

世界一流日本人男子競技者における競歩中地面反力のフォースプラットフォームによる計測値と重心加速度・全身角運動量による推定値との比較

三浦 康二¹⁾ 松林 武生²⁾ 景行 崇文²⁾ 後藤 晴彦²⁾ 杉田 正明³⁾ 佐藤 高嶺⁴⁾
高橋 直己⁵⁾ 川向 哲弥⁶⁾ 今村 文男⁷⁾ 谷井 孝行⁸⁾

1) 株式会社大塚製薬工場 2) 国立スポーツ科学センター 3) 日本体育大学

4) 山形県上山市教育委員会 / 筑波大学大学院 5) 青森県スポーツ科学センター / 東京学芸大学大学院

6) 株式会社エモーションテック 7) 富士通株式会社 8) 自衛隊体育学校

Comparison of ground reaction forces of world elite Japanese male race walkers between measured from force platform and estimated from acceleration and angular momentum of whole body

Koji HOGA-MIURA¹⁾ Takeo MATSUBAYASHI²⁾ Takafumi KAGEYUKI²⁾ Haruhiko GOTO²⁾
Masaaki SUGITA³⁾ Takane SATO⁴⁾ Naoki TAKAHASHI⁵⁾ Tetsuya KAWAMUKAI⁶⁾
Fumio IMAMURA⁷⁾ Takayuki TANII⁸⁾

1)Otsuka pharmaceutical factory Inc.

2)Japan institute of sport science

3)Nippon sport science university

4)Education board of Kaminoyama-city, Yamagata Prefecture/Graduate school of the university of Tsukuba

5)Aomori prefectural institute of sports sciences/Graduate school of Tokyo Gakugei university,

6)Emotiontech Inc.

7)Fujitsu limited

8)Physical training school of Japan self defense force

Abstracts

This study aimed to evaluate the estimation method of ground reaction force (*GRF*) and center of pressure (*CP*) of support foot during race walking. Seven world elite Japanese male race walkers, contained medalists in Olympics and World Championships, participated to the experiment of present study, walking along 50m-walkway on their own speeds of each personal best in 20kmW. Force platforms (1000Hz) which were mounted on the walkway measured *GRF* and *CP* during walking. Vicon-system (250Hz), set up on the walkway, captured three dimensional coordinates of body marks in order to calculate the position of the center of gravity of whole body (*CG*) and other parameters of kinematics and kinetics. From the estimated center of pressure of support foot (*eCP*), the acceleration of *CG* and the angular momentum about *CG*, the ground reaction force (*eGRF*) was estimated by using the methods of Hoga-Miura (2022). To evaluate the influence of estimation to other valuables, joint torques in lower extremities were compared between measured (*TRQ*) and estimated (*eTRQ*). Statistical parametric mapping (SPM) were used to conduct non-parametric paired t-test between measured and estimated variables (*GRF* vs *eGRF*, *CP* vs *eCP*, *TRQ* vs *eTRQ*). Along with the practical quick feedback methods on the training of elite athlete in Japan, this study focused on the parameters in sagittal plane. Although the length of phase where there were significant differences between *CP* vs *eCP* of anterior-posterior component ($p < 0.05$) was about 20% of the support phase, *GRF* and *eGRF* were significantly different during the almost entire support phase ($p < 0.05$) both in anterior-posterior and vertical component. However, in the joint torques at ankle, knee, and hip in sagittal plane (about lateral-

medial axis), there were not significant difference between *TRQ* and *eTRQ* during almost entire support phase.

1. 背景と目的

ハイパフォーマンススポーツにおけるバイオメカニクス的手法を用いたトレーニング・コーチング支援では、競技会やトレーニング中の身体の動作を様々なモデル置き換えて物理量によってパフォーマンスの評価が行われる(窪, 2017; 横澤, 2017; 三浦ほか, 2021).

そのうち、(角度)変位、(角)速度、(角)加速度やピッチ、ストライド、区間スピード、歩数といった、力の項を含まない物理量は「キネマティクス」と呼ばれる範疇に分類され、「どうなっているか」の評価(阿江, 2005; 窪, 2017)に適しているといえる。また、これらの物理量は近年のスマートフォン・タブレット内蔵カメラやアプリケーションソフトウェアの機能向上を背景として、分析と動作の評価が一般的な家庭用情報端末のみで可能になってきている。そのため、バイオメカニクス分析に熟練した研究者を介さずともスポーツバイオメカニクスの手法を用いたスポーツ動作の評価を競技者とコーチのみで行うことが可能になってきている。

一方、ハイパフォーマンススポーツにおけるトレーニング・コーチングの中では「どうなっているか」の評価のみでは不十分で、動作の改善やより高水準の動作の創造のためには現状が「なぜそうなるのか」の評価(阿江, 2005; 窪, 2017)が不可欠であると考えられる。生体に作用する地面反力などの外力や、骨格筋の収縮・弛緩で変化する筋張力による骨への応力の大きさ・方向のような力の項を含む物理量は「キネティクス」と呼ばれる範疇に分類されるが、これらは肉眼による目視観察のみでは捉えようがないものの、トレーニング・コーチングに際して「なぜそうなるのか」の評価のため外すことのできない重要な要素といえる(三浦ほか, 2021, 2023).

