

走速度増加に伴う身体のねじれに関する力学的研究

山田 憲政・関岡 康雄
小林 一敏・金子 靖仙*

A Biomechanical Study of the Running of the Body in Torsion at various speeds.

Norimasa YAMADA · Yasuo SEKIOKA
Kazutoshi KOBAYASHI · Yasunori KANEKO

The purpose of this study was to analyze the body in torsion in running at various speeds.

In order to analyze that, Fourier transform was used to find the phase and amplitude.

The results were summarized as follows:

- 1) As the running speed increased, not only the amplitude of rotation angle of waist line increased, but also the initial phase shifted forward.
- 2) In 80% running and 100% running, we found the case that the initial phase of waist line shifted forward more than -1.57rad . This suggested that right waist placed forward to left waist when the left leg landed.
- 3) The twist of the shoulder goes ahead of the twist of the waist. As the running speed increased, the phase difference decreased.
- 4) Arm swing goes ahead of the twist of the shoulder. As the running speed increased, the phase difference decreased.
- 5) As the running speed increased, the amplitude of relative angle of shoulder and waist varied little, but initial phase had tendency to shift forward. The fact that initial phase of relative angle shifted forward showed the body twisting was decreased at landing.

I. 緒 言

これまでに、走運動に関する様々な研究が行なわれてきたが、そのほとんどが身体各部位の運動が矢状面内で行なわれると仮定しており、3次元的に走運動を解析している研究は、Hinrichs⁴⁾、Williams⁹⁾、阿江⁷⁾、宮地⁷⁾らによって行なわれているが、その数は少ない。

疾走中の身体各部位の運動を矢状面内の運動として仮定した場合、走速度を決定する要因の一つであるストライドに、大きな影響を及ぼすといわれている身体のねじれについて分析することは不可能である。

疾走中の身体のねじれに関する研究として、金原⁵⁾らは、ターンテーブル上で身体のねじれ角を測定し、上半身がねじられるような腕の振り方により、その反動として逆方向の腰のねじれが引き出されることを示した。しかし、ターンテーブル上での実験結果を、実際の走運動場面にそのまま応用できるかどうかは疑問である。

青田²⁾らは、肩と腰の相対的ねじれ角を測定する装置を作製し、疾走中の相対的ねじれ角を測定し、疾走時に上体をねじれば、その割合で腰がねじられストライドが延びる、というような単純な関係は成り立たないことを示唆した。

また、宮地⁷⁾らは、疾走中の肩、腰の絶対的ねじ

*筑波大学大学院修士課程体育研究科

れ角, 相対的ねじれ角を写真分析, 及びゴニオメータにより測定し, 肩のねじれは腰のねじれに先行し, その位相差は熟練者では小さく, 未熟練者では大きいことを報告している。しかし, 同一被験者の身体のねじれが, 走速度増加に伴い, どのように変化していくかは報告されていない。

本研究では, 走速度増加に伴う身体のねじれの時間的変化を数学的に把握するために, フーリエ解析の手法を用いた。この場合, 肩と腰の絶対的ねじれ角, および相対的ねじれ角の時間的変化をフーリエ級数によって表わし, その級数の変化から考察しようとしてみた。

II. 方 法

1. 実験方法

(1) 被 験 者

筑波大学陸上競技部に所属し, 短距離を専門とする男子3名を用いた。表1に, 被験者の身体的特性と100mの最高記録を示す。

(2) 実験条件

Table. 1 Physical characteristics and best record of 100m for the subjects.

Subjects	Height (cm)	Weight (kg)	Best Record of 100m (sec.)
A	183.0	76.0	11"0
B	172.0	63.0	10"9
C	186.0	81.5	11"2

Table. 2 Stride length and stride Frequency at various velocity.

