

# 走者の身体特性がランニングシューズの 動的機能に及ぼす影響について

兵庫教育大学 木下 博  
(共同研究者) 同 寺岡 敏郎  
大阪大学 生田 香明

## **The Effects of Selected Body Characteristics and Shoe Characteristics upon Runners**

by

Hiroshi Kinoshita, Toshio Teraoka  
*Hyogo University of Teacher Education*

Komei Ikuta  
*Osaka University*

### **ABSTRACT**

With the dramatic increase in the number of people participating in jogging and running during recent years, there has been a corresponding increase in the number of injuries directly attributable to such activity. In an effort to reduce the number of injuries, manufactures have attempted to design shoes which can lessen the undesirable effects of impact shock at heel strike, as well as the excessive pronation of the feet.

The purpose of this study was to investigate the relationship between selected physical characteristics of runners and two different types of running shoe. Specifically, two different relationship, 1) the relationship between the individual's body weight and the shock attenuation characteristics of the shoe, and 2) the relationship between the individual's foot type and the foot control characteristics of the shoe, were examined. A force platform interfaced with a micro-computer system, a 16 mm motion camera, and a photo-electric timing system were used for the collection of data. Three different body weight groups ( $\bar{X}$ =73.3, 65.1, and 58.0 kg) were formed from 15 rear-foot strikers, and following a static examination of

the foot, three different foot-type groups (severe pronators, normals, and poor pronators) were formed from 13 runners. Each runner ran across the force platform at  $3.9 \pm 4 \text{ m} \cdot \text{sec}^{-1}$  for ten trials for each of the two shoe (soft and firm) conditions.

A separate ANOVA was carried out on each selected kinematic and kinetic parameter. There were no significant interaction effects between body weight and shoe-type. However, significant main effects for body weight and shoe-type were found in some of the kinetic and kinematic parameters, suggesting that each factor could become a cause for the injuries. Additional cushioning mechanisms are needed in both the rearfoot and fore-foot portions of running shoes for heavy runners, in order that the weight of the body should neither limit running performance nor cause injuries.

There were significant interaction effects between foot-type and shoe-type in the selected parameters of the pronation-time curve. This interaction resulted from the fact that the maximum pronation angles of the normals and poor pronators remained at similar values for the two different shoe conditions, while the angles of the severe pronators changed considerably from the firm shoe to the soft shoe condition. The finding suggested that matching the individual's foot-type with an appropriate shoe-type could help in the prevention of some lower extremity and foot injuries.

## 緒 言

近年、健康の維持・増進、及び精神的ストレスの解消を目的として走る、いわゆる健康ジョギングの愛好者が増加しつつづけているなかで、ジョガー・ランナーに特発する諸種の障害の予防策、または、治療方法が、わが国においても深刻な医学上の問題として論じられてきている。ジョギングブームの到来に先駆けて、昭和56年に日本体育協会が全国の大衆ジョガーを対象として行ったランニング障害に関するアンケート調査<sup>15)</sup>では、実にジョガーの半数が既に何等かの障害を経験していたという事実を浮きぼりにし、その後の様々の角度からの研究に拍車をかけてきた。

今日までの知見を総括するとランニング障害の

原因としては、1) 練習時間、距離などトレーニング方法や内容に関連する諸因子の影響、2) 肥満や足部および下肢関節の可動性やアライメントの異常など個体の身体的特性諸因子の影響、3) シューズ、路面、気候など、用具・環境的諸因子の影響、そして、4) それら因子間の交互的作用の影響が挙げられる。

今回は、身体的特性を表す数多くの因子の中から特に障害との関連性が深いと指摘されてきた体重、および「足型」の二因子に着眼し、それぞれの因子が走者に及ぼす負荷作用について、ランニングシューズの機能性との関連性もふまえながら検討し、障害予防への一助となるべき基礎的資料を提供することを目的とした。すなわち、本研究では、1) 身体質量差およびシューズの緩衝性機

能差が実走時において身体へ作用する力（地面反力）に及ぼす影響，そして 2) 距骨下関節部の可動範囲，およびそのアライメント角度など主に静的な測定値にもとづいて分類される回内や回外足などの「足型」の差とシューズの足首の安定性機能（foot control function）が実走時の動的状態におけるアライメント角度および足裏への力作用に及ぼす影響，の二点について検討した。

実験方法

実験 1：ジョギング歴 3 年以上の成人男子 15 名を表 1 に示されるような三体重別グループに別け入れた。また，各被験者に底材の硬さを異とする二種類の実験用シューズを装着させウォームアップ走後，40m の実験用走路（コンクリート面）上にて各シューズ条件下 10 試技ずつのジョギング走を行わせた。その際，走路中間部に固定されたフォースプレート（キスラー社）により地面反力の検出を，また 16mm LOCAM シネカメラを用いて走者の側面からの高速度映画撮影（100fps）を行った。

