

中京大学博士審査学位論文

大学院体育学研究科

陸上競技曲走路疾走における左右ステップの
非対称性に関するバイオメカニクス的研究

Biomechanics of asymmetry between left and right steps
in athletic curved sprint running

2017年3月19日 学位授与

中京大学大学院体育学研究科

Chukyo University Graduate School of Health and Sport Sciences

石村 和博

Kazuhiro ISHIMURA

目次

用語の説明.....	6
第1章 研究背景と目的.....	7
1.1 非直線的な移動運動.....	7
1.2 陸上競技における曲走路疾走.....	7
1.2.1 陸上競技トラックの形状.....	7
1.2.2 周回方向と求心力.....	9
1.3 研究小史.....	11
1.3.1 曲走路疾走の関節キネマティクスに関する研究.....	11
1.3.2 曲走路疾走のステップキネマティクスに関する研究.....	14
1.3.3 曲走路疾走のキネティクスに関する研究.....	14
1.4 研究目的.....	16
第2章 曲走路疾走における左右支持脚の3次元下肢関節キネマティクス.....	18
2.1 緒言.....	18
2.2 方法.....	18
2.2.1 被験者.....	18
2.2.2 データ収集.....	19
2.2.3 データ処理.....	20
2.2.4 データ分析.....	21
2.2.5 統計処理.....	21
2.3 結果.....	22

2.3.1	股関節	22
2.3.2	膝関節	23
2.3.3	足関節	23
2.4	考察	30
2.5	まとめ	31
第3章 運動学的データを用いた力積算出の実用性に関する研究		32
3.1	緒言	32
3.2	方法	32
3.2.1	被験者	32
3.2.2	データ収集	33
3.2.3	データ処理と分析	33
3.2.4	統計処理	35
3.3	結果	35
3.4	考察	37
3.5	まとめ	38
第4章 曲走路疾走における左右ステップキネマティクスの特徴		39
4.1	緒言	39
4.2	方法	39
4.2.1	被験者	39
4.2.2	データ収集	40
4.2.3	データ処理	41
4.2.4	データ分析	42
4.2.5	統計分析	44

4.3	結果	46
4.4	考察	48
4.5	まとめ	50
第5章 曲走路疾走中の左右支持期における身体重心の挙動と脚スティフネス		52
5.1	緒言	52
5.2	方法	53
5.2.1	被験者, データ収集, データ処理	53
5.2.2	データ分析	53
5.2.3	統計処理	54
5.3	結果	54
5.4	考察	61
5.5	まとめ	61
第6章 総括		63
6.1	総括論議	63
6.2	身体重心の求心方向への運動を生み出す動作	66
6.3	今後の課題	67
6.4	結論	71
引用文献		73

本論文は、下記の論文に未公表の内容を加え、まとめたものである。

第2章

Ishimura, K. and Sakurai, S. (in preparation). 3D Kinematics of Support Leg in Curved Sprinting.

第3章

Ishimura, K. and Sakurai, S. (2013). Degree of agreement between impulse and magnitude of momentum change for different types of movements. *Gait and Posture*, 37(3), 467-468.

第4章

Ishimura, K. and Sakurai, S. (2016). Asymmetry in Determinants of Running Speed during Curved Sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, 32, 394-400.

第5章

Ishimura, K. and Sakurai, S. (in preparation). Asymmetry in Leg Spring Characteristic during Curved Sprinting.

用語の説明

曲走路

陸上競技場トラックの曲走路部分のことを指す。また本研究では、陸上競技場トラックの曲走路半径を想定して設営された大きな半径（半径 30m 以上）の曲線コースについても曲走路と表現した。それより小さな半径の円形路などは、曲線路と呼び区別している。そして、曲走路上を走ることを、曲走路疾走と表記している。また、フィールドスポーツなどで見られる方向転換を含む曲線走は、非直線的な疾走とした。

トラック種目

陸上競技においてトラック部分を走る競技のことを指す。本研究では、障害（ハードル）種目よび競歩種目は含まない。

ステップ

足部の地面接地から、続く反対足部の地面接地までをステップとしている。その間に、身体重心が走方向前方へ移動した距離をステップ長、要した時間の逆数をステップ頻度としている。また、ステップ長とステップ頻度の積をステップ中の平均速度としている。

非対称性と左右差

左右ステップ間の変数、左右脚間の動作などが同一ではない様子、状態を「非対称性」とした。同一ではないことがはっきりとしていたり、数値で示されたりしている場合には「左右差」と記述した。

第1章 研究背景と目的

1.1 非直線的な移動運動

日常生活では、総歩数の内 35–45% が非直線的に行われると報告されている (Glaister et al., 2007). そのため、非直線歩行に関する研究が多く報告されてきた (Chen et al., 2013; Courtine et al., 2006; Courtine and Schieppati, 2003a, b, 2004; Duval et al., 2011; Hicheur et al., 2005; Maus and Seyfarth, 2014; Orendurff et al., 2006; Ventura et al., 2015; Ventura et al., 2011). 我々にとって非直線的に移動することは特別なことではなく、親しみ慣れた動作の一つであると言える.

スポーツの場面に目を向けると、プロサッカー選手は 1 試合中に合計 700 回以上の方向転換動作を行い (Bloomfield et al., 2007), またオーストラリアンフットボールリーグの試合で行われた総疾走回数の半数以上に最低 1 回の方向転換が含まれていたことを報告されている (Dawson et al., 2004). こういったフィールドスポーツでは、移動経路は規定されておらず、ボールや相手選手の動きに常に対応して、1 歩で素早く走方向を変更できるスキルが重要であると言われている (藤原, 1998). このように、非直線的な移動運動は日常生活だけでなく、スポーツの場面においても頻繁に見られる運動である.

1.2 陸上競技における曲走路疾走

陸上競技では、陸上競技トラックの曲走路部分を疾走することが非直線的な疾走に相当する. しかし陸上競技における曲走路疾走は、フィールドスポーツなど、他のスポーツ種目で行われる非直線的な疾走とは異なる特殊な走運動である.

1.2.1 陸上競技トラックの形状

国際陸上競技連盟 (IAAF) 公認の屋外陸上競技トラックは、1 周 400m の長円形で、2 つの平行な直走路部分と 2 つの対称な曲走路部分からなる. これらの長さは曲走路部分の半

径によって決まるが、その半径はIAAFによって定められている。2003年以前は、semi-circular bends トラック (Fig. 1-1a) のみ承認されており、最も内側である第 1 レーンの半径は 32–42m の範囲で認められていた。しかし 2003 年、IAAF は陸上競技場フィールド内でサッカーやラグビーの公式試合を行うためのフィールド面積を確保できるように、”double-curve bends” トラック (Fig.1-1b) の導入を承認した (Quinn, 2009)。しかし、現在承認されているどの曲走路半径を用いても、曲走路部分 (101.48–120.32m) は直走路部分 (79.68–98.52m) よりも長くなる (Table 1-1)。そのため、100m 走を除く全ての走種目で、選手は必ず曲走路部分を走ることとなる。つまり、陸上競技トラック種目では、レースで走る距離の半分以上で曲走路疾走を行うことになる。よって曲走路疾走は、競技成績を左右する重要な要因の 1 つであると言える。

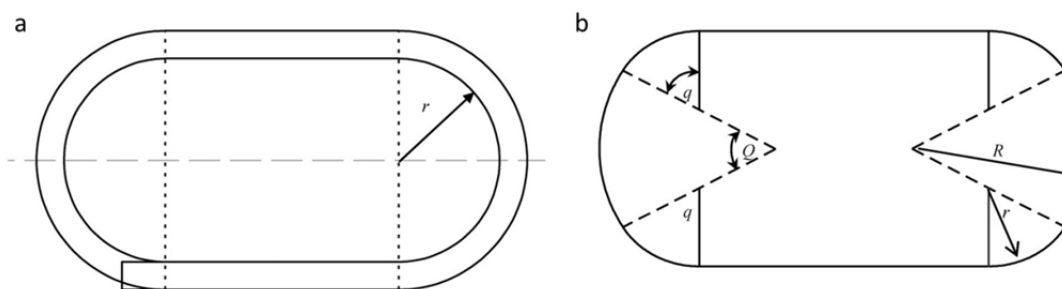


Fig.1-1: Adapted from Quinn (2009). The geometry of athletics tracks with a) semi-circular bends (radius r), and b) double-curve bends (showing the inner and outer angles Q and q and the inner and outer radii R and r , respectively).

Table 1-1: Adapted from Quinn (2009). Radius of curvature, the length of the straight, and the length of the bend for six selected track designs, and the inner and outer angles for the double-curve track designs.

	Standard	Minimum radius	Maximum radius	Double-curve 1	Double-curve 2	Double-curve 3
Inner radius, R (m)	36.50	35.00	38.00	51.54	48.00	40.02
Outer radius, r (m)	36.50	35.00	38.00	34.00	24.00	27.08
Inner angle, Q (°)	-	-	-	40	60	74
Outer angle, q (°)	-	-	-	70	60	53
Distance on straight (m)	84.39	89.10	79.68	80.00	98.52	97.26
Distance on bend (m)	115.61	110.90	120.32	120.01	101.48	102.74

1.2.2 周回方向と求心力

陸上競技トラック曲走路に沿って走る際、走方向は約 120m の移動で 180°変化する。ステップ長を 2m とすると、曲走路を 60 歩で走ることとなり、1 歩で 3°走方向を変えていると予想される。このステップ長、半径、走方向変化量の関係を Fig.1-2 にまとめた。この図では、棒グラフが各レーン（半径）における曲走路の長さ（グラフの左縦軸）を、マーカー付きのラインが各ステップ長で必要とされる 1 歩あたりの走方向変化量（グラフの右縦軸）を示し、走路の半径が小さいほど、1 歩あたりの走方向変化量が大きくなることを示している。

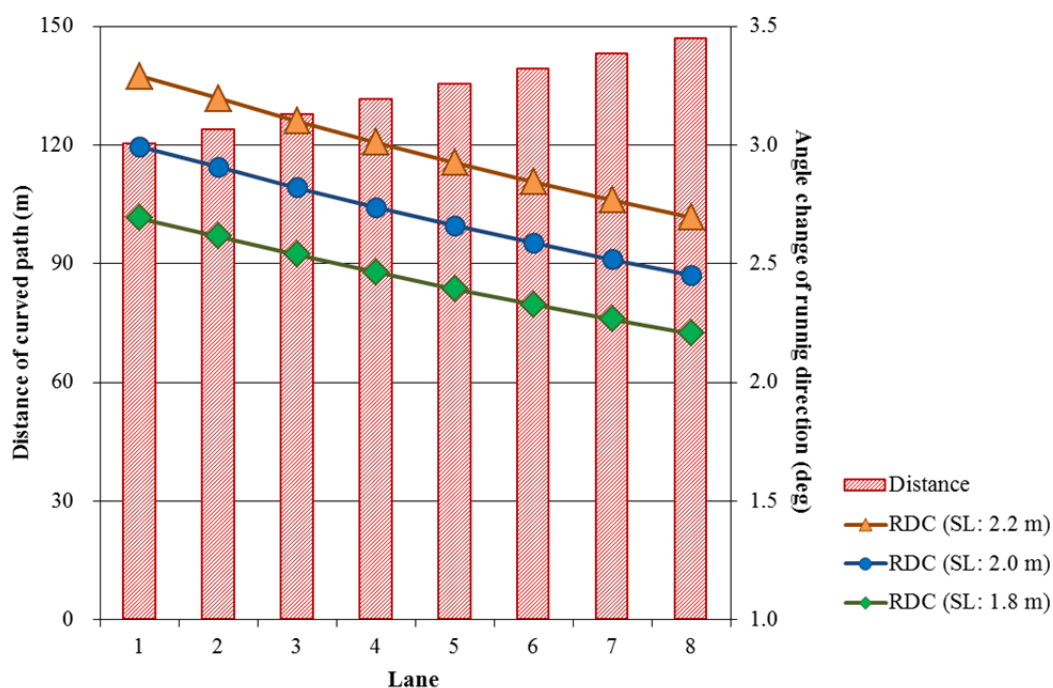


Fig.1-2: Distances of curved path and expected angles of running direction change (RDC) per a step at the maximum radius track.

このように走路に沿って走るために、走者は、求心力を生み出す必要がある (Jain, 1980)。そのため、走者の身体が曲走路内側へ傾くといった姿勢の変化も見られる。求心力 ($F_{centripetal}$) の大きさは、次の式で表され、

$$F_{centripetal} = m \cdot v^2 \cdot r^{-1} \tag{1.1}$$

その方向は、常に身体重心移動経路の曲率中心方向を向いている。ここで、 m は体重、 v は移動速度、 r は経路の曲率半径を表している。陸上競技トラック種目の周回方向は、反時計回りと規定されているため、曲走路疾走時には、常に左脚が内側脚、右脚が外側脚となり、求心力は、常に走方向左側に向かって作用することとなる。よって走者は、走方向右側へ地面を蹴り、身体を走方向左側へ加速させる必要がある。このことから、藤原 (1998) は、曲走路疾走時の左脚ステップはカッティング動作におけるクロスステップに、右脚ステップはオープンステップに相当すると述べ、曲走路疾走では、左右脚が異なる動きをすると推測している。Tottori et al. (2016) は、陸上競技トラック種目の選手 (短距離選手 3 名、長距離選手 10 名) の大腿四頭筋およびハムストリングス (半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋を含む) の横断面積は、左脚よりも右脚の方が大きいことを明らかにした。また、左右大腰筋量の差が大きい (右が大きい) 選手ほど、反時計周りの曲線路周回タイムが速い傾向にあることを示した。これは、普段から反時計周りに周回しながら走トレーニングを積んでいる陸上競技トラック種目の選手の身体が、走方向左側へ求心力を作用させることに適応している可能性を示唆している。また、ステップは支持期と滞空期から構成されているが、走者は、空気抵抗以外の外力が作用しない滞空期で走方向を変えることはできないため、曲走路疾走では、支持期で求心力を生み出し、走方向を変えることになる。よって、曲走路疾走時の支持期には、求心力が作用し、走方向が変化する重要な局面であり、その求心力を生み出す支持脚の持つ役割は、曲走路疾走にとって重大であると考えられる。

さらに式 (1.1) からは、曲率半径が同じであれば、移動速度が高いほど求心力も大きくなることがわかる。よって、200m 走の前半部分、4×100m リレーの第 1 走者および第 3 走者区間のように疾走速度が高い短距離種目では、速く走りながら、大きな求心力を発揮しなければいけない。よって、短距離選手は、より良い曲走路疾走技術を身につける必要があると考えられる。

1.3 研究小史

曲走路最大疾走速度は、直走路最大疾走速度よりも低いことが広く知られている (Behncke, 1994; Chang and Kram, 2007; Churchill et al., 2015a; Ferro and Floria, 2013; Greene, 1985; Jain, 1980; Mureika, 1997; Quinn, 2009; Stoner and Ben-Sira, 1978; Usherwood and Wilson, 2006; 横川, 1976). 横川 (1976) は、直走路 50m 走タイムと比較して、曲走路のタイムは平均 0.11 秒遅かったことを報告している (直走路 $6.56 \pm 0.16s$, 曲走路 $6.67 \pm 0.23s$). また、競技会の 200m 走に出場した選手の疾走速度を分析した研究から、多くの選手はスタート後、曲走路部分である 40–80m 区間で 200m 走中の最大疾走速度に到達していたと報告されている (高橋ら, 2012; 土江ら, 2010; 土江ら, 2002). さらに 200m 走中の最大疾走速度とゴールタイムの間に、統計学的に有意な相関関係があることが明らかにされている (土江ら, 2010; 土江ら, 2002). これは、100m 走と同様に (阿江ら, 1994), 200m 走においても最大疾走速度が競技パフォーマンスの決定要因である可能性を示唆している. つまり、曲走路疾走を含む短距離種目の競技力向上のためには、曲走路疾走速度を高めることが極めて重要であることが推測される. これまで、直走路疾走を対象として疾走速度と疾走動作の関係を明らかにしようとする研究が数多く行われてきたが (伊藤ら, 1998, など), 曲走路疾走を対象とした研究は非常に限られている.

1.3.1 曲走路疾走の関節キネマティクスに関する研究

Ryan and Harrison (2003) は、13 名の陸上競技短距離選手 (男性 8 名, 女性 5 名) に、室内陸上競技場トラックの第 1 レーン (半径 10.5m) と第 4 レーン (半径 13.5m), および屋外陸上競技トラックの第 1 レーン (半径 36.5m) と第 8 レーン (半径 45.04m) で最低 33m の曲走路疾走を含む 70m の最大努力走を行わせ、その疾走動作を撮影し、曲走路半径が曲走路疾走速度や下肢キネマティクスに及ぼす影響を検討した. そして、曲走路の半径が小さくなるほど疾走速度が低くなること、ステップ長が短くなること、支持時間が長くなること、支持脚の膝関節屈曲角度が大きくなることを報告した. 大沼ら (2014) は、8 名の男

子大学陸上競技短距離選手に、400mの最大努力走を行わせ（第1レーン：半径36.5m）、後半の曲走路区間（200—320m）およびその前後の直走路区間（160—200m, 320—360m）の疾走動作を撮影し、疲労に伴い疾走速度が低下する400m走後半の疾走動作の変化を調査した。そして、下肢キネマティクスの左右差について、曲走路終盤（280—320m）で右足離地時の右股関節角度が左より大きいこと、曲走路中盤（240—280m）および終盤で右支持脚の股関節最大伸展角速度が高いことを報告した。しかし、これらの研究では、曲走路の内側からビデオカメラ1台をパンニングすることで撮影された矢状面内の映像のみを用いて分析を行っている。そのため、曲走路疾走時に外側に位置する右大転子や肋骨下端を映像から確認することができず、Ryan and Harrisonは右股関節中心付近をデジタイズすることで、大沼らは左大転子や左肋骨下端を代用することで、右側の関節角度を算出したと述べているが、示されたデータの信頼性には疑問が残る。直走路疾走動作は主に矢状面内で行われる運動であるため、矢状面内の映像のみを用いた研究からも多くの知見を得ることができるが、曲走路疾走動作は矢状面内の運動に加えて、曲走路内側への身体の傾きや走方向の変化に伴う身体の水平回転など、前額面や水平面内でも運動が行われる複雑な運動であることを考慮すると、3次元撮影を行い分析点の3次元座標を構築することが望ましいだろう。

堀ら（2011）は、男子大学陸上競技短距離選手7名に、屋外陸上競技トラック第4レーン（半径41.65m）で、30m以上の助走の後に直走路10mと続く曲走路30mの最大努力走を行わせ、その疾走動作をカメラ2台により3次元撮影し、直走路から曲走路に進入した際の身体重心速度や下肢キネマティクスの変化を調査した。そして、曲走路進入後に、ステップ長の増加により身体重心水平速度が直走路疾走時よりも増加すること、支持脚の動作に直走路および曲走路疾走時に大きな違いは見られないことを報告した。なお、直走路から曲走路に進入した際に身体重心速度が増加したという結果について、堀らは直走路前半と後半の速度に統計学的な有意差がないことから、曲走路進入時には最高速度に達していたと述べている。しかし、統計学的な有意差を検出してはいないが、直走路前半よりも後半の速度が高く（前半: $9.34 \pm 0.23 \text{m/s}$ 、後半: $9.38 \pm 0.25 \text{m/s}$ ）、曲走路進入後、序盤で試技中の最