Subjects	Condition of running velocity (%)	(m/sec)	Stride length (m)	Stride frequency (Hz)
A	40	4.28	1.23	3.48
	60	6.07	2.05	2.96
	80	7.74	2.05	3.77
	100	9.84	2.37	4.15
B	40	3.48	1.12	3.11
	60	5.62	1.64	3.42
	80			
	100	8.73	2.00	4.36
C	40	4.47	1.94	2.30
	60	5.64	1.96	2.88
	80	7.07	2.19	3.23
	100	8.75	2.18	4.01

被験者に右足でForce Plate (キスラー社製) を踏むように指示し, 異なる4種の走速度で走らせた。走速度はあらかじめ4 m/s, 6 m/s, 8 m/sそして最高速(以下40%, 60%, 80%, 100%走と略称)と決定しておき, 十分な加速区間を得た後の等速疾走状態(約12m)をストップウォッチにより計測し, 定めた値に近い速度が得られるまで, 試技をくり返した。

このとき得られた走速度, ストライド, ピッチを表2に示す。なお, 被験者Bの80%走の値は, フィルム撮影失敗のため, 記されていない。

試技に際しては十分な加速区間をとり, 撮影区間では一定な走速度が得られるようにした。また, 自然な疾走フォームでForce Plateを踏んだ試技のみ採用した。

各被験者の大転子, 肩峰には, 長径3 cm, 高さ5 cmの円柱を両面テープで装着し, フィルム分析のランドマークとした。

(3) 実験装置

実験の構成を図1に示す。実験に先立ち, 3次元分析のキャリブレーション用に, あらかじめ実空間での座標値が知られている36点 (Calibration points) を撮影した。

走者の左右前方にそれぞれ16mm高速度カメラ(120f/s)を設置した。

2台のカメラの同期には, 走者の接地瞬間などのポイントが選ばれるが, 本研究では, より正確に行うため, Force Plateからの電気信号によりストロボが閃光する装置を用いて行なった。

なお, 2台のカメラには, パルスジェネレーター

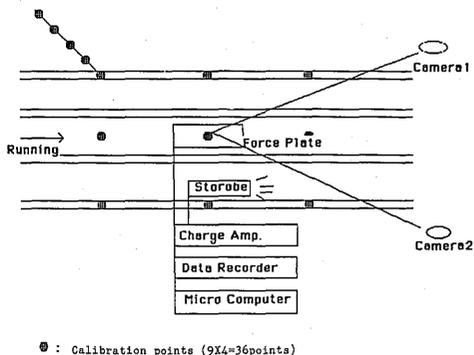


Fig.1 The construction of experimental instruments.

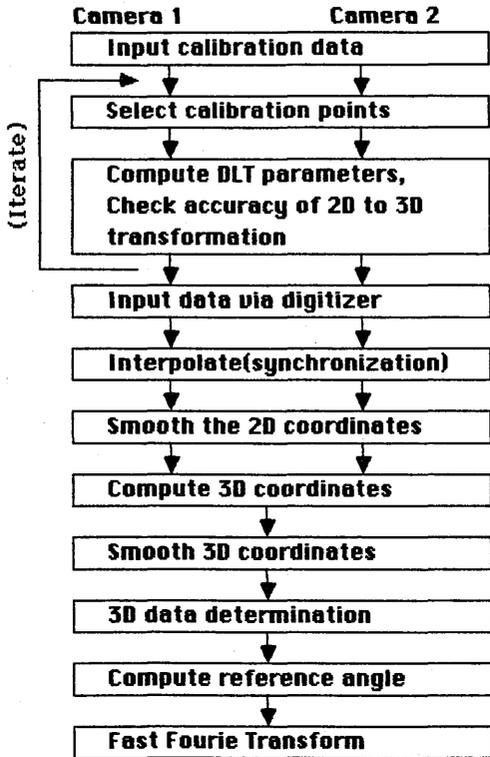


Fig.2 Major software modules of film analysis.

により100Hzのタイムマークを写し込んだ。

2. 分析方法

1) フィルム分析

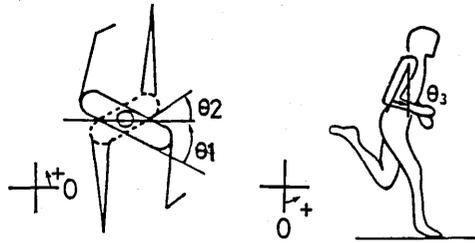
フィルム分析の手順を流れ図として図2に示す。以下にその概略を説明する。

撮影した16mmフィルムをデジタイザ上に投影し、走の1周期（ここでは、左脚が接地してから再び左脚が接地するまでとした。その間の右脚でForce Plateを踏ませた。）の身体各部位の座標を読み取り、マイクロコンピュータに取り込んだ。

