

# シューズの底の厚さが 着地時に身体に及ぼす影響

	鹿屋体育大学	小野	喬
(共同研究者)	同	芝山	秀太郎
	同	田口	信教
	同	深代	千之
	同	深代	泰子
	同	北川	淳一

## **The Effects of the Soles of Running Shoes on the Physiological Parameters of Runners**

by

Takashi Ono, Hidetaro Shibayama,  
Nobutaka Taguchi, Senshi Fukashiro,  
Taiko Fukashiro and Jun'ichi Kitagawa  
*National Institute of Fitness and Sports in Kanoya*

### **ABSTRACT**

Running shoes have been studied extensively by many researchers so far. However, their approaches were mainly on the mechanics of the shoes such as absorptiveness of landing impact, resistance to slip, flexibility of the sole and weight of the shoes, and there were few papers on the physiological effects of the running shoes. The purpose of this study was to investigate the effects of the soles of running shoes on the physiological parameters of runners.

Two types of shoes were provided: one's sole was constructed of out sole (thickness 6.7mm, stiffness 68) only, without mid sole and wedge (S-1), and the other's was constructed of the same out sole as S-1, mid sole (thickness 15.3mm, stiffness 55) and wedge (thickness 8.8mm, stiffness 54) (S-2). Subjects were two healthy males, aged 20 years old. One was a highly trained long distance runner (YOS) and the other was an

untrained jogger (MDA). Electromyograms (EMG) of the subjects were recorded for rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (GC) during running at a constant speed (160m/min). Change of knee angle and contact period were also recorded with a goniometer and two foot switches (on the heel and the thenar), respectively.

There was no difference in EMG and goniogram between S-1 and S-2 in the trained subject (YOS). However, remarkable difference was found in the goniogram of the untrained subject (MDA). Namely, MDA with S-2 landed with smooth knee flexion, while with S-1, knee flexion was observed twice at landing. Besides, a higher electrical activity of the muscle was observed in S-1 compared with S-2, especially in GC and RF.

Consequently, it was suggested that the trained runner could not be influenced by the thickness of the sole, probably due to the high running technique, while the untrained was greatly influenced by the thin sole and the role of the knee joint to absorb the landing impact became very important.

## 緒 言

随意運動の成立には、何らかの情報が受容器から入力されて、神経衝撃という電気信号に変換され、それが求心性神経を経て中枢神経系に達し、そこで適当に処理されて出力信号となり、遠心性神経を経て、筋などの効果器を動かし出力するという機序が存在する。出力された運動パターンは、一部が再び生体にフィードバックされて、本来要求されている運動パターンとのずれを修正するのに用いられる<sup>2,10)</sup>。

ランニングなどの運動パターンに、スキルの差が生じるとすれば、その差は、第一に刺激を受け入れる受容器と求心性神経にかかわる性能、第二に行動を出力する効果器と遠心性神経にかかわる性能、第三には中枢神経系の性能ということになる。しかしランニングには、たとえば走り出そうとする意志のかかわる部分と、たとえば交互に足を出そうとする意識にのぼらない部分とがあ

る<sup>7,14,17)</sup>。そこで本研究では、ランニングをかなり無意識的な動作、すなわち、行動を出力する効果器と遠心性神経にかかわる性能に限定して考えようとした。

ランニングの運動パターンからみた出力制御能力は、諸種の要因によって修飾されるが、入力信号としてランニング・シューズの靴底の厚さに注目し、主として意識にのぼらない感覚の処理能力を、着地時の生理機能の変化から観察しようとした。ランニング・シューズの選択は、通常、身体の運動特性に適合しているか否かの判断をもとになされるが、たとえば走りやすくて疲れにくいシューズの基準は、着地時の衝撃を緩衝する性能、スリップに抵抗する性能、曲げの柔軟性に関する性能、そして重量感など、主としてシューズの物理的性能をもとに選択が行われる傾向にあった<sup>4,8,9)</sup>。

