サイドステップおよびクロスステップによる 走方向変換動作のキネマティクス的研究

鈴木 雄太¹⁾ 阿江 通良²⁾ 榎本 靖士³⁾

Yuta Suzuki¹, Michiyoshi Ae² and Yasushi Enomoto³: A kinematic analysis of cutting motion with side-step and cross-step techniques. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 55: 81-95, June, 2010

Abstract : Although a change in running direction is one of the most important skills for ball game players, there is little information on the techniques involved, and the criteria used for technical evaluation. The purposes of this study were to develop indices for evaluating the techniques involved in changing the direction of running (i.e. cutting motion), and to compare the motions used by skilled and less-skilled groups to gain insight into the cutting motion technique. Twenty male university players of several ball games participated as subjects. They performed three kinds of 30-m zigzag runs with directional changes in angle of 30, 60 and 90 degrees, using the side-step and cross-step techniques. Their motions were videotaped with two digital video cameras operating at 60 Hz for three-dimensional motion analysis. The running time was measured by an electric timing device with photocell sensors. The velocity of the center of gravity (CG), angle of direction change, and angles of shank inward lean and thigh were calculated. We developed a cutting motion index that was calculated from the distance between the CG positions before and after cutting, the horizontal velocity of the CG at the beginning of cutting, and the elapsed time during cutting. The index gives a ratio of the time estimated from the horizontal velocity of the CG at the beginning of cutting relative to the actual elapsed time.

The major results are summarized as follows:

1) For zigzag runs except for a 60-degree change in direction in the cross-step technique, there was no significant relationship between the cutting motion index and the angle of direction change.

2) In the side-step technique, the acceleration of the CG, the extension of the knee and hip joints, and the maximal forward lean angular velocity of the thigh in the second support phase were larger in the skilled group than in the less-skilled group.

3) In the cross-step technique, the deceleration of the CG and the flexion of the knee joint were smaller, but the acceleration of the CG and the maximal forward lean angular velocity of the thigh in the second support phase were larger in the skilled group than in the less-skilled group.

These results indicate that the technique used to maintain running speed can be evaluated by the cutting motion index, and that the angle of direction change can be used as an index of direction change for the cutting motion. In the side- and cross-step techniques, a fast forward lean of the support thigh in the second support phase is likely to be an effective motion for maintaining the speed of the CG. In the side-step technique, extension of the knee joint in the support phase increases the forward lean angular velocity of the thigh. A fast forward lean of the support leg is effective in the cross-step technique.

Key words : cutting motion index, direction change angle, three-dimensional motion analysis, the center of gravity

キーワード : 走方向変換指数, 走方向変換角度, 3次元動作分析, 身体重心

1) 筑波大学大学院人間総合科学研究科

〒305-8574 つくば市天王台 1-1-1

2) 筑波大学体育科学系

〒305-8574 つくば市天王台 1-1-1

3) 京都教育大学教育学部

〒612-8522 京都市伏見区深草藤森町 1

連絡先 鈴木雄太

1. Graduate School of Comprehensive Human Sciences,
University of Tsukuba

Tennoudai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki, 305-8574

2. Institute of Health and Sport Sciences, University of
Tsukuba

Tennoudai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki, 305-8574

3. Faculty of Education, Kyoto University of Education
Fukakusafujinomori-cho 1, Kyoto 612-8522

Corresponding author y.suzuki @ lasbim.taiiku.tsukuba.
ac.jp

I 緒 言

球技スポーツでは、直線を速く走る能力とともに、フェイントのように走方向を素早く変換する能力が要求される。高松（1991）、田中ほか（1999）は、球技スポーツ選手では、直線走のタイムには競技水準による差がみられなかったが、方向変換走タイムは競技水準の高い方が良かったことを報告している。このように、球技スポーツにおいては、走スピードに加え、走方向を変換する能力が選手の競技水準を左右する要素の1つであるとされている（田中ほか，1999）。

これまでの方向変換走に関する研究では、走方向変換技術の指標の1つとして方向変換走のタイムが用いられてきた（瀧井・福井，1984；米田，1988）。一方、方向変換走のタイムは直線走能力、下肢筋力、走方向変換技術などの影響を受けるため（Young et al., 2002）、方向変換走のタイムのみでは走方向変換技術を十分に評価することは困難であると考えられる。また、方向変換走タイムと直線走タイムや下肢筋力との関係をみた研究はあるものの（Markovic, 2007; Young et al, 2002；中山，1998）、走方向変換技術あるいは動作に着目した研究はほとんどない。田中ほか（1999）は方向変換走における平均走スピードを直線走スピードで除したものを、中山（1998）は方向変換走タイムと直線走タイムの差を走方向変換技術を評価する指標として用いている。これらは、直線走と方向変換走のタイムあるいは平均走スピードを測定することで方向変換技術を評価しようとするものであるが、走方向変換動作を評価するには不十分である。

走方向変換は、力学的には、地面反力により身体重心速度の方向を変えることであるが、一般に身体重心速度の減速と加速を伴う。大築ほか（1986）は、球技選手にターゲットキャッチを行わせたときの走方向変換開始からターゲットをキャッチするまでに要した時間（ t ）、その間に移動した距離（ d ）、走方向変換開始時の走スピード（ v ）の3つの変数から算出した「素早さ指数 T