大速度が見られ、その後は終盤に向けて減速していったという事実は、曲走路進入時に最大疾走速度に到達していたという主張を保証するものではなく、この実験では曲走路進入前に最大疾走速度に到達していなかった可能性がある。さらに、被験者も 7 名と少なく、統計学上の検定力が低い可能性も考えられるため、直走路から曲走路進入時に疾走速度が増加するかどうかについては、今後更なる議論が必要であろう。Churchill et al. (2015a) は、男子陸上競技短距離選手 7 名に、屋外陸上競技トラック直走路および曲走路(第 2 レーン: 半径 37.72m)で 60m の最大努力走を行わせ、その疾走動作をカメラ 2 台により 3 次元撮影し、曲走路が下肢キネマティクスに与える影響を調査した。そして、曲走路疾走動作の左右差について、左支持時間は右よりも長いこと、内傾角度(中足指節関節と身体重心を結んだ線分が、前額面内において垂直軸となす角度)は左足支持中の方が右より小さいこと、接地時に左股関節は右よりも内転位で接地すること、股関節最大伸展角速度に左右差がないことなどを報告した。Alt et al. (2015) は、男子陸上競技短距離選手 6 名に、室内陸上競技場内に設営した直走路および曲走路(半径 36.5m)を最大下速度(直走路最大疾走速度の 90%)で疾走させ、その疾走動作をモーションキャプチャーシステム(カメラ 16 台)を用いて撮影し、支持脚各関節の 3 次元角度を算出し、その変化パターンを明らかにした。そして、曲走路疾走時の右股関節は、内転位(約 4°)で接地し、支持期 40%付近までその角度を維持し、その後離地まで外転していたこと、左股関節は、右よりもやや内転位(約 6°)で接地し、支持期 50%付近まで内転していき、その後離地まで外転していたことなどを報告した。また、左脚の足関節最大回外角度、股関節最大内転角度、股関節最大外旋角度が、右脚および直走路疾走時のものに比べて有意に大きいことを明らかにした。

以上のように、3 次元撮影された曲走路疾走動作の分析から、股関節角度などに左右差があることが報告されているが、左右支持脚の各関節角度を 3 次元的に算出し、その変化パターンを示したのは Alt et al. (2015) の研究のみである。しかしながら、この研究は最大下速度での疾走を対象とし、関節角速度については扱っていないため、最大努力で曲走路を疾走している際の関節角速度を含む左右支持脚の 3 次元下肢関節キネマティクスの詳細は、

未だに明らかにされていないのが現状である（問題点1）。

1.3.2 曲走路疾走のステップキネマティクスに関する研究

Stoner and Ben-Sira (1978)は、9名の男子大学陸上競技短距離選手に、直走路および曲走路（半径 37.72m）で 20m の最大努力走を行わせ、左右のステップ長が直走路よりも短くなること、右ステップの滞空時間が直走路よりも短くなることを示した。しかし、この研究は加速局面を対象としてのものであり、結果を最大速度局面の疾走に適用するには注意が必要である。Churchill et al. (2015b)は、男子陸上競技短距離選手7名に、室内陸上競技場内に設営した直走路および曲走路（半径 37.72m）で 60m の最大努力走を行わせ、その際の疾走動作と地面反力を記録した。そして、曲走路疾走時の左右差に関して、左ステップ長は右よりも長く、右ステップ頻度は左よりも高いこと、左支持時間が右よりも長いことを報告した。なお、地面反力の結果については後述する。また走路の半径を問わず、曲走路疾走時の左足支持時間は、右より長いことが報告されている(Alt et al., 2015; Chang and Kram, 2007; Churchill et al., 2015a)。

このように、曲走路疾走中の左ステップ長は右よりも長いなど、ステップキネマティクスの非対称性が報告されている。疾走速度を高めるためには、ステップ長かステップ頻度のどちらか一方、またはその両方を向上させる必要があるが、Hay et al. (1988) や Hunter et al. (2004a) が示した決定要因モデル (Deterministic model) によると、直走路疾走時のステップ長やステップ頻度は様々な要因によってもたらされていることがわかる。しかしながら、これまでに、曲走路疾走時の左右それぞれのステップ長やステップ頻度とそれをもたらす要因を系統的に示されたことはなく、ステップキネマティクスの非対称性がどのような力学的な要因によって生じているか検討した研究は見当たらない（問題点2）。

1.3.3 曲走路疾走のキネティクスに関する研究

Chang and Kram (2007) は、健康な男性5名に、曲線路（半径 1, 2, 3, 4, 6m）および

直線路に沿って最大努力で疾走させ、その際の地面反力を計測した。そして、曲線路疾走時に右脚が発揮する地面反力は、どの成分においても左より大きいことを報告した。また、サッカー選手 6 名の曲線路走行時（速度 $4.4\text{m/s}\pm 5\%$ および $5.4\text{m/s}\pm 5\%$ ）の地面反力を計測した研究からも同様な結果が得られており（Smith et al., 2006）、曲線路走行時に右脚は、左脚よりも走方向を変化させることに多く貢献しているとの見解が述べられている。Churchill et al. (2015b) は、前述したように、直走路および曲走路で最大努力で疾走している際の地面反力を計測し、地面反力の合成値や垂直成分に統計学的な左右差は認められないが、求心成分のピーク値と力積は、左支持中の方が右より大きいことを報告した。そして、この結果と、左足支持中の走方向変化が右より大きいことから、曲走路疾走時に左脚が走方向の変化により貢献していると推測した。また、走速度の遅い曲走路走行（速度 $6.31\text{m/s}\pm 5\%$ 、半径 31.5m ）の研究からも、左脚の発揮した求心成分の地面反力が大きいという結果が得られている（Hamill et al., 1987）。以上のように、研究で用いた走路の半径によって、どちらの脚がより大きな求心方向の地面反力を発揮し、走方向の変化により貢献しているかについての見解は異なっており、陸上競技トラックのような大きい半径の曲走路疾走では、左脚がより大きな求心力を発揮し、走方向の変化により貢献していると推測されている。しかし、解剖学的には、曲走路疾走時に外側に位置する右脚は、内側に位置する左脚よりも求心力を生み出すことにおいて有利な位置であるため、走方向の変更には右脚の方が多く貢献しているのではないかと考えられる。よって、これについては更なる検討が必要である。

曲走路疾走は、身体重心の並進曲線運動と、身体重心まわりの回転運動に分けることができる。また、これらの運動は、地面反力が作用した結果生じるものである。東と矢内 (2012) は、曲走路疾走を回転運動の観点から研究を行った。男子大学陸上競技短距離選手 10 名に、曲走路第 2 レーン（半径 39.148m ）で 60m の最大努力走を行わせ、身体重心まわりの全身の角運動量ベクトルを調査した。そして、左足支持期におこる角運動量ベクトル水平成分の時計周りの方位変化を、右足支持期におこる運動量ベクトル水平成分の反時計周りの方位変化が上回ることで、左右支持期を含む走周期全体で周回方向と同じ反時計周りの方位

変化をしていたと報告した。このことから、曲走路疾走中の右足支持期は、身体の向きを周回方向に変化させるという点で重要な役割を担っていると述べている。この研究では、地面反を計測していないが、曲走路疾走時の重心まわりの角運動量の向きや大きさの変化パターンを示すことで、身体が周回方向に回転するメカニズムを検討したものであった。よって、並進曲線運動の観点から、曲走路疾走中の身体重心の移動軌跡や速度変化パターンを示すことで、身体が曲走路に沿って進むメカニズムを検討することができると考えられる。また、疾走中の身体重心は、矢状面内において下降と上昇を繰り返しながら前方へ進む。身体重心下降時には脚が伸張性収縮し、弾性エネルギーが蓄えられ、上昇時には脚が短縮性収縮し、その蓄えられたエネルギーを放出している。弾性エネルギーが蓄えられる伸張局面における脚の持つ弾性要素を評価するため、身体を、身体重心点と力の作用点（または足部）を結んだ脚バネにモデル化することがある(Blickhan, 1989; He et al., 1991; McMahon and Cheng, 1990)。この脚バネが持つ弾性要素を表す変数が脚スティフネスであり、作用した力に対する脚の対抗を表し、スティフネスの値が高いほど脚は硬く使われていることを示す。また、支持時間が短いほど脚はより素早く跳ね返る（脚をより硬く使う）必要があると述べられていることから (Cavagna et al., 1976)、右足支持時間が左よりも短い曲走路疾走では、右脚スティフネスが左よりも高いことが推測される。この脚スティフネスの違いは、支持中の身体重心の挙動にも何かしらの違いを生むと考えられる。しかしながら、これまでに、曲走路疾走時の支持期における身体重心の挙動、および脚スティフネスの非対称性を明らかにし、身体重心の挙動と脚スティフネスの関係を検討した研究は見当たらない（問題点3）。

1.4 研究目的

これまでに述べたように、陸上競技における曲走路疾走は、半径や周回方向が規定された特殊な走動作である。特に周回方向が規定されていることにより、脚動作の非対称性が存在すると考えられている。また、曲走路最大疾走速度を高めることは、曲走路疾走を含

む短距離種目の競技力向上に必須であるが、疾走速度が高くなるほど大きな求心力を発揮する必要があるため、短距離選手にとってより良い疾走技術を身につけることが重要である。しかしながら、曲走路疾走に関する研究はあまり行われておらず、曲走路疾走技術の理解が進んでいるとは言えない。そこで本研究では、陸上競技曲走路疾走における左右ステップの非対称性をバイオメカニクスの明らかにし、曲走路疾走技術の解明に資する情報を提示することを目的とした。これを達成するために、本章で挙げられた 3 つの問題点について、次に示す章で、それぞれ取り組むこととした。

- 1) 曲走疾走時の関節角速度を含む左右支持脚の 3 次元関節キネマティクスを算出し、それらの変化パターンを明らかにする (第 2 章)
- 2) 曲走路疾走時の左右それぞれのステップ長やステップ頻度とそれをもたらす要因を系統的に示すことで左右ステップキネマティクスの非対称を明らかにし、それがどのような力学的な要因によって生じているか検討する (第 4 章)
- 3) 曲走路疾走時の支持期における身体重心の挙動、および脚スティフネスの非対称性を明らかにし、身体重心の挙動と脚スティフネスの関係を検討する (第 5 章)

また、研究を進める上で、第 4 章および第 5 章において、運動量-力積関係を用いて運動学的データから力積を算出する必要が生じた。運動量変化量と力積は、力学的に等価であるが、データに含まれるノイズによって両者の数値が完全に一致するとは考えられない。しかしながら、これまでに、この方法に含まれる誤差を定量化し、その実用性を検討した研究はない。そこで、第 3 章において、運動学的データから力積を算出する際の誤差を定量化し、この方法の実用性を検討することにした。本研究の目的の達成に直接関係するわけではないが、第 4 章および第 5 章で示されるデータの信頼性を高めると期待される。

第2章

曲走路疾走における左右支持脚の 3 次元下肢関節キネマティクス

2.1 緒言

陸上競技短距離選手にとって、良い曲走路疾走技術を身につけることが重要であると言われている。曲走路疾走時、左右脚は異なる動作をしていたという報告があるが、左右支持脚の各関節 3 次元角度変化パターンを示したのは Alt et al. (2015) のみである。しかし、その研究は最大下速度での疾走を対象とし、また、関節角速度を扱っていないため、最大努力で曲走路疾走している際の関節角速度を含めた左右支持脚の 3 次元関節キネマティクスの詳細は明らかになっていない。これを明らかにすることで、曲走路疾走メカニズムや疾走技術を理解する上で重要な情報となり得る。そこで本研究では、右支持脚の 3 次元関節キネマティクスを算出し、それらの変化パターンを明らかにする。

2.2 方法

2.2.1 被験者

計 14 名（男子 9 名、女性 5 名）の陸上競技短距離選手および混成競技選手が、被験者として研究に参加した (Table 2-1)。実験にあたって被験者には実験の趣旨、内容を説明し、実験参加の同意を得た。本章のプロトコルは、中京大学体育学研究科倫理委員会の承認 (No.2011-020) を得て実施された。

Table 2-1: Physical characteristics of subjects.

	Male		Female	
	(n=9)		(n=4)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
Height (m)	1.73	0.05	1.61	0.04
BM (kg)	67.5	6.4	54.1	3.2
Age (years)	20.8	2.1	19.0	0.0

2.2.2 データ収集

実験は、公認屋外陸上競技場（Table 1-1 の Double-curve 1）の直走路および曲走路の第 4 レーン（平均半径 41.85m）で行われた。直走路および曲走路での実験は、それぞれ日を分けて実施した。また、実験の順序は被験者間で無作為化された。被験者は、普段各自が行っているウォーミングアップを実施後、メッシュの水泳帽、Lycra 製のシャツおよびハーフタイツに着替え、被験者自身のスパイクシューズを着用した。その後、被験者の身体特徴点およびスパイクシューズ上に、計 41 点の反射マーカ（直径 14mm）を貼付した。その位置は、頭頂、左右耳珠、第 7 頸椎、胸郭上縁、左右肩峰、左右肋骨下端、左右上前腸骨棘、上後腸骨棘中点、左右大転子、左右上腕骨外側上顆、左右上腕骨内側上顆、左右橈骨茎状突起、左右尺骨茎状突起、左右第 3 中手骨頭、左右大腿骨外側上顆、左右大腿骨内側上顆、左右外果、左右内果、左右踵（シューズ上）、左右つま先（シューズ上）、左右第 5 中足骨頭（シューズ上）および左右識別用ダミーマーカ（右背部、右上腕部、右大腿部）であった。なお、試技の撮影に用いた機材の一部が太陽光下での屋外計測に対応していなかったため、試技の撮影は日没後に行った。

被験者に、各走路でスタンディングスタートからの 60m 走を最大努力で 3 試技ずつ行わせた。試技間には、十分な休息を取らせた。被験者に貼付した反射マーカの座標データは、19-20 台の専用カメラに接続したモーションキャプチャーシステム（10 Vicon-MX13 and

9-10 Vicon-MX-T20, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) を用いて 250Hz で取得した。このシステムは、スタートから 40-55 m 地点の疾走動作を記録出来るように配置した。後半 30m のタイムを光電管システム (PhotoGate, BROWER Timing Systems Inc., Draper, USA) を用いて記録し、それぞれの走路で最も記録の良かった試技を分析の対象とした。

2.2.3 データ処理

以後のデータ処理および分析は、MATLAB ソフトウェアを用いて行われた (R2016b, The MathWorks Inc., Natick, MA)。得られたマーカーの 3 次元座標値は、Singular spectrum analysis 法(Alonso et al., 2005) を用いて平滑化された。その際の Window length は分析対象の総フレーム数の $1/5$ 、またデータの再構築時には最初の 3 要素を用いた。これは、遮断周波数を 13Hz に設定し位相ずれなしの 4 次バターワース型ローパスフィルターで平滑化処理を行った場合と同等な平滑化処理であることを確認している(Ishimura and Sakurai, 2012)。

記録されたデータから、各被験者の連続した 4 ステップ分を抜き出し、以後の解析に用いた。なお、ステップは、接地から続く反対足の接地までと定義した。また、接地と離地は O'Connor et al. (2007) の方法で判定した。左右支持期は、3 次スプライン関数を用いてそれぞれ 100%に規格化した。また、支持中に足部質量中心と身体重心を結んだ線分が最も短縮した時点を境に、支持期を前半と後半に分けた。

身体重心の算出には、阿江 et al. (1992) の身体部分係数を用いた。その際、足部質量に一般的なスパイクシューズの質量 200g を加えた (Hunter et al., 2004b)。

絶対座標系 (O-XYZ) は、Y 軸が曲走路の接線方向になるように設定した。そしてそれをステップ毎に、水平面内における接地時の身体重心速度ベクトルの方向と絶対座標系の Y 軸が一致するように、絶対座標系 Z 軸周りに座標系を回転させた。また、水平面内における接地時の足部質量中心が原点になるように座標系を移動させ、基準座標系を設定した。なお、この操作のため、接地時の身体重心左右方向成分は 0 となる。基準座標系の X, Y, Z 軸の正の向きは、それぞれ走方向右側 (曲走路の場合は走路外側)、走方向前方、鉛直上

向きとした。

2.2.4 データ分析

下肢3関節角度および関節角速度を算出するため、国際バイオメカニクス学会(Wu et al., 2002)や Grood and Suntay (1983)が推奨する方法を参考に、骨盤、左右大腿部、左右下腿部、左右足部にそれぞれセグメント座標系を、左右股関節、左右膝関節、左右足関節にそれぞれ関節座標系を設定した。

左右股関節、左右膝関節、左右足関節の角度は、カルダン角を用いて算出した。その際のセグメント座標系の回転はX-Y-Z軸周りの順とした。股関節および膝関節において、X軸周りの回転は屈曲(+)・伸展(-)を、Y軸周りの回転は内転(+)・外転(-)を、Z軸周りの回転は内旋(+)・外旋(-)を表している。また足関節において、X軸周りの回転は背屈(+)・底屈(-)を、Y軸周りの回転は内反(+)・外反(-)を、Z軸周りの回転は内旋(+)・外旋(-)を表している。

関節角速度は、まずセグメント座標系の各軸の単位ベクトルを微分し、セグメント座標系内における角速度ベクトルを算出した(和達, 1983)。次に、座標変換行列を用いて基準座標系内における角速度ベクトルに変換し、近位セグメントに対する遠位セグメントの相対角速度ベクトルを求めた。それらを、関節座標系へ射影することで各関節角速度を得た。

2.2.5 統計処理

算出されたデータは、左右それぞれ2ステップ分で平均し、その値を左右それぞれの代表値として使用した。求めた変数について平均値および標準偏差を算出した。直走路30mタイムと曲走路タイムの比較には対応のあるt検定を用いた。また、直走路左脚(SL)、直走路右脚(SR)、曲走路左脚(CL)、曲走路右脚(CR)の4条件を、各走路における左右脚(SL vs. SR, CL vs. CR)、各脚における走路(SL vs. CL, SR vs. CR)の組み合わせで、対応のあるt検定を用いて比較した。通常、このような比較には分散分析を用いるが、陸上競技

曲走路疾走に関する研究ではこの手法が使われているため (Alt et al., 2015; Churchill et al., 2015a; Churchill et al., 2015b), 対応のある t 検定を使うこととした。なお, 身体重心変位や速度において, SL との比較時には絶対値を用いて比較した。事前にシャピロ・ウィルク検定 (Shapiro-Wilk test) を実施し, データが正規分布に従うことを確認した。統計検定は, SPSS ソフトウェア (version 24, IBM, Chicago, IL) 上で行った。

2.3 結果

2.3.1 股関節

支持脚の股関節角度変化および角速度変化を Fig.2-1 に示した。曲走路疾走時の股関節角度変化は, 直走路疾走時と似たパターンを示したが, CL の内-外反角度変化曲線は SL より内転方向に, 内-外旋角度変化曲線は SL より外旋方向にシフトしていた (Fig.2-1 左列)。最大屈曲角度は, CL で CR よりも大きかった (Table 2-2)。最大内転角度は, CL で SL および CR より大きかった (Table 2-2)。また最大外転角度は, CL で SL より小さかった (Table 2-2)。

