

下腿筋力測定の妥当性と信頼性及び大学生女子の下腿筋力

藤原 勝夫・外山 寛・幸山 彰一・池田 幸應・須郷 京子

The validity and reliability of the measurement of lower leg muscle strength and its value for female university students

Katsuo Fujiwara*, Hiroshi Toyama*, Shoichi Koyama*,
Yukio Ikeda** and Kyoko Sugo***

Abstract

The method that measures the strengths of ankle planter flexion, ankle dorsal flexion and foot digitorum flexion was divided, giving special consideration to the function of the lower leg muscle in human posture and locomotion. This study was designed to investigate the validity and reliability of the measurement of the lower leg muscle strength and get its value for female university students. The results were as follows:

1) The mean amplitude of EMG of agonist muscles increased according to the muscle strength that was displayed slowly. This indicates that we could measure the isometric muscle strengths aimed by our used method. The correlation coefficients between the muscle strengths of two measurements were all above 0.9. This suggests that the reliability of the measurement was very high.

2) All the lower muscle strengths for female university students (N=200) distributed normally. The muscle strengths were 86.7 ± 13.81 kg in ankle planter flexion, 31.9 ± 5.42 kg in ankle dorsal flexion and 40.6 ± 7.69 kg in foot digitorum flexion. The correlation coefficients between strength and body weight were all above 0.4. The muscle strengths per weight were 1.69 ± 0.254 in ankle planter flexion, 0.62 ± 0.098 in ankle dorsal flexion and 0.79 ± 0.134 in foot digitorum flexion. The correlation coefficients between muscle

* The College of Liberal Arts, Kanazawa University

** Kanazawa Economic College,

*** The Faculty of Education, Kanazawa University

strengths per weight were all below 0.3. This suggests that the lower leg muscle strength can not be evaluated by only one muscle strength.

1 目 的

ヒトの基本姿勢及びロコモーションの様式（直立2足性）からして、日常の身体活動の影響が下肢筋力に顕著に現われるものと考えられる^{7),11)}。特に下腿筋が立位姿勢の保持や歩行に重要な機能をはたしていると報告されている^{1),18)}。例えば、安静立位姿勢の保持において、ヒラメ筋は常時活動し、腓腹筋は身体が前方に比較的大きく動揺する時に活動する^{1),10)}。これらの筋は、歩行や走行においても推進力を生むのに重要な働きをする^{1),8)}。また、安静立位姿勢を保持している場合に足底筋である母指外転筋はほとんど活動が認められないが、重心線が踵から足長の60%（第5中足骨頭）よりも前方に保持されるような前傾姿勢では大きな力を発揮する⁶⁾。この筋は、歩行や走行において推進力を生む役割をはたす⁸⁾。また、下腿の伸筋群は、姿勢が大きく後方に崩れた場合に平衡を回復する機能や、歩行や走行において足の背屈運動を行なう機能を有する^{1),8)}。したがって、下腿筋の筋力については、これらの機能を重視して、足の底屈力、背屈力、足指屈曲力を測定するのが適当のように思われる。これまで、下肢筋力については膝の伸展力がよく調べられており、その年齢別の標準値が得られている¹³⁾。しかし、下腿筋力に関するそうした資料は、その重要性が認められているにもかかわらず極めて少ない⁵⁾。そこで、下腿筋力を容易に測定する方法を検討し、更にその方法を用いて多数の成人を対象として測定を行った。

2 方 法

(1) 筋力測定器

下腿筋力測定器は、著者が新たに考案したものである（和田研究所製作、図1）。この器具の大きな特徴は、力のセンサーが1個だけであり、歪ゲージを利用していることである。また、底屈力と背屈力は座位で膝関節を90°屈曲して測定するが、膝関節角度の調節はイスの高さを変

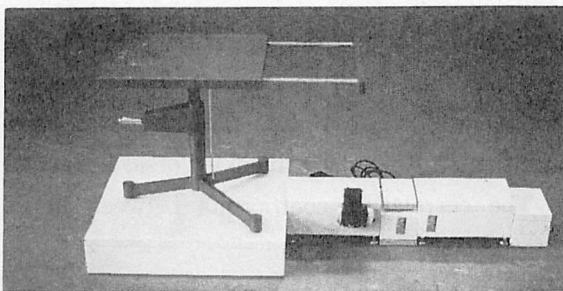


Fig. 1 The apparatus for measuring the leg muscle strength



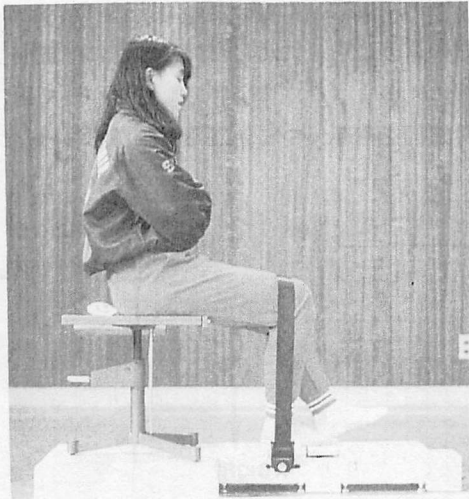
Fig. 2 The box of strain amplifier and force calculator