2台のカメラから得られた身体各部位の座標は、ストロボ閃光のコマで同期させ、ラグランジュの補間を用いて毎秒200コマのデータとした。

あらかじめ決定してあるカメラ定数を用いて、2台のカメラからそれぞれ得られた身体各部位の2次元座標を3次元座標とした後、デジタルフィルタにより10Hzの遮断周波数で平滑化した。

平滑化された3次元データから、図3に示すような測り方によって θ_1 、 θ_2 、 θ_3 を算出した。なお、 $\theta_1 \sim \theta_3$ は、以下のように定義した。



θ_1 :Rotation angle of shoulder line
 θ_2 :Rotation angle of waist line
 θ_3 :Angle of flexion and extension of shoulder

Fig.3 Schematic illustration for each angle.

左右大転子を結ぶ線を腰の線とし、両肩峰部を結ぶ線を肩の線とした。

肩の絶対的ねじれ角 θ_1 は、上体が進行方向に正対した時を 0° とし、右肩が左肩より前方にある状態（真上から見て反時計回り）を正とした。腰の絶対的ねじれ角 θ_2 は、肩と同様に正対した時を 0° とし、右腰が左腰より前方にある状態を正とした。肩関節の屈曲・伸展角 θ_3 （上腕の前後振り角度）は、肩峰点を通る鉛直線を基本軸にとり、そこからの傾角とし、反時計回りを正とした。

肩と腰の相対的ねじれ角は、肩の線と腰の線によって作られる角で、次式で得られる。

相対的ねじれ角=肩の絶対的ねじれ角(θ_1)−腰の絶対的ねじれ角(θ_2)
 すなわち、右肩が右腰より前方にある状態を正とした。

2) フーリエ解析

得られた角度の時間的変化を数字的に把握し、各波形の振幅、初位相を比較するためにフーリエ解析³⁾の手法を用いた。

変動波形に対して、フーリエ解析により求められるフーリエ級数は、解析しようとする波形の範囲を基本周期とし、その整数倍の振動数を有する三角関数の和によって波形を数学的に表わそうとするものである。

この変動波形 $f(t)$ は以下のように表わされる。

$$f(t) = A_0 + \sum_{i=1}^{\infty} (a_i \cos it + b_i \sin it) \dots\dots(1)$$

A_0 : 定数項
 a_1 : フーリエ余弦係数
 b_1 : フーリエ正弦係数

さらに、各振動成分の初位相と振幅を算出するために(1)式を次の形に変形する。

$$f(t) = A_0 + \sum_{i=1}^{\infty} \sqrt{a_i^2 + b_i^2} \left[\frac{a_i}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}} \cos it + \frac{b_i}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}} \sin it \right] \dots\dots\dots(2)$$

ここで c_1 と ϕ_1 を以下のように定義する。

$$\begin{aligned} \sqrt{a_1^2 + b_1^2} &= c_1 \\ a_1/c_1 &= \cos\phi_1 \\ b_1/c_1 &= -\sin\phi_1 \end{aligned}$$

このとき

$$f(t) = A_0 + \sum_{i=1}^{\infty} c_i \cos(it + \phi_i) \dots\dots\dots(3)$$

が得られる。

ここでは、振幅 c_1 と初位相 ϕ_1 がはっきりした形で表われている。

この振幅 c_1 、初位相 ϕ_1 を求めるにあたり、コンピュータ処理に適した高速フーリエ変換 (FFT)⁸⁾ を用いて行なった。

III. 結果及び考察

Table. 3 Amplitude and the first ten waves of the fourier series.

N	θ_1	θ_2	θ_3
	Amplitude (rad.)	Amplitude (rad.)	Amplitude (rad.)
1	0.28	0.32	0.65
2	0.01	0.06	0.03
3	0.01	0.10	0.09
4	0.02	0.03	0.04
5	0.02	0.03	0.04
6	0.01	0.05	0.02
7	0.01	0.02	0.01
8	0.01	0.01	0.01
9	0.01	0.01	0.01
10	0.01	0.01	0.01