股関節角速度について, 屈曲-伸展角速度は, 接地後, 徐々に伸展角速度が増加し, 支持期 60%付近でピークに達し, 離地まで減速し続けた。内-外転角速度は, 支持期 20%付近で内転角速度のピークに達した後は, 60%付近で外転角速度のピークに達し, 離地に向けて減速していった。内-外旋角速度は, 接地後, 内旋角速度を増加させ, 支持期 20-30%付近でピークに達し, 80%付近で外旋角速度のピークに到達した。以上のように, 直走路疾走時と似たパターンを示すが, その波形の極大や極小値が異なっていた (Fig.2-1 右列)。最大伸展角速度は, CR で CL よりも大きかった (Table 2-3)。最大内転角速度は, CL で SL および CR より大きかった (Table 2-3)。最大内旋角速度は, CL で CR より大きかった (Table 2-3)。最大外旋角速度は, CL で SL および CR より大きかった (Table 2-3)。

2.3.2 膝関節

支持脚の膝関節角度変化および角速度変化を Fig.2-2 に示した。曲走路疾走時の膝関節角度変化は、直走路疾走時と似たパターンを示したが、内-外旋角度変化曲線は、CL で SL よりも内旋方向に、CR で SR よりも外旋方向にシフトしていた (Fig.2-2 左列)。最小屈曲角度、最大内転角度、最小内転角度は、CL で CR より小さかった。(Table 2-2)。最小内旋角度は、CR で SL より小さく、CL で CR より大きかった (Table 2-2)。

膝関節角速度について、屈曲-伸展角速度は、接地後に屈曲角速度のピークが出現し、脚の短縮と共に減少していき、脚が最大短縮後、伸展角速度が増加していき、支持期 80%付近で伸展角速度のピークに達し、その後は離地に向けて減少した。内-外転角速度は、CL と CR でやや異なる変化をしていた。CL では、接地直後に外転角速度のピークが出現し、支持期 40%付近で内転角速度のピークを迎えた後、減速していき、支持期後半で再び外転角速度を持つという直走路の変化パターンと似ていたが、CR では、内転角速度のピークが60%付近で出現していた (Fig.2-2 右列)。最大膝伸展角速度は、CR で CL よりも高かった (Table 2-3)。他の最大角速度には、どの条件間の比較においても、統計学的な有意差は見られなかった (Table 2-3)。

2.3.3 足関節

支持脚の足関節角度変化および角速度変化を Fig.2-3 に示した。曲走路疾走時の脚関節角度変化は、直走路疾走時と似たパターンを示したが、内-外反角度変化曲線は、CL で SL よりも外反に、CR で SL よりも内反方向にシフトしていた (Fig.4-3 左列)。最大背屈角度は CL において最も大きかった (Table 2-2)。最大内反角度は、CL で SL より小さく、CR で SR より大きく、CR は CL より大きかった (Table 2-2)。最大外反角度は、CL でのみ外反角度が見られた (Table 2-2)。最大内旋、最大外旋角度において、どの条件下での比較にも統計学的な有意差は見られなかった (Table 2-2)。

股関節角速度について、背-底屈角速度は、接地に背屈角速度のピークが出現し、その後、脚の短縮と共に減少し、脚が最大短縮後、底屈角速度が増加し、支持期 80%頃に底屈角速度のピークに達し、その後は離地に向けて減少した。内-外反角速度は、接地時が外反角速度のピークで、支持期 20%付近から内反角速度が増加していき、支持期中間付近で内反角速度のピークを迎え、80%付近で再び外反角速度を持ち、離地する。内-外旋角速度は、CLとCRでやや異なる変化をしていた。CRでは、支持期前半は外旋角速度を持ち、支持期80%付近で内旋角速度のピークに達するという直走路の変化パターンと似ていた。CLでは、支持期前半も内旋角速度を持っていた (Fig.2-3 右列)。最大底屈角速度は、CLでCRより大きかった (Table 2-3)。最大内反角速度は、CLでSLより大きく、CRでSRより小さく、CLでCRより大きかった (Table 2-3)。また、最大外反角速度は、CLでSLやCRより大きかった (Table 2-3)。最大内旋角速度は、CRでCLより大きかった (Table 2-3)。最大外旋角速度は、CLでSLより小さく、CRでSRより大きく、CRでCLより大きかった (Table 2-3)。

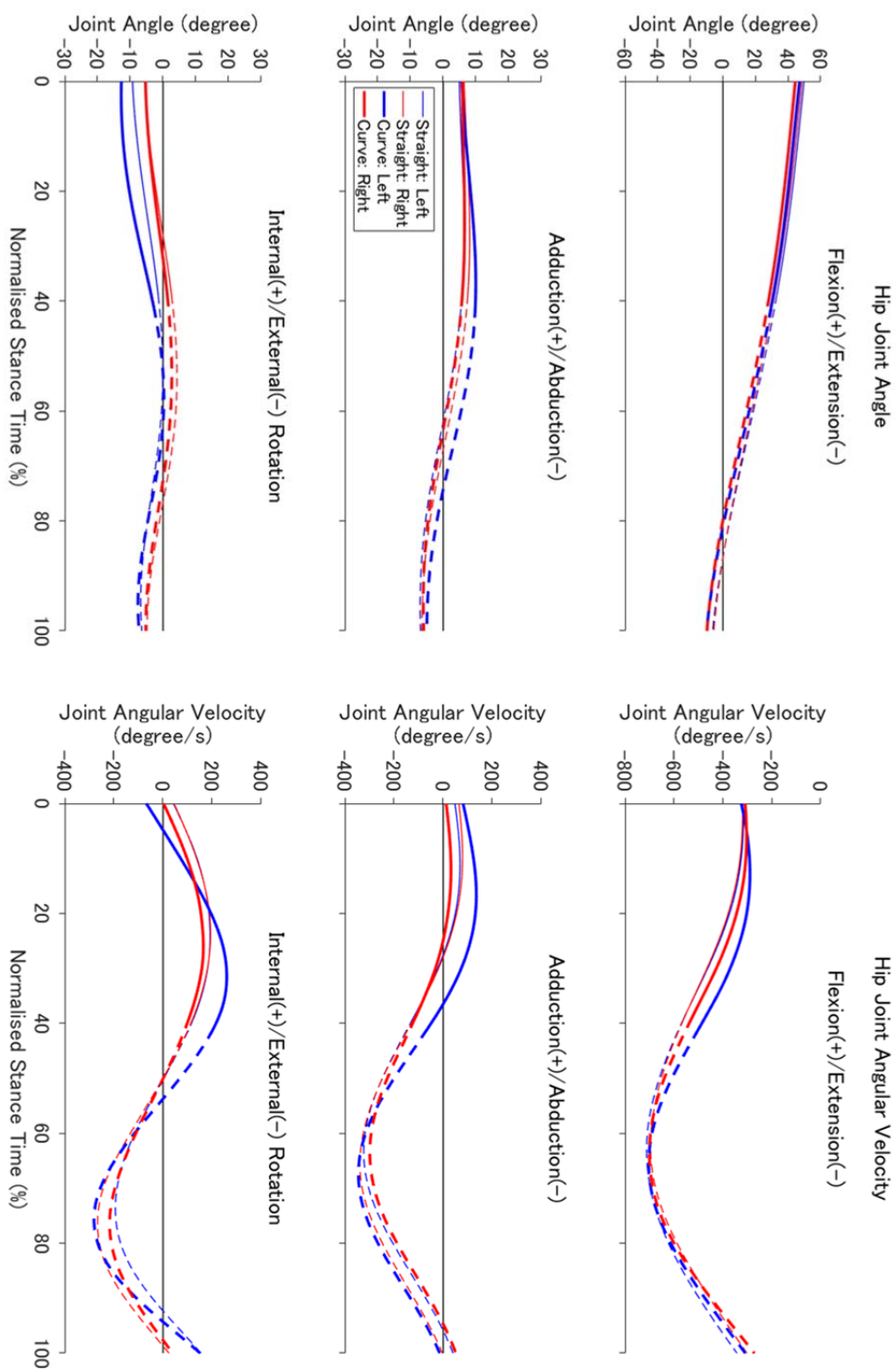


Fig.2-1: Angle (left side) and angular velocity (right side) change of hip joint during stance. Blue and red lines indicate left and right foot stance, respectively. Thick and thin lines indicate curve and straight trial, respectively. Solid and break lines show eccentric and concentric phase, respectively.

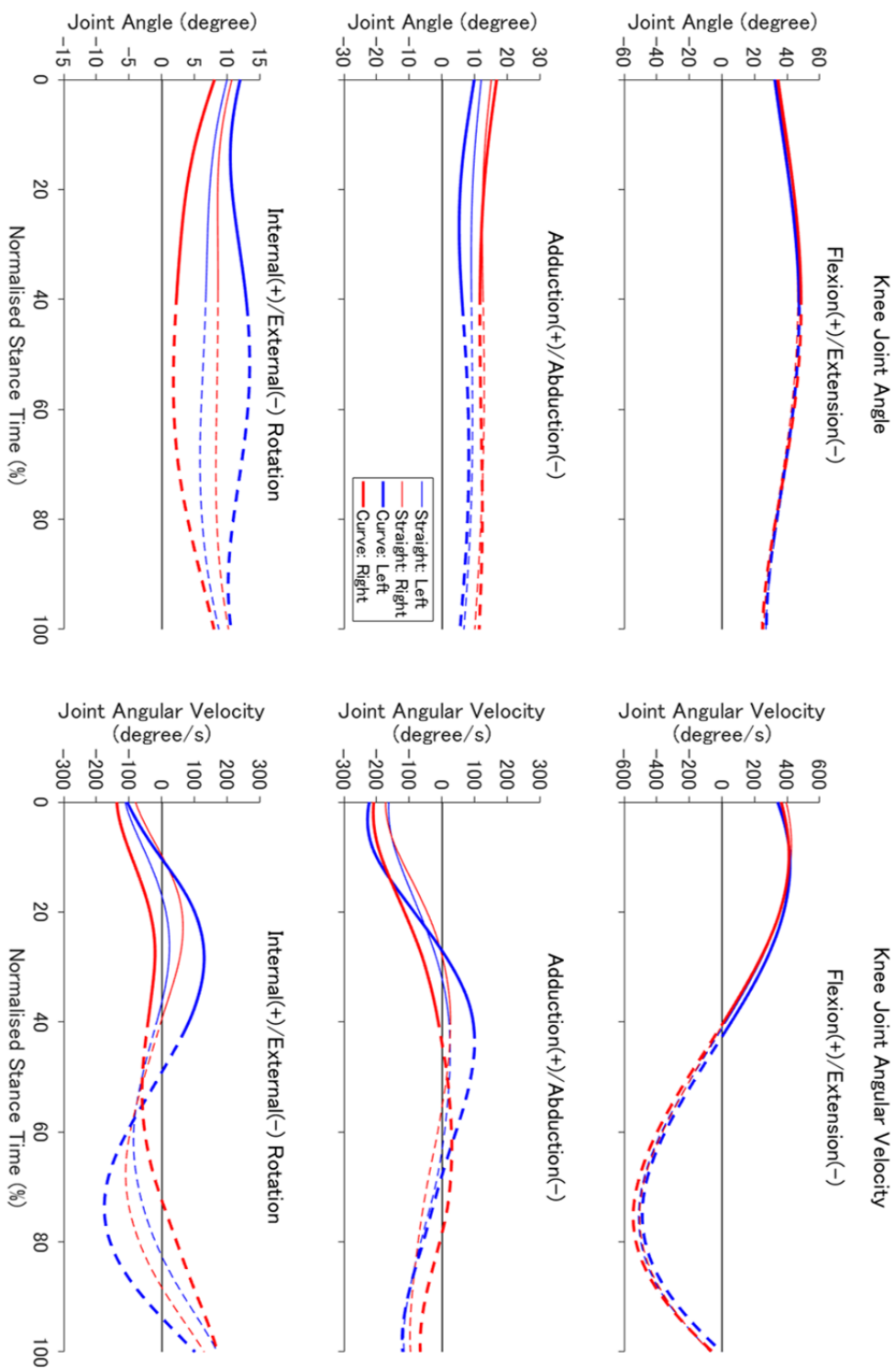


Fig.2-2: Angle (left side) and angular velocity (right side) change of knee joint during stance. Blue and red lines indicate left and right foot stance, respectively. Thick and thin lines indicate curve and straight trial, respectively. Solid and break lines show eccentric and concentric phase, respectively.

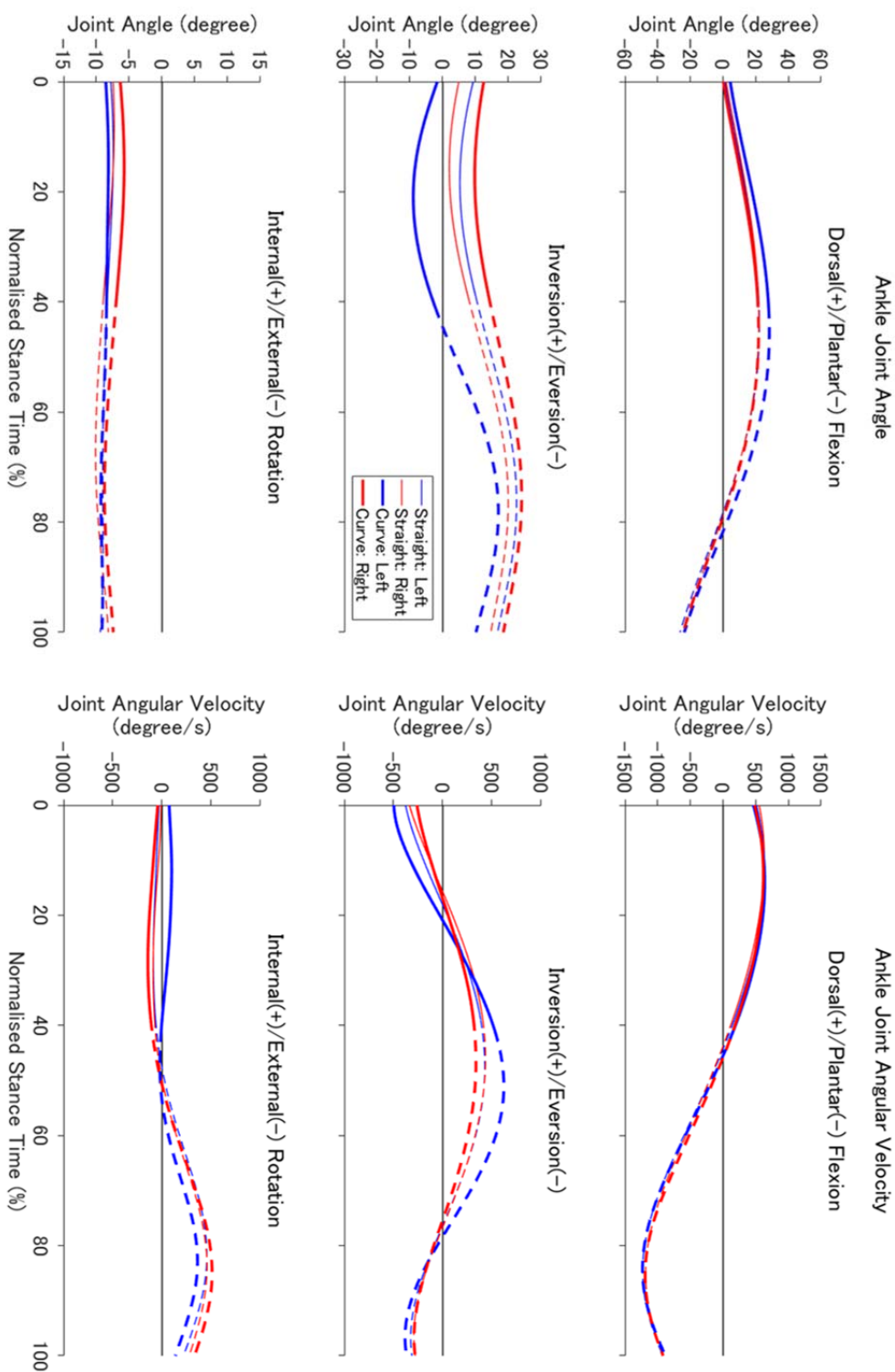


Fig.2-3: Angle (left side) and angular velocity (right side) change of ankle joint during stance. Blue and red lines indicate left and right foot stance, respectively. Thick and thin lines indicate curve and straight trial, respectively. Solid and break lines show eccentric and concentric phase, respectively.

Table 2-2: Peak joint angles.

	SL		SR		CL		CR		SL vs. CL	SR vs. CR	SL vs. SR	CL vs. CR
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	P value	P value	P value	P value
Hip												
Flexion	[deg] 49.74	6.45	48.48	6.78	47.07	4.85	44.50	5.19	0.16	0.06	0.05	<0.01
Extension	[deg] -6.24	7.98	-5.60	8.81	-9.95	6.40	-9.77	6.20	0.11	0.10	0.50	0.75
Adduction	[deg] 6.64	3.10	8.43	3.35	10.09	3.18	7.09	3.47	<0.01	0.07	0.14	0.02
Abduction	[deg] -7.20	2.94	-6.56	3.88	-5.05	3.38	-6.31	2.17	0.01	0.79	0.43	0.16
Internal rotation	[deg] 0.41	8.04	4.68	8.65	0.43	7.33	3.09	8.29	0.99	0.26	0.19	0.32
External rotation	[deg] -10.91	8.55	-8.26	7.70	-13.85	7.28	-7.64	7.31	0.19	0.64	0.39	0.03
Knee												
Maximal flexion	[deg] 48.05	4.39	46.66	3.92	47.40	3.57	48.63	4.87	0.51	0.13	0.22	0.18
Minimal flexion	[deg] 26.81	3.89	25.30	5.03	26.55	3.72	24.85	4.12	0.83	0.76	0.22	0.01
Maximal adduction	[deg] 12.46	4.66	15.39	7.53	10.69	7.24	16.83	6.05	0.40	0.47	0.20	<0.01
Minimal adduction	[deg] 5.11	4.09	8.97	7.82	3.45	6.11	9.81	6.28	0.34	0.66	0.07	<0.01
Maximal internal rotation	[deg] 11.56	10.62	12.89	9.75	14.65	9.63	9.54	8.62	0.32	0.12	0.63	0.07
Minimal internal rotation	[deg] 4.42	11.64	6.26	10.56	8.24	9.66	0.94	9.12	0.16	0.01	0.53	0.01
Ankle												
Dorsiflexion	[deg] 22.36	4.01	22.11	3.34	28.42	3.72	21.84	4.54	<0.01	0.79	0.80	<0.01
Plantarflexion	[deg] -26.30	5.04	-24.04	8.14	-23.70	5.11	-24.36	5.27	0.08	0.82	0.32	0.72
Inversion	[deg] 23.13	5.07	20.29	7.71	17.17	8.18	24.97	10.89	0.02	0.19	0.19	0.01
Eversion	[deg] 4.67	6.79	1.75	8.52	-9.34	11.17	9.07	10.50	<0.01	0.05	0.17	<0.01
Maximal external rotation	[deg] -6.03	6.61	-6.01	5.80	-6.69	7.34	-5.31	3.78	0.73	0.63	0.99	0.53
Minimal external rotation	[deg] -10.79	6.43	-11.39	6.16	-11.39	6.13	-9.41	4.51	0.70	0.20	0.79	0.28

Table 2-3: Peak joint angular velocities.