（ $T=t/dv$ ）」や走方向変換中の頭頂部位置から算出した「方向変化指数」、ターゲットキャッチまでに要した歩数と移動距離から算出した「歩数指数」、頭頂部速度から算出した「速度低下指数」を走方向変換の評価指数として用いている。そして、これらの指数は性別や競技種目、競技経験年数に影響されないことから、走方向変換技術の指標になり得るとしている。しかし、大築ほか（1986）の方向変化指数は、走方向変換前の頭頂部位置（ h_0 ）とキャッチ時のターゲット位置を結ぶ直線と走方向変換開始時の頭頂部位置（ h_1 ）と h_0 を結ぶ線分 L 間の角度（ a ）を100%とし、走方向変換2歩目の頭頂部位置と h_0 を結ぶ線分と L 間の角度の a に対する割合として算出されている。そのため、方向変化指数は、走方向変換中の姿勢変化などの影響を受けると考えられる。また、走方向の変換に関する評価は身体重心あるいはその速度を用いて行う必要がある。さらに、実際の球技スポーツでは、なるべく走スピードを維持して、短時間に大きく走方向を変換することが求められることが多いことを考えると、走方向変換動作を評価する場合には、走スピードの維持と走方向変換の角度の2つの観点から評価する必要があると考えられる。

走方向変換動作には、変換方向側の脚を進行方向へ踏み出すサイドステップ（Side step, 以下 SS）と、変換方向とは逆側の脚を支持脚の前でクロスして、進行方向へ踏み出すクロスステップ（Cross step, 以下 CS）の2つがあるとされている（Andrews et al., 1977）。球技スポーツでは SS と CS は、走方向変換時にどちらの脚が接地しているかによって選択されるため（大築，2004）、球技選手は SS と CS の両方に習熟していることが求められる。また、走方向変換を素早く行うには、下肢筋群の大きな筋力・パワーが要求され、下肢関節に大きな負荷が加わることから、球技選手が下肢の傷害を引き起こす原因の1つともなっている。Grindstaff（2006）は、合理的な走方向変換動作を身に付けることは、走方向変換能力の向上のみならず、怪我や故障の予防にも役立つと述べている。しかし、走方向変換動作

を詳細に検討したバイオメカニクスの研究は少なく、合理的な走方向変換動作は明らかにされていないようである。したがって、素早く走方向を変換するための動作をキネマティクスの観点から分析し、合理的な走方向変換動作を明らかにすることは、球技スポーツにおける走方向変換動作の指導法やトレーニング法を考えるために、さらに下肢の障害を予防するためにも役立つと考えられる。

本研究では、球技選手に異なる角度の方向変換走をサイドステップおよびクロスステップで行わせ、走方向変換動作を評価するための指数を提案するとともに、上位群と下位群の比較から合理的な走方向変換動作を明らかにすることを目的とした。

Ⅱ 方 法

1. 実験試技および VTR 撮影

被験者は、男子学生球技選手20名であった(年齢： 19.7 ± 1.3 yrs, 身長： 1.74 ± 0.05 m, 体重： 66.2 ± 5.2 kg)。走方向変換で用いるステップをSSあるいはCSとし、Fig. 1に示したように走方向に対する変換角度(設定変換角度)が

30, 60, 90度のジグザグ走と30 m 直線走を全力で行わせた。ジグザグ走は、スタート地点からゴール地点までの間に5 m 間隔で走方向変換点を5箇所設定し、いずれも総走距離が30 m になるようにした。試技順はランダムに決定し、各試技はそれぞれ2回ずつ行わせたが疲労の影響を避けるため、試技間に十分な休息時間をおいた。

スタートはスタンディングスタートとし、被験者にはスタート地点からゴール地点までできる限り早く走り抜けること、走方向を変換する際にSSでは外側の足(第3走方向変換点では右足)を、CSでは内側の足(第3走方向変換点では左足)をそれぞれの走方向変換点に設置したマーカー(プラスチック製、直径0.20 m, 高さ0.08 mのコーン)のなるべく近くに接地するように指示した。直線走およびジグザグ走のタイムを光電管で計測すると同時に、ジグザグ走の第3走方向変換点における走方向変換動作を2台のDVカメラで每秒60フィールドで撮影した(撮影範囲：前後方向5 m, 左右方向3.5 m, 高さ2 m)。撮影したVTR画像から3次元座標値を得るため、撮影範囲内の12箇所の高さ2 mのキャリブレーションポールを立てて、実験に先立って撮影

Fig. 1 Three kinds of zigzag running with different angles of direction change.

した．コントロールポイントの実測値と推定値の誤差は，前後方向で 0.0036 ± 0.0038 m，左右方向で 0.0038 ± 0.0029 m，鉛直方向で 0.0057 ± 0.0038 mであった．また，VTR 画像を同期するために，2 台の DV カメラに発光ダイオードの光を映し込んだ．

2. データ処理

本研究では，各ジグザグ走の中でタイムが最も良いものを分析対象とし，その第3走方向変換点の前後1歩を含む3歩を分析した．SS では外側の足が，CS では内側の足が接地している支持期を第2支持期とし，その1歩前および1歩後の支持期をそれぞれ第1支持期および第3支持期とした．

撮影した VTR 画像から各支持期の動作について身体分析点（25点）を動作解析システム（Frame-DIASII, DKH 社製）を用いてデジタイズし，左右方向を X 方向，前後方向を Y 方向，鉛直方向を Z 方向とし（Fig. 1），DLT 法を用いて身体分析点の3次元座標を算出した．次に，身体分析点の座標成分ごとに最適遮断周波数を決定し（Winter, 2004），Butterworth digital filter を用いて平滑化した（2.4～8.4 Hz）．平滑化したデータから，阿江（1996）の身体部分慣性係数を用いて部分および全身の重心の座標を算出し，これらを数値微分することで重心の速度および加速度を算出した．

このようにして算出した身体重心速度をもとに，各支持期において身体重心水平速度が最小となる時点を支持期中間とした．そして，各支持足の接地時（Foot strike, 以下 FS）を FS1～FS3，支持期中間（Mid-support, 以下 MS）を MS1～MS3，支持足の離地時（Toe-off, 以下 TO）を TO1～TO3 とした．

3. 測定項目と測定法

1) 走方向変換指数

Fig. 2 は，FS1 から TO3 までの水平面における身体重心の軌跡および FS1 における身体重心速度ベクトルを，設定変換角度が90度の SS の場

Fig. 2 The CG locus and CG velocity at the instant of FS1 in the side step technique of 90° (top view).

