

False step を伴うスプリントスタートにおける姿勢制御戦略

Posture control strategy in sprint starts with false step

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1275021 田中 創

1. 緒言

スプリントによる急加速は多くのスポーツにおいて頻繁に行われる重要な動作である。スプリント動作の開始時に1歩目を後方に着地する False step と呼ばれるスタート方法がある。正面に走行する 10m 以下のスプリントでは、最初の一歩を前方に着地する Forward step と呼ばれるスタート方法よりも False step の方が速いタイムで走ることができる⁽¹⁾。しかし、なぜ False step を伴うスプリントがパフォーマンスを向上させるのか明らかになっていない。

スプリントパフォーマンス向上には、姿勢角が影響している可能性が示唆されている。足部が離地する瞬間において、圧力中心 (COP) から全身の重心 (COM) を指すベクトルが進行方向に向かって倒れているほど、COM 加速度が大きい⁽²⁾。しかし、False step スタートでは、どのように姿勢が変化しながら走っているのか明らかになっていない。

姿勢角について議論する際、体幹のピッチ角度について考慮することが考えられる。しかし、体幹角度の定義は曖昧であり、実走行における計測が難しい。

本研究の目的は、False step を伴うスプリントにおいて、パフォーマンスが向上する体幹角度特性を議論することである。動作を光学式モーションキャプチャとフォースプレートで計測し、体幹角度を全身の角運動量に基づいて推測するとともに COM 加速度を推定した。

2. 理論

本研究では False step を伴うスプリントにおける矢状面内の体幹のピッチ角度について議論する。図 1 にスプリント加速時における前傾姿勢の概略図を示す。座標系は進行方向を x 軸、進行方向に対して左手方向を y 軸の正方向、鉛直方向を z 軸としてそれぞれ定義した。体幹角度を得るためのアプローチとして、まず体幹の角速度を求める。角速度は COM まわりの各セグメント角運動量の総和を求め、その瞬間の身体形状に応じた慣性モーメントで除することで得られる。得られた体幹角速度を積分することで体幹角度を推定する。

全身を関節位置に基づいて、14 セグメントに分割する (図 2)。セグメントの質量と慣性モーメントは文献⁽³⁾を参考に表 1 のように決定した。慣性モーメントを得るにはセグメントの長軸長さが必要であり、これらは光学式モーションキャプチャで計測できるものとする。

COM 変位、各セグメントの質量中心変位および姿勢角度が計測できる場合について考える。矢状面内の COM まわりの全身の角運動量 $L_{G,y}$ は各セグメントの角運動量を総和して次式のように得られる。

$$L_{G,y} = \sum_{i=1}^{14} \{I_{i,y} \dot{\theta}_i + m_i (\dot{z}_i \dot{x}_i - \dot{x}_i \dot{z}_i)\} \quad (1)$$

ここに、 i は図 2 に示すセグメント番号、 $I_{i,y}$ はセグメントの質量中心まわりの慣性モーメント、 m_i はセグメントの質量、

(\dot{x}_i, \dot{z}_i) は COM に対する各セグメント質量中心の相対変位である。 (\dot{x}_i, \dot{z}_i) は COM に対する各セグメント質量中心変位を数値微分して得られる相対速度である。 $\dot{\theta}_i$ は各セグメント姿勢角度を数値微分して得られる姿勢角速度である。矢状面内の COM まわり全身の慣性モーメント $I_{G,y}$ は各セグメント質量中心まわりの慣性モーメントを平行軸の定理を用いて総和することによって次式のように得られる。

$$I_{G,y} = \sum_{i=1}^{14} \{I_{i,y} + m_i (\bar{x}_i^2 - \bar{z}_i^2)\} \quad (2)$$

全身を、身体形状によって慣性モーメントが時々刻々と変化する 1 リンクモデルで表す (図 1)。このとき、重心まわりの全身の角運動量 $L_{G,y}$ 、慣性モーメント $I_{G,y}$ 、前傾方向を正とした体幹角速度 $\dot{\theta}$ の関係は次式で表される。

$$L_{G,y}(t) = I_{G,y}(t) \dot{\theta}(t) \quad (3)$$

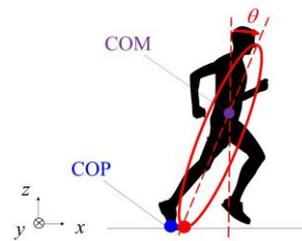


Fig. 1 Schematic diagram describing body center of mass (COM), Center of pressure (COP), and trunk angle.