	SL		SR		CL		CR		SL vs. CL	SR vs. CR	SL vs. SR	CL vs. CR
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	P value	P value	P value	P value
Hip												
Maximal extension [deg/s]	-726.62	61.87	-708.40	53.39	-710.50	53.22	-712.72	46.31	0.09	0.03	0.55	0.22
Minimal extension [deg/s]	-267.57	49.25	-257.64	63.54	-245.19	57.20	-222.45	60.02	0.17	0.78	0.07	0.86
Adduction [deg/s]	96.66	51.95	100.37	45.72	138.71	64.55	90.25	50.43	0.01	0.45	0.84	0.02
Abduction [deg/s]	-330.87	86.36	-346.48	82.45	-348.92	85.14	-308.83	93.01	0.47	0.08	0.47	0.20
Internal rotation [deg/s]	282.15	151.98	222.56	90.29	304.09	86.99	179.86	91.62	0.45	0.07	0.11	<0.01
External rotation [deg/s]	-218.65	89.99	-280.49	76.94	-291.98	87.65	-225.09	58.77	0.03	0.02	0.01	0.02
Knee												
Flexion [deg/s]	420.25	73.99	434.90	95.27	428.58	83.22	415.71	101.54	0.62	0.45	0.64	0.66
Extension [deg/s]	-518.34	74.56	-509.74	60.05	-493.24	89.90	-548.04	67.90	0.08	0.06	0.59	0.02
Adduction [deg/s]	94.21	81.32	54.32	46.01	108.84	56.04	70.96	71.53	0.52	0.35	0.15	0.18
Abduction [deg/s]	-246.96	108.64	-230.02	72.75	-247.39	78.79	-230.91	82.52	0.99	0.97	0.58	0.64
Internal rotation [deg/s]	185.22	115.20	148.83	41.55	197.33	92.01	185.24	77.61	0.58	0.11	0.24	0.75
External rotation [deg/s]	-183.01	106.45	-161.79	83.99	-209.85	42.57	-172.30	71.83	0.39	0.65	0.25	0.07
Ankle												
Dorsiflexion [deg/s]	644.52	100.95	653.24	135.07	647.57	86.75	623.69	91.47	0.86	0.46	0.76	0.37
Plantarflexion [deg/s]	-1241.02	99.60	-1198.60	149.90	-1244.73	111.34	-1199.25	93.47	0.88	0.98	0.17	0.05
Inversion [deg/s]	432.35	155.30	445.72	99.88	631.33	127.50	381.64	64.71	<0.01	0.03	0.77	<0.01
Eversion [deg/s]	-425.33	120.12	-388.06	99.80	-546.82	121.91	-362.13	82.18	<0.01	0.31	0.30	<0.01
Internal rotation [deg/s]	470.48	147.08	463.41	116.08	384.07	141.15	528.21	225.67	0.10	0.30	0.86	0.01
External rotation [deg/s]	-109.11	55.61	-120.75	55.46	-58.63	49.22	-175.19	78.68	0.03	0.04	0.54	<0.01

2.4 考察

本章で示した関節角度変化パターンは、Alt et al. (2015) の示したものに似ていた。よって、本章で示された関節角度変化パターンの結果は妥当であると言える。各関節の屈曲-伸展（足関節では背-低屈）角度および関節角速度の変化パターンは、どの条件においても非常に似ていた（Fig.2-1, 2-2, 2-3）。内-外転および内-外旋などの角度および関節角速度について、変化パターンはそれぞれの条件で似ていたが、その変化曲線はどちらかの方向にシフトしていた。また、直走路と曲走路を比較した場合に右脚内で起こる変化よりも、左脚内で起こる変化の方が多かった（Table 2-2, 2-3）。これは、水平面内における支持脚の足部と身体重心の位置関係によるものと推測される。右足部は、どちらの走路においても、身体重心より走方向右側に位置するが、左足部は、直走路の場合は身体重心より走方向左側に、曲走路の場合は走方向右側へ位置する（東と矢内, 2012）。このため左脚では、直走路と比べ、股関節の内転、および足関節の外反角度が増加したと考えられる（Fig. 2-1, 2-3）。対して右脚の動作は、直走路疾走時と同様であった。このことから、曲走路疾走時に、左脚は曲走路の影響を受け、その動作を変えることで曲走路疾走に対応していると考えられる。このことから、左脚の動作には多様性があり、疾走技術を向上させる上で重要な脚となるかもしれない。

走方向右側へ脚を動かすことを考えると、左脚は股関節内転、右脚は外転動作が主な運動と考えられる。曲走路疾走時に、左股関節は支持期前半に内転角速度のピークが見られるが（Fig.2-1）、身体重心が加速するのは主に支持期後半であるから、左足支持中の身体重心求心方向の運動は、股関節内転動作ではなく、別の動作によって生じている可能性がある。一方、右股関節は、支持期70%付近で外転角速度のピークが見られたことから（Fig.2-3）、右股関節の外転動作は、身体重心の求心方向への運動に貢献していると考えられる。しかし、外転角速度はあまり大きくないため、右足支持期においても、求心方向への運動を生じさせる別の動作が存在すると考えられる。

曲走路疾走時に、左右膝関節内-外旋角度は、直走路と比べ変化していたが、これが曲線

路走行中に脛骨長軸まわりのモーメント (Kawamoto et al., 2002) を生じさせている理由であると推測される。Alt et al. (2015) も、このような膝関節内旋角度の変化を報告しているが、膝関節内-外旋角度については、標準偏差も大きいため (Table 2-2), 今後の研究によって追調査される必要があるだろう。

2.5 まとめ

本章では、曲走路疾走時の関節角速度を含む左右支持脚の3次元関節キネマティクスを算出し、それらの変化パターンを明らかにした。曲走路疾走時の左支持脚の動作は、水平面内における接地足と身体重心の位置関係が直走路のそれと大きく異なるため、直走路疾走時の動作からの変化が大きかった。一方、右支持脚の動作は、直走路疾走時と非常に似ていた。このことから、曲走路疾走では、右脚は直走路と同様に使い、左脚の動作を変えることで曲走路疾走に対応していることが明らかとなった。また、曲走路疾走の技術を考えてみると、左脚の動作を改善することで、より良い疾走技術を身につけることができるかもしれない。

第3章

運動学的データを用いた力積算出の実用性に関する研究

3.1 緒言

研究を進める上で、次章以降、運動学的データから力積を算出する必要が生じた。通常、バイオメカニクス的研究では、運動量 (Momentum) はビデオベースの計測法によって取得された運動学的データから、力積 (Impulse) はフォースプレートで計測された地面反力データからそれぞれ算出される。支持中の身体重心の運動量変化量 (Magnitude of momentum change: Δ Momentum) と支持中に作用する力積は力学的に等価であるが、計測されたデータに含まれるノイズの影響で算出される数値は誤差を含み、両者の数値が完全に一致するとは考えられない。運動学的データから身体に作用した力を推定することを可能にする運動量-力積関係は、キネマティクスとキネティクスを繋ぐ重要な力学法則である。しかし、これまでに、その誤差を定量化し、運動学的データから算出された力積の実用性に関して検討されたことはない。そこで本章では、運動量-力積関係を利用して運動学的データから算出された力積 (運動量変化量) が、地面反力データから求めた力積 (力積) に対して、どの程度の誤差を含んでいるか定量化し、この方法が実用的に使用できるか確認することとした。

3.2 方法

3.2.1 被験者

成人男性 6 名が、被験者として研究に参加した (年齢: 22.7 ± 2.7 歳, 身長: 1.77 ± 0.07 m, 体重: 69.50 ± 13.16 kg)。事前に、参加者には研究の趣旨および内容を説明し、全員から実験参加の同意を得た。なお本研究は中京大学大学院体育学研究科倫理委員会の承認を得て実施した (2011 年 1 月 28 日付受理)。

3.2.2 データ収集

被験者は、ショートタイツと参加者自身のランニングシューズを着用し、上半身裸で実験を行った。被験者の身体特徴点およびシューズ上の計 41 点の反射マーカ（直径 14mm）を貼付した。その貼付位置は第 2 章と同様である。

十分なウォーミングアップ後、参加者に、直線ジョギング (Jogging)、オープンステップによる 90°方向転換走 (Cutting)、助走付き片足ジャンプ (Running Jump)、半径 5m の曲線ジョギング (Curved jogging) の 4 種類の動作を、ランダムな順序で行わせた。方向転換走は左右方向、助走付き片足ジャンプは垂直方向へ運動の方向が大きく変化するため、各成分の運動量変化を調べるのに適した動作である。また曲線ジョギングは、直線ジョギングに比べ左右方向へも運動が行われるため採用した。曲線ジョギングの半径は、半径 5m の曲走路走行時の下肢筋活動が、直走路走行時とは異なっていたという報告 (Smith et al., 1997) を参考に決定した。試技時の速度は設定せず、各被験者の任意とした。各動作の試技前には、フォースプレート中央付近に右足で接地できるようにスタート位置と速度を調整させた。助走付きジャンプについては、参加者各自の利き足で接地し、できるだけ高く跳躍するように指示した。各動作で、成功試技が 5 回ずつ得られるまで試技を繰り返した。成功試技の条件は、不自然な歩幅の調整がなくフォースプレート中央に接地できていることとした。試技間には十分な休息を取った。その際の、各マーカの 3 次元位置座標は、専用カメラ 10 台と接続したモーションキャプチャーシステム (Vicon-MX13, Oxford Metrics, Oxford, UK) を用いて、250Hz で記録された。また 2 台のフォースプレート (Type9281, Kistler, Winterthur, Switzerland) を、モーションキャプチャーシステムと同期し、地面反力を測定した (1000Hz)。

3.2.3 データ処理と分析

以後のデータ処理および分析は、MATLAB ソフトウェア (R2010a, MathWorks, Natick, MA) 上で行われた。マーカの 3 次元位置座標データと地面反力データは、位相ずれなし

の4次バターワース型ローパスフィルターで平滑化処理を行った。その際の最適遮断周波数は、残差分析を用いて推定され (Winter, 1990), 座標データが5–31Hz, 地面反力データが33–127 Hzであった。また位置座標データは、地面反力データと同じサンプリング周波数にするため、3次スプライン関数を用いて補間し、1000Hzの新たなデータセットに置き換えられた。身体重心の算出には阿江 et al. (1992) の身体部分係数を用いた。その際、足部質量に一般的なスパイクシューズの重量200gを加えた (Hunter et al., 2004b)。本章では、様々な方向へ運動を変える動作を対象としているため、接地と離地を判断に合成地面反力値を採用し、合成地面反力値が30Nを超えた時点を接地、30Nを下回った時点を離地と定義した。

身体重心速度に被験者の体重を乗じることで身体重心の運動量を求め、その支持中の変化量を算出した。また、支持中の地面反力の力積を求めた。なお、力積算出時、垂直方向の地面反力から mg (質量×重力加速度) を減じた。解析における絶対座標系 (O–XYZ) は、直線ジョギングの走方向をY軸の正方向、走方向に対して右手方向をX軸の正方向、垂直上向きをZ軸の正方向とした (Fig.3-1)。

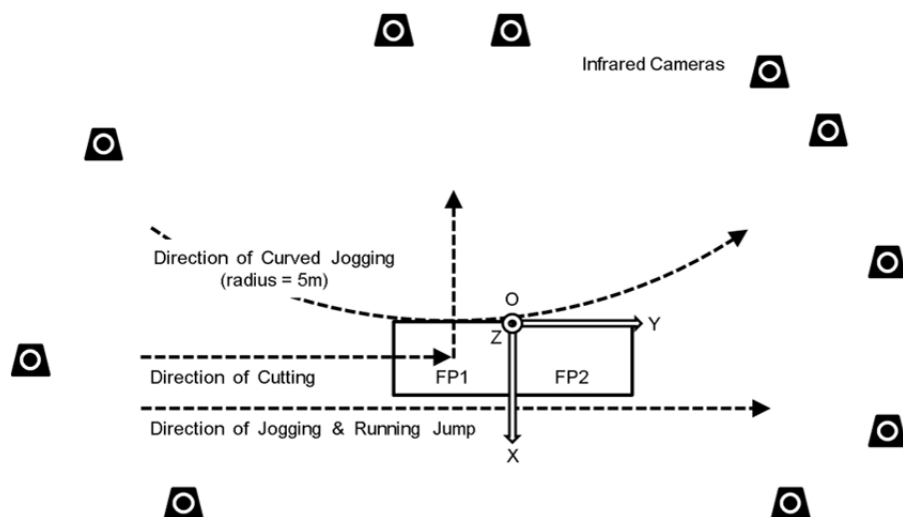


Fig.3-1: A scheme of experimental set-up, movement direction and global coordinate system (O–XYZ). FP1 and FP2 mean forceplate 1 and 2, respectively.

3.2.4 統計処理

横軸に力積，縦軸に運動量変化量を取った散布図に，正比例直線を描き，分布の回帰直線と比較した．また力積と運動量変化量とのピアソンの積率相関係数を算出し，有意性の検定を行った．有意水準は，1%に設定した．

3.3 結果

力積と運動量変化量の平均値および標準偏差は，非常に似た値を示すが，運動量変化量は，力積よりもやや大きな値を示す傾向が見られた (Table 3-1)．力積と運動量変化量の間には，助走付きジャンプの左右方向成分を除き (0.83)，0.95 以上の高い相関関係が見られた (Fig. 3-2)．垂直成分において，回帰直線の傾きは，正比例直線の傾きよりも大きかった (Fig. 3-2)．

Table 3-1: Means and standard deviations of impulse and magnitude of momentum change from touchdown to takeoff for each movement.

		Medio-Lateral		Anterior-Posterior		Vertical	
		Imp.	Δ Mom.	Imp.	Δ Mom.	Imp.	Δ Mom.
		(N·s)	(kg·m/s)	(N·s)	(kg·m/s)	(N·s)	(kg·m/s)
Jogging	Mean	-6.89	-7.42	6.59	8.79	90.28	97.84
	S.D.	5.15	5.17	6.51	6.63	20.86	23.88
Cutting	Mean	-96.11	-97.73	-95.30	-91.55	100.19	106.00
	S.D.	25.83	22.96	27.19	27.06	31.31	34.47
Running Jump	Mean	-0.61	-0.90	-67.41	-64.40	199.12	209.51
	S.D.	5.25	7.31	19.72	18.92	33.81	38.58
Curved Running	Mean	-31.60	-33.24	11.90	14.13	89.58	96.70
	S.D.	9.54	8.60	7.90	7.70	17.53	19.92

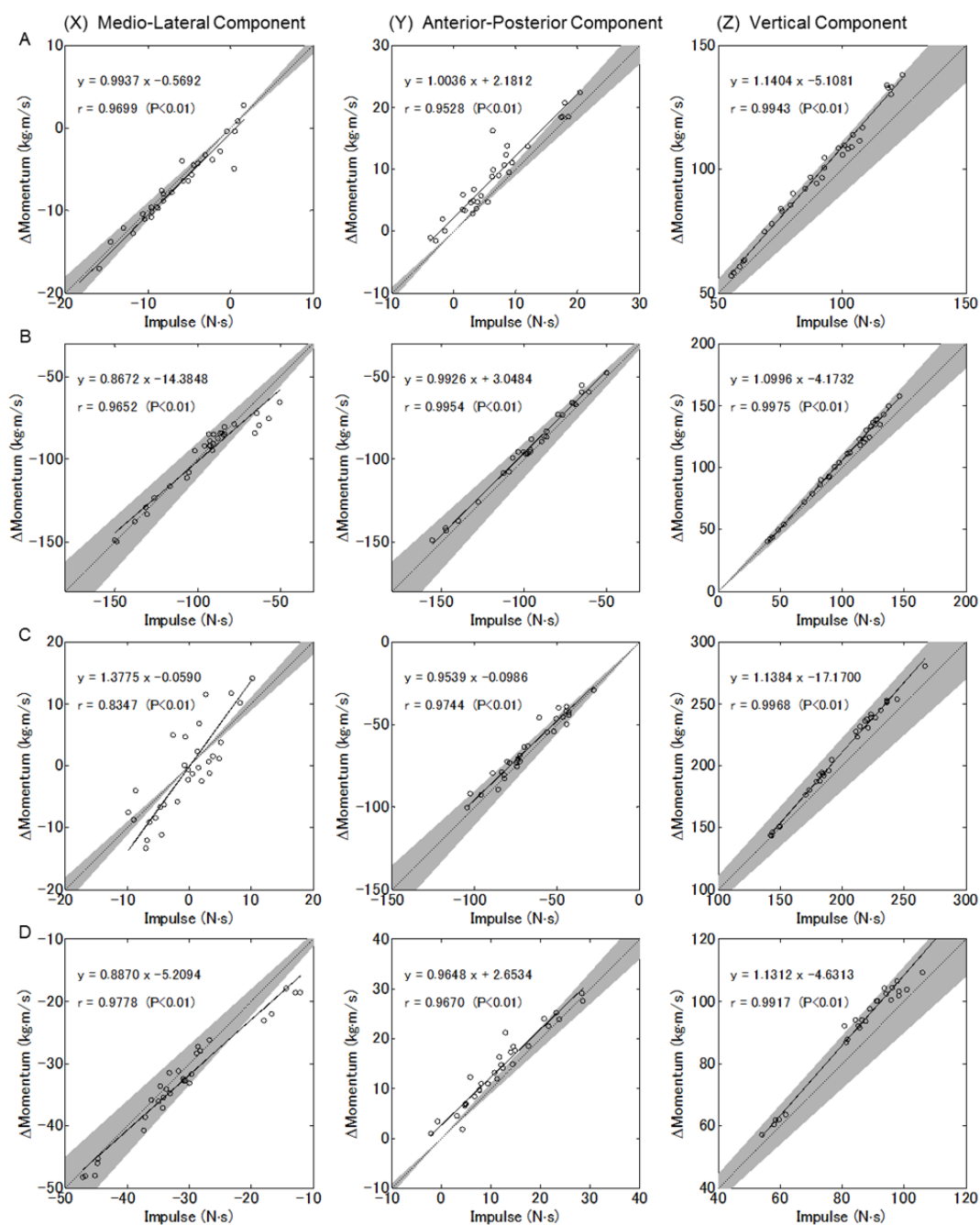


Fig.3-2: Scatter plot and regression line of impulse and magnitude of momentum change. Solid and dotted lines respectively indicate regression line and direct proportion line. Gray area shows the $\pm 10\%$ relative error. A, B, C, and D indicate jogging, cutting, running jump, and curved jogging, respectively.

3.4 考察

通常, 2 測定値間の比較には, **Bland and Altman plot** が用いられる (Altman and Bland, 1983; Bland and Altman, 1986). これは, 横軸に 2 測定値の平均値, 縦軸に 2 測定値の差を取った散布図の一種であり, そのデータ点の分布から誤差の種類を, 偶然誤差, 固定誤差, 比例誤差に分類することができる. ある真値を推定する 2 種類の測定方法の比較では非常に有効な方法である. しかしバイオメカニクス研究では, フォースプレートによって計測された地面反力データは, 他に代えようがないほど信頼性, 妥当性の高いデータだと考えられているため, 本章では, 地面反力から算出された力積を真値であると仮定した. 一方, モーションキャプチャーシステムで計測されたマーカーの位置座標データには, スキンムーブメントなどによるノイズが含まれている可能性が高い. 平滑化処理を行ったとしてもノイズを完全に除去することは難しく, その後の数値計算でノイズが増幅されてしまう. これらのことから, 運動量変化量を真値として扱うことは難しい. よって, 力積と運動量変化量の平均値を取ることは, 真値を歪めてしまう可能性がある. よって本章では, **Bland and Altman plot** を使用せずに, 力積と運動量変化量との相関係数, 回帰直線と正比例直線の関係から誤差を検討した.