合を例として示したものである．本研究では，下記の式①により走方向変換指数（Cutting motion index, 以下 CMI）を定義した．この指数は，FS1 時の身体重心速度で TO3 まで移動したと仮定した場合に要する時間と FS1 から TO3 までに要した実時間（T）の比を示している．

$$CMI = \frac{L / (V_{FS1} \cos \theta)}{T} \quad \text{①}$$

ここで，L は FS1 と TO3 間の身体重心距離， V_{FS1} は FS1 における身体重心速度， θ は FS1 と TO3 における身体重心を結ぶベクトルと FS1 における身体重心水平速度ベクトル間の角度，T は FS1 から TO3 までに要した実時間である．

なお，Jindrich et al. (2006) が指摘しているように，高い走速度を維持して大きく走方向を変換する場合には，1 歩のみでねらいとした方向に変換することは難しいため，本研究では FS1 から TO3 までの区間を対象として CMI を算出することにした．

2) 走方向変換角度

各支持期における接地時および離地時における

Fig. 3 The definition of joint and segment angles.

身体重心水平速度ベクトル間の角度を走方向変換角度とし、以下の式②から算出した(鈴木・榎本, 2008)。

$$DCA = \cos^{-1} \left(\frac{CGV_{FS} \cdot CGV_{TO}}{|CGV_{FS}| |CGV_{TO}|} \right) \quad (2)$$

ここで、DCA は走方向変換角度、CGV は身体重心の水平速度ベクトル、FS および TO はそれぞれ接地時および離地時を示す。また、FS1 から各時点までの走方向変換角度の和を累積走方向変換角度とした。

3) 接地角度

本研究では、Fig. 3(a)に示したように、水平面における接地時の身体重心速度ベクトルと身体重心と支持足拇指球を結ぶベクトル間の角度を接地角度とした。

4) 関節および部分角度

走方向変換では身体重心速度の方向は時々刻々と変化するため、各時点において身体重心の水平速度成分方向を Y' 軸、鉛直方向を Z 軸、Y' 軸と Z 軸に直交する軸を X' 軸とする移動座標系を設定し、身体各部位の座標を変換した。そして、Fig. 3(b)および(c)に示したように、大腿角、膝および股関節角度(b)、支持脚の下腿内傾角(c)を求めた。関節および部分角度の時系列データは、群ごとに TO1 から FS2、FS2 から TO2 ま

でをそれぞれ100%として規格化し、1%ごとに平均値および標準偏差を算出した。

4. 統計処理

各測定項目について、ステップおよび設定変換角度を要因とする2元配置分散分析を行い、有意性がみられたものについては、Scheffeの方法により多重比較検定を行った。測定項目間のピアソンの相関係数を算出した。また、上位群と下位群の差の検定にはMann-WhitneyのU検定を用いた。なお、有意水準は、いずれも5%以下とした。

III 結 果

1. ジグザグ走タイム、走方向変換指数および走方向変換角度

全被験者の直線走タイムは 4.37 ± 0.14 秒であった。SSの30度と60度では、直線走タイムとジグザグ走タイムとの間に有意な正の相関がみられたが(SS30: $r=0.484$, $p<0.05$, SS60: $r=0.487$, $p<0.05$)、他の試技ではみられなかった。Table 1は、SSとCSにおける設定変換角度30、60および90度のジグザグ走タイム、走方向変換指数、第1から第3支持期までの走方向変換角度の和を示したものである。ジグザグ走タイムは、SS

Table 1 The zigzag running time, cutting motion index and total direction change angle in the side step and cross step techniques.

	Side step			Cross step			Significance
	30	60	90	30	60	90	
Zigzag running time (s, ZRT) (SD)	5.33 (0.30)	6.75 (0.45)	7.86 (0.42)	5.37 (0.33)	6.80 (0.44)	8.06 (0.48)	S30<S60<S90 C30<C60<C90
Cutting motion index (CMI) (SD)	0.98 (0.03)	0.92 (0.07)	0.85 (0.12)	0.99 (0.03)	1.00 (0.12)	1.06 (0.23)	
r to ZRT	0.281	0.080	0.315	0.404	-0.118	-0.177	
Direction change angle (deg) (SD)	26.6 (4.9)	51.8 (7.6)	76.5 (12.3)	28.9 (4.3)	52.4 (7.1)	79.1 (8.0)	S30<S60<S90 C30<C60<C90
r to ZRT	0.484*	0.305	0.150	0.566**	0.197	-0.229	
r to CMI	0.182	0.321	0.403	0.350	0.499*	0.380	

*, <p<0.05; **, <p<0.01

およびCSとも、60度および90度よりも30度で短く、90度よりも60度で短かった（いずれも $p<0.01$ ）。走方向変換指数には、SSおよびCSとも設定変換角度による差はみられなかった。また、SSおよびCSとも走方向変換指数とジグザグ走タイムとの間には有意な相関はみられなかった。走方向変換角度は、SSおよびCSとも、30度よりも60度および90度で大きく、60度よりも90度で大きかった（いずれも $p<0.01$ ）。また、走方向変換角度とジグザグ走タイムとの間には、SSおよびCSの30度では有意な正の相関がみられたが（SS: $p<0.05$, CS: $p<0.01$ ）、他の試技ではみられず、走方向変換角度と走方向変換指数の間にはCSの60度のみで有意な正の相関がみられた（ $p<0.05$ ）。