表 1 被験者群の身体特性（実験 1）

	重体重群 (N=5)	中体重群 (N=5)	軽体重群 (N=5)
体重 (kg)	73.27 (1.95)*	65.11 (1.50)	57.95 (3.50)
身長 (m)	1.77 (4.02)	1.73 (3.31)	1.68 (4.27)
シューズサイズ (cm)	27.20 (0.91)	26.31 (0.57)	25.63 (0.48)

\* ( ) の数値は標準偏差値を示す

実験用シューズは，ミッドソールにエチレン酢酸ビニールのスポンジ材（ヒール部の厚み 20 mm），外底に 4mm のゴム材，中敷に 2mm のウレタンスポンジ材，アッパー部に市販のジョギング用シューズの上包部を利用し，ミッドソール部の硬度のみを一般的なジョギング用シューズよりも柔らかめ（Shore A Scale 25度）と硬め（45度）な材料を用いて作成された。

走速度は，光電リレー装置を用いてモニターし各走者に 15±.7km/h にて走行するよう命じた。地面反力信号は，増幅後，A/D 変換（1000 Hz）し，コンピュータ（テクトロニクス社）内にて演算処理を施しフロッピーディスクに保管する方法をとった。

フィルム分析は，デジタイザー（ニューモニックス社）およびコンピュータシステム（テクトロニクス社）によって行い，考察のためのキネマティック変量としてはステップ長，および着地直前の身体の垂直方向速度（大転子マーカーを使用）を算出した。また，地面反力からは垂直および水平方向分力を用い図 1 に示されるような 10 変量値をキネティックな情報として後の考察にあてた。

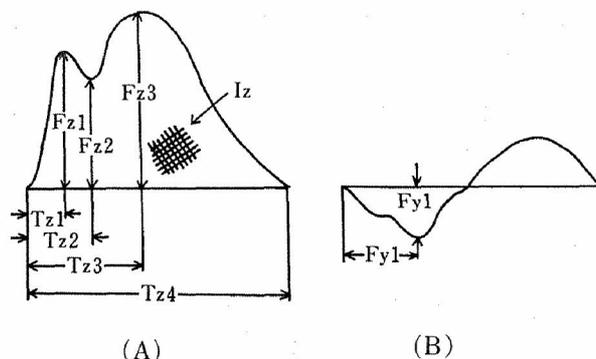


図 1 地面反力の諸変量（垂直方向分力（A），水平方向分力（B））

実験 2：専門医による診断の結果，距骨下関節が回内足と分類され，通常のジョギング時には軽度のアライメント矯正を足底板にて行いながらジョギングを行っている者 5 名，回内不足傾向にある者 3 名，および正常足者 5 名の三足型別グループを編成した（表 2）。

表 2 距骨下関節に関する計測の被験者グループ平均値（実験 2）

	回内足群 (n=5)	正常足群 (n=5)	回内不足群 (n=3)
可動範囲角度 (deg.)	36.6 (2.3)*	29.7 (3.3)	24.0 (1.7)
立位時 外反角度(deg.)	8.6 外反 (2.3)	3.7 外反 (2.0)	2.5 内反 (3.7)

\* ( ) の数値はグループ内標準偏差値を示す

これらの被験者に実験1にて使用した2種類の実験用シューズを装着させ15±.7km/hにて走行中の地面反力の記録および接地中の下肢後面の高速度映画撮影(100fps)を各シューズ条件下10試技ずつ実施した。

実験に際しては、回内足者はいずれも足底板を使用せずに走行した。フィルムデータからは、図2にて示されるように、シューズ後面中心線の絶対角度( $\alpha$ )、および下肢後面中心線の絶対角度( $\beta$ )を数値化し、それぞれを3次スプライン関数にて平滑化後、全着床期が100点となるように補間処理を施した<sup>12)</sup>。

さらに、これらの二絶対角度間の差(図2の $\theta$ 角)を距骨下関節回内の推定角度として用いた。この距骨下関節角度の変化曲線からはキネマティック情報として図3に示すような4変量を、また、地面反力については左右方向分力に注目し左

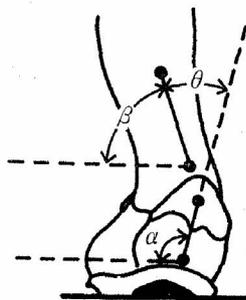
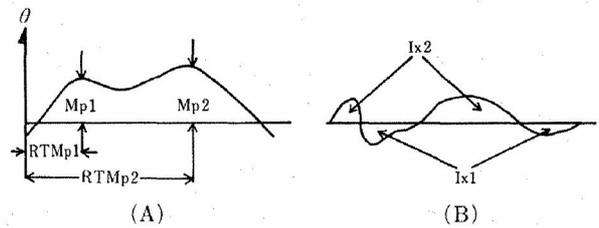