しかし、ランニング・シューズの適否の判断には、本来、生体側の生理的条件が根拠につけ加え

られるべき筈であり、本研究ではこれを、シューズの底の厚さの変化を受容器に入力する刺激として、これにより変動する生理的条件を、脚筋を主とする効果器の出力から判断しようとした<sup>5)</sup>。

### 実験方法

実験に用いたランニング・シューズの、アップパーはその一部に皮革を用いたナイロン材で一定とし、靴底の条件のみを変化させた。靴底は外底 out sole, 中底 mid sole および内底 wedge から成っており、外底は厚味 6.7mm, 硬度 68 の樹脂的ゴム材であり、中底は厚味 9.4~15.3mm, 硬度 43~68 のエチレンビニル・アセテートの発泡体、そして内底は厚味 11.5~18.8mm, 硬度 45~71 のエチレンビニル・アセテートを主材料とするものであった。シューズの底のこのような構成は、市販品のそれに準じたものであり<sup>8)</sup>、このうち緩衝材としての意義の少ない外底を定数とし、中底および内底を市販品を基準としながら 40 通りの組合せにより、月星化成 株式会社 技術部の協力を得て、各種ランニング・シューズを製作し、実験に供した。本報告では、ランニングの着地時における衝撃が身体に及ぼす影響を明らかにする目的から、ランニング・シューズは緩衝材を含まない外底だけのもの (S-1)、および中底および内底に十分な緩衝材を含むもの (S-2) の 2 種類を取上げた。それぞれのシューズの靴底の特性は表 1 の通りである。S-2 型では、一般のランニング・シューズに比し、硬度は同じであるが、およそ 13mm 大きい厚味を有していた。

シューズの底の厚さの変化が身体に及ぼす影響をみるために下肢筋の放電パターンの変化を指標とした。被験筋は下肢の屈曲伸展動作に積極的に働く大腿直筋 (RF), 大腿二頭筋 (BF), 前脛骨筋 (TA) および腓腹筋 (GC) の 4 筋である。筋電図は、筋腹中央部に直径 10mm の銀円盤電極 2 個を、約 3cm の間隔をおいて絆創膏で固定し、通常の皮膚表面誘導法により導出した。このときの膝関節角度は 10k $\Omega$  の同心型 B タイプの可変抵抗器を使用した電気ゴニオメータにより、連続的变化として検出した<sup>15,18)</sup>。足裏の着地と離地は、両足裏の母指球部と踵部に装着したフット・スイッチを、図 1 のような回路に組んで筋電図と同時記録しうるようにした。そのほか運動時の心電図の連続記録を行なった。

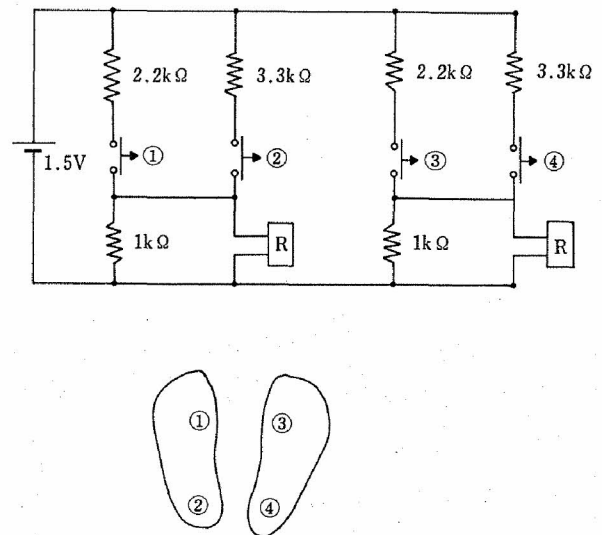


図 1 Block diagram of recording system of foot switch

被験者には 20 歳の健康な成人男子 2 名をえらんだ。被験者 YOS は大学陸上部に所属し、中長距

表 1 Characteristics of the sole of running shoes.