そのため、近年の日本陸連科学委員会による国内トップ競技者に対するバイオメカニクス支援は、主要競技会および合宿トレーニング中の動作のキネティクス変数による評価として行われるようになってきている(三浦ほか, 2021, 2023)。歩・走など地上で行われる二足移動運動では必ず地面の接触が発生するため、それらの一連の動作中に身体各関節に作用する力やトルクといったキネティクス変数の

算出には、地面と身体の間が発生する地面反力(床反力)の入力が必要となる。実験室環境であればフォースプラットフォームを走路・歩行路に設置(埋設)して計測することが可能であるが、実際の競技会やトレーニング場面では地面反力計測のための機器の接地が困難であり、歩・走の全体の動作における全身各関節におけるキネティクス変数の算出のためには何らかの形で地面反力を推定しなくてはならない。

羽田ほか(2003)と榎本ほか(1999)は、それぞれ短距離走(スプリント)および長距離走(ランニング)の一連の動作中における下肢の関節トルクについて推定を行っているが、その際、重心加速度から推定した地面反力を用い、地面反力の作用点を支持脚足部母趾球にあるものと仮定して推定を行っている。しかし、ランニング動作中の作用点中心は支持期中に足底を大きく移動するほか個人差が大きいことが知られており(CavanaghとLaFortune, 1980)、とりわけ作用点中心と足関節中心の位置関係はモーメントアームの長さとして足関節トルクの推定値に大きく影響すると考えられ、ランニング動作中の関節トルクなどの算出のための地面反力とその作用点中心の推定は容易ではないと考えられる。そのほか、スプリントにおける地面反力では接地直後に急峻なピークが発生することも知られており(Nagaharaほか, 2018)、同じくフォースプラットフォーム以外の手段でのその推定は容易ではないと考えられる。

一方、三浦ほか(2023)がレビューしているように、競歩中の地面反力や作用点中心の移動パターンは、フォースプラットフォーム以外の手段での推定にあたっての問題はスプリントやランニングと比較して小さいと考えられることから(Payne, 1978; Murrayほか, 1983)、法元(2000)をはじめとして、三浦ほか(2020)、Hoga-Miuraほか(2022)などによって画像分析によって得られた身体重心加速度および全身角運動量から地面反力を推定し、一連の動作中の下肢関節トルクの算出が行われている(三浦ほか, 2021, 2023)。

しかし、これらの方法の検証は2000年前後の大学生競技者を被験者として行われたものであり、2020年代の競技者とは競技レベルなどが異なっていることから、国内トップ競技のパフォーマンス支

Table 1 Properties of Subject ($N = 7$)

	Age (Yrs)	Height (m)	Weight (kg)	Personal Best on 20kmW (h:m:s)	World Ranking	Ranking Point (Pts)
Mean	23.9	1.73	59.7	1:19:44	35.0	1195.0
±	±	±	±	±	±	±
SD	1.1	0.04	4.5	1:57	29.6	96.7

援のための方法として、改めて詳細な検証が必要であると考えられる (三浦ほか, 2023)。そこで、本研究では、競歩の公式競技会やトレーニングのバイオメカニクス分析で用いられるキネティクス変数算出方法の検証を行うことを目的とし、世界一流日本人競技者によるレースペース歩行スピードで競歩中の地面反力の計測と身体動作の画像情報の収集を行い、重心加速度および全身角運動量から推定した地面反力との比較を行った。また、同時に計測地面反力と推定地面反力による下肢関節トルクの算出と比較も行った。

2. 方法

2.1 対象者

研究対象者はオリンピック・世界陸上競技選手権の競歩種目メダリスト、入賞者を含む世界一流の日本人男性競技者7名とした。Table 1に分析対象者の身体的特徴と競技レベルの指標として実験実施日時点での自己記録およびWAワールドランキング順位とポイントを、それぞれ平均値と標準偏差で示した。

本研究は、公益財団法人日本陸上競技連盟と国立スポーツ科学センターの共同研究として行われ、同センター倫理委員会の承認 (承認番号 第 2021-017 号) を得た上で実施された。また事前に本研究の目的、計測方法ならびに計測中に起こりうる危険性などについて、口頭および書面にて十分に説明した上で、同じく口頭および書面にて同意を得てから実施した。なお、実験は公益社団法人日本実業団連合主催の競歩種目強化研修合宿に対象者が滞在している期間に実施された。

2.2 データ収集

実験は屋内に設置された赤外線 3 次元自動追尾システム (Vicon Nexus 2.10, Oxford Metrics 社製) を用いて行われた。実験に際してはサンプリング周

波数を 250Hz とし、対象者の身体標点 34 箇所に赤外線反射マーカーを貼付して全身の座標データが収集された。また、実験は長さ約 50m の歩行路を対象者が歩くことで行われたが、座標収集の空間は実験歩行のスタートから約 40m 地点に設定され、座標収集と同時に地面反力を計測できるように、座標データの収集空間に重なるように長さ 90cm* 幅 60cm のフォースプラット (Kistler force plate 9287C, Kistler 社製) が 6 枚埋設され、合計 5m40cm の区間で歩行中の地面反力データがサンプリング周波数 1000Hz で計測・収集された。