$\theta_1, \theta_2, \theta_3$: refer to fig.3

1) 各測定角度のフーリエ級数による近似について

小林⁶⁾、山田¹⁰⁾らは、走行中の下肢の各関節の角度変化をフーリエ級数の基本波による近似で、振幅、位相などの変化の大勢を把握できることを報告しているが、本研究でも、その手法を用いることにした。

表3に、肩の絶対的ねじれ角 (θ_1)、腰の絶対的ねじれ角 (θ_2)、そして上腕の腕振り角 (θ_3) の時間的变化を、フーリエ級数により表わしたときの第10次高調波までの振幅の一例を示す。

この表から見られるように、3つの角の場合とも、基本波に比べ高次高調波の振幅は急速に減衰している。このことは、全被験者の全試技で同様にみられる結果である。

図4に、肩の絶対的ねじれ角、腰の絶対的ねじれ角、上腕の腕振り角の時間的变化を、フーリエ級数の基本波のみを用いて近似した波形 (—・—) およびフィルム分析から得られた測定値 (.....) を示す。

この図から、これらの各角度変位は、片脚の接地から接地までを1周期としたフーリエ級数の基

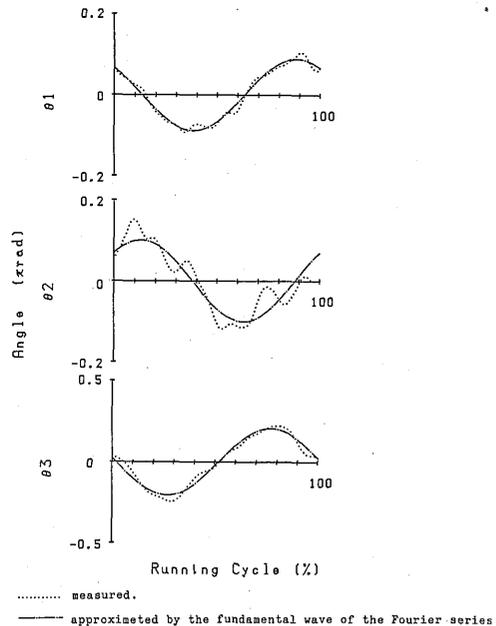


Fig.4 Diagrams approximated by the Fourier series for the angles ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$). $\theta_1, \theta_2, \theta_3$: refer to fig.3.

Table. 4 Amplitude and phase of the fundamental wave of the Fourier series for the θ_1 , θ_2 and $\theta_1-\theta_2$, and phase difference between θ_1 and θ_2 .

Sub.	Condition of running velocity		θ_1		θ_2		Phase difference (rad)	$\theta_1-\theta_2$	
	(%)	(m/s)	Amp. (rad)	Phase (rad)	Amp. (rad)	Phase (rad)		Amp. (rad)	Phase (rad)
			A	40	4.28	0.19	0.55	0.26	-1.89
	60	6.07	0.25	0.73	0.32	-2.09	2.82	0.56	0.93
	80	7.74	0.28	0.65	0.18	-1.65	2.33	0.42	0.98
	100	9.84	0.24	1.04	0.32	-0.81	1.85	0.44	1.82
B	40	3.48	0.24	0.16	0.13	-2.34	2.50	0.35	0.41
	60	5.62	0.28	0.73	0.17	-1.83	2.56	0.43	0.97
	80								
	100	8.73	0.24	1.04	0.32	-0.81	1.85	0.44	1.82
C	40	4.47	0.18	0.60	0.08	-3.19	2.48	0.25	0.42
	60	5.64	0.20	0.64	0.24	-1.78	2.42	0.42	1.06
	80	7.07	0.24	0.81	0.20	-0.99	1.80	0.34	1.44
	100	8.75	0.22	0.08	0.27	-1.57	1.65	0.36	0.95

θ_1, θ_2 : refer to fig. 3.