地面反力データから算出した力積と, 位置座標データから算出した運動量変化量は, 完全に一致することはなかったが, 高い相関関係があり (Fig.3-2), それぞれの平均値および標準偏差は似た値を示していた (Table 3-1). また力積-運動量変化量の散布図上で, 助走付きジャンプの左右成分などの一部を除き, データ点は正比例直線から概ね $\pm 10\%$ の範囲内に散布していた (Fig. 3-2). これらが完全に一致しなかった理由として, スキンムーブメント, 身体部分係数による誤差が含まれると考えられる. しかし, 高い相関係数と, 相対誤差が概ね $\pm 10\%$ 以内であることから, 運動量変化量は力積の代わりに使用可能であると言える. ただし, 助走付き片足ジャンプの左右方向のように相関係数が 0.85 と他よりも低く, データ点の分布もほぼ $\pm 10\%$ の範囲外であるものも見られた. しかし, そのような場合でも, 絶対値では $\pm 10\text{kg}\cdot\text{m/s}$ 程度に収まっていた. これは, 助走付きジャンプ試技では, 左右方向

の運動がほとんど行われないこと、被験者にできるだけ高く跳躍するように指示したため、地面反力が他の動作よりも大きく、接地時の衝撃によってマーカの位置座標データに高周波数のノイズが含まれてしまったためだと予測される。運動量変化量から力積を算出する場合、その動作が行われる動作平面を確認することが必要であると言える。

3.5 まとめ

本章では、運動量-力積関係を利用して運動学的データから算出された力積が、地面反力データから求めた力積に対して、どの程度の誤差を含んでいるか定量化し、実用性を検証した。その結果、相対誤差が概ね $\pm 10\%$ 程度であった。また、その範囲を外れたとしても絶対値では $\pm 10\text{kg}\cdot\text{m/s}$ の範囲に収まっていること、お互いが高い相関係数を示すことから、この方法はバイオメカニクス的研究において実用的に使用できることを確認した。これは、次章以降に、運動学的データから算出された力積の信頼性を保証するものである。

第4章

曲走路疾走における左右ステップキネマティクスの特徴

4.1 緒言

第3章では、曲走路疾走時の3次元下肢関節キネマティクスを算出し、その非対称性を示した。本章では、疾走動作に関するキネマティクス研究において重要であるステップキネマティクスについて検討する。走路疾走速度は直走路よりも低下するが、最大疾走速度を高めることは曲走路疾走を含む短距離種目にとって必須である。疾走速度を高めるためには、ステップ長 (Step length) とステップ頻度 (Step frequency) のどちらか一方、または両方を向上させる必要があるが、曲走路疾走時の右ステップ長は左より短く、左ステップ頻度は右より低い (Churchill et al., 2015b) といったように、ステップキネマティクスには左右で異なる特徴がある。直走路疾走を対象にした研究からは、ステップ長やステップ頻度を生み出す要因は多岐に渡ることが報告されている (Hay et al., 1988; Hunter et al., 2004a)。よって、曲走路疾走時のステップ長やステップ頻度などのステップキネマティクスの特徴を理解することは、曲走路疾走速度を高める上で重要であると考えられる。しかし、これまでに、曲走路疾走時の左右ステップキネマティクスの特徴の詳細は明らかになっていない。そこで、本章では、曲走路疾走時の左右それぞれのステップ長やステップ頻度とそれをもたらす要因を系統的に示すことで左右ステップキネマティクスの非対称性を明らかにし、それどのような力学的な要因によって生じているか検討する。

4.2 方法

4.2.1 被験者

計18名 (男子10名、女性8名) の陸上競技短距離選手および混成競技選手が、被験者として研究に参加した (Table 4-1)。事前に研究の内容と目的を説明し、全員から実験参加の同意を得た。なお本章の研究は、中京大学大学院体育学研究科倫理委員会の承認を得た。

(No.2011-020).

Table 4-1: Physical characteristics of subjects.

	Male (n = 10)		Female (n = 8)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
Height (m)	1.74	0.05	1.65	0.06
BM (kg)	67.0	6.2	56.1	2.6
Age (years)	20.8	2.0	19.3	0.5
30 m Time (s)	3.23	0.13	3.62	0.16

4.2.2 データ収集

実験は、公認屋外陸上競技場の曲走路 (Double bends track, 第4レーン: 平均半径 41.85m) で行われた。被験者は、普段各自が行っているウォーミングアップを実施後、メッシュの水泳帽、Lycra製のシャツおよびハーフタイツに着替え、被験者自身のスパイクシューズを着用した。その後、被験者の身体特徴点およびスパイクシューズ上に、計41点の反射マーカ（直径 14mm）を貼付した。その貼付位置は第2章と同様である。なお、試技の撮影に用いた機材の一部が太陽光下での屋外計測に対応していなかったため、試技の撮影は日没後に行った。

被験者に、スタンディングスタートからの 60m 走を最大努力で3回ずつ行わせた。試技間の休息は、十分に取った。後半 30m のタイムを光電管システム (PhotoGate, BROWER Timing Systems Inc, Draper, USA) を用いて記録し、最も記録の良い試技を、以後の分析に用いた。なお、全被験者の 30m タイムの平均は $3.41 \pm 0.24s$ であった。被験者に貼付した反射マーカ（の3次元座標データは、19-20台の専用カメラに接続したモーションキャプチャーシステム (10 Vicon-MX13 and 9-10 Vicon-MX-T20, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) を用いて 250Hz で取得した。このシステムは、スタートから 40-55 m 地点の疾走動作を記

録出来るように配置された。

4.2.3 データ処理

以後のデータ処理および分析には、MATLAB ソフトウェアが用いられた (R2010a, The MathWorks Inc, Natick, MA)。得られた3次元座標データは、singular spectrum analysis 法 (Alonso et al., 2005) を用いて平滑化された。その際の window length は分析対象のフレーム数の $1/10$ 、またデータの再構築には最初の3要素を用いた。これは、遮断周波数を 13Hz に設定し位相ずれなしの4次バターワース型ローパスフィルターで平滑化処理を行った場合と同等な平滑化処理であることを確認している (Ishimura and Sakurai, 2012)。

記録されたデータから、各被験者の連続した4ステップ分を抜き出し、以後の解析に用いた。なお、ステップは、接地から続く反対足の接地までと定義した。また、接地と離地は O'Connor et al. (2007) の方法で判定した。

身体重心の算出には、阿江ら (1992) の身体部分係数を用いた。その際、足部質量に一般的なスパイクシューズの質量 200g を加えた (Hunter et al., 2004b)。

直走路疾走の研究では、走方向が走路に沿っているため、絶対座標系は走路を基準に設定される。しかし、曲走路疾走では走方向を走路に沿って常に変える必要があり、直走路疾走と同様に設定することができない。そこで本研究では、走路上に任意に設定された絶対座標系を垂直軸まわりに回転させ、走方向軸が離地時の身体重心水平速度ベクトルの向きと一致するように回転させ、回転された座標系を基準座標系 (Reference coordinate system, O-XYZ) として解析に用いた (Fig.4-1)。回転された基準座標系は、使用した離地を含むステップに適用した。また、この時のステップ毎の基準座標系の回転角度を、支持局面中の走方向変化角度とした。

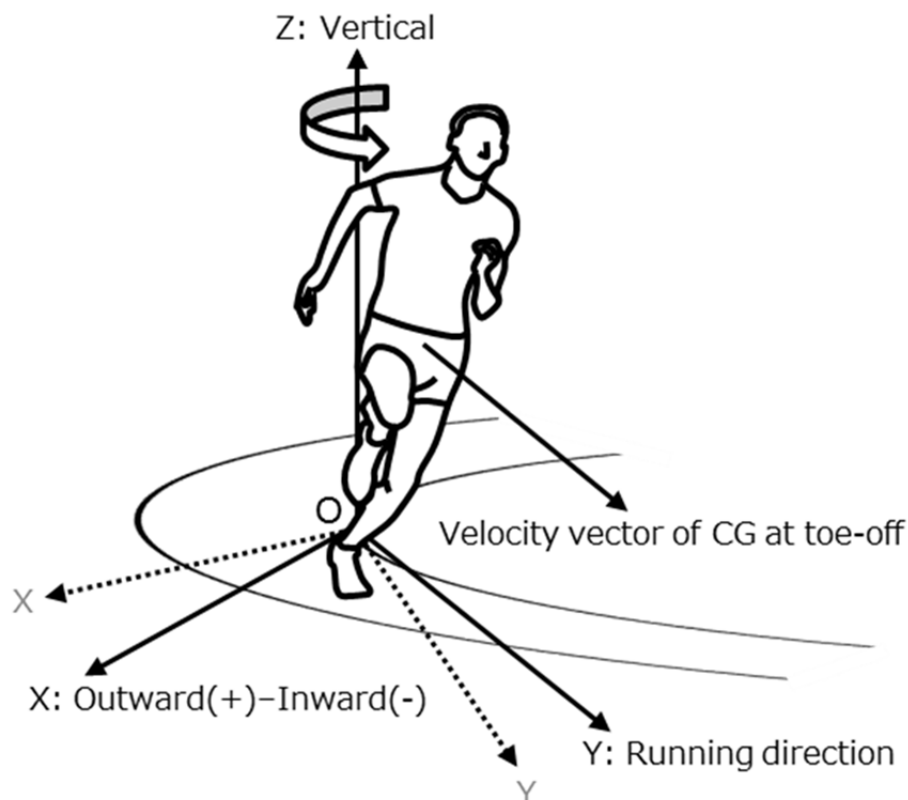


Fig.4-1: Definition of reference coordinate system (RCS). The X-, Y-, and Z-axes of the rotated RCS represent direction of the radius of the curvature of the track (outward: +, inward -), direction tangential to the radius of curvature of the track (anterior: +, posterior: -), and vertical direction (upward: +, downward: -), respectively.

4.2.4 データ分析

曲走路疾走時のステップ長とステップ頻度とそれをもたらす要因の関係を示すため、先行研究で示された決定要因モデルに (Hay et al., 1988; Hunter et al., 2004a), 左右成分の要素を加えた (Fig.4-2). そして、そのモデルに従って変数を算出した.

平均速度 (SP_{Ave}) は、ステップ中の疾走速度を示し、ステップ長 (SL) とステップ頻度 (SF) の積から求めた.

$$SP_{Ave} = SF \times SL \quad (4-1)$$

ステップ頻度は、1秒間のステップ数を示し、ステップ時間 (Step Time: T_{STEP}) の逆数と

して算出した。ステップ時間は、1ステップに要する時間を示し、支持時間 (Stance time: T_S) と滞空時間 (Flight time: T_F) の和として求めた。支持時間と滞空時間は、それぞれ支持期および滞空期に要する時間であり、本章では、それぞれの局面に要したフレーム数を数えることによって算出した。

$$SF = T_{Step}^{-1} = (T_S + T_F)^{-1} \quad (4-2)$$

ステップ長は、1ステップ中に身体重心が基準座標系の Y 軸方向に移動した距離で、支持距離 (Stance distance: D_S) と滞空距離 (Flight distance: D_F) の和と一致する。

$$SL = D_S + D_F \quad (4-3)$$

支持距離は、支持期に身体重心が基準座標系の Y 軸方向へ移動した距離で、接地距離 (Touchdown distance: D_{TD})、足部移動距離 (Foot movement distance: D_{FM})、離地距離 (Takeoff distance: D_{TO}) の和と一致する。接地距離および離地距離は、それぞれ接地時および離地時のつま先マーカと身体重心の間の基準座標系の Y 軸方向における距離である。足部移動距離は、支持期中に、支持足のつま先マーカが基準座標系の Y 軸方向に移動した距離である。

$$D_S = D_{TD} + D_{FM} + D_{TO} \quad (4-4)$$

滞空距離は、滞空期に身体重心が基準座標系の Y 軸方向へ移動した距離である。滞空距離または滞空時間と、その決定要因 [離地速度 (Takeoff speed: SP_{TO})、離地角度 (Takeoff angle: θ_{TO})、相対身体重心高 (Relative height: H_R)] 間の数学的關係は、投射方程式で表すことができる (Hunter et al., 2004a)。離地速度および離地角度は、離地時の身体重心水平速度 (HV_{TO}) と垂直速度 (VV_{TO}) から算出された。

$$SP_{TO} = \sqrt{HV_{TO}^2 + VV_{TO}^2} \quad (4-5)$$

$$\theta_{TO} = \tan^{-1}(VV_{TO} \times HV_{TO}^{-1}) \quad (4-6)$$

相対身体重心高は、離地時 (Height of CG at takeoff: H_{TO}) と続いて起こる接地時の身体重心高 (Height of CG at touchdown: H_{TD}) の間の差分を示す。

$$H_R = H_{TD} - H_{TO} \quad (4-7)$$

離地速度 (Velocity at takeoff: V_{TO}) と接地速度 (Velocity at touchdown: V_{TD}) は、それぞれ離地時と接地時の身体重心速度である。なお、これ以後の変数には水平成分 (Horizontal) と垂直成分 (Vertical) が含まれる。また水平成分は、左右方向成分 (Outward-inward) と前後方向成分 (Anterior-posterior) に分けることができる。しかし座標系の定義により、離地時の水平速度左右方向成分は 0 となる。速度変化 (Change in velocity: V_{CH}) は、支持中の身体重心速度の変化量を示し、以下の式から算出した。

$$V_{CH} = V_{TO} - V_{TD} \quad (4-8)$$

地面反力による力積 (Ground reaction impulse: GRI) は、力積-運動量関係を用いて運動学的データから算出した。

$$GRI = V_{CH} \times BM \quad (4-9)$$

ここで BM は身体質量を表している。

支持中に走者に作用する平均地面反力 (Average force: F) は、力積を支持時間で除すことで算出した。

$$F = GRI \times T_S^{-1} \quad (4-10)$$

4.2.5 統計分析

算出されたデータは、左右それぞれ 2 ステップ分で平均し、その値を左右それぞれの代表値として使用した。左脚および右脚の変数の比較には、対応のある t 検定を用いた (SPSS 17.0, IBM, Chicago, IL)。また効果量 (Cohen's d) を記載した。また変数間の関係を調べるために、ピアソンの積率相関係数 (r) を求めた。有意水準は全て 5%以下とした。

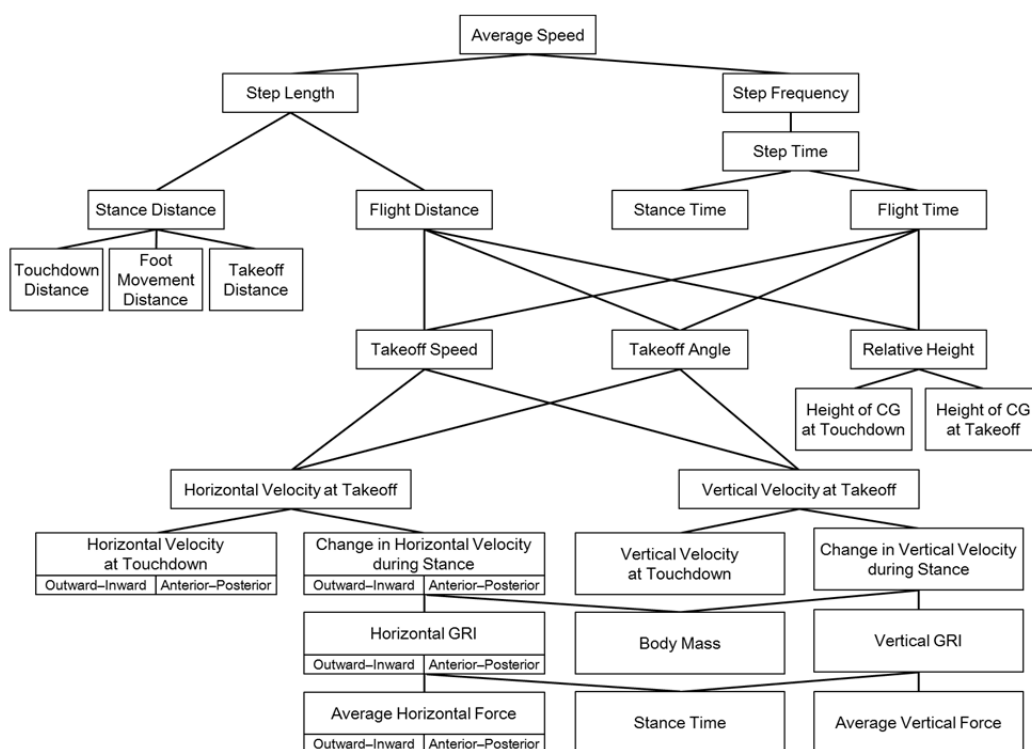


Fig.4-2: Deterministic model of curved sprinting speed. The average speed was the top of this model. The average force was chosen as the bottom level of the model to indicate the effect of the centripetal force on the running speed. The air resistance was ignored.

4.3 結果

平均速度に左右差は見られなかったが、左ステップ長は右に比べ長く、右ステップ頻度は左に比べ高かった (Table 4-2). 左ステップの支持距離および滞空距離は、右に比べ、有意に長い値を示した (Table 4-2). しかし、ステップ長に対する支持距離および滞空距離の割合は左右脚で同程度であった (支持距離: 左 $49.14 \pm 2.48\%$, 右 $49.12 \pm 2.35\%$; 滞空距離: 左 $50.86 \pm 2.48\%$, 右 $50.88 \pm 2.48\%$). 同様に、左ステップのステップ時間、支持時間、滞空時間は、右ステップより有意に長かった (Table 4-2). しかし、ステップ時間に対する支持時間および滞空時間の割合は、左右脚で同程度であった (支持時間: 左 $49.29 \pm 2.44\%$, 右 $49.30 \pm 2.39\%$; 滞空時間: 左 $50.71 \pm 2.44\%$, 右 $50.70 \pm 2.39\%$).

左ステップの接地距離および足部移動距離は右より長いが、離地距離は左右で同程度であった (Table 4-2). 支持距離に対するそれぞれの割合は、接地距離および足部移動距離では左ステップの方が多く (接地距離: 左 $36.78 \pm 1.80\%$, 右 $33.80 \pm 1.60\%$, $P < .001$, $d = 1.75$; 足部移動距離: 左 $2.67 \pm 1.32\%$, 右 $2.19 \pm 1.01\%$, $P < .001$, $d = .42$), 離地距離では右ステップの方が多かった (離地距離: 左 $60.55 \pm 2.26\%$, 右 $64.02 \pm 1.84\%$, $P < .001$, $d = 1.69$).

左ステップの滞空距離と滞空時間は、右ステップよりも長く、それらの決定要因である離地スピードは左右で同程度、離地角度と相対重心高は左ステップの方が大きかった (Table 5-2). 離地角度の決定要因である離地時の水平速度は左右で差がなく、垂直速度は右に比べ左の方が大きかった (Table 4-2). また支持中の速度変化量、力積、平均力の垂直方向成分には、統計学的な有意差が見られなかった (Table 4-2). これは接地時の垂直速度の差が、離地時の垂直速度の差となって表れていたことを表す. 接地時の水平速度左右成分は右足接地時の方が大きい、前後成分はわずかに左足接地時の方が大きかった (Table 4-2). 水平速度変化、水平力積、平均力の絶対値は、右ステップの方が大きかった (Table 4-2).

支持中の走方向変化角度は、右足支持中の方が大きかった (左 $2.32 \pm 0.53^\circ$, 右 $3.11 \pm 0.71^\circ$, $P < 0.001$, $d = 1.28$). また走方向変化角度と求心力の間には、両脚とも有意な相関関係があった (左: $r = 0.74$, 右: $r = 0.78$).

Table 4-2: Statistical comparison of average speed and its determinants in each leg.