Type	Out sole		Mid sole		Wedge	
	Thickness	Solidity	Thickness	Solidity	Thickness	Solidity
S-1	6.7mm	68				
S-2	6.7mm	68	15.3mm	55	18.8mm	54

離を専門とするランナーで、身長 170.2cm、体重 58.0kg、 $\dot{V}O_2 \text{ max}$  57.6ml/kg·min として 1500m の最高記録 3'57''4 を保持していた。被検者 MDA は時々ジョギングをする一般の大学生で、身長 166.4cm、体重 65.0kg、 $\dot{V}O_2 \text{ max}$  63.7 ml/kg·min であった。運動負荷には、速度 160 m/min のトレッドミル走をえらび、トレッドミルの傾斜角を平地 (0%)、上り勾配 (+5%) および下り勾配 (-5%) の3種類と規定した。

### 実験成績

#### 1. シューズの底の厚さが筋の放電パターンに及ぼす影響

トレッドミル走時の下肢筋の筋電図を、図2および図3に示した。図2は、ランニングの鍛練者 YOS の例で、図の中央に平地のとき、同じく右に上り勾配のとき、そして左に下り勾配のときをあらわし、それぞれに薄い靴底 (S-1) および厚い靴底 (S-2) の例を示してある。図は上段から、膝関節のゴニオグラム、大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋および腓腹筋の各筋電図、そしてフット

・スイッチを表わしている。図中で縦に引かれた2本の直線の間は、足が着地してから離地するまでのいわゆる着床期を示している。図3は、対照とした一般人 MDA の結果である。

ランニングでは一般に着地の瞬間体支持にはたらく大腿直筋の放電がみられ、次いでキック力動作に働く腓腹筋の顕著な放電がみられる<sup>8)</sup>。平地のランニングでは、鍛練者の場合、図2のように底のうすいシューズでは、大腿直筋の放電が小さく、底が厚い場合には大腿直筋に大きな放電がみられた。一方非鍛練者ではシューズの底の厚さにかかわらず、かなり大きな放電が認められる。また下腿の同じく体支持にはたらく前脛骨筋は、全般に鍛練者で筋放電量が小さく、非鍛練者で大きく、とくにシューズの底の薄いときに著しい。キックにはたらく腓腹筋の放電も、鍛練者、非鍛練者とも、底の薄いときに大きいのが特色で、とくに非鍛練者にこの傾向が顕著である。