図2 フィルム分析(実験2)における測定角度



注) RTMp1 および RTMp2 は全着床時間に対する相対値

図3 フィルム分析(回内角度変化(A))および地面反力(左右方向分力(B))

右それぞれの方向への力積値をキネティック変量として算出した。

### 結 果

各被験者の各シューズ条件下における代表値として、10試技の平均値を算出し、その値を用いての分散分析法(2 Way ANOVA with Repeated Measures)による因子間交互作用効果および各因子の主効果の検定を行った。

表3, 4 および 5 は、いずれも実験1の結果をおのおののシューズ条件における体重別グループの平均値, グループ内標準偏差値, および分散分析の結果を表している。

体重とシューズ底硬度因子間の交互作用効果は、第1ピーク値(Fz1), および全着床時間(Tz4)にて若干の傾向を呈したが、いずれの変量においても有意水準(p=0.05)には達しえなかつ

表3 実験1における地面反力変量の体重別被験者群・各シューズ条件下平均値

シューズ	変量			Fz1 (N)			Fz2 (N)			Fz3 (N)			Fy1 (N)			Iz (N·s)		
	体重別グループ*	H	M	L	H	M	L	H	M	L	H	M	L	H	M	L		
柔底		1355 (277)**	1310 (241)	1320 (171)	1165 (201)	1108 (272)	1050 (200)	1958 (110)	1714 (130)	1544 (272)	300 (23)	324 (52)	298 (46)	254.9 (7.5)	234.4 (10.6)	185.2 (27.6)		
硬底		1450 (41)	1287 (388)	1227 (150)	1111 (157)	986 (235)	930 (190)	1938 (99)	1734 (107)	1541 (249)	286 (48)	292 (46)	278 (43)	254.3 (5.3)	230.8 (10.1)	183.1 (29.7)		
分散分析の結果***				S			B (H>L)			B (H>L, H>M)								

\* H=重体重者群, M=中体重者群, L=軽体重者群  
 \*\* ( ) の数値は, グループ内標準偏差値を示す  
 \*\*\* S=有意なシューズ底硬度差効果 (p<0.05)  
 B=有意な体重差効果

表4 実験1における地面反力時間変量の体重別被験者群・各シューズ条件下平均値

変量 体重別グループ シューズ	Tz1 (ms)			Tz2 (ms)			Tz3 (ms)			Tz4 (ms)			Ty1 (ms)		
	H	M	L	H	M	L	H	M	L	H	M	L	H	M	L
柔底	29.9 (1.2)	24.2 (5.3)	22.1 (3.6)	44.8 (2.8)	36.9 (4.7)	33.5 (6.5)	95.1 (8.7)	93.9 (18.1)	80.3 (8.7)	219.8 (7.5)	222.9 (12.7)	193.9 (7.8)	55.0 (1.0)	49.7 (7.1)	44.4 (2.0)
硬底	27.1 (4.0)	19.3 (7.3)	19.2 (4.9)	40.3 (2.4)	34.6 (9.2)	30.5 (4.5)	97.1 (8.6)	95.1 (13.3)	78.9 (8.5)	223.0 (5.5)	217.6 (10.7)	192.7 (9.6)	53.1 (7.7)	43.7 (7.7)	40.7 (2.0)
分散分析の結果	S			S						B (H>L, M>L)			B (H>L)		

表5 実験1におけるキネマティック変量の体重別被験者群・各シューズ条件下平均値

シューズ	変量 体重別グループ	ステップ長 (cm)			ステップ長相対値* (%)			垂直方向接地速度(cm/sec)		
		H	M	L	H	M	L	H	M	L
柔底		148.0 (12.2)	148.7 (8.2)	145.5 (8.5)	83.6 (6.9)	85.9 (4.7)	86.6 (5.2)	85.5 (12.0)	87.7 (6.2)	93.7 (3.8)
硬底		146.9 (10.8)	145.5 (7.4)	144.1 (9.0)	83.0 (6.1)	84.1 (4.3)	85.8 (5.3)	81.7 (12.6)	83.7 (7.6)	85.2 (4.7)
分散分析の結果								S		

\* ステップ相対値=ステップ長÷身長×100

た。

体重差の影響は、第2ピーク値 (Fz3), 総垂直方向分力力積 (Iz), および Tz4 において有意となり、その増加は、床反力の増大、ピーク値等発生時間の遅延傾向を、また、ステップ長 (絶対値) の増大、ステップ長相対値 (ステップ長/身長) の減少、垂直方向の接地速度の減少傾向をもたらしていた。