	Inside (left) Mean ± SD	Outside (right) Mean ± SD	Difference (left-right) Mean ± SD	P value in the Paired T-test	Effect Size d
Average speed (m/s)	8.83 ± 0.64	8.84 ± 0.63	-0.01 ± 0.02	.198	0.01
Step length (m)	2.01 ± 0.13	1.88 ± 0.11	0.14 ± 0.10	<.001	1.10
Step frequency (Hz)	4.39 ± 0.19	4.71 ± 0.18	-0.32 ± 0.23	<.001	1.71
Stance distance (m)	0.99 ± 0.07	0.92 ± 0.05	0.07 ± 0.03	<.001	1.06
Flight distance (m)	1.03 ± 0.09	0.96 ± 0.09	0.07 ± 0.09	<.001	0.76
Step time (s)	0.228 ± 0.010	0.213 ± 0.008	0.016 ± 0.011	<.001	1.70
Stance time (s)	0.113 ± 0.007	0.105 ± 0.005	0.008 ± 0.003	<.001	1.27
Flight time (s)	0.116 ± 0.008	0.108 ± 0.008	0.008 ± 0.010	<.001	1.00
Touchdown distance (m)	0.36 ± 0.03	0.31 ± 0.02	0.05 ± 0.03	<.001	1.91
Foot movement distance (m)	0.03 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.01 ± 0.01	<.001	0.52
Takeoff distance (m)	-0.60 ± 0.04	-0.59 ± 0.04	-0.01 ± 0.02	.061	0.21
Takeoff speed (m/s)	8.94 ± 0.64	8.94 ± 0.63	0.00 ± 0.04	.737	0.01
Takeoff angle (degree)	4.02 ± 0.47	3.46 ± 0.66	0.56 ± 0.53	<.001	0.96
Relative height (m)	0.025 ± 0.005	0.021 ± 0.006	0.004 ± 0.008	.046	0.76
CG height at takeoff (m)	0.951 ± 0.042	0.946 ± 0.041	0.005 ± 0.007	.009	0.12
CG height at touchdown (m)	0.926 ± 0.043	0.926 ± 0.042	0.001 ± 0.006	.568	0.02
Horizontal velocity at takeoff (m/s)	8.92 ± 0.64	8.93 ± 0.64	-0.01 ± 0.04	.396	0.01
Vertical velocity at takeoff (m/s)	0.62 ± 0.06	0.54 ± 0.08	0.09 ± 0.09	<.001	1.22
Horizontal velocity at touchdown _x (m/s)	0.36 ± 0.09	0.48 ± 0.13	-0.12 ± 0.15	.003	1.16
Horizontal velocity at touchdown _y (m/s)	8.86 ± 0.65	8.83 ± 0.64	0.03 ± 0.05	.009	0.05
Vertical velocity at touchdown (m/s)	-0.63 ± 0.09	-0.69 ± 0.06	0.06 ± 0.10	.020	0.82
Chang in horizontal velocity _x (m/s)	-0.36 ± 0.09	-0.48 ± 0.13	0.12 ± 0.15	.003	1.16
Chang in horizontal velocity _y (m/s)	0.06 ± 0.04	0.10 ± 0.07	-0.04 ± 0.06	.010	0.72
Chang in vertical velocity (m/s)	1.25 ± 0.13	1.23 ± 0.11	0.03 ± 0.16	.482	0.22
Horizontal GRI _x (kg·m/s)	-22.24 ± 6.04	-30.26 ± 9.40	8.02 ± 10.06	.004	1.01
Horizontal GRI _y (kg·m/s)	3.39 ± 2.66	6.15 ± 4.58	-2.76 ± 4.01	.010	0.74
Vertical GRI (kg·m/s)	77.60 ± 9.11	76.19 ± 10.43	1.41 ± 9.80	.551	0.14
Inward force (N)	199.58 ± 60.18	289.92 ± 91.94	-90.34 ± 94.61	.001	1.16
Anterior force (N)	30.76 ± 24.29	58.93 ± 43.96	-28.16 ± 38.16	.006	0.79
Vertical force (N)	693.10 ± 99.32	728.30 ± 105.56	-35.20 ± 95.98	.138	0.34

CG: Center of gravity
GRI: Ground reaction impulse

4.4 考察

ステップ中の平均速度は左右で同程度であったが、その決定要因であるステップ長およびステップ頻度は左右で異なっていた。左ステップでは、右に比べ、ステップ長が長く、ステップ頻度が低かった。右ステップでは、左に比べ、ステップ長が短く、ステップ頻度が高かった。この結果は、先行研究の結果と一致する (Churchill et al., 2015b)。

一方 Stoner and Ben-Sira (1978) は、左ステップ中の平均速度は、右よりも遅いと報告している (左 $7.84 \pm 0.35 \text{m/s}$, 右 $8.16 \pm 0.27 \text{m/s}$)。本章では、この先行研究と同様に、ステップ中の平均速度をステップ長とステップ頻度の積として求めているが、異なる結果となった。この相違の要因として、以下の2つが挙げられる。まず、対象とした疾走局面が異なっていることである。本章では、最大速度局面を対象としたのに対し、Stoner and Ben-Sira は加速局面を対象とした。加速局面では、1ステップ毎に速度が増加しているため、分析用いたステップによって速度が異なっていたという可能性がある。次に、ステップ長の定義が異なっていることである。本章では、ステップ中の身体重心の移動距離としてステップ長を算出したのに対し、Stoner and Ben-Sira は、接地時のつま先と続く反対足の接地時のつま先間の距離としてステップ長を算出した。しかし、その定義を用いると反対ステップの接地距離を含むこととなり、左右差を考える上では適切とは言えない。本章のデータに Stoner and Ben-Sira の定義を用いると、ステップ長に左右差がなくなり (左 1.96m , 右 1.93m)、左ステップ中の平均速度が低くなることが確認された (左 8.61m/s , 右 9.09m/s)。直走路疾走では左右ステップの対称性を前提としているため、Stoner and Ben-Sira の定義で問題ないが、曲走路疾走時の左右差について検証する場合には、本章の定義を用いることが適切であろう。

左ステップの支持距離と滞空距離は右よりも長く、また、左ステップの支持距離の長さは、足部移動距離と接地距離が右より長いことで生じていた。ここでは、接地距離の左右差が生じる要因について検討する。左に比べ右足離地時の垂直速度は低く、それに続く右滞空時間が短い。滞空期において脚全体を引き戻す速度が左右で同じであると仮定すると、右ステップの短い滞空時間では、左足部を身体重心の近くまで引き戻すことができずに、

左ステップの接地距離が長くなったと考えることができる。よって、接地距離の左右差は、垂直速度の左右差に起因して生じる可能性があることがわかった。また、一般に、長い接地距離は疾走速度を減速させる要因になる。実際に、曲走路疾走時に身体後方へ作用する力積(ブレーキに作用する)は左足支持局面での方が大きいことが報告されている(Churchill et al., 2015b)。このことから、左ステップの長い接地距離は、右足支持期よりも大きなブレーキを生じさせていると推測される。

滞空距離の左右差も、垂直速度の差に起因することが推測される。左ステップの長い滞空距離は、大きい離地角度および高い相対重心高により生じているが、相対重心高の違いは0.004mと小さいため、離地角度の大きさが滞空距離に強く影響すると考えられる。その離地角度は、離地時の水平速度と垂直速度で決まるが、水平速度に左右差はないことから、垂直速度が高いことにより、大きな離地角度が生じる。また、支持中の垂直速度の変化量、垂直方向に作用する力積および平均力には統計学的な有意差がなく、接地時の垂直速度の差が、そのまま離地時の垂直速度の差となっていた。曲走路疾走時の地面反力を計測した研究(Churchill et al., 2015b)においても、垂直方向に作用する力積および平均力に左右差がないことから、ここで示した結果は妥当であると言える。したがって、垂直速度の左右差は、まず離地角度に左右差を引き起こし、結果として滞空距離に左右差を生じさせている。また、滞空時間の決定要因は滞空距離のものと同じであるため、滞空距離と同様なメカニズムで左右差が生じている。よって、滞空距離および滞空時間に左右差を生じさせる要因は、垂直速度の左右差であると言える。

支持時間は、モデル内にそれを決定する要因を設けていないが、ここにも垂直速度が起因すると推測される。ステップ中の平均速度には差がないが、左右の支持距離に左右差が生じている。支持距離を平均速度で除すことで支持時間を得られるため、左ステップの支持距離の長さが、支持時間の長さを生んでいると推測される。その長い支持距離は、先ほど述べた通り、接地距離が長くなることで生じており、また、接地距離が長くなる要因は、右足離地時の垂直速度の低さであると推測されることから、支持時間の左右差も垂直速度

の左右差に起因している可能性がある。

以上のように、垂直速度の左右差は、ステップ長とステップ頻度を直接決定づける支持距離と滞空距離、および支持時間と滞空時間に左右差を生じさせる要因であると考えられる。しかし、この垂直速度の左右差が、スタート後どの時点で出現したものなのか不明である。本章では、最大疾走速度局面を対象としており、すでに左右差が生じていた。これは、加速局面での速度獲得メカニズムが左右のステップで異なる可能性を示唆するものである。今後、曲走路を進むにつれて徐々に左右差が出現するのか、スタート直後から見られるのか、加速局面の速度獲得メカニズムを解明することで、曲走路疾走能力向上のための更なる知見が得られると考えられる。

第1章で言及したように、陸上競技トラック曲走路部分を2mのステップ長で疾走する場合、走者は各支持局面で3°ずつ走方向を変更すると予測される。しかし実際は、左足支持期で2.32°、右足支持期で3.11°であった。また右足支持期に大きな求心力を発揮していることから、走方向の変更には右脚がより貢献していると言える。この結果は、東と矢内(2012)の結果を支持するものである。しかしこれは、曲走路疾走において右脚がより重要であるということの意味するものではない。第3章では、左脚の動作を変えることで曲走路疾走に対応していることが示唆されており、左脚も曲走路疾走にとって重要であると考えられる。曲走路疾走時の左右脚にはそれぞれ役割があり、それを果たすことで曲走路疾走を成立させていると考えることが、曲走路疾走メカニズムや疾走技術を理解する上で有用であろう。

4.5 まとめ

本章では、曲走路疾走時のステップ長やステップ頻度とそれをもたらす要因を系統的に示すことで左右ステップキネマティクスの非対称性を明らかにし、それがどのような力学的な要因によって生じているか検討した。左ステップは、それに要する距離および時間が長く、反対に、右ステップは、それに要する距離および時間が短い、という特徴が明らか

となった。また、この差は、垂直速度の左右差が起因となって生じていることが示唆された。また、走方向の変更には右脚が主に貢献していたことが明らかとなった。しかし、第3章と本章の結果を考慮すると、曲走路疾走時には、左右の脚が、それぞれ担っている役割を果たすことで、曲走路疾走を成立させていると考えられる。

第5章

曲走路疾走中の左右支持期における身体重心の挙動と脚スティフネス

5.1 緒言

第3章および第5章では、曲走路疾走動作のキネマティクスに焦点を当ててきた。運動は力が作用した結果生じるものであることから、曲走路疾走中に作用する力について把握することは重要である。しかし、地面反力を直接計測できないことが予測されたため、運動学的データから支持期に作用した力を推測することにした。曲走路疾走は、身体重心の並進曲線運動と、身体重心まわりの回転運動に分けることができ、東と矢内（2012）は、曲走路疾走を回転運動の観点から研究を行い、重心まわりの角運動量の向きや大きさの変化パターンを示した。そして、身体が走方向に回転するメカニズムにおいては、右脚が重要な役割を担っていると推測した。並進曲線運動の観点から、身体重心の移動軌跡や速度変化パターンを示すことで、曲走路疾走中に働いた力を推定できる。一方、矢状面内において、疾走中の身体重心は下降と上昇を繰り返しながら前方へ進む挙動を見せる。その際、脚は弾性エネルギーの貯蔵-放出を繰り返すバネのような振る舞いをする。この弾性要素を評価するために、身体重心と足部を結んだ脚バネにモデル化し、脚スティフネスが用いられる。これは作用した力に対する脚の抵抗を表し、値が高いほど、脚が硬く使われることを意味する。支持時間が短いほど脚は固く使われるため、支持時間に左右差が見られる曲走路疾走では脚スティフネスに左右差が見られると考えられ、また、この左右差は身体重心の挙動にも影響を及ぼすと考えられる。しかしながら、これまでに、曲走路疾走時の支持期における身体重心の挙動、および脚スティフネスの非対称性は明らかになっていない。そこで、本研究では、これらを明らかにし、身体重心の挙動と脚スティフネスの関係を検討する。

5.2 方法

5.2.1 被験者, データ収集, データ処理

被験者, データ収集およびデータ処理の内容は, 第2章と同様であるため割愛した.

5.2.2 データ分析

支持中の身体重心移動軌跡は, 接地時の位置が原点となるようにした. また支持中の身体重心変位量を算出した. 垂直成分は, 接地から重心高が最も低くなる(重心高最下点)までの変位と, 重心高最下点から離地までの変位を算出した. 身体重心速度については, 接地時, 離地時, 支持中の最小値または最大値を示した. なお, 身体重心速度左右方向成分は, 基準座標系の定義により接地時に0であること, 曲走路疾走時に外向きの速度を持たないこと, また内向きのピークが離地時に出現していたことから, 離地時に限って報告した. また, 前後成分の最大速度は離地時に, 垂直成分の最小速度は接地時に出現していたため, それぞれ最大値および最小値を報告しなかった.

本研究では, 身体重心点と水平面内における足部質量中心(支持点)を結び, 支持期の身体を脚バネにモデル化した(Blickhan, 1989; He et al., 1991; McMahon and Cheng, 1990). 重心点と支持点を結んだ線分の長さをモデルの脚長とした. 接地から脚長が最大短縮するまでを支持期前半(Eccentric phase), そこから離地までを支持期後半(Concentric phase)と分けた. 脚スティフネス [k_{leg} ($\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$)] は, 支持期前半に作用した平均地面反力 [F (kN)] を, 支持中の脚長最大短縮量 [ΔL (m)] で除すことにより算出した.

$$k_{leg} = F \cdot \Delta L^{-1} \quad (5-1)$$

これは, 地面反力に対する脚の抵抗を表し, 値が高いほど脚が硬く使われることを示す.

平均地面反力は, 運動量-力積関係を用いて運動学的データから力積を算出し, それを, 接地から脚長が最大短縮するまでに要した時間(支持期前半の時間)で除すことで求めた.

5.2.3 統計処理

統計処理は、第2章と同様であるため割愛した。ただし、身体重心変位や速度において、SL との比較時には絶対値を用いて比較した。

5.3 結果

曲走路疾走左右支持中の身体重心の移動軌跡（全被験者の加算平均）を Fig.5-1 に、支持中の身体重心変位量を Table 5-1 に示した。水平面内における身体重心の移動軌跡は、SL と SR で走方向軸を中心にほぼ左右対象の軌跡であったが、CL と CR では支持期を通して走方向左側（求心方向）への移動が見られた（Fig.5-1A）。左右方向変位量（ ΔX ）において、CL や CR では、それぞれ SL や SR より求心方向へ多く変位し、また CR において CL より求心方向への変位が多かった（Table 5-1）。矢状面内における CL の移動軌跡は、他のものより走方向前方へ長かった（Fig.5-1B）。前後方向移動量（ ΔY ）において、CL では SL より前方へ多く変位したが、CR と SR では差はなく、CL では CR より前方への移動量が多かった（Table 5-1）。前額面内において身体重心は、CL と CR では、それぞれ SL と SR に比べてより下降し、離地時の身体重心が、CL において他の条件よりやや上方に位置していた（Fig.5-1C）。接地から重心高最下点までの垂直方向変位量（ ΔZ from TD to minimum）は、SL や SR に比べ CL や CR で下方への変位が多く、重心高最下点から離地までの垂直方向変位量（ ΔZ from minimum to TO）は、CL で SL より多かったが、CR と SR では差がなく、CL で CR よりも多くなった（Table 5-1）。

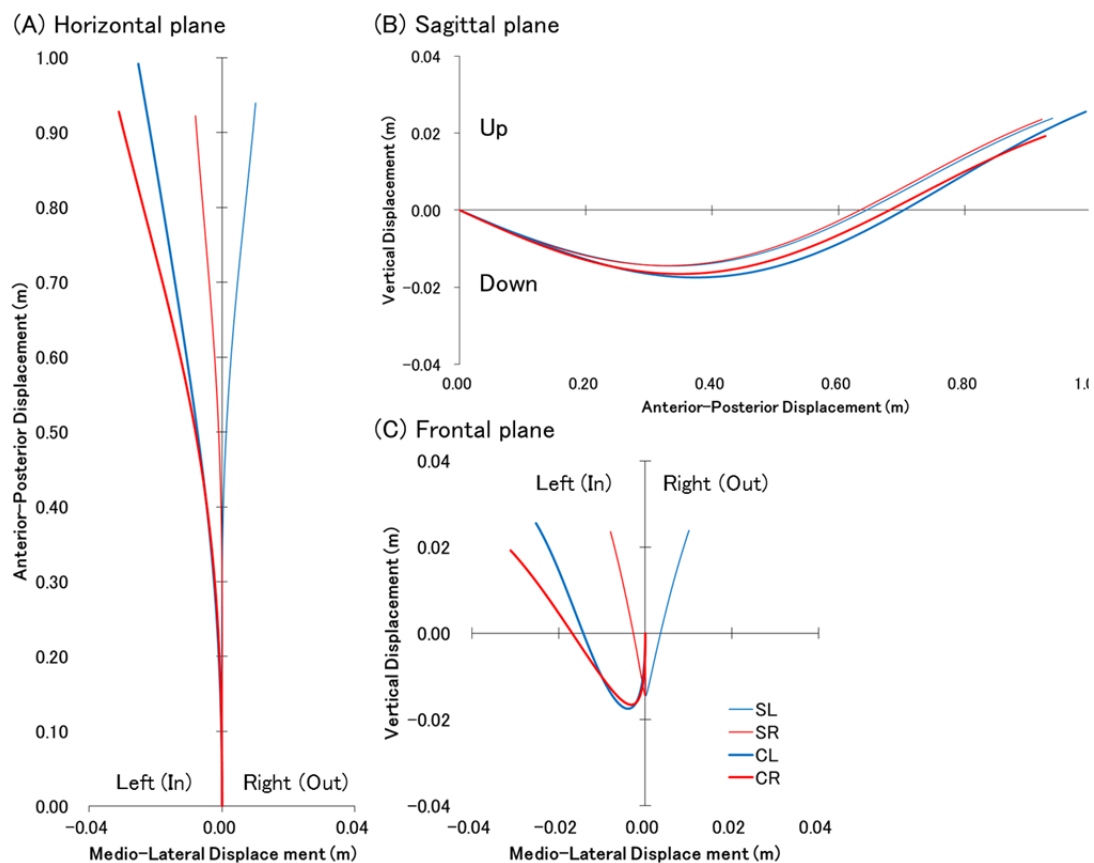


Fig.5-1: Center of mass trajectory in (A) X-Y plane: horizontal, (B) Y-Z plane: sagittal, and (C) X-Z plane: frontal. Blue and red lines indicate left and right foot stance, respectively. Thick and thin lines indicate curve and straight trial,

Table 5-1: Displacement of center of mass during stance.