傾斜5%の上り勾配におけるランニングでは、図のそれぞれ右側に示したように、個々の筋の放電量の絶対値に若干の増加はみられるものの、全

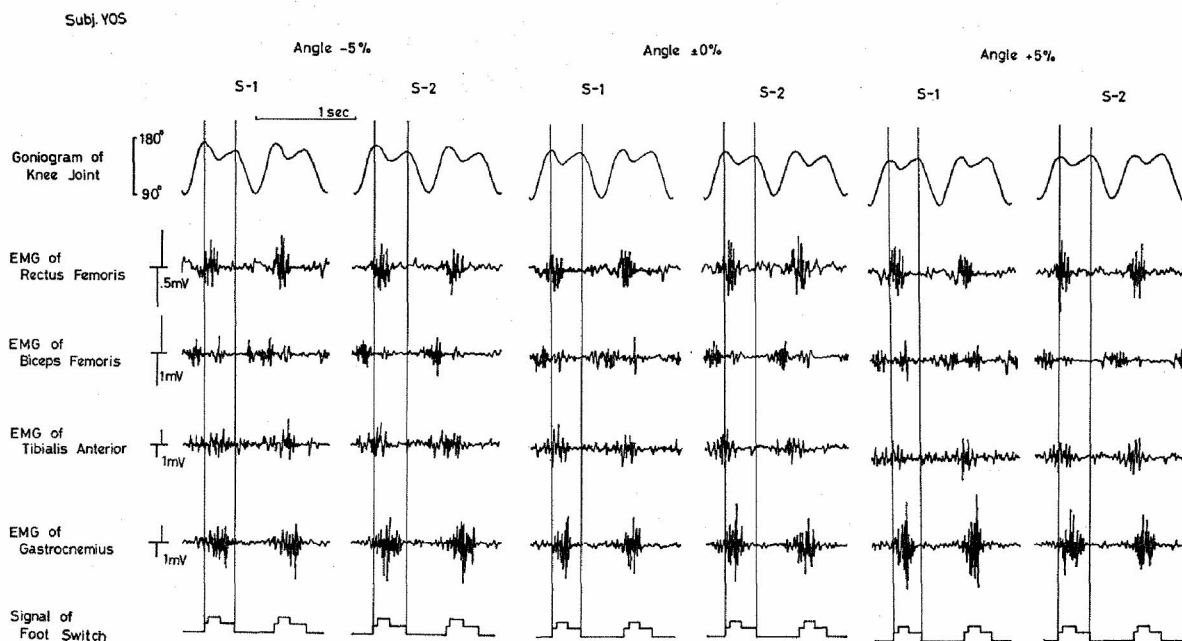


図2 EMG activity of the lower extremity muscles during running with two types of shoes in the trained long distance runner.

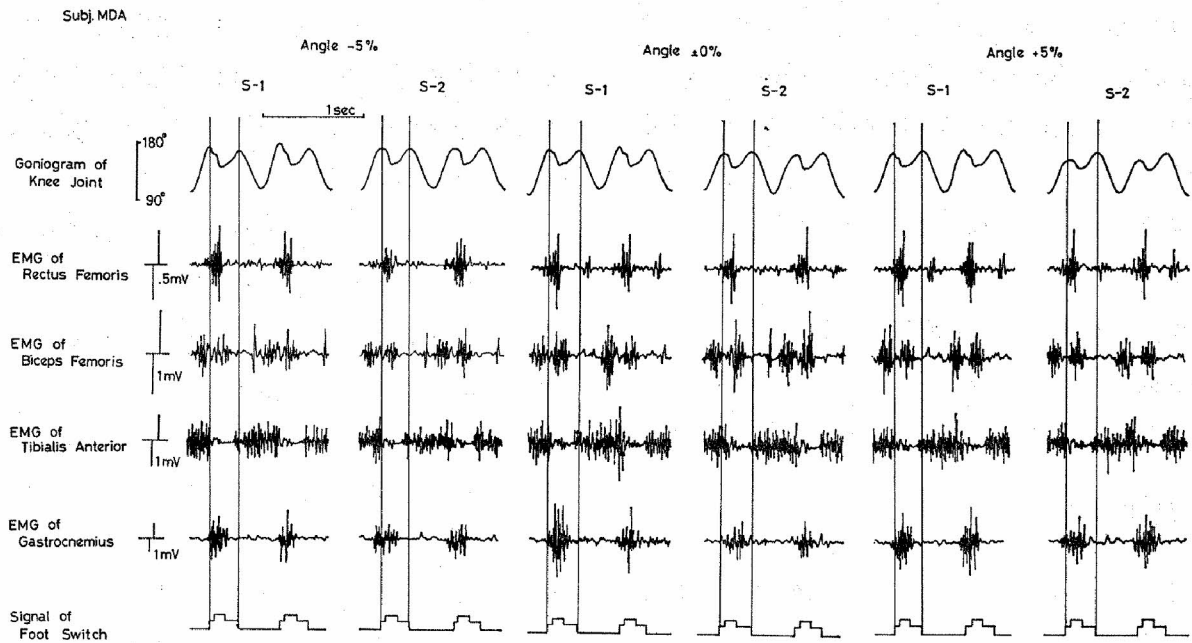


図3 EMG activity of the lower extremity muscles during running with two types of shoes in the untrained jogger.