本研究では、ジョグ、通常歩行、ストロール (リカバリートレーニング時のスピード)、ロング歩トレーニング (20-40km 程度のトレーニング時のスピード)、レースペース、最大スピード、の 6 種類のスピードでの試技を行った。試技ごとに第 7 頸椎上に貼付した赤外線マーカーの分析区間平均スピードを即時的に測定ソフトウェア上で算出し、各対象者と検者で確認して歩行スピードのコントロールを行った。ストロール、ロング歩トレーニング、レースペースの試技で実際のトレーニング・レースでの範囲を逸脱した場合には試技をやり直した。

また、試技に際しては、国際競歩審判員 (IRWJ) 認定の判定ビデオテストでの高得点経験および世界陸連ワールドツアー大会などでの判定経験を持ち、国内主要大会でも多数の判定経験をもつ検者が競技会と同様の目視での模擬判定を行い、競技規則からの逸脱が見られるかどうかのコントロールを行った。最大スピード試技を中心に競技規則からの逸脱が認められた場合には試技のやり直しを行った。

なお、本報告書ではレースペース試技のみの報告とする。

2.3 データ処理

収集した赤外線マーカー座標データから Plug in Gait モデルによって算出された身体標点 25 点を用いて対象者の身体がリンクセグメントモデル化さ

れ、Ae ほか (1992) の身体慣性係数を用いて、試技中の対象者の身体各部分の慣性係数および全身の重心位置が算出された。算出された全身の重心位置からは、時間微分によって重心速度、重心加速度が算出されたほか、歩行スピード、ピッチ、ストライドなどのステップ変数が算出された。さらに、重心位置および身体各部分の慣性係数からは全身の角運動量が算出された。

Murray ほか (1983) は、競歩における地面反力の計測値および作用点中心の変化を報告しているが、ランニングにおける地面反力の作用点中心の変化が足部接地位置の違いによってさまざまであるのに対し (Cavanagh と LaFortune, 1980)、競歩では接地点である支持足踵部から、離地点である支持足足尖まで、地面反力の作用点中心がほぼ等速で移動していることを報告している。そのため、本研究では、フォースプラットフォームで計測した圧力中心位置 (*CP*) とは別に、推定圧力中心位置 (*eCP*) として、支持足接地時の支持足踵部座標の *x* 成分と *y* 成分からなる座標から、支持足離地時の 1 フレーム前の時点の支持足足尖部座標の *x* 成分と *y* 成分からなる座標まで等速で移動する点を仮定した。なお、今回の測定に用いたモデルでは、踵部のマーカーは、両足とも着用している靴の踵部最後端、立位では地面より数 cm 上方に位置する点に貼付されるため、足部背屈位・回外位で足底最後端外側より接地する場合には、踵部座標が作用点中心より数 cm 後方・外側に位置することになる。そのため、*eCP* の算出に際しては、支持足接地時の支持足踵部座標の *x* 成分と *y* 成分からなる座標から、それぞれ 3cm だけ前方・内側の位置を支持足接地時における *eCP* の座標として算出した。

以上の項目は、法元 (2000) および三浦ほか (2020, 2021) や Hoga-Miura ほか (2022) などの先行研究でも用いられているものであるが、本研究でも同様に、重心加速度のみから推定する地面反力 (*aGRF*) を算出した上で、*eCP* および *aGRF* の鉛直方向 (*Z* 軸方向) 成分と全身の角運動量を用いて、左右方向 (*X* 軸方向) 成分および前後方向 (*Y* 軸方向) 成分成分について角運動量推定地面反力 (*eGRF*) の推定が行われた。

国内トップ競技者のバイオメカニクス支援に際してのデータフィードバックは、これらの地面反力によって算出された関節トルクによって行われている。そのため、本研究ではフォースプラットフォームによって実測した地面反力 (*GRF*) を基準として、検証のために、法元ほか (2010) によって報告され

た計算方法によって推定地面反力による下肢関節トルクを算出した。*GRF* および *CP* によるトルクを *TRQ* とし、*eGRF* および *eCP* によるトルクを *eTRQ* とした。なお、*eGRF* の *Z* 成分は *aGRF* のものをそのまま用いた。

また、近年の日本陸連科学委員会活動による強化対象競技者へのバイオメカニクスサポートにおいて即時性を重視して矢状面内の 2 次元トルクによるフィードバックを行っており (三浦ほか, 2021, 2023)、本報告ではその方法の検証を主な目的としていることから、結果の項目には矢状面内 (*X* 軸回り) のトルクおよびそのためのデータとなる前後 (*Y* 軸) 方向の作用点中心、*Y* 軸方向と鉛直 (*Z* 軸) 方向の地面反力のみを示す。

2.3 統計処理

本研究で得られたデータのうち、*GRF* に対する *eGRF* の妥当性の検証に際しては、時系列データの時々刻々の変化の違いについて検証できるよう、支持足接地時を 0%、離地時の 1 フレーム前を 100% として支持期全体を規格化した。その上で、Statistical Parametric Mapping (SPM) を使用してノンパラメトリック one-dimensional paired *t*-test を行い、SPM (*t*) 曲線を作成した (Pataky, 2011 ; Coyler ほか, 2018 ; Nagahara ほか, 2020)。ランダム曲線の確率的挙動を記述し、データの滑らかさを考慮したランダムフィールド理論を用いて、臨界値 *t** (有意確率: *p* = 0.05) を設定した。SPM (*t*) 曲線が臨界値 *t** を超えた場合、特定の区間に有意な差異があるものとした (中山ほか, 2023)。

