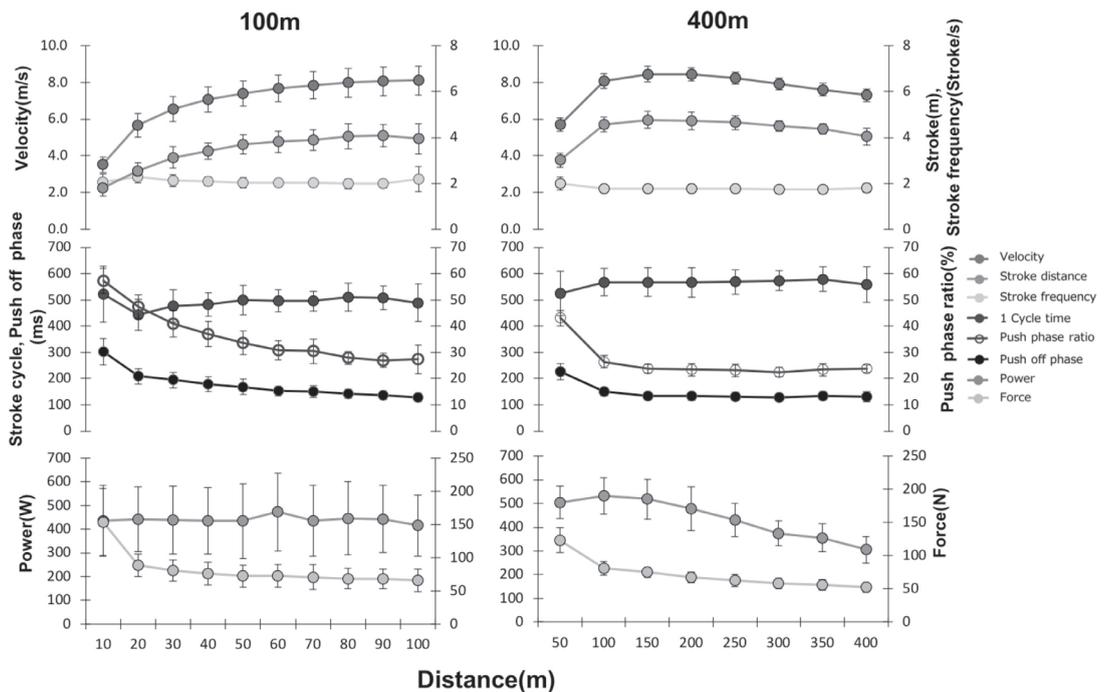


図6 100m, 400m レースシミュレーション中の速度, 時空間パラメーター, パワーおよび力データの変化

2. 1 100m レースシミュレーション

100m レースシミュレーション中のレースパターンは、車輪速度がゴールに向けて増加していく傾向を示した。レースシミュレーション中の最大速度は $8.13 \pm 0.8 \text{ m/s}$ に到達し、ゴールで出現した(図6)。この時の時空間パラメーターにおけるストローク頻度は、ほぼスタートからゴールまで一定値を示し、一方スローク長は、車輪速度の変化と同様なパターンを示した。1サイクルの時間は、スタートからゴールまでほぼ一定の値を示したが、Push off phaseの時間は減少を示した。この時の車輪パワーは、スタートからゴールにかけて平均400Wの値を示したが、力データに関しては、車輪速度の増加とは異なり減少する傾向を示

した。

2. 2 400m レースシミュレーション

400m レースシミュレーションのレースパターンは、車輪速度が 100-150m 区間で $8.45 \pm 0.41\text{m/s}$ に到達し、その後、ゴールに向けて減少して行く傾向を示した。この時のストローク頻度は一定の値を示し、一方でストローク長は、車輪速度と共に変化を示した (図 6)。1 サイクル時間は一定値を示し、この時の Push off phase の時間は 50m 区間以降で減少を示した。400m レースシミュレーション中の力データは、最初の 50m 区間で最大値を示し、ゴールへ向けて徐々に減少する傾向を示した。車輪パワーでは、50-100m 区間で最大値がみられ、その後ゴールに向けて減少する傾向を示した。