体として筋の放電パターンの様式に、平地におけるそれと大きな差異はみられなかった。しかし傾斜5%の下り勾配におけるランニングでは、図の左側に示したように、筋の放電パターン自体に様式の差が生じ、ランニング時の筋活動がやや異なるものと推察された。たとえば体支持にはたらく大腿直筋は、鍛練者の場合、シューズの底の薄いときに放電量が小さく、底の厚いときも同様に小さいが、非鍛練者では底の厚いときは小さいものの、薄いときは著しく大きい放電がみられる。キックにはたらく腓腹筋は、平地や上り勾配のランニングでは、とくにシューズの底の薄いときに大きな放電を示したが、この下り勾配では鍛練者も非鍛練者も、むしろ小さめの放電量を示したにとどまった。

## 2. シューズの底の厚さが膝関節の運動に及ぼす影響

ランニング時の膝関節の運動を、関節の角度変化として記録したものが図2および図3の最上段に示したエルゴグラフである。曲線は上方へ向う

とき膝関節伸展を示し、着地と同時に屈曲し、キック動作により再び伸展していく様子を示している。また最下段に示したフット・スイッチは、はじめの着地（たとえば踵部）で第1段のマーク、続く着地（たとえば母指球部）で第2段のマークが入力されるようになっている。

鍛練者では図2にみられるように、着地により屈曲した膝関節が、再びキック動作により伸展していき、全体として着地時のエルゴグラフは、図のように滑らかなM字状をえがいていた。これにたいし非鍛練者では、着地により屈曲動作に入る際、シューズの底が薄いと図3にみられるように、膝関節が急激に角度変化を生じて一たん内側に屈折を示し、次いで普通の屈曲伸展動作に入るというエルゴグラフを示した。シューズの底の厚いときは鍛練者同様、全体として滑らかなM字状をえがくキック動作であった。このような膝関節運動のエルゴグラフは、平地ランニングと、上り勾配または下り勾配のランニングとにほぼ共通し、床面の傾斜角による特徴的差異は認められな

かった。

## 考 察

運動パターンの表われ方の差異を、その行動を出力する効果器と遠心性神経にかかわる性能だけに限定して観察することは、筋の収縮が合目的に行われ、筋の放電パターンにそれが表出されているという前提にたっている。無意識的に行われている反射運動の部分と、意識をはたらかせて行う随意運動の部分をあわせ持つランニング運動では、単なる脊髄レベルのフィードバック回路ばかりでなく、合目的なランニングのパターンをつくりあげ、同時にそれと平行してそのパターンに合わせた動作を円滑に行おうとしているといえよう<sup>1,6)</sup>。

こうした予測的制御を可能とさせているものは、もう少し高次の小脳レベルのフィードバック回路であり、ときに大脳皮質の関与する情報伝達系でもある。これが一方で動作のパターンを企画し、他方で、小脳レベルの閉回路と互いに影響しあい、脊髄レベルのフィードバック回路に合目的な興奮を送っていると考えられる<sup>7,16,19)</sup>。

ランニングに際して、シューズの底の厚さの変化を入力刺激とすることは、一般には、意識ののぼる部分にランニングの運動パターンの変容を指示するほどのものではない。むしろ反射運動の制御回路を含む随意運動の調節系が、次々と適当なタイミングで、適切な大きさの筋緊張の状態の指示を、反射運動の調節系に与えると考えられる<sup>11,18,20)</sup>。実験成績で述べたように、シューズの底の薄いとき、非鍛練者では、鍛練者に比して、体支持にはたらく大腿直筋の筋放電が大きく、また下腿の前脛骨筋の放電も持続的でなお量的にも大きい。加えて、着地時のキックにはたらく腓腹筋の放電は、鍛練者、非鍛練者とも、底の薄いときに大きい。とくに非鍛練者にこの傾向が著しい。しかもこの着地により膝関節が屈曲する