本研究における統計量の算出においては MatlabR2023b (Matworks 社製) の統計量算出のための関数を用いた。いずれも統計学的有意水準は 5% 未満とした。

Table 1 および 2 に示したデータは対象者の特定を防ぐことのほか推定方法の間の比較ではないことから、平均値と標準偏差で示し、Figure 1-4 のデータは平均値のみで示した。

3. 結果

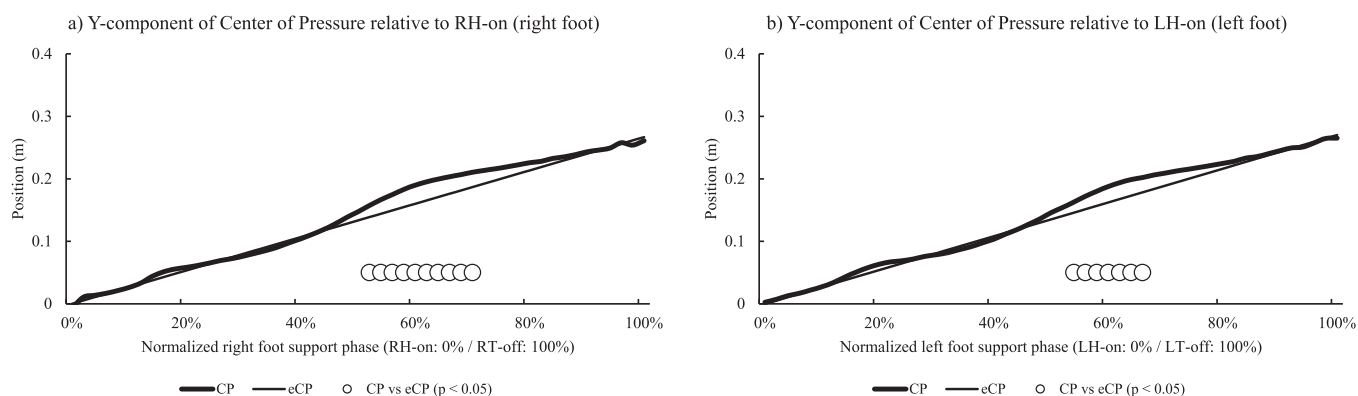
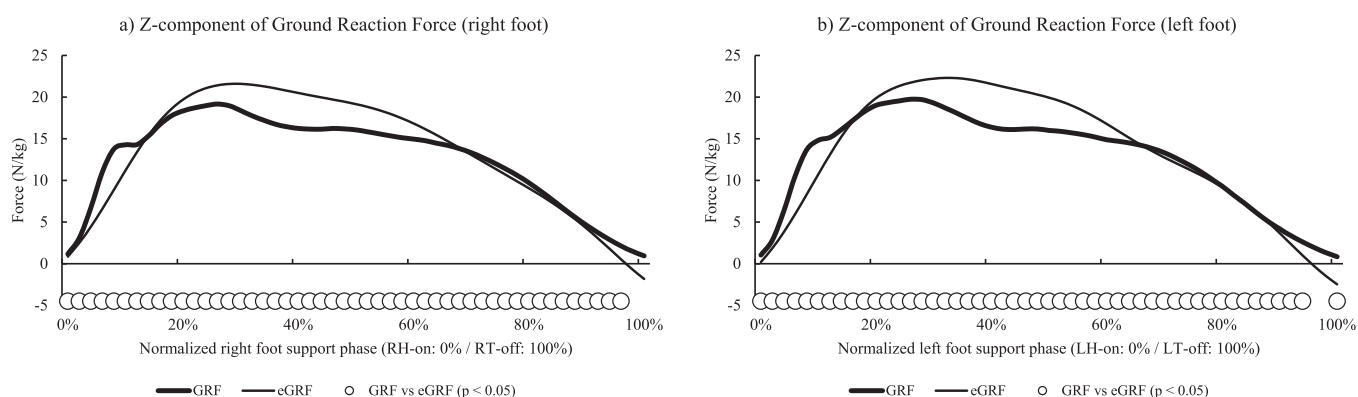
3.1 ステップ変数

Table 2 に分析対象試技の歩行スピードおよびステップ変数を対象者の平均値と標準偏差で示した。

歩行スピードについて、対象者の 20kmWPB の平均は 1 時間 19 分 44 秒であり、1km 平均では 3 分 59 秒となる。それに対し、分析対象試技の歩行スピー

Table 2 Step Parameters ($N = 7$)

	Speed (m/s)	Speed (m:s/km)	Step Frequency (Hz)	Support time (s)	Flight time (s)	Step length (m)	Support length (m)	Flight length (m)
Mean	4.33	3:51	3.60	0.22	0.06	1.20	0.93	0.27
±	±	±	±	±	±	±	±	±
SD	0.11	0:07	0.12	0.01	0.01	0.04	0.03	0.04