設定変換角度60および90度の各支持期における走方向変換角度は、第1支持期ではSS（60度： $7.0\pm 3.3^\circ$ ，90度： $9.3\pm 4.3^\circ$ ）よりもCS（60度： $14.2\pm 6.3^\circ$ ，90度： $20.7\pm 8.1^\circ$ ）の方が大きく（ $p<0.05$ ），第2支持期ではCS（60度： $17.4\pm 6.5^\circ$ ，90度： $27.3\pm 8.6^\circ$ ）よりもSS（60度： $27.2\pm 5.7^\circ$ ，90度： $39.4\pm 10.2^\circ$ ）の方が大きかったが（ $p<0.05$ ），第3支持期ではステップによる差はみられなかった。設定変換角度30度では、いずれの支持期においても走方向変換角度にステップによる差はみられなかった。

2. 身体重心の水平速度とその変化

Fig. 4 は、SS および CS における各時点の身体重心水平速度を平均値と標準偏差で示したものである。身体重心水平速度は、SS および CS とも FS1 から TO3 のいずれの時点においても60および90度よりも30度で大きく（ $p<0.01$ ），90度よりも60度で大きかった（ $p<0.01$ ）。身体重心水平速度のステップ間の差は、30度ではみられなかったが、60度ではMS2でSSの方がCSよりも大きく（ $p<0.01$ ），90度ではFS1でSSの方が、MS2でCSの方が大きかった（ともに $p<0.01$ ）。また、SSとCSの直線走における平均走速度に対するFS1における身体重心水平速度の割合は、SSの30度で $89.73\pm 6.02\%$ ，60度で $68.15\pm 5.24\%$ ，90度で $62.00\pm 5.84\%$ ，CSの30度で $88.71\pm 6.27\%$ ，60度で $65.79\pm 4.37\%$ ，90度で $56.80\pm 6.49\%$ であった。

Table 2 は、SS および CS におけるFS1からTO3までの身体重心水平速度の減少量（FS1時の身体重心水平速度とFS1～TO3間の最小値の差）および増加量（TO3時の身体重心水平速度とFS1～TO3間の最小値の差）を走方向変換指数との相関係数とともに示したものである。減少量の絶対値は、SS および CS とも30度よりも60および90度で、60度よりも90度で大きく（いずれも $p<0.01$ ），走方向変換指数との間に有意な

Fig. 4 Means and standard deviations of the CG velocity at the foot strike (FS), mid-support (MS) and toe off (TO) in the side step and cross step techniques.

Table 2 The change in running speed, and correlation coefficients to the cutting motion index in the side step and cross step techniques.

	Side step			Cross step			Significance
	30	60	90	30	60	90	
Decrease (m/s) (SD)	0.41 (0.19)	1.10 (0.28)	1.65 (0.38)	0.37 (0.21)	0.74 (0.45)	1.13 (0.49)	S30<S60<S90 C30<C60<C90
r to CMI	-0.793**	-0.821**	-0.723**	-0.887**	-0.836**	-0.827**	
Increase (m/s) (SD)	0.40 (0.14)	0.71 (0.28)	0.86 (0.44)	0.42 (0.11)	0.52 (0.19)	0.75 (0.30)	S30<S60, S90 C30, C60<C90
r to CMI	0.167	0.456*	0.469*	0.547*	0.573*	0.798**	

*, $p < 0.05$; **, $p < 0.01$

Decrease: Difference between the CG velocity at the FS1 and the Minimum CG velocity from the FS1 to TO3
Increase: Difference between the CG velocity at the TO3 and the Minimum CG velocity from the FS1 to TO3

負の相関がみられた (いずれも $p < 0.01$)。増加量は、SS では、30度よりも60および90度で大きく (ともに $p < 0.01$)、CS では、30および60度よりも90度で大きかったが (ともに $p < 0.01$)、SS の60度と90度、CS の30度と60度の間には有意な差はみられなかった。また、SS の30度を除く全ての試技で増加量と走方向変換指数との間に有意な正の相関がみられた (90度のCS : $p < 0.01$, その他の試技 : $p < 0.05$)。

3. 上位群と下位群の抽出

Fig. 5 は、SS と CS における設定変換角度90度の走方向変換指数と第1から第3支持期までの走方向変換角度の和との関係を示したものである。走方向変換は、変換角度が大きくなるにたがって難しくなると考えられる。そこで、本研究では素早く走方向変換するための動作を検討するため、最も変換角度が大きい設定変換角度90度の場合において走方向変換指数と走方向変換角度がともに平均より大きかった被験者5名を上位

Fig. 5 The relationship between the cutting motion index and the sum of direction change angle from the 1st to 3rd support phase in the side step and cross step technique of 90°.

群，小さかった被験者5名を下位群とした．この分類によるSSのCMIは上位群で 0.89 ± 0.05 ，下位群で 0.74 ± 0.02 ，走方向変換角度は上位群で $88.3 \pm 4.2^\circ$ ，下位群で $77.0 \pm 12.8^\circ$ であり，CSのCMIは上位群で 1.22 ± 0.18 ，下位群で 0.86 ± 0.10 ，走方向変換角度は上位群で $91.7 \pm 4.7^\circ$ ，下位群で $78.8 \pm 8.9^\circ$ であった．なお，SSでは，走方向変換指数と走方向変換角度がともに著しく大きい被験者（CMI：1.23，走方向変換角度： 82.7° ）が1名いたが，本被験者のFS1時の身体重心速度（3.04 m/s）が全被験者の平均（ 4.26 ± 0.41 m/s）より著しく小さかったことから，他の上位群とは条件が異なると考えられるので，本被験者を上位群に含めなかった．なお，SSの上位群あるいは下位群に属する被験者は，CSの各群

Fig. 6 Means and standard deviations of the CG velocity at the foot strike (FS), mid-support (MS) and toe off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.