際、一たん内側に屈折を示して地面反力を緩衝したのち、通常の屈曲伸展動作に入るようなエルゴグラフを示している。

ランニング運動にたいするシューズの底の厚さの変化は、少くとも反射運動の調節系に諸種の影響を及ぼすと考えられる<sup>12,15,21)</sup>。底の厚いときは一般に、膝関節を十分に伸ばさないまま着地し、着地後にスムーズな膝関節屈曲伸展動作に入っていくのにたいし、シューズの底の薄いときには、膝関節を伸ばした状態で着地し、膝関節で一たん地面反力の衝撃を吸収して緩衝したのち、再び膝関節の屈曲伸展動作に入ってキック力を発揮するという2段構えの屈曲パターンが認められた。そのために筋活動も、大腿直筋や前脛骨筋などの体支持にはたらく大筋群に放電が著しく、またキック力にはたらく腓腹筋も活動が著しく大きい。

これらのことは、高度に鍛練されたランナーでは、シューズの底の厚さの変化を克服する走技術を体得しているために、常にほとんど同一のランニング運動を行ないうるのにたいし、一般の非鍛練者では、とくにシューズの底の薄いとき、地面反力として身体側に伝えられる衝撃力を緩和するために、体支持にはたらく筋の活動量を高めて、膝関節でそれを吸収するよう、脊髄レベルのフィードバック回路を動員して、動作パターンの円滑化をはかろうとしていることが推察される。

ランニング運動を出力する効果器を中心として観察するならば、高度の鍛練者を別として、一般のランナーにたいしては、かりに重量感を軽減しえたとしても、以上の実験成績に触れたように、シューズの底の薄いことは必ずしもランニング運動の円滑化に結びつかないことが推定される。それは随意運動の調節系に、何らかの生理的負担を大きくする可能性が示唆されるからである。

## 総 括

ランニングの運動パターンを、シューズの底の

厚さの変化を受容器に入力する刺激として、脚筋を主とする効果器の出力から観察しようとした。ランニングは随意運動であるが意識にのぼらない感覚の処理能力に委ねられた部分があり、これを着地時の生理機能の変化としてとらえることができる。シューズの底の厚さの変化が身体に及ぼす影響をみるために、下肢筋の放電パターンの変化を指標とした。被験筋は下肢の屈曲伸展動作に積極的にはたらく大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋および腓腹筋の4筋であり通常の皮膚表面誘導法により筋電図を導出した。またこのときの膝関節角度の変化および足裏の母指球部と踵部の離着地を同時に記録した。

ランニング・シューズは、緩衝材を含まない外底だけのもの(S-1)、および、中底および内底に十分な緩衝材を含むもの(S-2)の2種類とした。S-2型では一般のシューズに比し、硬度は同じであるが、およそ13mm大きい厚味を有していた。被検者は20歳の健康な成人男子とし、1名は中長距離を専門とするランナーで、他の1名はランニングの非鍛練者であった。

ランニングでは一般に、着地の瞬間、大腿直筋が放電して体支持にはたらき、次いでキック力発揮のため腓腹筋の顕著な放電がみられる。シューズの底の薄いとき、非鍛練者では、鍛練者に比して、体支持にはたらく大腿直筋の筋放電が大きく、また下腿の前脛骨筋の放電も持続的で量的にも著しく大きい。さらに着地時のキックにはたらく腓腹筋の放電も、鍛練者、非鍛練者にかかわりなく、底の薄いときに大きい。とくに非鍛練者にこの傾向が著しかった。加えて、この着地により膝関節が屈曲する際、底の薄いシューズを着用した非鍛練者では、膝関節が急激な角度変化を生じて一たん内側に屈折し、地面反力を緩衝したのち普通の屈曲伸展動作に入るというパターンを示した。