本波のみで良く近似されることがわかる。

また、表3から、腰の絶対的ねじれ角は、肩の絶対的ねじれ角、上腕の腕振り角に比べ第2次、第3次高調波の影響がやや大きいといえる。このことは、図4の腰の絶対的ねじれ角の測定値と近似波形のずれが、肩の絶対的ねじれ角、上腕の腕振り角のそれと比較して大きいことからわかる。

しかし、基本波のみで近似した波形でも、振幅、位相などの波形の特徴は把握できると考えられる。そこで、本研究では、各角度の測定値を基本波により近似した波形で考察をすることにした。

表4に、肩、腰の絶対角 (θ_1, θ_2)、および、その相対角をフーリエ級数の基本波により近似した場合の振幅、初位相、および、肩と腰の絶対角の位相差を示す。

また、図5に被験者Aの100%走における肩、腰の絶対角、及び相対角の時間的変化をフーリエ級数の基本波により近似した場合の波形を示す。同様に、図6には被験者Aの40%走のものを示す。

この図5、6から、肩と腰の絶対角は正負逆の関係を示し、一方が左回転すれば他方が右回転するような単純な関係ではないことがわかる。

図7には、被験者Aの100%走の疾走フォームを、前方、側方、真上からみたスティックピクチャーで示した。

2) 角測定角のフーリエ級数による分析

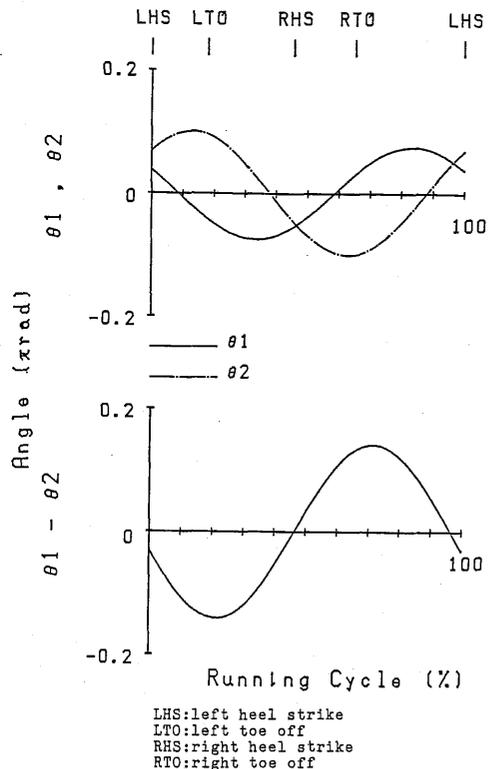


Fig.5 Diagrams approximated by the fundamental wave of the Fourier series for the angles ($\theta_1, \theta_2, \theta_1-\theta_2$) of sub. A. (100% running)

θ_1, θ_2 : refer to fig. 3.

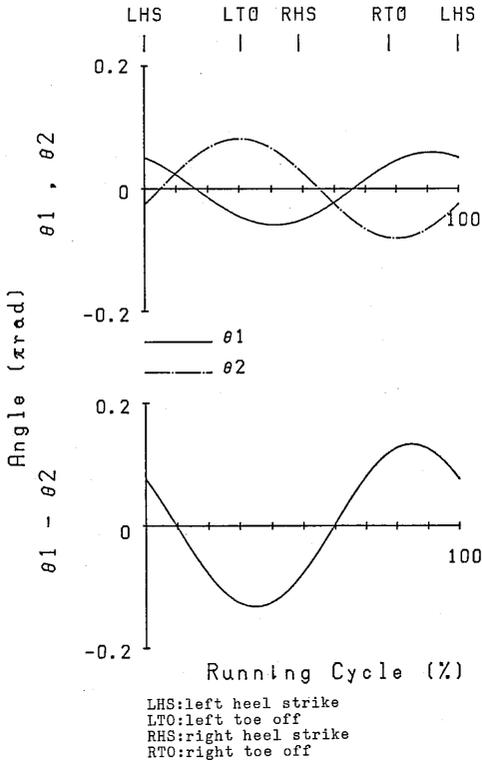


Fig.6 Diagrams approximated by the fundamental wave of the Fourier series for the angles ($\theta_1, \theta_2, \theta_1 - \theta_2$) of sub. A. (100% running)
 θ_1, θ_2 : refer to fig. 3.