2. 3 レースシミュレーション中の上肢運動学

図 7 には、ハンドリムのキャッチとリリース位置について、100m と 400m レースシミュレーション中のタイムの優れた選手と劣る選手の典型例を示した。両レースシミュレーション中のキャッチとリリース位置において、タイムの優れた選

手は、リリース位置は、スタートからゴールまで 260deg 近辺を一定に保ち、キャッチの位置は、20~40deg から徐々に 120~140deg に移行がみられ、キャッチとリリースの範囲が徐々に狭まっていく傾向がみられた。一方で、タイムの劣る選手においては、スタートからゴールまでキャッチとリリース位置が広い範囲でパワー発揮をしている傾向がみられた。

3. 考 察

3. 1 車いすエルゴメーターを用いたレースシミュレーションの妥当性

本研究は、車いすエルゴメーターを用いたレースシミュレーションからタイムに影響を及ぼす時空間パラメーターおよび 1 ストローク技術の違いを検討することが目的であった。まず、本研究で用いた車いすエルゴメーターのレースシミュレーションの妥当性について議論をする。本研究で用いた車いすエルゴメーターのレースのシミュレーションタイムとシーズンベストのタイムを比較した結果、レースシミュレーションのタイムがシーズンベストのタイムより若干ではあるが速い傾向を示したが、統計上有意な差はみられなかつ

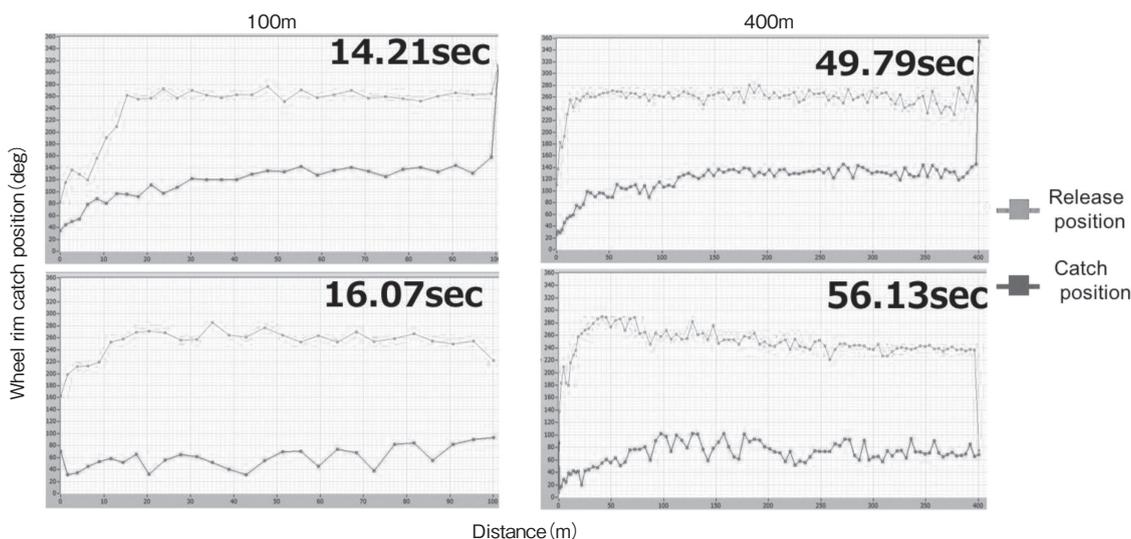


図7 100m, 400m レースシミュレーションのタイムの違いによる、キャッチとリリース位置の比較

た。本研究で用いた車いすエルゴメーターのタイムが実際の競技会のタイムより速い傾向を示した原因として、車いすレーサーとエルゴメーターのローラー部分の抵抗値が実際の陸上競技場よりも過少に評価されるため、結果としてタイムに若干の差がみられた可能性がある。本研究が用いたレースシミュレーションモードと、実際の陸上トラックでGPSを用いて計測したデータの比較を行った先行研究においては、両計値に差がみられなかったことを報告している⁴⁾。車いすエルゴメーターを用いたレースシミュレーションのタイムには、若干の誤差は生じるものの、その差は小さく、レース中の力およびパワーを計測できる利点は、トレーニングへ応用するために有効的であると考えられた。