えることで行なっている。更に、底屈力測定時の下腿の固定は、車のシートベルトを利用した。これは容易に着脱でき、しかも大きな牽引に耐えられるものである（500kgの牽引試験を行った）。図2に、歪計・演算ボックスを示した。これは、力に対応した電圧のアナログ出力と、力のピーク値の表示が可能である。

(2) 筋力測定の方法

筋力の測定風景を図3に示した。

底屈力の測定(1)においては、被験者は、座位姿勢で力のセンサー部(100×150mmの面)



(1)



(2)



(3)



(4)

Fig. 3 Measurement of the muscle strength of ankle planter flexion (APF, 1), ankle dorsal flexion (ADF, 2), foot digitorum flexion (FDF, 3) and ankle planter flexion while standing (APFS, 4)

に測定する足の中足骨頭部を乗せ、膝は90°に屈曲した。そして床から膝までの高さが変化しないようにベルトで固定した。測定外の下肢は、床から踵を挙上させた。上肢は、胸のところで組ませた。背屈力の測定(2)においては、被験者は、座位姿勢で力のセンサー部に測定する足の踵を乗せ、膝は90°に屈曲した。検者は手または足で、被験者の中足骨頭部を固定した。測定外の下肢及び上肢は、底屈力測定時と同様にした。足指屈曲力の測定(3)においては、被験者は、立位姿勢で測定側の足指部を力のセンサー部に乗せた。そして、足指部に体重を移す能力で足指屈曲力を評価した。この場合に踵はできるだけ挙上しないようにし、膝は曲げないようにした。また、身体の平衡を保つために手を検者の手掌に軽く乗せた。測定外の足は、床から挙上して体の後方に保った。これらの筋力測定の実験原理は図4に示した。この他に、底屈力について膝を伸展した場合との比較の目的で、図3の(4)のような立体姿勢で、肩をバーで固定し測定した。力のセンサー部に測定する足の中足骨頭部を乗せ、つま先立ちの動作を行った。

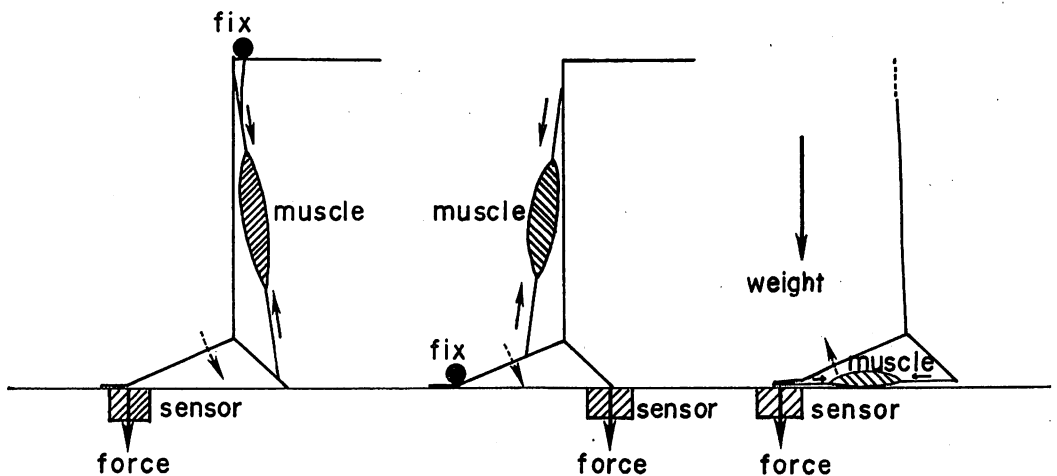


Fig. 4 Principle for the measurement of lower leg muscle strength

(3) 被験者及び分析方法

等尺性筋収縮の場合、発揮している筋力と主働筋の表面筋電図の平均振幅とが、ほぼ直線的比例関係になるとの報告^{2),3),12),15)}をもとに、測定法の妥当性をみる目的で、各筋力と主働筋の表面筋電図の平均振幅との対応関係を検討した。各筋力とも10秒目に最大になるように徐々に力を増大させた。被験者は、成人男子2名(30歳と34歳)である。分析にはマイクロコンピュータ(PC-9801VX02)を用い、力・筋電ともに2 msecのサンプリング間隔、分解能12ビットでA/D変換し、250msecごとの平均筋力と筋電平均振幅を求めた。

また、測定法の信頼性の検討のために、大学生女子100名に、座位での右側の底屈力、背屈力、足指屈曲力を各2回測定し、2回の測定値を比較した。

大学生女子の標準値を得る目的で、大学生女子100名を対象として、座位での右側の底屈力と背屈力、立位での右側の足指屈曲力を、2回ずつ測定した。そして、高い方の値を代表値とした。被験者の身長は 157.2 ± 4.87 cmであり、体重は 51.0 ± 6.69 kgであり、いずれも標準値¹³⁾に