のものとは同じではない。

4. 上位群と下位群のジグザグ走タイムおよび身体重心水平速度

直線走タイムはSSの上位群で 4.34 ± 0.13 秒，下位群で 4.34 ± 0.14 秒，CSの上位群で 4.29 ± 0.12 秒，下位群で 4.43 ± 0.18 秒であり，ジグザグ走タイムはSSの上位群で 7.79 ± 0.53 秒，下位群で 7.87 ± 0.37 秒，CSの上位群で 7.71 ± 0.14 秒，下位群で 8.21 ± 0.61 秒であった．

SSとCSとも，直線走およびジグザグ走タイムは両群間に有意差はみられなかった．

Figure 6は，設定変換角度90度のSSおよびCSにおける上位群と下位群の身体重心水平速度を平均値と標準偏差で示したものである．SSで

Table 3 The support time and average normal acceleration of the CG in the support phases for the skilled and less-skilled group in the side step and cross step techniques.

	Side step, 90°		Cross step, 90°	
	Skilled	Less-skilled	Skilled	Less-skilled
Support time (s)				
1 st support phase	0.12 ± 0.02	0.13 ± 0.02	0.16 ± 0.01	0.16 ± 0.03
2 nd support phase	0.20 ± 0.02	0.15 ± 0.03	0.20 ± 0.02	0.16 ± 0.04
3 rd support phase	0.18 ± 0.02	0.18 ± 0.02	0.17 ± 0.02	0.17 ± 0.01
Normal acceleration (m/s ²)				
1 st support phase	4.23 ± 1.75	3.23 ± 1.59	10.89 ± 1.66	5.36 ± 2.21
2 nd support phase	10.22 ± 1.27	10.18 ± 2.08	8.65 ± 1.00	6.10 ± 1.60
3 rd support phase	7.25 ± 0.97	6.84 ± 0.40	9.13 ± 1.66	10.15 ± 1.86

> p < 0.05

は、身体重心水平速度は TO3 において上位群の方が下位群よりも大きかったが ($p < 0.05$)、他の時点では両群間に有意差はみられなかった。また、身体重心水平速度の減少量に有意差はみられなかったが、第 2 および第 3 支持期における増加量は上位群 (第 2 支持期: 0.50 ± 0.22 m/s, 第 3 支持期: 0.70 ± 0.17 m/s) の方が下位群 (第 2 支持期: 0.21 ± 0.17 m/s, 第 3 支持期: 0.31 ± 0.28 m/s) よりも大きかった ($p < 0.05$)。

CS では、身体重心水平速度は MS3 および TO3 では上位群の方が下位群よりも大きかったが ($p < 0.05$)、他の時点では両群間に有意差はみられなかった。また、第 2 および第 3 支持期における身体重心水平速度の減少量は上位群 (第 2 支持期: 0.22 ± 0.15 m/s, 第 3 支持期: 0.05 ± 0.08 m/s) の方が下位群 (第 2 支持期: 0.68 ± 0.33 m/s, 第 3 支持期: 0.33 ± 0.21 m/s) よりも小さく ($p < 0.05$)、増加量は上位群 (第 2 支持期: 0.26 ± 0.10 m/s, 第 3 支持期: 0.69 ± 0.11 m/s) の方が下位群 (第 2 支持期: 0.05 ± 0.05 m/s, 第 3 支持期: 0.38 ± 0.15 m/s) よりも大きかった ($p < 0.05$)。

Table 3 は、設定変換角度 90 度の SS および CS の各支持期における支持時間および身体重心の水平速度ベクトルに対して垂直方向 (法線方向) の平均加速度を示したものである。支持時間は、SS では第 2 支持期において上位群の方が下位群よりも長かったが ($p < 0.05$)、第 1 および第 3

支持期では両群間に有意差はみられなかった。CS ではいずれの支持期においても両群間に有意差はみられなかった。

法線方向の平均加速度は、CS では第 1 および第 2 支持期において上位群が下位群よりも大きかったが ($p < 0.05$)、第 3 支持期では両群間に有意差はみられなかった。SS ではいずれの支持期においても両群間に有意差はみられなかった。

5. 上位群と下位群の走方向変換角度の変化

各支持期における走方向変換角度は、SS では第 2 支持期において上位群 ($48.0 \pm 7.9^\circ$) の方が下位群 ($29.1 \pm 7.3^\circ$) よりも大きかったが ($p < 0.05$)、第 1 および第 3 支持期では両群間に有意差はみられなかった。CS では、第 1 および第 2 支持期において上位群 (第 1 支持期: $27.4 \pm 5.5^\circ$, 第 2 支持期: $31.7 \pm 5.1^\circ$) の方が下位群 (第 1 支持期: $13.4 \pm 5.7^\circ$, 第 2 支持期: $16.5 \pm 6.2^\circ$) よりも大きかったが ($p < 0.05$)、第 3 支持期では下位群 ($39.1 \pm 8.9^\circ$) の方が上位群 ($24.2 \pm 5.2^\circ$) よりも大きかった ($p < 0.05$)。Fig. 7 は、設定変換角度 90 度の SS および CS における上位群と下位群の FS1 から TO3 までの累積走方向変換角度を平均値と標準偏差で示したものである。累積走方向変換角度は SS では、MS2, TO2 および FS3 において上位群の方が大きく ($p < 0.05$)、CS では TO1 から TO3 の全ての時点において上位群の方が大きかった ($p < 0.05$)。

Fig. 7 Means and standard deviations of the total direction change angle of the CG at the foot strike (FS), mid-support (MS) and toe off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.