3. 2 100m, 400m レースシミュレーションによるレースパターン

本研究の100m レースシミュレーション中の速度変化は、スタートからゴールに向けて増加する傾向し、ゴールで最大速度に到達するパターンを示した。実際の車いす100m 競技を2台のパンニングカメラを用いて分析した研究では²⁾、100m 区間で最大速度が出現し、更に最大速度が100m レースタイムに有意に関係していることが報告されている。本研究の結果は、先行研究の報告²⁾と異なる結果であった。一方で2016年のリオパラリンピック車いす100m レース中の速度からエネルギー効率を検討した先行研究では³⁾、本研究と同様な速度パターンを報告し、更に、最大速度が出現しなかったことから、車いす100m レースにおいて選手が最大のパワー発揮をするためには距離が短すぎると結論づけている。一般的に健常者の陸上100m 競技においては、加速期、最大速度出現、減速期の速度の変化がみられ、特に最大疾走速度は、ゴールタイムと関係性が明らかにされている⁵⁾。本研究と先行研究²⁾においては、

同じ障がいクラスの選手を計測対象としているが、車いす100m レースの速度パターンの不一致がみられた。今後、更なるデータの蓄積と障がいクラス別の検証が必要になると考えられる。また、本研究の400m レースシミュレーションにおいて100-150m 区間に最大速度の出現がみられたことから、100m 以降に最大速度出現区間があると推測され、本研究は、Tiago M と Barbosa EC.³⁾の研究を支持する結果であると考えられた。従って、本研究の結果から陸上車いす100m レースにおいて、競技パフォーマンスを向上させるためには、スタートから直後の20m 区間における速度の立ち上がりを向上させることが競技パフォーマンス向上の要因となることが示された。

400m レースシミュレーションのレースパターンは、100-150m 区間で最大速度が出現し、その後ゴールに向けて速度が減少するパターンを示した。車いす400m レース中の速度変化を報告した研究は散見されないが、数少ない車いす400m 競技中のストローク頻度と呼吸のタイミングを検討した結果と比較すると⁶⁾、ほぼレース全体を通してストローク頻度が100-120回/minを示す結果であった。本研究のストローク頻度もレース全体を通して変化はみられず、先行研究と同様な値を示した。通常、健常者の陸上400m レースパターンの報告では⁷⁾、約100m 近辺で最高速度に到達し、その後、ゴールに向けて速度が減少する傾向を示す。そして、最大速度から最終速度の減少率は約20%であることが報告されている⁷⁾。本研究の400m レースシミュレーションの結果から最大速度の到達距離は100-150m 区間で出現し、最大速度から最終速度の減少率は16%程度であった。速度の減少率を健常者の400m レースと比較すると低い傾向にあったが、全体のレースパターンとしては、車いす400m レースにおいても高い速度維持の重要性が示された。また、本研究の100m と400m レースシミュレーション中のストローク

頻度は、ほぼ同値を示した(図6)。Perret C. et al.⁶⁾は、400m, 800m, 5000m 競技中のストローク頻度を検討した結果、レース距離が増加するとストローク頻度が減少することを報告している。従って、陸上車いす競技において400m 競技までの距離では、ストローク頻度が一定である可能性がある。更に最大速度到達後の Push off phase の時間は100ms 以下であり、この短い時間内で車輪の慣性を利用し、減速を抑えたストローク技術の必要性が本研究の結果から示唆された。