表4に示した肩、腰の絶対的ねじれ角、および肩と腰の相対的ねじれ角の振幅、初位相の変化は、各被験者間で相違がみられるが、平均的に以下のような傾向がみられる。

腰の絶対角の振幅、初位相は、全被験者とも走速度増加に伴い、振幅は増加し、初位相が進む傾向にある。このことは、走速度増加に伴い腰のねじれ角の振幅は大きくなるが、接地時の腰のねじれ角が負の値から、正の値へと近づいていき、接地時の腰のねじれ角が減少することを示している。

ここで、初位相が -1.57rad より進んでいることは、左足接地時に概して右腰が左腰より前方にあることを示しており、被験者A, Bの100%走、および、被験者Cの80%走にみられた。

その後、最も腰がねじられる付近で離地している。

山田¹⁰⁾は、走速度増加に伴い股関節の屈曲のク

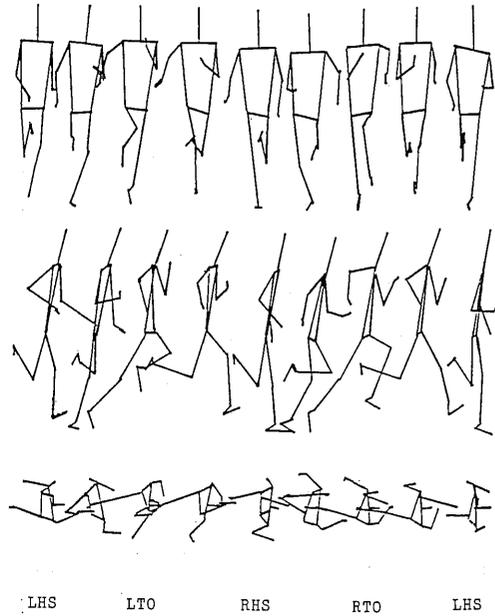


Fig.7 Stick picture of the running form for sub. A. (100% running)

イミングが、走局面の中で早い時期に起こるようになることを報告しているが、脚の運動に先立つ腰の回転運動⁷⁾も、この報告と同様な結果を示したことになる。

表4にみられるように、肩の絶対的ねじれ角の振幅は、走速度が増加しても各被験者とも、ほとんど変化がみられないが、初位相は、腰と同様、走速度増加に伴い進む傾向にある。このことは、走速度が増加しても肩のねじれ角の振幅はほとんど変化しないが、接地時の肩のねじれ角は減少していくことを示している。

ここで、肩、腰の絶対的ねじれ角の位相差をみると、各被験者とも走速度増加に伴い減少している。この結果は、宮地⁷⁾らの「肩と腰の位相が接近することにより、上体が腰をねじる働きを妨げないという効果をもつ」という報告と合致すると考えられる。そして、その傾向が走速度が増すほど顕著になるわけである。

表5に、肩のねじれに先立って振られる上腕の腕振り角の振幅、初位相、および肩の絶対角との位相差を示す。この表から、走速度増加に伴い腕

Table 5 Amplitude and phase of the fundamental wave of the Fourier series for the θ_3 , and phase difference between θ_3 and θ_1 .

Sub.	Condition of running velocity		θ_3		Phase difference (rad)
	(%)	(m/s)	Amp. (rad)	Phase (rad)	
A	40	4.28	0.31	1.26	0.71
	60	6.07	0.44	1.30	0.57
	80	7.74	0.57	1.31	0.66
	100	9.84	0.65	1.49	0.45
B	40	3.48	0.34	0.95	0.79
	60	5.62	0.34	1.15	0.42
	80				
	100	8.73	0.65	1.46	0.42
C	40	4.47	0.46	0.74	0.56
	60	5.64	0.46	0.97	0.77
	80	7.07	0.50	1.15	0.91
	100	8.75	0.58	0.89	0.67

θ_3 : refer to fig. 3

振りの振幅が増すと共に、初位相が進むことがわかる。このことは、左脚接地時に右上腕は前方に残っているが、走速度が増すほど身体に引きつけられて接地していることを示している。

表4に示されている肩と腰の相対角の振幅と初位相をみると、走速度増加に伴い振幅はあまり変化しないが、初位相が進むことがわかる。この相対角の振幅、位相は肩と腰の絶対的ねじれ角の振幅と位相の兼ねいで決定し、身体のねじれを表わしている。

腰の絶対的ねじれ角の振幅が走速度増加に伴い増加するにもかかわらず、相対角の振幅があまり変化しないのは、走速度増加に伴い肩と腰の絶対角の位相差が減少したためである。