Figure 1 Mean value of measured (**CP**) and estimated (**eCP**) center of pressure during normalized support phase ($N = 7$)Figure 2 Mean value of vertical component of measured (**GRF**) and estimated (**eGRF**) ground reaction forces during normalized support phase ($N = 7$)

ドは対象者の平均で3' 51"と上回っていたが、対象者が実際に参加した競技会の1kmごとのラップタイムでは、実験試技の歩行スピードと同等のラップタイムになることが頻繁にあることから、個々の実験に際して許容範囲としている。

3.2 作用点中心

Figure 1に実測作用点中心(**CP**)と推定作用点中心(**eCP**)の右足支持期および左足支持期における時々刻々の変化を示した。接地時の座標に対する時々刻々の変化を平均値と、SPMで有意な差のみ

れた局面で示した。前後(Y軸)方向成分(a:右足; b:左足)について、左右ともに支持期全体にわたって踵部から足尖に作用点中心が移動していた。ただし、左右とも支持期50%から70%にかけて**CP**の方が**eCP**よりも有意に前方にあったが他の局面では有意な差はみられなかった。

3.3 地面反力

Figure 2に実測地面反力(**GRF**)と推定地面反力(**eGRF**)の鉛直(Z軸)方向成分の右足支持期および左足支持期における時々刻々の変化を平均値

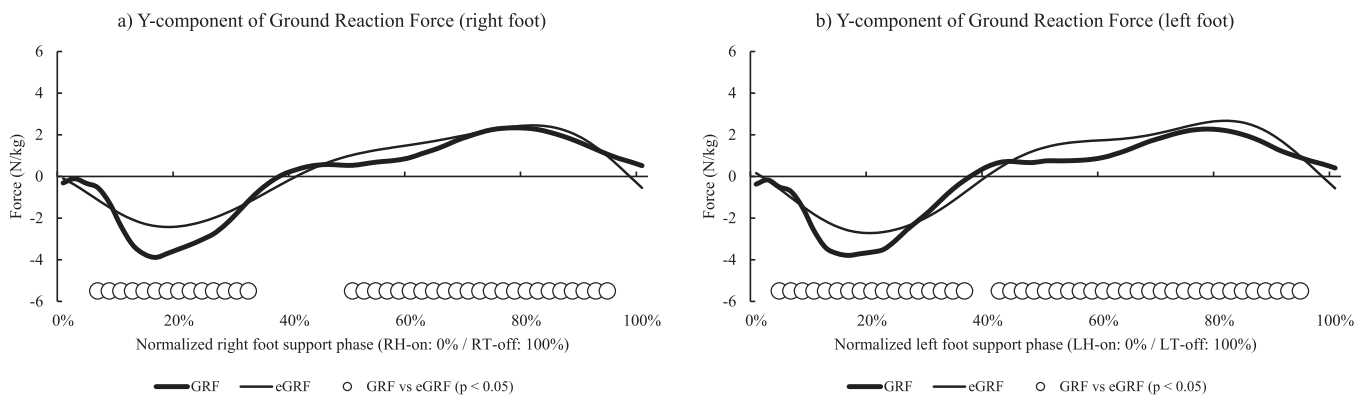


Figure 3 Mean value of measured (*GRF*) and angular-momentum-estimated (*eGRF*) in anterior-posterior component during normalized support phase ($N = 7$)