シューズ底硬度差は、最小値 (Fz2), 第1ピーク発生時間 (Tz1), 最小値発生時間 (Tz2), および垂直方向接地速度にて有意となった。柔底シューズは、Fz2 を高値に、時間変量値全般においてピーク発生時の遅延現象を、さらにステップ長の延長、とそれに伴う垂直方向接地速度の増加傾向を呈する結果をもたらしていた。

実験2の結果を表6にまとめて示した。回内角の第1ピーク値 (Mp1) において足型とシューズ底硬度の因子間に有意な交互作用効果が認められ

た。また、足型の差が回内角度の両ピーク値にて有意となった他、ピーク発生時間 (RTMp1 および RTMp2) で、回内傾向足者群が若干の遅延傾向を示し、さらに地面反力においては外側方向への力積 (Ix2) の増大、また内側方向への力積 (Ix1) の減少傾向を示した。

シューズの底硬度差による影響は、回内ピーク値に若干の増大、及びその発生時間の遅延傾向を呈したが、地面反力には目立った傾向は認められなかった。

### 考 察

1) 体重とシューズ底硬度変化が緩衝機構に及ぼす影響

全走者が走法を同じくしてフォースプレート上を走ったと仮定すると、理論上では体重に比例する地面反力の増減が認められなくてはならない。また、シューズ底については Frederick らが同

表6 実験2における地面反力およびキネマティック変量の足型別被験者群・各シューズ条件下平均値

足型別 グループ** シューズ	変量			Mp1 (Deg.)			Mp2 (Deg.)			RTMp1 (%)			RTMp2 (%)			Ix1*			Ix2		
	P	N	S	P	N	S	P	N	S	P	N	S	P	N	S	P	N	S			
	柔底	18.0 (1.8)	12.5 (3.5)	10.4 (2.5)	18.4 (3.4)	13.1 (2.1)	12.1 (1.4)	29.5 (6.7)	24.7 (5.8)	23.7 (5.5)	57.9 (3.7)	54.0 (7.4)	51.7 (0.8)	409 (357)	808 (652)	966 (863)	663 (383)	319 (385)	376 (518)		
硬底	14.1 (3.3)	12.2 (4.7)	10.4 (4.3)	17.1 (4.1)	12.7 (3.7)	11.5 (3.4)	24.8 (2.9)	22.5 (6.8)	23.4 (4.0)	54.1 (4.1)	50.9 (5.5)	51.4 (5.6)	462 (389)	920 (784)	1170 (992)	640 (351)	363 (233)	350 (310)			
分散分析の結果***	I, F(P<S)			F(P>N, P>S)																	

\* Ix1 および Ix2 の単位は (N.S/kg body wt) × 10<sup>4</sup>

\*\* P = 回内足者群, N = 正常足者群, S = 回足不足者群

\*\*\* I = 有意な足型・シューズ底硬度間交互作用効果 (p < .05)

F = 有意な足型差効果

実験と同種同硬度の底材を用いて落下試験機によるテストを実施しており、衝撃ピーク値は硬底で19.5G柔底で13.1Gであったと報告している<sup>6)</sup>。

さらに、本研究者の先行研究における身体を用いての落下実験では、ほぼ同硬度底材を備えたシューズ装着時の条件間で脛骨が受ける衝撃ピーク値に2から3Gの差が観察されている<sup>13)</sup>。

したがって、シューズ底材硬度変化は、実走時においても走者への衝撃の増減を増減を左右するであろうことが予想された。その上、緩衝性に優れた柔底シューズにおいては、走者の体重変化に大きく左右されることなく、衝撃を緩和吸収するが、硬底シューズにおいては体重の影響を多大に受けるであろうことも予想された。

分散分析の結果は、交互的作用効果がいずれの変量においても有意には至らず、我々の予想を覆す結果となった。特に、着地衝撃をよく表すとされる Fz1 は、その作用特性が比較的高周波的であることから、走者側による操作は困難である<sup>16)</sup>とされるにもかかわらず、シューズ底硬度差を始めとし、走者の体重差の影響すらも表出しえなかった点は興味深い(図4:Fz1)。