	SL		SR		CL		CR		SL vs. CL	SR vs. CR	SL vs. SR	CL vs. CR
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	P value	P value	P value	P value
Medio-Lateral												
ΔX	[m] 0.010	0.007	-0.007	0.007	-0.023	0.009	-0.029	0.011	<0.01	<0.01	0.15	0.02
Anterior-Posterior												
ΔY	[m] 0.884	0.228	0.870	0.225	0.934	0.240	0.873	0.225	<0.01	0.87	0.37	<0.01
Vertical												
ΔZ from TD to minimum	[m] -0.014	0.004	-0.014	0.004	-0.016	0.005	-0.016	0.005	<0.01	<0.01	0.98	0.25
ΔZ from minimum to TO	[m] 0.036	0.010	0.036	0.010	0.041	0.011	0.034	0.009	<0.01	0.23	0.92	<0.01

支持中の身体重心速度変化を Fig.5-2 に示した。支持中の身体重心速度を Table 5-2 に示した。離地時の身体重心速度左右成分は、CL, CR ともに、それぞれ SL, SR よりも走路内側へ向かう速度が増加していた (Fig.5-2A)。離地時の左右成分速度は、すべての条件間の比較に差が見られ、CR の走方向左向き速度が最も高かった (Table 5-2)。重心速度走方向成分については、接地時、離地時、最小値の全てで、どちらの走路においても左右差は見られなかったが、CL と CR は、それぞれ SL と SR よりも低かった (Fig.5-2B, Table 5-2)。接地時の重心速度垂直成分は、どの条件間の比較においても、統計学的な有意差は見られなかった。重心速度垂直成分の離地時および最大値において、CL は SL よりも増加、CR は SR よりも減少し、結果として CL は CR よりも高かった (Fig.5-2C, Table 5-2)。

脚スティフネスとその関連する変数を Table 5-3 にまとめた。脚スティフネスは、CL において、SL および CR より低い値を示した (Table 5-3)。脚長最大短縮量は、CL において、SL および CR よりも大きかった (Table 5-3)。接地から脚長が最大短縮するまでの間に身体に作用した平均地面反力は、CL が CR よりも小さかった (Table 5-3)。

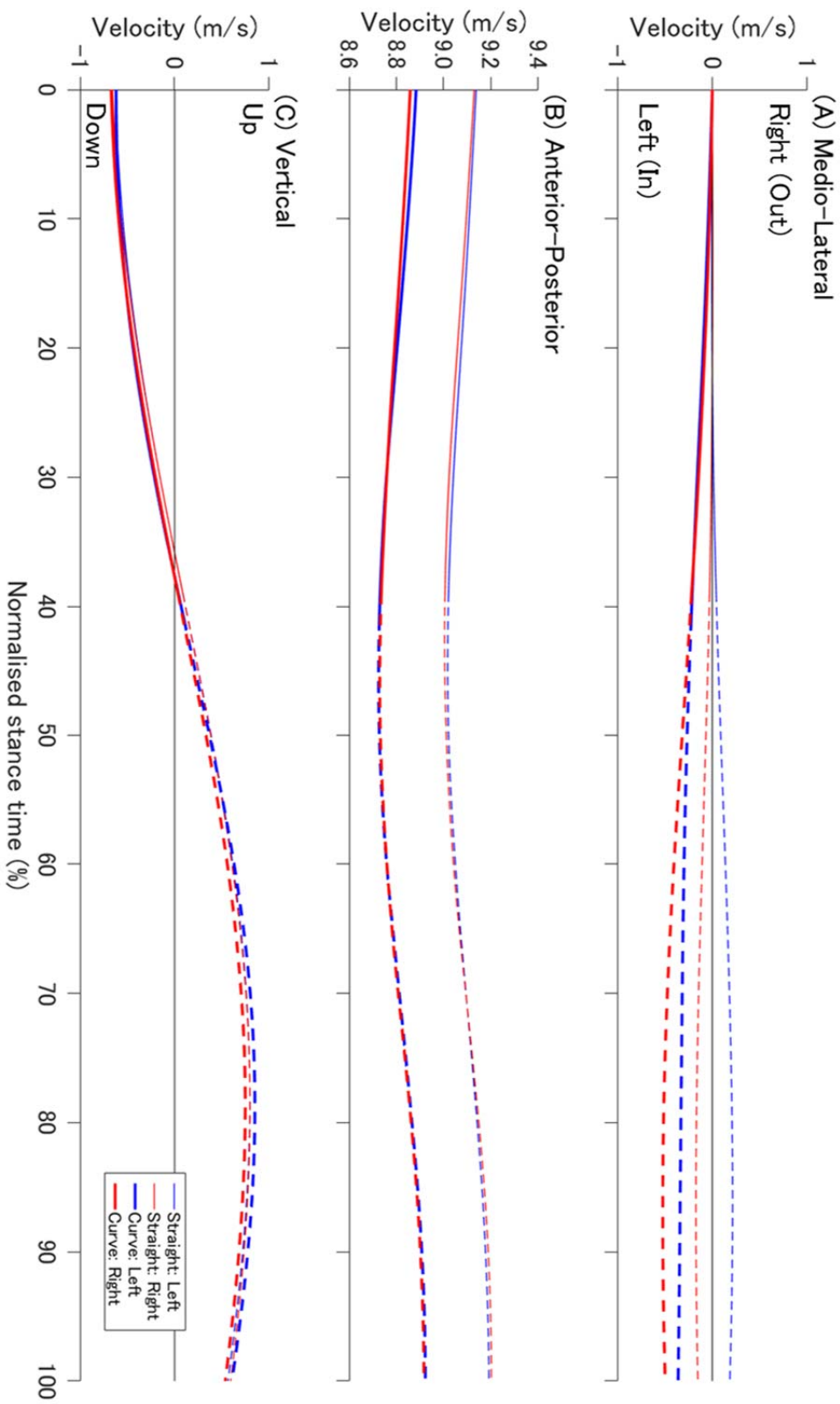


Fig.5-2: Velocity of center of mass in (A) medio-lateral, (B) anterior-posterior, and (C) vertical components. Blue and red lines indicate left and right foot stance, respectively. Thick and thin lines indicate curve and straight trial, respectively. Solid and break lines show eccentric and concentric phase, respectively.

Table 5-2: Velocity of center of mass.

	SL		SR		CL		CR		SL vs. CL	SR vs. CR	SL vs. SR	CL vs. CR	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	P value	P value	P value	P value	
Mediolateral													
Takeoff	[m/s]	0.18	0.11	-0.15	0.11	-0.36	0.09	-0.50	0.11	<0.01	<0.01	0.04	<0.01
Anterior													
Touchdown	[m/s]	9.14	0.81	9.13	0.79	8.88	0.69	8.86	0.67	<0.01	<0.01	0.67	0.08
Takeoff	[m/s]	9.19	0.80	9.20	0.81	8.92	0.68	8.92	0.70	<0.01	<0.01	0.42	0.73
Minimal	[m/s]	9.01	0.79	9.00	0.78	8.72	0.68	9.20	0.81	<0.01	<0.01	0.75	0.68
Vertical													
Touchdown	[m/s]	-0.63	0.04	-0.65	0.06	-0.62	0.07	-0.67	0.05	0.66	0.38	0.22	0.06
Takeoff	[m/s]	0.56	0.10	0.59	0.09	0.61	0.07	0.54	0.08	0.04	0.02	0.51	0.02
Maximal	[m/s]	0.80	0.10	0.81	0.08	0.85	0.08	0.75	0.07	0.01	0.04	0.88	<0.01

Table 5-3: Leg stiffness and related parameters.

	SL		SR		CL		CR		SL vs. CL	SR vs. CR	SL vs. SR	CL vs. CR
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	P value	P value	P value	P value
Kleg [kN/m]	16.14	4.52	17.44	3.58	12.17	3.66	16.41	3.91	0.02	0.36	0.03	<0.01
ΔL [m]	0.07	0.01	0.07	0.01	0.09	0.01	0.07	0.01	<0.01	0.48	0.76	<0.01
Force [kN]	1.09	0.22	1.17	0.19	1.02	0.18	1.12	0.17	0.18	0.20	0.13	0.03

5.4 考察

曲走路疾走における右足支持期に、身体重心は、左足支持期よりも求心方向へ大きく移動し、また、右足離地時の求心方向の身体重心速度（支持中の最大でもある）は、左に比べ大きかった。本章では、接地時の身体重心左右成分が 0 になるように基準座標系を設けているため、これは支持中に身体に作用した力積を体重で除したものに等しい。これらのことから、右足支持期は、身体重心の求心方向への運動を生み出すことに、より貢献していると推測される。一方、左足支持期には、身体重心が右足支持期よりも前方および上方へ大きく移動し、また、離地時の垂直速度は左の方が高かった。これは、第 5 章の結果と整合していた。前方への速度は左右支持期で差がないため、これは左支持時間を増加させることとなる。しかし、左支持期の身体重心上方への運動が多い理由を、本章の結果からは検討できない。

本章で示された脚スティフネスの値は、400m 走中の 50m 毎に脚スティフネス を算出した研究 (Hobara et al., 2010) で報告された値と似ていたため、算出された値は妥当であったと考えられる。また曲走路疾走時の左脚の最大短縮量は、右のそれより多かった。これは、身体重心変位量の結果と整合する。また、左脚に作用した平均力が右より小さいという結果は、左足支持期に作用する平均合成地面反力が右足支持期より小さいという結果 (Chang and Kram, 2007; Smith et al., 2006) から支持されるであろう。しかし、直走路疾走時と比べると、右脚にはこれら 3 つの変数で差は見られないことから、曲走路疾走時の右脚動作には、直走路疾走時と同様な弾性要素が必要であると考えられる。一方、左脚では、直走路疾走時に比べて脚の短縮が増え、より柔らかく使われる。この短縮量の増加は、身体重心の下降や、支持時間の増加を生じさせると考えられるが、これらも下肢関節キネマティクスと同様に曲走路疾走への適応ではないかと考えられる。

5.5 まとめ

本章では、曲走路疾走時の左右支持期における身体重心の挙動、および左右脚スティフ

ネスの違いを明らかにし、曲走路に沿って進むメカニズムと脚動作の関係を検討した。曲走路疾走時に、右脚は直走路疾走時と同様な動作・使われ方をすることで、身体重心の下降を防ぎ、求心方向の運動を生じさせていることが推測された。一方、左脚は直走路疾走時とは異なる動作・使われ方をすることで、身体重心の下降や支持時間が増加するが、それらは曲走路疾走に対する左脚の適応だと考えられる。

第6章

総括

6.1 総括論議

本研究は、陸上競技曲走路疾走における左右ステップの非対称性をバイオメカニクスのみに明らかにし、曲走路疾走技術の解明に資する情報を提示することを目的とした。

第 2 章では、最大努力で曲走路疾走時の支持脚の関節角速度を含めた 3 次元下肢関節キネマティクスを算出し、その変化パターンを明らかにした。これまで、曲走路疾走を対象に支持脚の 3 次元下肢関節キネマティクスを算出し、その変化パターンを示した研究は 1 つしか見られなかった (Alt et al., 2015)。しかし、この研究は最大下速度を対象としたものであり、また関節角速度が示されていなかった。それゆえ、本研究は、最大パフォーマンス発揮の曲走路疾走の 3 次元関節キネマティクスの詳細を報告した初めての研究であり、曲走路疾走技術の解明に貢献したと言える。曲走路疾走時の左右各脚の屈曲-伸展動作は直走路疾走時と似ており、内-外転および内-外旋動作のピーク値や変化曲線は直走路疾走時から変化が見られた。特に左脚の動作は、直走路疾走時と比べ、変化が大きかったのに対し、右脚の動作は、直走路疾走時と似ていた。このことから、曲走路疾走時の脚動作の非対称性は、左脚の動作が変わることにより生じたと考えられる。また、左脚を変化させて曲走路疾走に適応していること、右脚は適応があまり見られないことを考えると、左脚の動作は多様性を持ち、右脚の動作は画一であると言える。よって、左脚の動作を改善することでより良い曲走路疾走技術を身につけることが可能かもしれない。しかし、本研究は被験者のデータを平均し、全体の傾向を見るものであったため“より良い曲走路疾走技術”とは何かに答えるものではない。これが本研究の限界の 1 つである。また、本研究は、支持脚に焦点を当てており、遊脚は分析対象としていない。なぜなら、求心力が生じるのは支持期であり、それを発揮する支持脚の動作を明らかにする意義が大きいと考えたからである。今後、曲走路疾走の遊脚の動作を明らかにすることで、さらに曲走路疾走のメカニ

ズムや疾走技術の理解が深まるであろう。

第 3 章では、本研究の目的の達成に直接関係はないが、運動学的データから力積を算出する際の実用性を確認した。その結果、運動学的データから求めた力積は、地面反力から求めた力積に対して $\pm 10\%$ 程度の相対誤差を含んでいることを示した。また、その範囲を外れたとしても絶対値では $\pm 10\text{kg} \cdot \text{m/s}$ 以内で算出されること、両者の相関係数が高いことから、この方法は実用的に使用可能であることを確認した。よって、第 4 章および第 5 章において運動学的データから算出された力積の信頼性は十分に保証されていると言える。なお、本章で用いた平滑化手法（バターワースフィルタ、遮断周波数 5–31Hz）と、第 4 章、第 5 章で用いた平滑化手法は異なるが、その手法を用いることで平滑化後の身体重心変位曲線は、13.6Hz の遮断周波数でバターワースフィルタを使用した際と同等な曲線が得られることを確認している（Ishimura and Sakurai, 2012）。運動量は、地面反力を計測出来ない場合でも、ビデオ分析のみから算出可能であり、これは様々な場面で応用が可能であると考えられる。よって、この方法の誤差を定量化し、実用性を確認した本研究の功績は大きいと考えられる。

第 4 章では、曲走路疾走時の左右それぞれのステップ長やステップ頻度とそれをもたらす要因を系統的に示すことで左右ステップキネマティクスの非対称を明らかにし、それがどのような力学的な要因によって生じているか検討した。これまでの曲走路疾走に関する研究では、支持時間などのステップキネマティクスが報告されているが、本研究のように決定要因モデルに従って系統的に示されたことはなかった。本章では、左ステップはそれに要する距離と時間が長く、右ステップはそれに要する距離と時間が短い、という特徴が見られた。また、左ステップの支持距離・支持時間・滞空距離・滞空時間が右より長く、これは離地時の垂直速度の差が起因となって生じていることを示した。しかし、支持中に作用する垂直方向の力積に左右差は見られなかったため、本研究の結果からは、ステップに左右差を生じさせていた垂直速度の左右差が、どのように発生したのか明らかにできなかった。本研究は、最大速度局面を対象としているため、すでにステップの左右差が出現

している局面であった。つまり、加速局面での速度獲得メカニズムが左右ステップで異なることを示唆している。曲走路疾走全体のメカニズムを明らかにするためにも、曲走路疾走における加速局面を対象とした研究が望まれる。また、右支持中の走方向変化角度と求心力は、左よりも右の方が大きいことから、右脚は走方向の変化にとって重要であると考えられる。しかし、第3章の結果を考慮すると、どちらの脚が大事かということではなく、左右脚には、それぞれの役割があり、それぞれが役割を果たすことで曲走路疾走を成立させていると考えられる。よって今後は、1連の数ステップを分析することで、曲走路疾走のメカニズムをより理解することができると考えられる。

第5章では、曲走路疾走時の支持期における身体重心の挙動、および脚スティフネスの非対称性を明らかにし、身体重心の挙動と脚スティフネスの関係を検討した。キネマティクス的な研究において、身体重心の移動軌跡を示すことは基本であり、重要であると考えられるが、これまでに、曲走路疾走中の身体重心の移動軌跡や速度変化を詳細に示した研究はなかった。また、直走路疾走においては多く報告されている脚スティフネスについても、曲走路疾走時のものは報告されていない。それゆえ、本研究は、曲走路疾走時の身体重心の挙動、および脚スティフネスを示した最初の研究であり、曲走路疾走に関する新たな知見をもたらしたと言える。曲走路疾走時、身体重心は、左右支持期とも全体を通して求心方向へ移動しているが、その移動量や速度変化は右足支持期の方が多かったことから、右脚は求心方向の運動を生み出すことにより貢献している推測された。しかし、直走路疾走時のものと比較して大きく変化しているのは左足支持期であった。また曲走路疾走時の左足支持期は、前方方、上方への移動量が最も多かった。曲走路疾走時の右脚スティフネスは、直走路疾走時と変わらなかった。また、脚の短縮量や作用した力も同様である。一方、左スティフネスは、直走路疾走時のものより低く、それは脚短縮量が増加したことによって生じていた。以上のことをまとめると、右脚はスティフネスと動作を直走路と同程度に保つことで、求心方向の運動を生み出しており、左脚はスティフネスと動作を直走路から変化させ曲走路に適応させていると考えられる。しかし、左脚の適応が実際どのよう

なメカニズムで生じ、どのような役割があるのか、本研究からは明らかにならなかった。今後、左脚の関節キネティクスを示すなどし、この左脚の役割を検討することが望まれる。

6.2 身体重心の求心方向への運動を生み出す動作

曲走路疾走において、左脚では股関節内転動作が、右脚では股関節外転動作が、主に身体重心の求心方向の運動を生み出すと考えられていたが、第2章において、別の動作によって求心方向の運動が生み出されている可能性が示唆された。ここでは、求心方向の運動を生み出す動作について考察する。

曲走路疾走時には、身体が内傾するため下肢関節の屈曲-伸展動作が求心方向の運動を生み出すことが可能である。また、下肢関節の屈曲-伸展動作は左右脚で似ていたことから、身体重心求心方向の運動が左右支持期で異なっていたのは内傾角度が、左右支持期で異なると仮説を立て、第2章で用いたデータから左右支持期の身体内傾角度を算出した。これは、水平面内に投影した足部質量中心と身体重心を結んだ線分が、第2章の基準座標系 X-Z 平面内において Z 軸となす角度として定義し、支持期中の平均値で示した。そして、右足支持期の内傾角度は、左より大きいことが明らかになった (Fig.6-1)。これは、右足支持期に身体の内傾角度が大きいために、左支持期よりも支持脚の伸展動作が求心方向に投影される量が大きいことを示している。また左足支持期では、内傾角度が小さいために、支持脚の伸展動作が求心方向に投影される量が少なく、求心方向よりも垂直方向の運動が大きいことを示している。この結果は、左足離地時の垂直速度が、右より高いことを示した第4章および第5章の結果に整合する。また、左脚が、右脚よりも内傾角度が小さい理由は、股関節内転の可動域が外転よりも小さいためだと考えられる (米本ら, 1995)。また、解剖学的に考えても、曲走路疾走中の右脚は内傾角度を保ちやすく、求心力を発揮しやすい位置にあると考えられるが、左脚は求心力発揮には不利な位置にあると言える。よって、求心方向の運動を生み出す動作は、身体が内傾した状態で行われる伸展動作であり、求心方向の運動が左右支持期で異なるのは、内傾角度の違いであると考えられる。これは今後、

曲走路疾走を逆さ振り子や脚バネなどにモデル化し、身体重心と接地点を結んだモデルの脚について、脚の回転と脚の伸縮、およびそれに作用する力を調べることによって確かめる必要がある。

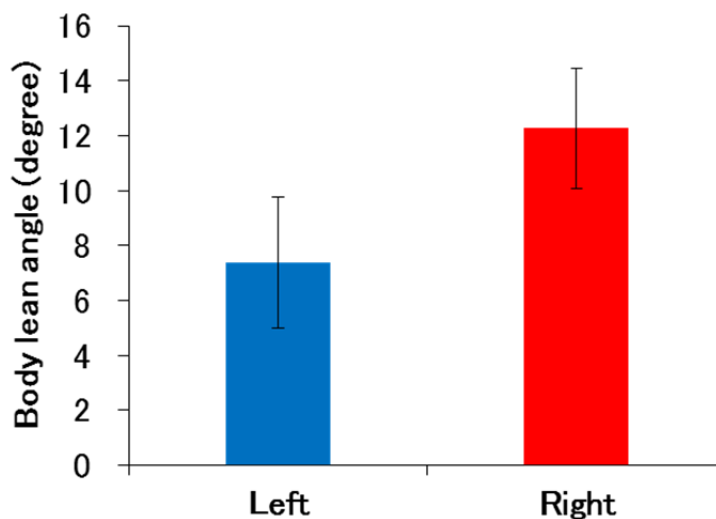


Fig.6-1: Average body lean angle during stance.