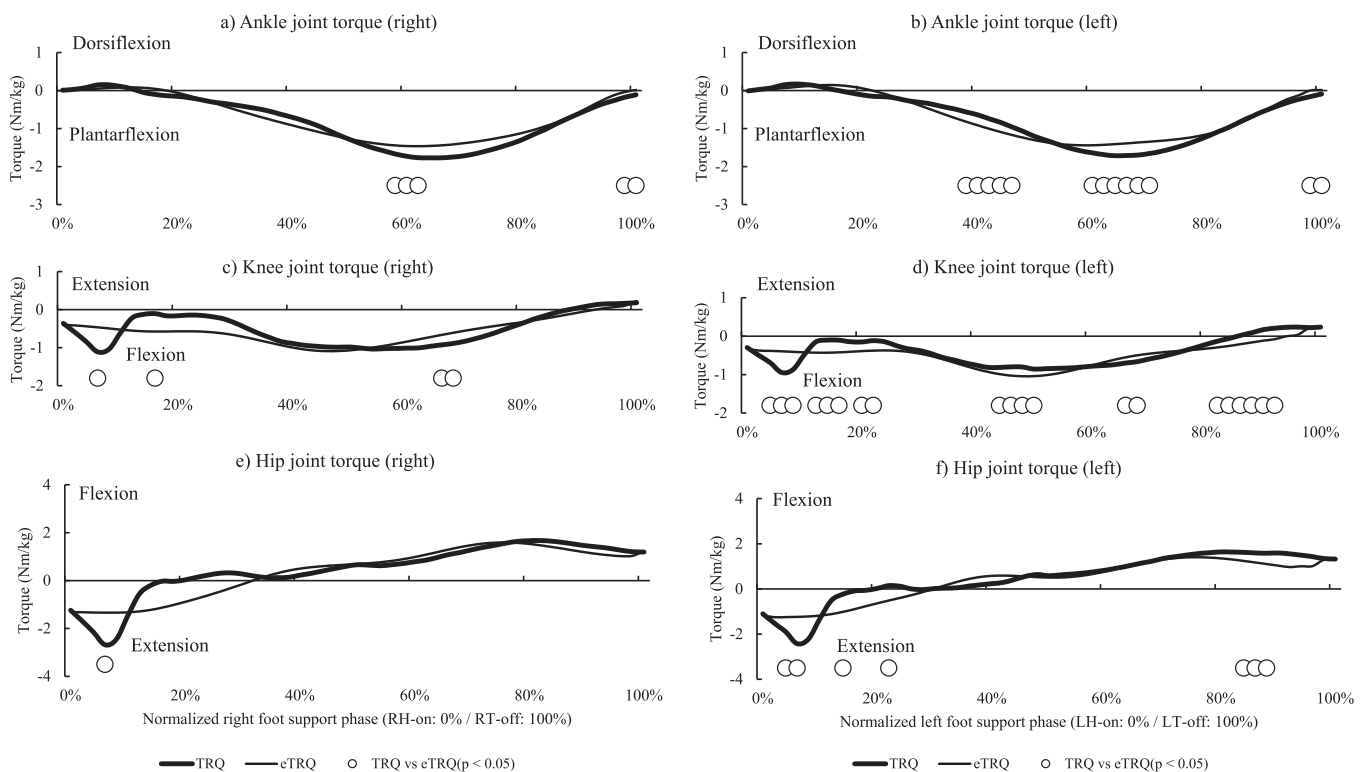


Figure 4 Mean value of lower limbs joint torques in sagittal plane of calculated from measured (*TRQ*) and angular-momentum-estimated (*eTRQ*) ground reaction forces during normalized support phase ($N = 7$)

と、SPMで有意な差のみられた局面で示した (a: 右足; b: 左足)。

左右とも接地後から増加し、支持期30-40%でピークを生じた後、離地にむけて減少していた。*GRF*と*eGRF*の比較では、左右とも接地直後から支持期95%までの局面で有意な差がみられた。

Figure 3に実測地面反力(*GRF*)と、推定地面反力(*eGRF*)の前後(Y軸)方向成分の右足支持期および左足支持期における時々刻々の変化を平均値と有意な差のみられた局面で示した(a: 右足; b: 左足)。

Y軸方向成分(c: 右足; d: 左足)について、正の値が地面から身体に対して前方にかかる力、負の値が地面から身体に対して後方にかかる力を示す。両足とも、*GRF*では支持期序盤に負の値、中盤から終盤に正の値がみられ、それぞれ身体に対して後方と前方にかかる力が作用していたことが示された。*eGRF*でもこれらの値の方向の変化は同様であった。また、*GRF*との差については支持期前半の負の値、後半の正の値の両方で有意な差がみられた。

3.4 関節トルク

Figure 4 a-f に計測および推定地面反力と作用点中心により算出した下肢3関節（足関節, 膝関節, 股関節）の関節トルクのうち, 左右 (X) 軸まわり・矢状面内の成分のものを右足支持期および左足支持期における時々刻々の変化を中央値で示した.

足関節まわりのもの (a: 右足関節; b: 左足関節) については, 左右ともに計測によるもの (*TRQ*), 推定によるもの (*eTRQ*) とともに, 接地直後から支持期 20% まで背屈トルクが発生したあとでは支持期全体を通して底屈トルクが発生していた. *TRQ* と *eTRQ* の間の差の比較では, 左右とも支持期 60% から 70% までの底屈トルクのピーク値が発生する局面では有意な差がみられたが, 他の局面ではほとんど有意な差はみられなかった.

膝関節まわりのもの (c: 右膝関節; d: 左膝関節) については, *TRQ* と *eTRQ* とともに左右とも接地から支持期 90% まで屈曲トルクが発生した後, 伸展トルクに変化して離地していた. *TRQ* と *eTRQ* の間の差の比較では, 左膝関節で支持期 20% までと, 支持期 50%, 90% のそれぞれの近傍で有意な差がみられたが, 左膝関節の他の局面および, 右膝関節の支持期全体では有意な差はみられなかった.

股関節まわりのもの (e: 右股関節; f: 左股関節) については, *TRQ* と *eTRQ* とともに左右とも接地から支持期 20% まで伸展トルクが発生した後, 屈曲トルクに変化して離地していた. *TRQ* と *eTRQ* の間の差の比較では, 左右両方ともにでは支持期 20% のわずかな局面と左股関節の支持期 80% の局面で有意な差がみられたほかは, 有意な差のみられた局面はなかった.

4. 考察

Table 1 に示したように, 本研究において被験者の平均で 0.06 秒の非支持期がみられた. Knicker と Loch (1990) らは 0.04 秒以下の非支持期は十分に経験ある国際競歩審判員でも目視で視認できなかったことを報告しているが, 三浦ほか (2021) の報告では実際の国際競技会で失格とならずに上位でフィニッシュした競技者でも同様の非支持期が発生していることから, 実験試技として十分に競技会の状況を再現したものであるといえる.