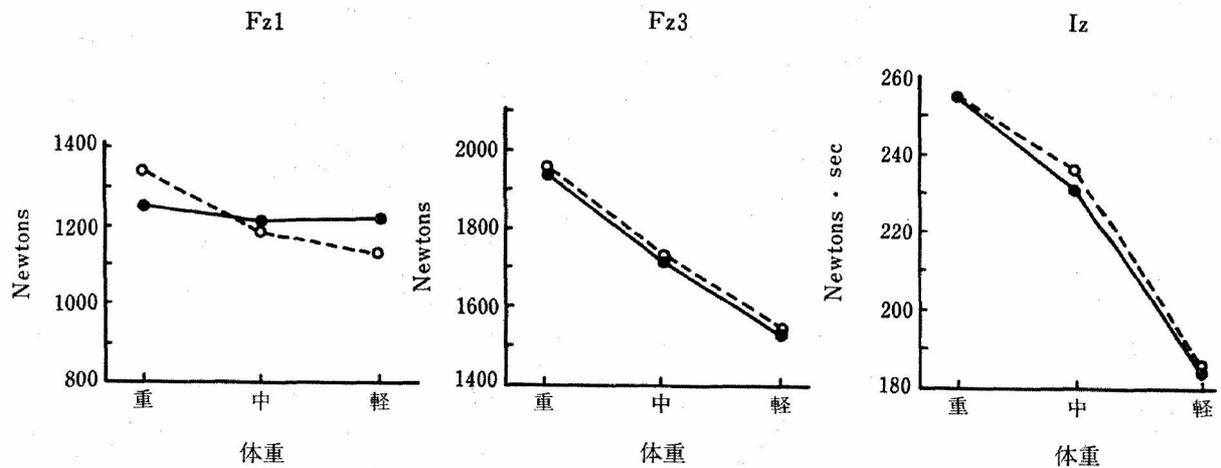
フィルム分析の結果(表5)を見ると、ステップ長は、体重の増加に伴い増大する傾向を呈して

いるが、標準化後の値は、重い走者群程、減少する傾向にある(図4:ステップ長相対値)。したがって、このような操作が身体の落下速度への変化をももたらしたことがうかがわれると同時に、着地時の衝撃をある程度操作していたものと思われる(図4:垂直方向接地速度)。

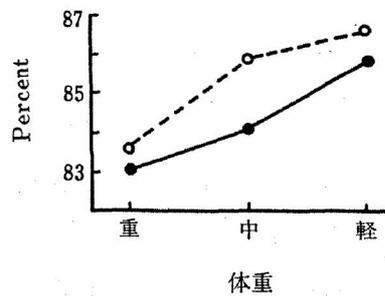
Fz1の増減については足の接地方法<sup>3),14)</sup>や着地に参加している身体の有効質量(Effective Mass)<sup>1),6)</sup>などの要因が関与しているとする報告もいくつか見受けられさらに究明されるべき課題が残されていると云えよう。

体重の増加による着地衝撃部以外への影響は、Fz3およびIzの変化(図4)、さらに、図5にても明らかのように、特に、最小値(Fz2)以後に、体重の増加とほぼ比例する作用力の増大が認められる。この時期は、丁度下肢の伸展によって身体が上方に持ち上げられる時に当たることから判断すると、重い者ほど特に下肢の伸展に司る筋肉への負荷は大きくなると云えよう。

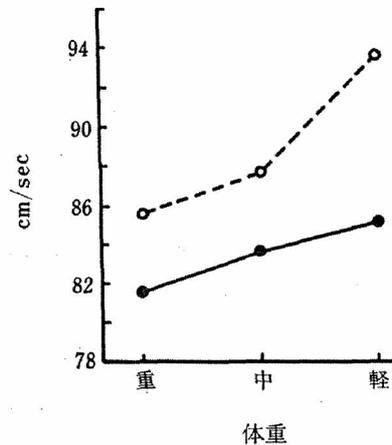
また、このような地面反力の体重との比例関係は、けり出し時の身体を挙上するための加速がほぼ同様であったことを示唆しており、フィルム分析の結果を参考にして考察すると、けり出し時の身体動作は、ほぼ同様ではあるが、着地時には重



ステップ長相対値



垂直方向接地速度



(柔底シューズ ○……○, 硬底シューズ ●——●)

図4 実験1における代表的な変量値のプロット

い者ほど手前側に接地するような操作を行っていたことが示唆された。

ピーク値発生時間や着床時間が重体重者群ほど長くなる傾向を示しているのは、重体重者群ほどシューズサイズも大きくなり(表1)、それに伴い底部のスポンジ材も若干ではあるが厚め傾向にあったことに由来するものと考えられる。

シューズ底硬度差が Tz1 や Tz2 に認められるのは底材を単純なバネモデルに想定すると、同一作用応力に対するバネ定数の異なるバネと作用時間との関係で解釈できる。換言すると、バネ定

数の低い柔底材程作用時間の延長が観察されて当然ということで説明できよう。

また、Fz2 の変化については、硬い底材ではヒザの積極的な屈曲が関与してくることを示した Clarke ら<sup>4)</sup> や Greene ら<sup>7)</sup> の先行研究にて詳しい説明が試みられており、本稿では、この点に関する説明は省略した。