6.3 今後の課題

曲走路疾走を含む短距離種目において、曲走路最大速度を高めることは重要である。第3章の被験者の直走路および曲走路30mタイムを比較したところ、曲走路30mタイムは、直走路よりも有意に遅かった（直走路: $3.30 \pm 0.29s$, 曲走路 $3.39 \pm 0.25s$, $P=0.003$ ）。14名中11名が直走路よりも遅くなり、2名は曲走路の方が速く、残りの1名はタイムが変わらなかった（Fig.6-2）。また、直走路と曲走路30mタイムの間には強い相関関係が見られた（Fig.6-3）。このことから、直走路疾走能力が高い選手は、曲走路疾走能力も高いことが伺える。しかし、選手の中には、曲走路疾走が得意な選手や不得意な選手が存在する。実際に、4×100mリレーの第1走者や第3走者は、曲走路疾走が上手いとされる選手が起用されることが多々ある。曲走路疾走が上手い選手というのは、直走路最大疾走速度に対する曲走路最大疾走速度が高い選手を指すと考えられる。本研究では、全体の特徴を探るために、全被験者の

データを平均して行ったものであり，このような速い選手の特徴などを明らかにするものではなかった．今後，曲走路疾走が上手い選手の特徴を明らかにし，疾走速度と疾走動作の関係を検討することで，曲走路をより速く走るための疾走技術というものを明らかにすることができるだろう．

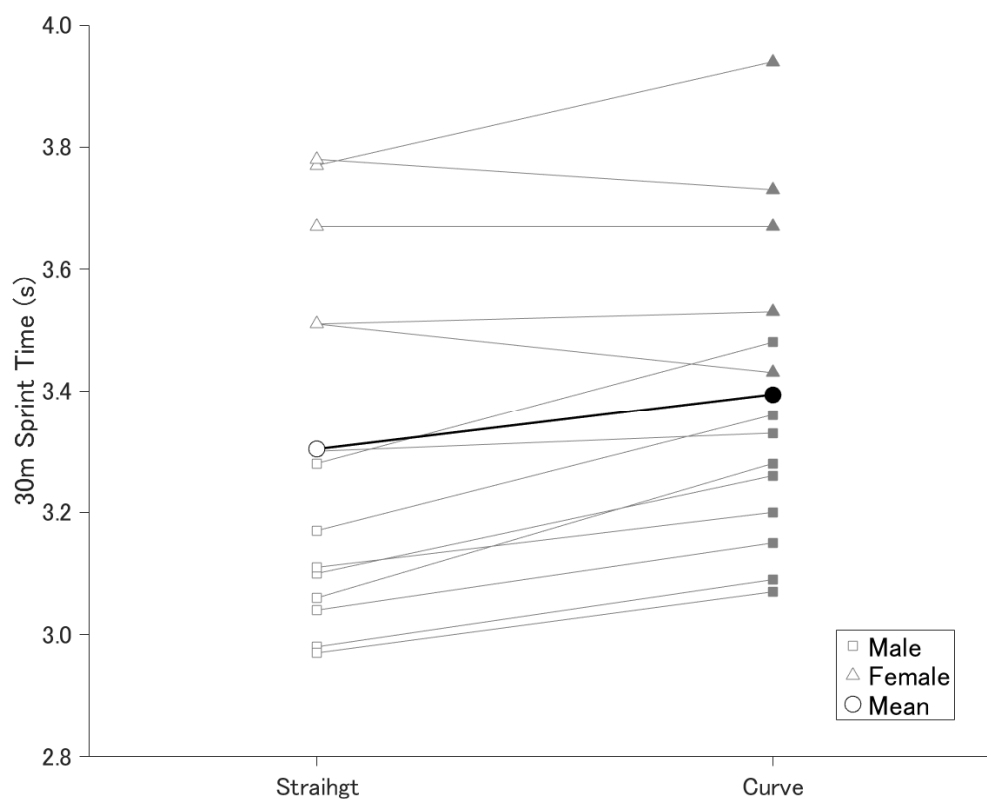


Fig.6-2: Mean and individual sprint times for all participants. Circle, square and triangle symbols show mean sprint time among all participants, individual sprint times for male, and female, respectively. Open and closed symbols indicate sprint times at straight path and curve path, respectively.

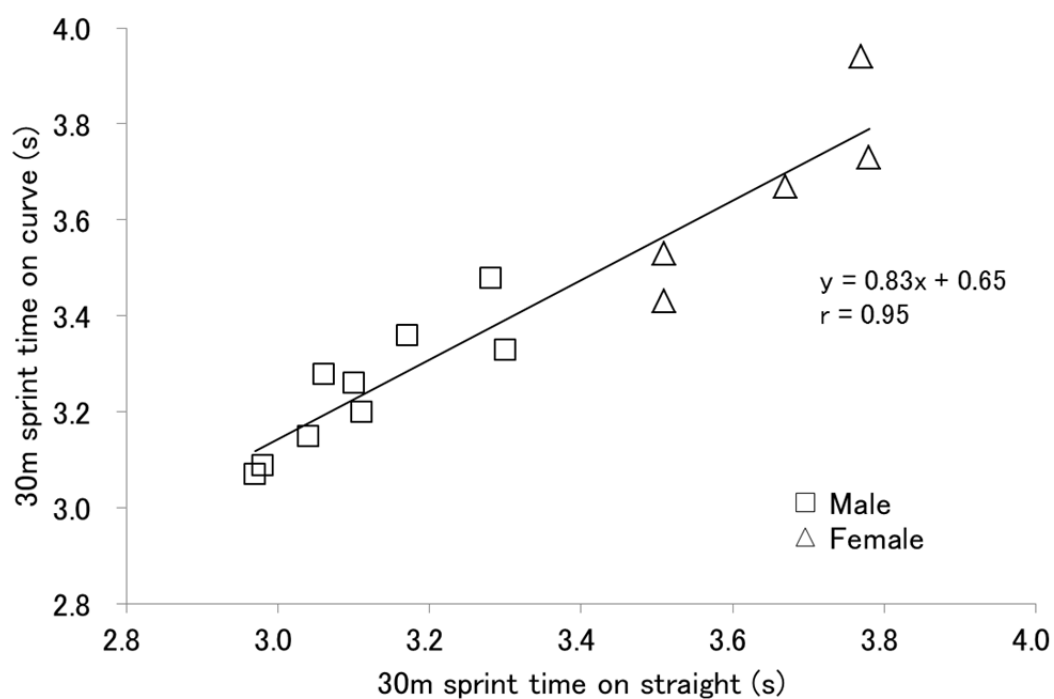


Fig.6-3: Relationship between sprint times on straight and on curve. Square and triangle symbols show male and female, respectively.

6.4 結論

本研究の目的は、陸上競技曲走路疾走における左右ステップの非対称性をバイオメカニクスの的に明らかにし、曲走路疾走技術の解明に資する情報を提示することであった。本研究から得られた知見は、次の通りである。

1) 曲走路疾走における左右支持脚の3次元キネマティクスについて（第2章）

曲走路疾走時の左右支持脚の屈曲-伸展（背-底屈）動作は、直走路疾走時と似ていた。内-外転（内-外反）および内-外旋動作は、直走路疾走時と変化パターンは似ているが、そのピーク値や変化曲線には変化が見られた。この変化は、特に左脚で顕著であった。左脚は、直走路疾走時よりも股関節の内転、足関節の外反が増加した状態で関節動作が行われていたのに対し、右脚は直走路疾走時とほぼ変わらない動作をしていた。以上のことから、曲走路疾走時の左脚の動作は多様性を持ち、右脚の動作は画一であると言える。

2) 曲走路疾走における左右ステップキネマティクスの特徴について（第4章）

ステップ中の平均速度に左右差はないが、左ステップは、それに要する距離や時間が長く、右ステップは、それに要する距離や時間が短い、という特徴が明らかとなった。また、左ステップの支持距離・支持時間・滞空距離・滞空時間は、右よりも長い。この差は、垂直速度の左右差が起因となって生じていることが示唆された。また、右足支持中の走方向変化角度と求心力は、左よりも大きいことから、走方向の変更には、右脚がより貢献していると考えられる。しかし、第2章の結果を考慮すると、曲走路疾走時には、左右の脚が、それぞれ担っている役割を果たすことで、曲走路疾走を成立させていると考えられる。

3) 曲走路疾走支持期における身体重心の挙動と脚スティフネスについて（第5章）

曲走路疾走時、身体重心は支持期を通して求心方向へ移動していたが、右足支持期の移動量が左よりも多かった。左足支持期では、右に比べ、前方への移動量と垂直方向の移動

量が多かった。しかし、直走路疾走時と比べると、右足支持期の変化よりも左足支持期の変化の方が大きかった。また、右脚スティフネスは、直走路疾走時と同程度であるが、左脚スティフネスは、直走路疾走時よりも、脚の短縮量が増えることで低くなっていた。よって、右脚は直走路と同様に硬く使われることで、身体重心の下降を防ぎ、左脚は直走路よりも柔らかく使われることで、身体重心の下降や支持時間が増加した。しかし、それは、左脚の曲走路疾走に対する適応であると考えられる。

引用文献

- 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, 23-33.
- 阿江通良, 鈴木美佐緒, 宮西智久, 岡田英孝, 平野敬靖, 1994. 世界一流スプリンターの 100 m レースパターンの分析—男子を中心に—. 世界一流競技者の技術. 第 3 回世界陸上選手権大会バイオメカニクス班報告書. 日本陸上競技連盟強化本部バイオメカニクス班編. ベースボールマガジン社: 東京, 14-28.
- Alonso, F.J., Castillo, J.M., Pintado, P., 2005. Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals. *J. Biomech.* 38, 1085-1092.
- Alt, T., Heinrich, K., Funken, J., Potthast, W., 2015. Lower extremity kinematics of athletics curve sprinting. *J. Sports Sci.* 33, 552-560.
- Altman, D.G., Bland, J.M., 1983. Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *The statistician*, 307-317.
- 東洋功, 矢内利政, 2012. 陸上競技の短距離走における曲走路疾走中の身体の角運動量. バイオメカニクス研究 : 日本バイオメカニクス学会機関誌 16, 128-137.
- Behncke, H., 1994. Small Effects in Running. *J. Appl. Biomech.* 10, 270-290.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1, 307-310.
- Blickhan, R., 1989. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* 22, 1217-1227.
- Bloomfield, J., Polman, R., O'Donoghue, P., 2007. Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *J. Sports Sci. Med.* 6, 63-70.
- Cavagna, G.A., Thys, H., Zamboni, A., 1976. The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology* 262, 639-657.
- Chang, Y.-H., Kram, R., 2007. Limitations to maximum running speed on flat curves. *J. Exp. Biol.*

- 210, 971-982.
- Chen, I.H., Yang, Y.-R., Cheng, S.-J., Wang, R.-Y., 2013. Differences in Kinematic and Electromyographic Characteristics Between Young and Older Adults During Circular Turning. *International Journal of Gerontology* 7, 162-166.
- Churchill, S.M., Salo, A.I.T., Trewartha, G., 2015a. The effect of the bend on technique and performance during maximal effort sprinting. *Sports Biomechanics* 14, 106-121.
- Churchill, S.M., Trewartha, G., Bezodis, I.N., Salo, A.I.T., 2015b. Force production during maximal effort bend sprinting: Theory vs reality. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 26, 1171-1179.
- Courtine, G., Papaxanthis, C., Schieppati, M., 2006. Coordinated modulation of locomotor muscle synergies constructs straight-ahead and curvilinear walking in humans. *Exp. Brain Res.* 170, 320-335.
- Courtine, G., Schieppati, M., 2003a. Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *Eur. J. Neurosci.* 18, 177-190.
- Courtine, G., Schieppati, M., 2003b. Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns. *Eur. J. Neurosci.* 18, 191-205.
- Courtine, G., Schieppati, M., 2004. Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans. *J. Neurophysiol.* 91, 1524-1535.
- Dawson, B., Hopkinson, R., Appleby, B., Stewart, G., Roberts, C., 2004. Player movement patterns and game activities in the Australian Football League. *J. Sci. Med. Sport* 7, 278-291.
- Duval, K., Luttin, K., Lam, T., 2011. Neuromuscular strategies in the paretic leg during curved walking in individuals post-stroke. *J. Neurophysiol.* 106, 280-290.
- Ferro, A., Floria, P., 2013. Differences in 200-m sprint running performance between outdoor and indoor venues. *Journal Of Strength And Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 27, 83-88.
- 藤原素子, 1998. 方向変更のランニング (特集:ランニング) . *バイオメカニクス研究* 2,

- 109-115.
- Glaister, B.C., Bernatz, G.C., Klute, G.K., Orendurff, M.S., 2007. Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture* 25, 289-294.
- Greene, P., 1985. Running on flat turns: experiments, theory, and applications. *J. Biomech. Eng.* 107, 96-103.
- Good, E.S., Sunay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.* 105, 136-144.
- Hamill, J., Murphy, M., Sussman, D., 1987. The effects of track turns on lower extremity function. *J. Appl. Biomech.* 3, 276-286.
- Hay, J.G., Reid, J.G., Hay, J.G., 1988. *Anatomy, mechanics, and human motion*, 2nd ed. Prentice Hall, Englewood Cliffs, N.J.
- He, J.P., Kram, R., McMahon, T.A., 1991. Mechanics of running under simulated low gravity. *J. Appl. Physiol.* 71, 863-870.
- Hicheur, H., Vieilledent, S., Berthoz, A., 2005. Head motion in humans alternating between straight and curved walking path: combination of stabilizing and anticipatory orienting mechanisms. *Neurosci. Lett.* 383, 87-92.
- Hobara, H., Inoue, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Muraoka, T., Iso, S., Kanosue, K., 2010. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. *J. Sci. Med. Sport* 13, 256-261.
- Hunter, J.P., Marshall, R.N., McNair, P.J., 2004a. Interaction of step length and step rate during sprint running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 261-271.
- Hunter, J.P., Marshall, R.N., McNair, P.J., 2004b. Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *J. Biomech.* 37, 1439-1446.
- Ishimura, K., Sakurai, S., 2012. EFFECT OF WINDOW LENGTH WHEN SMOOTHING WITH SINGULAR SPECTRUM ANALYSIS TECHNIQUE IN RUNNING DATA. *International*

- Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive 30, 29-32.
- 伊藤章, 市川博啓, 斉藤昌久, 佐川和則, 伊藤道郎, 小林寛道, 1998. 100m 中間疾走局面における疾走動作と速度との関係. 体育學研究 43, 260-273.
- Jain, P., 1980. On a discrepancy in track races. *Res. Q. Exerc. Sport* 51, 432-436.
- Kawamoto, R., Ishige, Y., Watarai, K., Fukashiro, S., 2002. Influence of Curve Sharpness on Torsional Loading of the Tibia in Running. *J. Appl. Biomech.* 18, 218-230.
- Maus, H.-M., Seyfarth, A., 2014. Walking in circles: a modelling approach. *Journal of The Royal Society Interface* 11.
- McMahon, T.A., Cheng, G.C., 1990. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* 23, 65-78.
- Mureika, J., 1997. A simple model for predicting sprint-race times accounting for energy loss on the curve. *Can. J. Phys.* 75, 837-851.
- O'Connor, C.M., Thorpe, S.K., O'Malley, M.J., Vaughan, C.L., 2007. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture* 25, 469-474.
- 大沼勇人, 平野裕一, 立正伸, 2014. 陸上競技 400m 走後半の曲走路における左右脚の動作の変化. 体力科学 63, 269-278.
- Orendurff, M.S., Segal, A.D., Berge, J.S., Flick, K.C., Spanier, D., Klute, G.K., 2006. The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path. *Gait Posture* 23, 106-111.
- Quinn, M.D., 2009. The effect of track geometry on 200- and 400-m sprint running performance. *J. Sports Sci.* 27, 19-25.
- Ryan, G.J., Harrison, A.J., 2003. Technical adaptations of competitive sprinters induced by bend running. *New Studies in Athletics* 18, 57-70.
- Smith, N., Dyson, R., Hale, T., Janaway, L., 2006. Contributions of the inside and outside leg to maintenance of curvilinear motion on a natural turf surface. *Gait Posture* 24, 453-458.

- Smith, N.A., Dyson, R.J., Hale, T., 1997. Lower extremity muscular adaptations to curvilinear motion in soccer. *J Hum Movement Stud* 33, 139-153.
- Stoner, L.J., Ben-Sira, D., 1978. Sprinting on the curve, In Terauds, J. and Dales, G.G. (ed.), *Science in athletics*, p. 167-173.
- 高橋恭平, 松尾彰文, 広川龍太郎, 2012. 2011年世界および日本トップスプリンターの200mにおける走パフォーマンス分析 (日本陸連科学委員会研究報告 第11巻(2012) 陸上競技の医科学サポート研究 REPORT2011). *陸上競技研究紀要* 8, 25-34.
- Tottori, N., Kurihara, T., Otsuka, M., Isaka, T., 2016. Relationship between lateral differences in the cross-sectional area of the psoas muscle and curve running time. *Journal of Physiological Anthropology* 35, 1-7.
- 土江寛裕, 小林海, 持田尚, 2010. 世界選手権 Osaka2007における男子200mの走速度およびピッチ・ストライドの分析 (日本陸連科学委員会研究報告 第9巻(2010) 陸上競技の医科学サポート研究 REPORT2009). *陸上競技研究紀要* 6, 72-84.
- 土江寛裕, 中川博文, 矢澤誠, 2002. 200m競走における10m毎の疾走速度とピッチ、ストライド変化. *陸上競技紀要* 15, 30-38.
- Usherwood, J.R., Wilson, A.M., 2006. Accounting for elite indoor 200 m sprint results. *Biol. Lett.* 2, 47-50.
- Ventura, J.D., Klute, G.K., Neptune, R.R., 2015. Individual muscle contributions to circular turning mechanics. *J. Biomech.* 48, 1067-1074.
- Ventura, J.D., Segal, A.D., Klute, G.K., Neptune, R.R., 2011. Compensatory mechanisms of transtibial amputees during circular turning. *Gait Posture* 34, 307-312.
- 矢内利政, 2007. 野球のバッティングにおける重心移動と回転運動--Deterministic modelを利用した分析 (特集 打動作). *バイオメカニクス研究* 11, 200-212.
- 横川和幸, 1976. 直走路・曲走路におけるスピードおよびストライドに関する一考察. *仙台大学紀要* 8, 79-84.

米本恭三, 石神重信, 近藤徹, 1995. 関節可動域表示ならびに測定法(平成7年4月改訂). リハビリテーション医学 32, 207-217.

和達三樹, 1983. 物理のための数学. 岩波書店, 東京.

Winter, D.A., 1990. Biomechanics and motor control of human movement. Wiley, New York.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. J. Biomech. 35, 543-548.