本研究における地面反力の推定は, ニュートンの運動方程式に則って, 対象者の全身の鉛直方向重力加速度と対象者の重心加速度の和と対象者の (体重と同じであると過程した) 身体質量の積から鉛直成

分を算出し, さらに, 重心加速度と身体質量のみから水平 2 成分の地面反力を算出したほか, 地面反力鉛直成分と全身角運動量からも地面反力水平 2 成分を算出した. その際, 全身角運動量を用いるものは, 算出にあたって地面反力の作用点中心も計算に用いることから, 作用点中心の推定方法がどの程度真値を反映したものであるかが地面反力および関節トルクの推定精度に影響することになる.

本報告の結果の項目で示した推定作用点中心は, 支持期中盤の短い局面で有意な差がみられただけであったが (Figure 1), 地面反力の前後方向, 鉛直方向の成分ではほとんどの局面で有意な差がみられた (Figure 2, 3). このことは, 作用点中心は本研究の手法では精度よく推定できるが, 地面反力の推定に関しては精度の改善を要する段階であったことを示している. 身体マーカーの情報から全身の身体モデルを通して推定した重心加速度は, マーカー度の座標から身体モデルの重心位置を推定し, その位置を 2 階の時間微分を行うことによって推定するため, マーカー位置座標の平滑化の程度の影響を受ける. 本研究では, 公式競技会における地面反力推定の先行研究 (法元, 2000; 三浦ほか, 2020, 2021; Hoga-Miura ほか, 2022) で報告された遮断周波数よりも大きい程度になるように遮断周波数を設定し, 分析を行ったが, 今後は複数の遮断周波数による計算結果を比較して計測値との一致度が最適となる手法の検討が課題となる.

また, 推定地面反力と作用点中心より算出した下肢 3 関節トルクはいずれも計測値との高いパターンの類似性を示したが, このことは, 地面反力の計測値と推定値の一致度が低かったのに反して, 関節トルクに関しては精度よく推定することができたことを示している.

国内トップ競技者による競歩中の地面反力計測と関節トルクの算出は Hoga ほか (2006) や法元ほか (2010) において報告されているが, 下肢の 3 つの関節において大きなトルクが発揮される局面では地面反力の各成分が大きくなるわけではないことが示されている. とりわけ, 大きな歩行速度の獲得と関係する大きな股関節および膝関節のトルク発揮は, いずれも離地前後の局面であるいは接地直前であり, 本研究の Figure 2 および 3 で示したような鉛直方向および前後方向地面反力のピークを生じる局面とは重なっていない. そのため, 関節トルクの大きさへの地面反力の大きさの関与は小さいと考えられ, 本研究において地面反力の推定の精度が低いにも関わらず, 関節トルクでは計測値と推定値の一致

度が高かったと考えられる。

本研究は、競技者のトレーニング・コーチングに対するバイオメカニクス手法を用いた手法として、公式競技会やトレーニングの場など地面反力の計測が困難な場所でもキネティクス変数による競技者の動作の評価とフィードバックを行うための手法の検証を目的として行われたものである。地面反力は運動中の身体によって外界に対して発揮された力を反映したものであるが、関節トルクは身体内部の筋骨格系で発揮されている内力を反映しているため、緒言で述べたように、身体運動の評価や、スポーツなどのパフォーマンス向上に向けた技術改善に向けて非常に有効な指標とされている（阿江, 2005; 窪, 2017; 横澤, 2017; 三浦ほか, 2021, 2023）。

そのため、本研究の結果は、わが国における競歩種目トップ競技者のトレーニング支援としてこれまで行われた手法（三浦ほか, 2021, 2023）の妥当性を示したものであるといえる。

5. まとめ

近年の日本陸連科学委員会活動による強化対象競技者へのバイオメカニクスサポートにおいて推定地面反力による2次元キネティクス変数算出が行われている。本研究ではその方法の検証を行うことを目的とし、世界一流日本人競技者によるレースペース歩行スピードで競歩中の地面反力の計測と身体動作の画像情報の収集を行い、重心加速度および全身角運動量から推定した地面反力との比較、計測地面反力と推定地面反力による下肢関節トルクの算出と比較を行った。

鉛直方向成分の地面反力は重心加速度と重力加速度から推定を行い、作用点中心は支持足の接地時踵部座標より3cm前方の位置（Z座標は地面の高さ）から離地時足尖部座標まで等速で支持期全体を直線移動するものとして推定したが、前後方向成分の地面反力は、これら2つの変数と、全身角運動量を用いて推定を行った。作用点中心はフォースプラットフォームによって計測したものと高い類似度を示したが、地面反力については有意な差がみられた。しかし、下肢の関節トルクの変化パターンについては計測値と推定値の間で高い類似度がみられことから、これまで国内トップ競技者へのバイオメカニクス手法による支援の中で用いられてきた手法は妥当なものであったといえる。

本報告書では、矢状面内における変数のみを報告したが、前額面内および水平面内の変数についても

競技パフォーマンスとの関連性がこれまで報告されていることから、これらの変数の計測値と実測値の比較が今後の課題となる。さらに、地面反力を精度よく推定する手法の検討も今後の課題として必要であると考えられる。