## 2) 足型とシューズ底硬度変化が足部の安定性操作機構に及ぼす影響

距骨下関節における適度な回内動作は、路面の傾斜や凹凸に足裏が適応するための対応手段とし

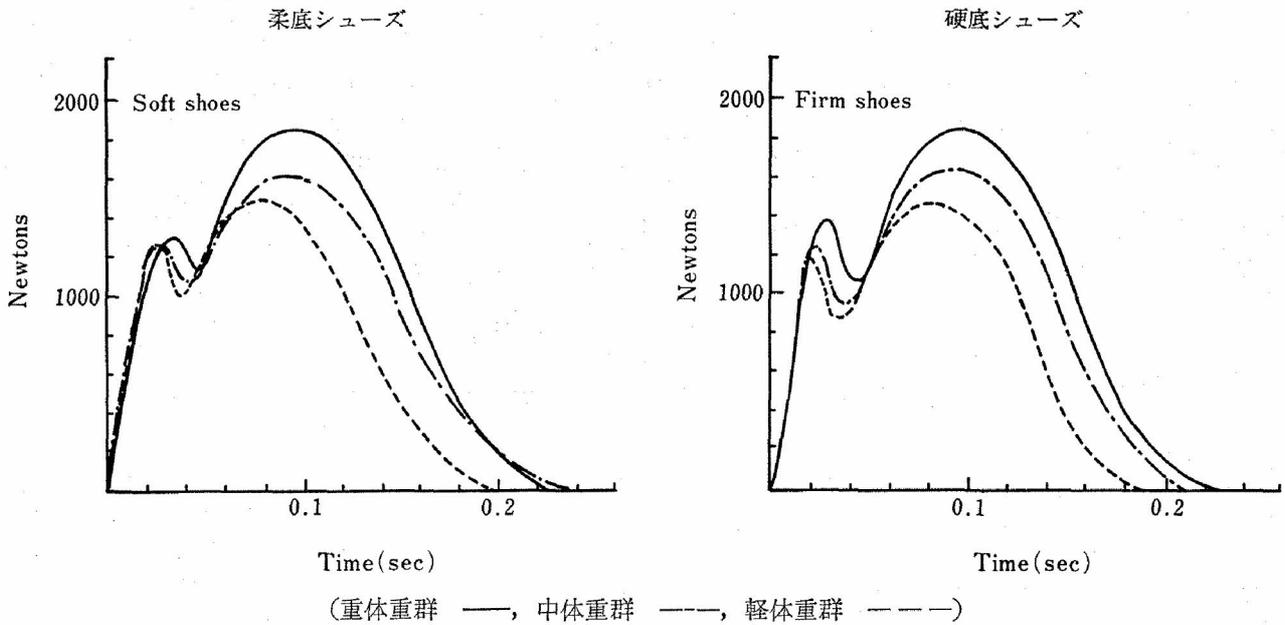


図5 床反力垂直方向分力のグループ平均のプロット

て重要な役割を果すばかりでなく、着地衝撃の緩和吸収作用にも参加することが知られる<sup>9)</sup>。しかしながら、回内は、その動きが過度となる場合や、また逆に不足する場合には上部に位置する下肢の筋肉、関節、腱などに負荷を加えることになる。その上繰り返し作用とも相まってアキレス腱炎や膝蓋靭帯炎などを始めとする様々な障害の原因となっていたことが報告されてきた<sup>10)</sup>。

他方、シューズ側の問題についてみると、柔らかい底材は、その材質の力学特性として緩衝能力に優れる反面、容易に圧縮変形を招き、足部、特に距骨下関節を不安定な状況に陥れることで知られる。

例えば、本研究者が行った回内足者の距骨下関節角度変化とシューズ底の硬度変形の関係についての先行研究においては、柔らかくなるほど圧縮に伴う変形が大きくなり、回内角度も増大することが示された<sup>11)</sup>。

また、正常足者を被験者として測定した例がClarkeらによって報告されており、硬、中、および柔の硬度によるミッドソール底を付けたシュ

ーズ装着条件下において観察された最大回内角度は、硬底で10.6°、中底で11.2°、および柔底で13.3°であったと記している<sup>5)</sup>。

しかしながら、Clarkeらが規定する正常足者とは単に過去のランニング歴において下肢に障害を来したことの無い者としているだけに止まり、アライメント角度を中心とした研究としては被験者の規定において若干の不備が認められる。そこで本研究では、足型についての規定をより厳密にし、専門医による診断にもとずいて分類された三種類の足型を有するジョガー・ランナーを被験者として選んだ。