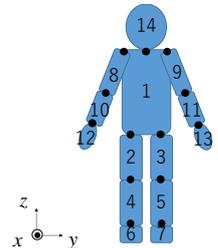


Fig. 2 Human body derived into 14 segments.

Table 1 Mass and moment of inertia of each segment of 14 segment model.

Segment number	Mass	Moment of inertia
1	0.489M	$5.85 \times 10^{-2} M l_1^2$
2, 3	0.11M	$8.50 \times 10^{-3} M l_2^2$
4, 5	0.051M	$3.83 \times 10^{-3} M l_4^2$
6	0.011M	$3.45 \times 10^{-4} M l_6^2$
7	0.011M	$3.45 \times 10^{-4} M l_7^2$
8, 9	0.027M	$1.85 \times 10^{-2} M l_8^2$
10, 11	0.016M	$1.25 \times 10^{-2} M l_{10}^2$
12	0.006M	$1.62 \times 10^{-3} M l_{12}^2$
14	0.069M	$1.58 \times 10^{-2} M l_{14}^2$

(M : Whole body mass, l_i : Length of the major axis of the i -th segment)

式(1),(2)より $L_{G,y}$, $I_{G,y}$ が得られるとき, 式(3)から次式のように $\dot{\theta}(t)$ が得られる.

$$\dot{\theta}(t) = \frac{L_{G,y}(t)}{I_{G,y}(t)} \quad (3)$$

式(3)を時間積分することにより, 鉛直軸からの体幹角度 θ が得られる.

$$\theta(t) = \theta(0) + \int_0^t \frac{L_{G,y}(\tau)}{I_{G,y}(\tau)} d\tau \quad (4)$$

ここに, 本研究では直立姿勢からのスタートを想定しているため, 体幹の初期角度は $\theta(0) = 0$ である.

3. 実験

健康な成人男性 12 名 (年齢: 22.0 ± 1.0 歳, 身長: 1.72 ± 0.05 m, 体重: 65.7 ± 11.2 kg) を被験者とした. 被験者はモーションキャプチャスーツとランニングシューズを着用した. 被験者には両脚を平行にそろえた直立姿勢から False step を伴う 10m 前方への全力疾走を 10 セット行うように指示した.

実験用走路にフォースプレート (BP400600, AMTI) 10 枚を図 3 に示す位置に埋設し, 3 グループ (A,B,C) に分け, グループごとに計測した力を足し合わせた. 被験者は図 3 の地点 A に立ち, 地点 B のフォースプレートに接地してから前方に進んだ. すべての被験者が 1 歩目で B に, 2 歩目で A, 3 歩目で C に着地することを確認した. 運動学的な計測は光学式モーションキャプチャシステム (MAC3D System, Motion Analysis) のカメラ 10 台により行い, Helen-Heyes マーカセットに従って身体に 25 個, 靴に 2 個ずつの合計 29 個の反射マーカを取り付けた. 光学式モーションキャプチャシステムとフォースプレートのサンプリング周波数はそれぞれ 120Hz, 1200Hz とした.

解析区間は, スタート位置から後方のフォースプレートに踏んだときを 1 歩目として, 3 歩目が離地するまでとした. 筋骨格ソフト (Kin Tools, Motion Analysis) を使用して COM 位置を推定するとともに, 関節位置に基づいてセグメントに分割した. 図 4 に代表的な地面反力鉛直成分の計測データを示す. 各ステップの立脚期は, 各フォースプレートから得られた地面反力の鉛直成分が被験者の体重の 5% 以上の範囲を満たす区間とした. パフォーマンス指標は, 1 歩目接地してから前方 2.0m に COM が到達するまでの時間 T_{goal} とした.