これらのことからランニングという随意運動の

調節系を観察すると、高度に鍛練されたランナーでは、シューズの底の厚さの変化を克服する走技術を体得しているために、常にほとんど同一のランニング運動を行いうるが、一般の非鍛練者では、とくにシューズの底の薄いとき、地面反力として身体側に伝えられる衝撃力を緩和するために、体支持にはたらく筋の活動量を高めて、膝関節でそれを吸収するよう、脊髄レベルのフィードバック機構を動員して、動作パターンの円滑化をはかろうとしていることが推察された。

#### 文 献

- 1) Angel, R.W.; Electromyography during voluntary movement: the two burst pattern. *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.* **36** : 493—498 (1974)
- 2) Barrow, H.M.; Biomechanics of human movement. In "Man and movement" 265—278, Lea & Febiger, Philadelphia. (1983)
- 3) Basmajian, J.V.; Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. Williams & Wilkins Co., Baltimore. (1978)
- 4) Bates, B.T.; Testing and evaluation of running shoes. In Winter, D.A. and R.W. Norman eds. "Biomechanics IX-B" 127—132, Human Kinetics Pub., Illinois. (1985)
- 5) 深代千之, 小野喬, 芝山秀太郎; シューズの底の厚さが脚筋の放電パターンに及ぼす影響, 人類動態学会第11回西日本地方会予稿集, 13 (1985)
- 6) Jensen, C.R., G.W. Schultz and B.L. Bangerter; Muscular actions of the lower extremities. In "Applied kinesiology and biomechanics" 126—152, McGraw-Hill Book Co., NY. (1983)
- 7) 川初清典; 身体運動における巧みさの科学, 杏林書院, 東京 (1982)
- 8) 木下博, 寺岡敏郎, 戎利光; 温度変化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** : 138—145
- 9) 小林一敏; スポーツシューズ, *J.J. Sports Sci.* **4**(10) : 729—733 (1985)
- 10) Kreighbaum, E. and K.M. Barthels; Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement. Burgess Pub., Minneapolis. (1981)

- 11) 倉田博 ; 筋力調節における運動単位の活動特性の二, 三の検討, 体力科学, **21**(4) : 183—187 (1972)
- 12) Light, L.H., G. McLellan and L. Klenerman; Skeletal transients or heel strike in normal walking with different footwear. *J. Biomechanics*, **13** : 477—480 (1980)
- 13) Milner-Brown, H.S. and R.B. Stein; The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J. Physiol.* **246** : 549—569 (1975)
- 14) 宮下充正 ; バイオエナジエティックスからみたスキル, 「スポーツとスキル」, 11—65, 大修館書店, 東京 (1981)
- 15) Nigg, B.M.; Loads in selected sport activities—An overview. In Winter, D.A. and R.W. Norman eds “Biomechanics IX-B” 91—96, Human Kinetics Pub. Illinois. (1985)
- 16) 芝山秀太郎, 江橋博 ; 筋電図からみた随意運動の拮抗筋支配について, 体力研究, **27** : 1—9 (1974)
- 17) 篠田義一 ; 随意運動制御における体性感覚の役割, 伊藤正男編「脳と運動」, 249—270, 平凡社, 東京 (1983)
- 18) Smart, G. and G. Robertson; Triplanar electrogoniometer analysis of running gait. In Winter, D.A. and R.W. Norman eds “Biomechanics IX-B” 144—148, Human Kinetics Pub. Illinois (1985)
- 19) Tokizane, T. and H. Shimazu; Functional differentiation of human skeletal muscle. Univ. Tokyo Press. Tokyo (1964)
- 20) Vander, A.J., J.H. Sherman and D.S. Luciano; Human physiology. The mechanisms of body function. McGraw-Hill Book Co. NY (1980)
- 21) 山崎信寿, 富田祐司 ; 足と靴のバイオメカニズム, バイオメカニズム, **8** : 80—88 (1984)