3. 3 レースシミュレーション中のストローク技術

本研究は、100m および400m レースシミュレーション中のストローク技術の違いについて、タイムの違いから比較を行った。その結果、両レースシミュレーションとも、タイムの優れる選手は、ハンドリムのキャッチ位置の角度がスタートから徐々に大きくなり、キャッチとリリース位置の範囲が狭くなる傾向を示したが、一方で、タイムの劣る選手は、スタートから終始キャッチとリリース位置が一定であった(図7)。Push off phase の時間や、ハンドリムのキャッチ動作に影響する要因の一つに負荷が影響することが報告されている⁸⁾。スタート直後の負荷が加わる場面では、体幹部分の鉛直方向への移動量を大きくした動作に対して、速度の増加によって車輪の慣性が働くことによって負荷が軽くなり、体幹部分の鉛直方向への移動量を少なくする為に、体幹を前傾する姿勢に維持することが考えられた。100m および400m どちらのレースにおいても、速度が上昇すると Push off phase の時間は200ms 以下になるため、車輪の速度を減少させずに効率的にパワーを発揮するためには、体幹部分の鉛直方向への移動量を限りなく少なくする必要があると⁹⁾考えられる。車いす競技と同様な自転車競技では、有効的なペダル踏力を接線方向へ伝えることが効率的

なペダリング技術とされているが、車いす競技では、自転車競技のようにペダルと足部が固定されている状況ではなく、1ストロークずつキャッチとリリースを200ms 以下の短い時間で且つ効率的に力発揮を行わなければならない。この一連の動作を効率的に行うために技術の優れた選手は、車輪の速度に合わせて低い速度領域では、ハンドリムに対して鉛直方向に力を発揮し、高速度領域になるにつれて徐々にハンドリムのキャッチ位置を変化させ、接線方向に力を発揮していることが示された。従って、今後の研究の課題は、選手がハンドリムへ加えている力の大きさや方向、そして力の発揮のタイミングを詳細に検証する必要性があると考えられる。

4. 結 論

本研究は、陸上車いすレース中の速度や時間パラメーターおよび力学的情報の変化を捉え、効率的な1ストローク技術の違いを検討することを目的とした。その結果、車いす100m 競技では、スタートから20m 区間の速度の立ち上がり、400m 競技では、最大速度の維持の重要性が示された。更に、パフォーマンスの優れる選手は、車輪速度に合わせてハンドリムのキャッチ位置を調整することで短い時間にパワー発揮に有効的な力発揮をしていることが示された。

謝 辞

本研究に対して助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団にここに記し謹んで深謝申し上げます。

文 献

- 1) Vanlandewijck Y., Theisen D., Daly D.: Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports, *Sports Med.*, 31 (5):339-67 (2001)
- 2) Chow J.W., Chae W.S.: Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race, *J. Biomech.*, 40(11):2564-8

- (2007)
- 3) Tiago M., Barbosa E.C.: Monitoring the biomechanics of a wheelchair sprinter racing the 100 m final at the 2016 Paralympic Games, *European Journal of Physics.*, **38**(2017)
 - 4) Jean L.L., Geneviève M., Cécile S., Félix B., Eve L., Denis R.: Platform for racing wheelchair performance enhancement, 24th Congress of international society of biomechanics. Brazil, Natal. (2013)
 - 5) 松尾彰文, 広川龍太郎, 柳谷登志雄, 土江寛裕, 杉田正明 :男女 100m レースのスピード変化. *バイオメカニクス研究*, **12**(2):74-83(2008)
 - 6) Perret C., Wenger M., Leicht C.A., Goosey-Tolfrey V.L.: Locomotor-respiratory coupling in wheelchair racing athletes: A pilot study, *Front Physiol.*, **7**(11):1-6(2016)
 - 7) 山元 康平, 宮代賢治, 内藤景, 木越清信, 谷川聡, 大山下圭悟, 宮下憲, 尾縣貢 :陸上競技男子 400 m走におけるレースパターンとパフォーマンスとの関係. *体育学研究*, **59**:159-173(2014)
 - 8) Chow J.W., Millikan T.A., Carlton L.G., Chae W., Morse M.I.: Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system, *J. Biomech.*, **33**(5):601-8(2016)
 - 9) Korff T., Romer L.M., Mayhew I., Martin J.C.: Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **39**(6):991-5(2007)