4. 結果

代表的な 1 試行の実験における体幹角度と体幹角速度の時間変化を図 5 に示す. 体幹の前傾が最大となるのは 2 歩目または 3 歩目であった. 1 歩分の立脚中に角速度の正負が変化した. 図 6 に代表被験者 2 人の全試行における 1 歩目立脚期平均の体幹角度 $\bar{\theta}(1)$ とタイムパフォーマンス指標 T_{goal} の関係をプロットした. この関係における各被験者の相関係数を 12 名分で平均すると $r = -0.40$ であった.

5. 結言

本研究では False step を伴うスプリントにおいて, パフォーマンスに関する姿勢特性について体幹角度を定義して議論した. 姿勢がスプリントパフォーマンスに影響していることを示した.

文献

(1) Frost, David M., and Cronin, John B., "Stepping back to improve sprint performance: A kinetic analysis of the first step forwards", *Journal of Strength and Conditioning*

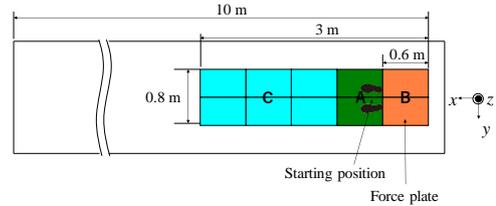


Fig. 3 The layout of the 10 force platforms on the straight-line track.

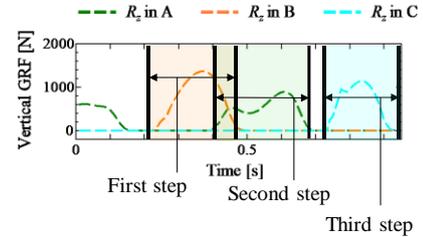


Fig. 4 An example of measured data of vertical force.

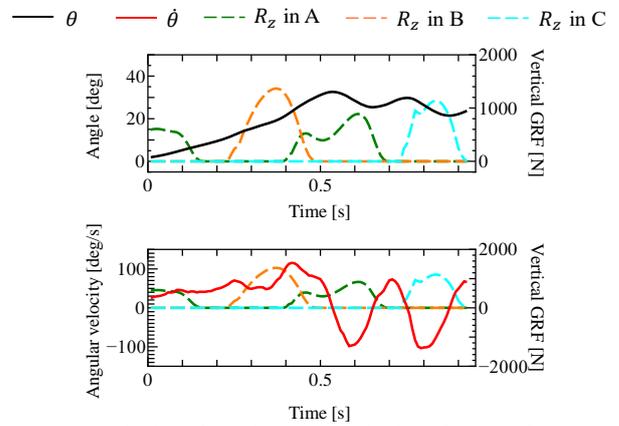


Fig. 5 Typical angle and angular velocity of the trunk. To indicate the first to third step interval, the vertical floor reaction force is displayed superimposed.

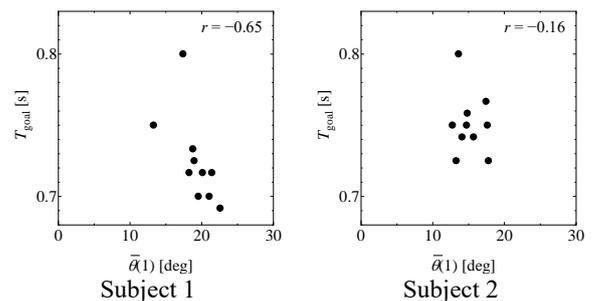


Fig. 6 The relationship between the trunk angle in first step and time performance in all trials for two participants (subject 1, 2).

- Research, Vol. 25, No. 10 (2011), pp. 2721-2728.
- (2) D. King, L. Burnie, R. Nagahara, and N. E. Bezodis, "Relationships between kinematic characteristics and ratio of forces during initial sprint acceleration", *J Sports Sci*, Vol. 40, No. 22 (2022), pp. 2524-2532.
- (3) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定", *バイオメカニズム*, Vol. 11(1992), pp. 23-33