6. 上位群と下位群の走方向変換動作

Table 4は、設定変換角度90度のSSおよびCSにおける上位群と下位群のFS2時の接地角度、下腿内傾角度、第2支持期前半および後半の膝および股関節角度変化を示したものである。なお、膝および股関節角度変化の正は伸展を、負は屈曲を示している。

接地角度および下腿内傾角度は、SSでは両群間に有意差はみられなかったが、CSでは上位群の方が大きかった ($p < 0.05$)。

膝関節角度変化は、SSでは支持期前半において両群間に有意差はみられなかったが、支持期後半では上位群の方が大きく ($p < 0.05$)、上位群では伸展していたのに対して下位群では屈曲していた。CSでは支持期全体を通して膝関節は屈曲していたが、支持期前半における角度変化は下位群の方が大きかった ($p < 0.05$)。

股関節角度変化は、SSでは両群とも支持期全体を通して伸展していたが、支持期前半では下位群の方が ($p < 0.05$)、支持期後半では上位群の方が伸展は大きかった ($p < 0.05$)。CSでは支持期前半において上位群は股関節が伸展していたのに対して下位群は屈曲していたが ($p < 0.05$)、支持期後半では両群間に有意差はみられなかった。

Fig. 8は、設定変換角度90度のSSおよびCSにおける上位群と下位群のTO1からTO2までの大腿角度および角速度の変化を平均値 (太線)

Table 4 The foot contact angle and shank medial lean angle at the FS2, and changes in knee and hip joint angles in the 1st and 2nd half of the 2nd support phase for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.

	Side step, 90°		Cross step, 90°	
	Skilled	Less-skilled	Skilled	Less-skilled
Foot contact angle (deg)	53.9 ± 6.7	53.9 ± 3.6	57.9 ± 7.8	37.4 ± 12.2
Shank inward lean angle (deg)	45.8 ± 5.7	44.5 ± 3.4	60.2 ± 6.7	38.7 ± 13.6
Change in knee joint angle (deg)				
1 st half	-19.4 ± 3.3	-12.0 ± 12.1	-5.0 ± 7.3	-39.7 ± 17.4
2 nd half	19.1 ± 7.4	-3.6 ± 3.3	-2.6 ± 15.3	-6.5 ± 10.4
Change in hip joint angle (deg)				
1 st half	11.2 ± 4.3	22.2 ± 9.5	13.0 ± 9.9	-8.8 ± 13.1
2 nd half	27.7 ± 15.2	9.0 ± 9.2	18.3 ± 16.6	7.4 ± 8.1

> $p < 0.05$

Fig. 8 The averaged forward lean angle and angular velocity with standard deviations of the support thigh for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.

と標準偏差（細線）で示したもので、図中の縦線は MS2 時を示す。また、大腿角度の正の値は前傾を、負の値は後傾を示す。横軸の時間は、TO1 から FS2、FS2 から TO2 までの時間を FS2 時を 0 秒としてそれぞれの平均時間で示している。

SS を見ると、上位群では FS2 後に大腿角度および角速度が急増していたが、下位群ではこれらの変化は小さかった。また、上位群では接地後 0.12 秒あたりから大腿が前傾位にあったのに対して、下位群では支持期を通して大腿が後傾位にあった。支持期後半における大腿角変位および大腿

角速度（最大値）はそれぞれ上位群で 53.1 ± 8.4 度および 11.84 ± 1.15 rad/s、下位群で 18.2 ± 10.8 度および 7.66 ± 1.31 rad/s であり、いずれも上位群の方が大きかった（ともに $p < 0.05$ ）。

CS を見ると、上位群では大腿角度は FS2 から TO2 まで増加し続け、大腿角速度は支持期の中間あたりで最大となっていたが、下位群ではこれらの変化は小さかった。FS2 および MS2 における大腿角度には両群間に差はみられなかったが、下位群では支持期を通して大腿が後傾位にあり、TO2 では上位群の前傾角度が大きかった（ $p < 0.05$ ）。第 2 支持期における大腿角変位と大腿角

速度（最大値）はそれぞれ上位群で 49.3 ± 11.9 度および 7.18 ± 1.12 rad/s, 下位群で 12.7 ± 11.3 度および 2.85 ± 1.02 rad/sであり、いずれも上位群の方が大きかった（ともに $p < 0.05$ ）。

Ⅵ 考 察

1. 走方向変換指数および走方向変換角度について

これまでの研究や指導の現場では、方向変換走タイムを指標にして走方向変換技術や能力を評価しているようである（瀧井・福井, 1984; 米田, 1988）。しかし、方向変換走タイムは直線走能力、下肢筋力、方向変換技術などの影響を受けるため（Young et al., 2002）、方向変換走タイムのみで走方向変換技術の評価することは適切ではないと考えられる。本研究では、走方向変換技術の評価するための指標の1つとして走方向変換指数を算出した。Table 2に示したように、SSおよびCSのいずれにおいても走方向変換指数と身体重心水平速度の減少量との間に有意な負の相関がみられ、またSSの30度を除く全ての試技において増加量との間に有意な正の相関がみられた。これらのことから、走方向変換指数は、走方向変換中の走速度維持の程度を示す指標の1つになると考えられる。

一方、SSでは設定変換角度が大きくなると走方向変換指数が小さくなったが、逆にCSでは大きくなった（Table 1）。Fig. 4に示したように、変換角度60および90度では、FS1時の身体重心水平速度はSSの方が大きかったが、FS2およびMS2ではCSの方が大きかった。これらのことから、CSでは変換角度が大きくなると、FS1における身体重心水平速度が小さくなること、第1および第2支持期における身体重心水平速度の減少量が小さかったことなどが、走方向変換指数が大きくなった原因と考えられる。また、設定変換角度60および90度における走方向変換角度は、第1支持期ではCSの方が、第2支持期ではSSの方が大きかった。Ohtsuki et al. (1988)や鈴木・榎本（2008）は、走方向変換における地面