まず、回内角度についてみると、第1、および第2ピーク値共に足型の差が明確に観察できる(表6)。このような結果は、専門医による静的な測定を主体とした足型の分類が動的な条件下においても有用であることを裏付けていると理解できよう。

回内角度の第1ピーク値に見られた足型とシューズ底硬度間の交互作用効果は、極めて重要な示唆を与えているものと考えられる。すなわち、正

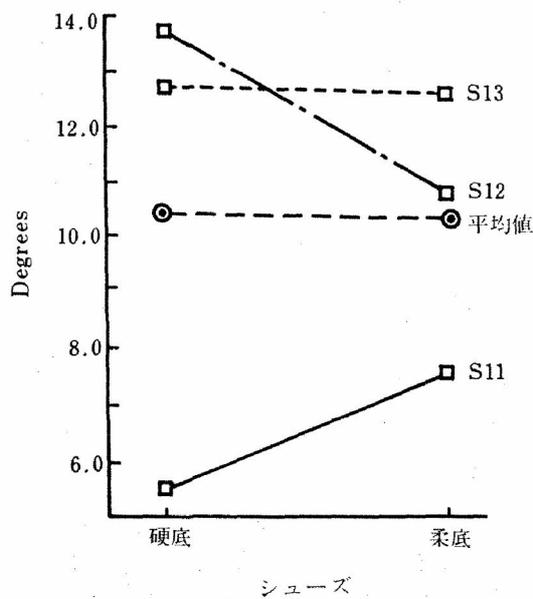


図6 回内不足者三名の硬底および柔底シューズ条件における回内角度第1ピーク値 (Mp 1)

常足者群および回内不足者群では、シューズ底硬度変化の影響をほとんど受けないが、回内足者群においては硬底と柔底間で約4°の差が観察できる。また、平均値からは判断しにくいですが、回内不足者群に属する三名の内、一名 (S12) について図6にて示されたように柔底時の角度が硬底時の場合よりも小さくなり、結果として回内不足傾向をさらに悪化している。したがって、柔底シューズが必ずしもすべてのランナーの回内角度を増大するとは限らないことになる。足型の適切な分類とその足型に合ったシューズの選択によっては、足部の不安定さから生じている数多くの障害は十分に予防しうるであろうと確信する。第1ピーク値において認められた交互的作用効果が第2ピーク値においては認められないのは、それぞれのピーク値がある程度独立の働きを司っているためと考えられる。

この点に関しては、本研究者の先行研究の結果<sup>11)</sup>をもふくめて考察すると、第1ピークについては距骨下関節部を中心とした後足部における動作が、また第2ピークについては、足根中足関節を中心とした前足部の動作が主に現れているもの

と推察される。次に、回内角度ピーク値の発生時間に関しては、回内角度が大きくなるほど、またシューズ底材が柔らかくなるほどピークの発生時間が遅くなる傾向を認めたが、被験者間に大きなばらつきが認められ、結果として統計的には有意水準には至らなかった。しかしながら、正常足者の値が本来のあるべき数値であるという観点からすると、回内足者の柔底シューズ装着条件下において観察された7%前後の遅れは、足部、および下肢部の他の関節との協調に何等かの支障を来すであろうことも考えられる。

この点に関しては、将来側方からの映画撮影をも含めた観察がなされなくてはならないであろう。また、ピーク発生時間が何故個々の走者で大きく違って発生するのであろうかと云う点についても今後の課題として残された。

最後に、距骨下関節部を中心とした足各部位への左右方向の作用力を地面反力 (煎力) より推察すると、回内足者群においては回内動作に伴う外側方向への力積 (Ix 2) が正常足者群の2倍程度にまで増大しており (表6)、回内足者の足部関節への負荷作用力の度合がある程度推定される。また、シューズの機能差については、目立った変化を観察することができなかった。地面反力情報を用いてシューズの足部の安定性機能を評価している先行研究がいくつか見受けられる<sup>2,8)</sup>。しかしながら、地面反力は、理論上では全身の動作変化を反映しているものであり、その上、本研究の結果においても明らかとなったように、特に左右方向分力においては個体間のばらつきが大きく表出してくることからも判断すると、足部のみの変化をもたらす足裏への力作用の変化を地面反力から明確に推定することは非常に難しいと云えよう。

### ま と め

地面反力および高速度映画を利用して、走者の

体重差, およびシューズ底硬度差が身体への負荷作用に及ぼす影響について, さらに足型, およびシューズ底硬度差が距骨下関節部の回内角度と関節への作用力におよぼす影響について検討した.