6. 文献

- Ae, M., Tang, H. P., Yokoi, T. (1992) Estimation of inertia properties of the body segment in Japanese athletes. in: Japanese Society of Biomechanisms, editor. Biomechanisms 11: Form, Motion, and Function in humans. Tokyo: University of Tokyo Press: pp. 33.
- 阿江 通良 (2005) 特集 スキルサイエンス スポーツ選手のスキルフルな動きとそのコツに迫る. 人工知能学会誌, 20(4): 541-548.
- Cavanagh, P. R., LaFortune, M. A. (1980) Ground reaction forces in distance running. Journal of Biomechanics, 13(5): 397-406.
- Coyler, S. L., Nagahara, R., Takai, Y., Salo, A. I. T. (2018) How sprinters accelerate beyond the velocity plateau of soccer players: waveform analysis of ground reaction forces. Scandinavian Journal of Medicine and Sports in Sports, 28: 2527-2635.
- 榎本 靖士, 阿江 通良, 岡田 英孝, 藤井 範久 (1999) 力学的エネルギー利用の有効性から見た長距離走者の疾走技術. バイオメカニクス研究, 3(1): 12-19.
- 羽田 雄一, 阿江 通良, 榎本 靖士, 法元 康二, 藤井 範久 (2003) 100m 走における疾走スピードと下肢関節のキネティクスの変化. バイオメカニクス研究, 7(3): 193-204.
- 法元 康二 (2000) 競歩の歩行速度に影響を及ぼすバイオメカニクスの要因. 平成11年度筑波大学体育研究科 研究論文集, pp. 233-236.
- Hoga, K., Ae, M., Enomoto, Y., Yokozawa, T., Fujii, N. (2006) Joint torque and mechanical energy flow in the support legs of skilled race walkers. Sports Biomechanics, 5(2): 167-182.
- 法元 康二, 阿江 通良, 榎本 靖士, 横沢 俊治, 藤井 範久 (2010) 競歩における左右下肢間の力学的エネルギーの流れと下脚および体幹の動作と

- の関係. トレーニング科学, 20(3): 217-229.
- Hoga-Miura, K., Hirokawa, R., Sugita, M., Enomoto, Y., Kadono, H., Suzuki, Y. (2022) Reconstruction of walking motion without flight phase by using computer simulation on the world elite 20km female race walkers during official race. *Gazzetta Medica Italiana- Archivio per le Scienze Mediche*, 181 (5): 303-314.
- Knicker, A. and Loch, M. (1990) Race walking technique and judging the final report of the international athletic foundation research project. *New Studies in Athletics*, 5: 7-9.
- 窪 康之 (2017) 第8章 スポーツ医・科学, 情報によるコーチング支援, 第1節 スポーツ医・科学によるコーチング支援の現状と課題. 日本コーチング学会編, コーチング学への招待. 大修館書店, pp.330-334.
- 三浦 康二, 佐藤 高嶺, 川向 哲弥, 大久保 玲美 (2020) 2018 - 2019 年度国内主要競歩レースにおける国内一流競技者の下肢および体幹関節トルクの分析. 日本陸連科学委員会研究報告 陸上競技の医科学サポート研究 REPORT2020, 19: 221-231.
- 三浦 康二, 蔭山 雅洋, 黒阪 翔, 津野 天兵, 渡辺 圭佑 (2021) 特集 ハイパフォーマンススポーツを対象とした医・科学支援の実例—ハイパフォーマンス・サポート事業の活動を例に. フィールドにおける2次元動作分析法による前額面・矢状面内動作の簡易的分析とクイックフィードバック. *Journal of High Performance Sport*, 7: 58-70.
- 三浦 康二, 佐藤 高嶺, 川向 哲弥, 高橋 直己 (2023) 2022 年国内主要競歩レースにおける国内シニア・U20 上位競技者の地面反力および下肢関節トルクの推定. 日本陸連科学委員会研究報告 陸上競技の医科学サポート研究 REPORT2022, 21: 207-214.
- Murray, M. P., Guten, G. N., Mollinger, L. A., Gardner, G. M. (1983) Kinematic and electromyographic patterns of olympic racewalkers. *the American Journal of Sports Medicine*, 11(2):68-74.
- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., Fukunaga, T., (2018) Association of sprint performance with ground reaction forces during acceleration and maximal speed phases in a single sprint. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(2): 104-110.
- Nagahara, R., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2020) Ground reaction force across the transition during sprint acceleration. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30: 450-461.
- 中山 滉一, 榎 翔太, 牧野 瑞輝, 庄司一眞, 眞鍋 芳明 (2023) 異なる斜度の下り坂走が平地走に与える即時的な影響. 陸上競技学会誌, 21: 1-12.
- Pataky, T. C. (2011) One-dimensional statistical parametric mapping in python. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(3): 295-301.
- Payne, A. H. (1978) A comparison of ground reaction forces in race walking with those in normal walking and running. *Biomechanics VI -A*, pp.293-302.
- 横澤 俊治 (2017) 第8章 スポーツ医・科学, 情報によるコーチング支援, 第2節 現状を把握する, 1. パフォーマンスの分析・評価, (2) 動作分析による把握. 日本コーチング学会編, コーチング学への招待. 大修館書店, pp.337-338.