反力はSSの方が大きく、一步で大きく走方向を変換するにはSSの方が有効と報告している。このようにみえてくると、CSでは第2支持期のみでは大きく走方向を変換できないため、あらかじめFS1時における身体重心水平速度を小さくし、第1支持期においても大きく走方向変換していたと考えられる。一方SSでは、第2支持期において大きく走方向を変換するために第1および第2支持期において大きく減速したことが、走方向変換指数を小さくしたと考えられる。

方向変換走では、身体重心速度をなるべく維持しながら、身体重心速度をねらいとする方向に変えなければならない。Table 1に示したように、CSの60度を除く全ての試技で第1から第3支持期までの走方向変換角度の和と走方向変換指数との間に有意な相関はみられず、SSおよびCSの30度を除く全ての試技で走方向変換角度の和とジグザグ走タイムとの間にも有意な相関はみられなかった。また、SSおよびCSのいずれの試技においても走方向変換指数とジグザグ走タイムとの間には有意な相関はみられず（Table 1）、SSの30度と60度では直線走タイムとの間に有意な相関がみられたが、相関係数は低かった。これらのことは、ジグザグ走タイムのみでは走方向変換技術や能力を適切に評価できないことを示唆しており、走方向変換技術の評価では、走スピードの維持や走方向変換角度を考慮する必要があると考えられる。

2. 上位群と下位群の走方向変換動作について

本研究では、SSとCSのそれぞれについて、設定変換角度90°において走方向変換指数と走方向変換角度がともに大きかった5名の被験者を上位群、ともに小さかった5名の被験者を下位群とした（Fig. 5）。SSでは第2支持期における身体重心速度の減少量には、両群間に有意な差はみられなかったが、増加量は上位群の方が大きく、CSでは上位群の方が身体重心速度の減少量が小さく、増加量は大きかった。また、第2支持期の走方向変換角度は、SSとCSとも上位群の方が大きかった。これらのことは、上位群の方が方

向変換走の課題（走スピードを維持し、身体重心速度の方向を変えること）をよく達成していたことを示し、第2支持期における両群の下肢の動作を比較することにより、走方向変換技術を明らかにできることを示唆している。

1) Side step における上位群と下位群の走方向変換動作

第2支持期における身体重心速度の増加量は上位群の方が大きかったが（Fig. 6）、FS1やTO1では、身体重心速度は下位群の方が大きかったこと、直線走タイムは両群間に有意差がなかったことから、両群間の相違は直線走能力によるものではないと考えられる。上位群では、支持期前半における膝関節の屈曲が大きい傾向にあり、股関節の伸展は小さく（Table 4）、支持期後半の膝および股関節の伸展が大きかった。また、上位群では支持期における大腿角速度の最大値が大きく、その角度変化も大きかった（Fig. 8）。これらのことは、上位群では支持期前半において支持脚を大きく屈曲し、後半では伸展したが、下位群では支持期前半に支持脚を突っ張るようにしており、支持期後半では十分に伸展できなかったことを示すと考えられる。このように、上位群では支持期後半において膝および股関節が大きく伸展し、大腿が素早く、大きく前傾することにより走方向変換指数を大きくできたと考えられる。なお、FS2までの身体重心水平速度は下位群の方が大きい傾向にあったことから推測すると、下位群の示した支持脚関節の屈曲が小さい、突っ張るような動作は身体重心水平速度が大きかったために生じた可能性もあるが、このことについては今後さらに検討する必要がある。

走方向変換角度は、第2支持期では上位群の方が大きかった。第2支持期における法線方向の平均加速度には、両群間に有意な差はみられなかったが、支持時間は上位群の方が長かった（Table 3）。本研究では、地面反力を測定していないが身体重心の法線加速度に両群間に差がないことから、上位群では第2支持期の支持時間を長くすることにより法線方向の力積を大きくして走方向変換角度を大きくできたと考えられる。ま

た、支持期前半における支持脚の屈曲および後半における伸展が上位群で大きかったことから（Table 4）、このことが第2支持期の支持時間を長くするのに役立ったと考えられる。

2) Cross Step における上位群と下位群の走方向変換動作の相違

上位群では、第2支持期における身体重心速度の減少量が小さく、増加量が大きかった。支持期前半における膝関節の屈曲は下位群の方が大きく、股関節は上位群では伸展していたのに対して下位群では屈曲していた（Table 4）。Rand and Ohtsuki (2000) は、CSの支持期前半において内側広筋はエキセントリックな筋活動により身体重心速度の減速に関与していると述べている。また、Besier et al. (2001) は、CSにおいて膝関節は、支持期を通して地面反力による受動的な屈曲モーメントを受け、それに抗するために伸展トルクを発揮していると報告している。これらのことから、支持期前半において膝関節まわりの筋群は負のパワーを発揮していると推察され、下位群では支持期前半における脚の屈曲が大きかったため、身体重心速度の減少量が大きくなったと考えられる。またFS2の大腿角度には両群間に有意な差はみられなかったが、支持期における大腿角速度の最大値は上位群の方が大きく、上位群では支持期全体を通して大腿が大きく前傾していた（Fig. 8）。上位群では第2支持期を通して股関節が伸展していたが、下位群では接地後に股関節が屈曲していた（Table 4）。このようにみえてくると、CSでは、膝および股関節の屈曲が小さく、支持期全体を通して支持脚、特に大腿を大きく前傾することが身体重心速度を維持して方向変換するために有効であると考えられる。