その結果, 体重の増加は, シューズ底の硬度差に由来する緩衝性機能の良し悪しに係らず, 総体的に身体への負荷作用力を増大することが判明した. しかしながら, 障害との関連性において特に問題視されている着地時に踵を通して身体の上部にまで作用する衝撃力については, 体重差の影響およびシューズの硬度差の影響をも観察しえなかった. この理由については, フィルム分析の結果より走法の変化による走者側の巧みな緩衝操作の影響が関与しているものと推察された.

距骨下関節動に異常を認める, いわゆる, 回内足, および回外足 (回内不足) は, 柔らかい底付のシューズとの組合せで, そのアライメントの異常性が更に助長される結果となった. したがって, 適切な足型の診断と適切なシューズの選択は, 不要な負荷作用とそれを原因として発生する多くの障害を予防するうえで非常に重要と結論付けられた.

多くのランニング障害は, 使い過ぎ症候群に属すると云われる. すなわち, 若干の作用力の変化や平素の歩行などにおいては何等の問題点を生じえない足部の僅かなアライメント異常が長期にわたる繰り返しの負荷作用によって次第に表面化してくるものと考えられる.

また, スポーツ専門医が, まだ不足しているわが国においては, これからジョギングなどを始めようとする者への予備診断の場も不足している状況にあり, ジョガー・ランナーの多くは, 自ら足部の異常性に気付かず走り続け障害に陥っているケースも多いとも云われる.

本研究の結果がスポーツ医およびジョガー・ランナーにとって予備措置としてのメディカルチェックの必要性と適切なシューズの選択の必要性を

認識するうえで, また, シューズメーカーにとっては, より安全なランニングシューズの設計, 製作への一基礎資料となることを願うしだいである.

なお, 本研究の一部は, 米国オレゴン州ユージン市セクレトハート病院内スポーツメディスクリニックのご協力を得て行われたものである. ここに感謝の意を表します.

#### 文 献

- 1) Bahlsen, H.A. and Nigg, B.M.; Estimation of impact forces using the idea of an effective mass (Abstract), 10th International Congress of Biomechanics Abstract Book, p. 21 (1985)
- 2) Bates, B.T., Osternig, L.R., Sawhill, J.A., and James, S.L.; An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data, *J. of Biomechanics*, **16** : pp. 181—191 (1983)
- 3) Cavanagh, P.R., and Lafortune, M.A.; Ground reaction forces in distance running, *J. of Biomechanics*, **13**(5) : pp. 397—406 (1980)
- 4) Clarke, T.E., Frederick, E.C., and Cooper, L.B.; Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties, *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces* (Nigg, B.M. and Kerr, B.A. eds.), pp. 25—33 (1983)
- 5) Clarke, T.E., Frederick, E.C., and Hamill, C.L.; The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running, *Med. and Sci. in Sports and Exercise*, **15**(5) : pp. 376—381 (1983)
- 6) Frederick, E.C., Clarke, T.E., Larsen, J.L., and Cooper, L.B.; The effects of shoe cushioning on the oxygen demands of running, *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces* (Nigg, B.M. and Kerr, B.A. eds.), pp. 107—114 (1983)
- 7) Greene, P.R., and McMahon, T.A.; Reflex stiffness of man's antigravity muscles during knee bends while carrying extra weights, *J. of Biomechanics*, **12** : pp. 881—891 (1979)
- 8) Grimshaw, P.; The effect of running shoe de-

- sign on the problems of pronation, *Marathon and Distance Runner*, Feb. pp. 18—25 (1984)
- 9) Hlavac, H.F.; *The Foot Book*, Anderson World Inc. Mountain View, California (1977)
- 10) James, S.L., Bates, B.T., and Osternig, L.R.; Injuries to runners, *Am. J. of Sports Med.*, **6**(2) : pp. 40—49 (1978)
- 11) 木下博, 福岡正信, 中谷公一; ランニング時における距骨下関節過度回内とその防止策の効果について, *臨床スポーツ医学増刊号*, **2** : pp. 200—203 (1985)
- 12) 木下博, 波多野義郎; 3次 spline 関数を利用した生データの修正法, *体育の科学*, **33**(1) : pp. 56—62 (1983)
- 13) 木下博, 寺岡敏郎, 戎利光; 温度変のランニングシューズミッドソール緩衝特性に及ぼす影響について, *デサントスポーツ科学*, **6** : pp. 138—145 (1984)
- 14) Luethi, S.M., Denoth, J., Kaelin, A., et al.; The influence of the shoe on foot movement and shock attenuation in running (Abstract), *10th International Congress of Biomechanics Abstract Book*, p. 164 (1985)
- 15) 中島寛之, 他; 昭和54年度日本体育協会スポーツ科学研究報告, No. V, 大衆ランナーの整形外科的研究, 日本体育協会スポーツ科学委員会 (1979)
- 16) Nigg, B.M.; *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetic Pub., Chicago, Illinois (1985)