相対角の初位相が進むということは、着地時の身体のねじれが減少することを意味し、1.57radより進むと、左足着地時に概に右肩より右腰が前方にあることを表わしており、被験者A、Bの100%走にみられる。

3) 身体のねじれとストライドの関係

走行中のストライドの大小は様々な要因によって決定されるため、身体のねじれとの関係を直接比較することはできないが、本実験で得られた結果から、平均的に以下のようなことが考えられる。

表2から、走速度増加に伴いストライドは増加

する傾向にあることがわかる。これに対し、腰の絶対的ねじれ角は走速度増加に伴い増加し、肩と腰の相対的ねじれ角、すなわち身体のねじれは、ほとんど変化がみられない。また、肩と腰のねじれ角の位相差は、走速度増加に伴い減少している。

これらのことから、腰のねじれの増加はストライド増加の要因と考えられるが、身体をねじれば、ストライドが増加するというような関係は成り立たない。そして、ストライド増加の要因と考えられる腰のねじれを、増加させるためには、肩と腰のねじれ角の位相差を減少させることが効果的であると考えられる。

V. 要 約

本研究は、走速度増加に伴う身体のねじれの変化を分析するために、肩と腰の絶対的ねじれ角、及び相対的ねじれ角の時間的変化をフーリエ級数によって表わし、その級数の変化から考察しようと試みた。

以下にその結果をまとめる。

- 1) 走速度増加に伴い、腰の絶対角の振幅は増加し、初位相は進む傾向にある。このことは、走速度が増すほど腰の絶対的ねじれ角は大きくなるが、接地時の腰のねじれ角が0°に(負の角度から正の角度に)近づいていくことを示している。
- 2) 80%走、100%走において腰の初位相が-1.57 radより進んでいる試技がみられた。これは、左脚着地時に概に右腰が左腰より前方にあることを示しており、その後、最も腰がねじられる付近で離地している。
- 3) 肩のねじれは腰のねじれに先行し、その位相差は走速度が増すほど減少する。
- 4) 上腕の前後への腕振り、肩のねじれに先行し、その位相差は走速度が増すほど減少する。また、上腕の腕振り角の初位相は、走速度増加に伴い進む傾向にある。このことは、左脚接地時に前方に残っている右上腕が走速度が増すほど身体に引きつけられることを示している。
- 5) 走速度増加に伴い、肩と腰の相対角の振幅はあまり変化しないが、初位相は進む傾向にある。腰の絶対的ねじれ角の振幅が走速度増加に伴い増加するにもかかわらず、相対角の振幅があまり変化しないのは、肩と腰の絶対角の位相差が減少するためである。また、相対角の初位相が進むということは、接地時の身体のねじれが減少していく

ことを示している。

参 考 文 献

- 1) 阿江通良・宮下憲・横井孝志・大木昭一郎・渋川侃二：「世界一流スプリンターの疾走フォームの分析」日本体育学会大会号，36：415，1985
- 2) 青田雅樹・小林一敏・宮地力：「走運動における腰のねじれに関する力学的考察」日本体育学会大会号，32：430，1981
- 3) ハミング（宮川洋・今川秀樹訳）：デジタルフィルタ，科学技術出版社，1980，pp.84-85.
- 4) Hinrichs, R. N., Covanagh, P. R., Williams, K. R.,: "Upper Extermity Contributions to Angular Momentum in Running," Biomechanics VII-B, 641-647, 1983
- 5) 金原勇・渋川侃二・三浦望慶・小木邦江：「短距離フォームの実験的研究」東京教育大スポーツ研究所報，5：43-45，1967
- 6) 小林一敏・小田博美・大島義晴：「走運動のフーリエ級数による分析」東京体育学研究，6：107-111，1979
- 7) 宮地力・小林一敏・中田了：「走運動における身体のねじれに関する力学的一考察」東京体育学研究，9：31-35，1982
- 8) 高橋康英・奥津尚宏・小泉孝之：実用振動解析入門，日刊工業新聞社，1984，pp.141-144.
- 9) Williams, K. R., Cavanagh, P. R.,: "A Model for the calculation of Mechanical Power during distance Running," Journal of Biomechanics 16: 115-128, 1983
- 10) 山田憲政：「走行中の下肢の動きに関する力学的考察」筑波大学体育研究科修士論文抄録集，7：161-164，1985