走方向変換角度は、第2支持期では上位群の方が大きく、法線方向の平均加速度も上位群の方が大きかった。このことは、上位群では第2支持期において側方に地面を強く蹴ることで、走方向変換角度を大きくしたことを示すと考えられる。また、FS2における接地角度および下腿内傾角は、上位群の方が大きかったことから（Table 4）、上位群では、FS2において支持足を側方

に大きく踏み出し下腿を内傾することで、第2支持期における法線方向の加速度を大きくできたと考えられる。

以上のことから、走スピードを維持して走方向を変換するためには、SSとCSとも支持期において大腿が素早く、大きく前傾することが重要であると考えられ、さらにSSでは支持期後半において膝および股関節が伸展することが、CSでは膝および股関節の屈曲が小さく、脚全体が素早く前傾することが有効と考えられる。

V 結 論

本研究の目的は、サイドステップ(SS)およびクロスステップ(CS)による方向変換走の動作を評価するための指数を提案するとともに、上位群と下位群の比較から合理的な走方向変換動作を明らかにすることであった。

本研究の結果をまとめると、以下のようになる。

- ① SSおよびCSのいずれにおいても、走方向変換指数と身体重心水平速度の減少量との間に有意な負の相関が、SSの30度を除く全ての試技で走方向変換指数と増加量との間に有意な正の相関がみられた。
- ② SSおよびCSのいずれにおいても、走方向変換指数とジグザグ走タイムとの間、30度を除く全ての試技で第1から第3支持期までの走方向変換角度の和との間には有意な相関はみられなかった。また、CSの60度を除く全ての試技で第1から第3支持期までの走方向変換角度の和と走方向変換指数との間にも有意な相関はみられなかった。
- ③ SSにおいて、上位群は第2支持期における身体重心速度の増加量が大きく、支持期後半における膝および股関節の伸展、大腿角速度の最大値が大きかった。
- ④ CSにおいて、上位群は第2支持期における膝および股関節の屈曲と身体重心速度の減少量が小さく、第2支持期における大腿角速度の最大値や後半の身体重心速度の増加量が大きかった。

以上のことから、走方向変換指数と走方向変換角度を用いて方向変換動作を評価することができると考えられる。そして、合理的な走方向変換動作としてSS、CSとも支持期における大腿の素早く、大きい前傾があげられるが、さらにSSでは支持期後半における膝および股関節の大きな伸展が、CSでは脚全体の素早い前傾が有効と考えられる。

文 献

- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *J.J. Sports Sci.*, 15(3): 155-162.
- Andrews, J.R., McLeod, W.D., Ward, T., and Howard, K. (1977) The cutting mechanism. *Am. J. Sports Med.*, 5(3): 111-121.
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Ackland, T.R., and Cochrane, J.L. (2001) Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 33(7): 1176-1181.
- Grindstaff, T.L., Hammill, R.R., Tuzson, A.E., and Hertel, J. (2006) Neuromuscular control training programs and noncontact anterior cruciate ligament injury rates in female athletes. *Journal of Athletic Training*, 41(4): 450-456.
- Jindrich, D.L., Besier, T.F., and Lloyd, D.G. (2006) A hypothesis for the function of braking forces during running turns. *J. Biomech.*, 39: 1611-1620.
- Markovic, G. (2007) Poor relationship between strength and power qualities and agility performance. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 47(3): 276-283.
- 中山忠彦 (1998) サッカー選手の方向転換を伴う疾走能力. 平成9年度大阪体育大学修士論文抄録集: 5-6.
- Ohtsuki, T., Yanase, M., and Aoki, K. (1988) Quick change of the forward running direction and footwork in target-catching ball games. *Biomechanics XI-B*: 820-825.
- 大築立志・梁瀬素子・青木恵子 (1986) 球技における走方向変更の素早さとフットワーク. 第8回日本バイオメカニクス学会大会論集: 130-134.
- 大築立志 (2004) 方向変更の運動調整. 金子公有, 福永哲夫編, バイオメカニクス—身体運動の科学的基礎—, 杏林書院, pp. 103-107.
- Rand, M.K. and Ohtsuki, T. (2000) EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in

- running direction. *Gait and Posture*, 12: 169-183.
- 鈴木雄太・榎本靖士 (2008) サイドステップおよびクロスステップにおける身体重心速度と地面反力との関係. *京都体育学研究*, 24: 1-12.
- 高松 薫 (1991) 体力・運動能力テストによるスポーツタレントの発掘方法に関する研究—その2 球技スポーツにおける完成段階の体力・運動能力テスト項目について—, *日本体育協会スポーツ医科学研究報告集—第2報—*: 61-71.
- 瀧井敏郎・福井 哲 (1984) サッカー選手の疾走能力. 第4回サッカー医・科学研究会報告書: 110-115.
- 田中 守・佐伯敏亭・西田寛文・田中宏暁・進藤宗洋 (1999) ハンドボール競技選手における方向変換走能力の研究. *福岡大学スポーツ科学研究*, 30(1): 1-18.
- Winter, D.A. (2004) *Biomechanics and motor control of human movement* (third edition). 49-50, John Wiley & Sons, New York.
- 米田 浩 (1988) 球技選手の方向の変化を伴った疾走能力について. *札幌女子短期大学部紀要*, 11: 1-6.
- Young, W.B., James, R., and Montgomery, I. (2002) Is muscle power related to running speed with changes of direction? *J. Sports Med. Phys. Fitness.*, 42: 282-288.
- (平成21年8月20日受付)
(平成22年2月1日受理)
- Advance Publication by J-STAGE
Published online 2010/03/19