近かった。

なお、統計処理の有意水準を5%とした。

3 結果及び考察

(1) 測定法の検討

図5に、各筋力を発揮している時の力曲線と主働筋の筋電図を示した。以下、平均筋力と主働筋の筋電平均振幅との対応関係について述べる。2人の被験者は同じような対応関係を示したので、1人の値のみを図示した。

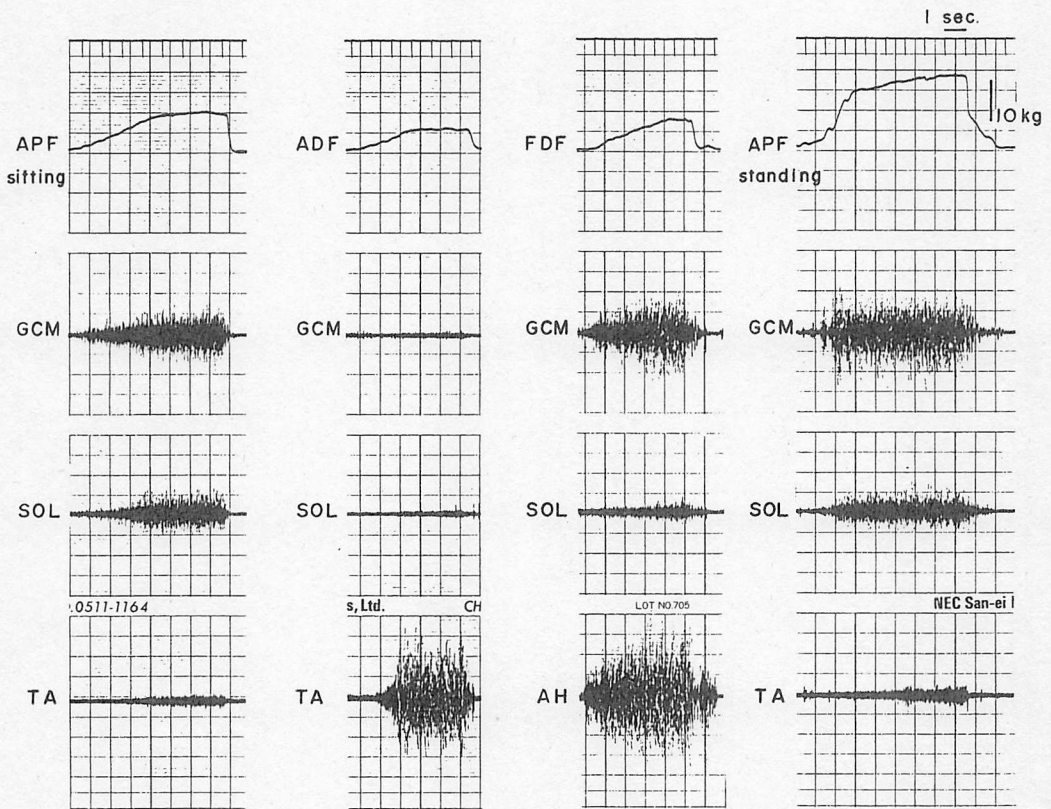


Fig. 5 Typical recording of muscle strength curve and EMGs of m. gastrocnemius (GCM), m. soleus (SOL), m. tibialis anterior (TA) and m. abductor hallucis (AH)

座位での底屈力(図6)発揮時には、ヒラメ筋、腓腹筋ともに、筋電平均振幅は筋力にほぼ比例して増加した。しかし、いずれも、完全な直線関係にならなかった。このことは、完全な等尺性筋収縮がなされていないことを示唆している。これには、固定具を当てている部位(大腿下部)には筋や脂肪があり、力が加わると変形して踵が若干挙上することが、主に関係していると考えられる。この現象はある程度止むを得ないことではあるが、固定を充分行い変化を最小限に抑える必要があろう。この場合のヒラメ筋の筋電平均振幅の最大値は1.20mVであり、

腓腹筋のそれは0.99mVであった。底屈力の最大値は96.4kgであった。

立位での底屈力(図7)発揮は、徐々に増加させることがむずかしかった。しかし、座位での底屈力発揮に比べて、筋力と筋電平均振幅とのより直線的比例関係が得られた。これは、踵が挙上しないように固定することが座位よりも多少容易なことによるものと考えられる。また、筋電平均振幅の最大値は、ヒラメ筋が1.23mVと座位の場合とほぼ同じであるが、腓腹筋は1.47mVと座位の場合よりも著しく大きかった。底屈力の最大値は181.0kgであり、座位での値の1.88倍であった。この底屈力の増大は、腓腹筋の発揮した力の増大によることが推察される。また、座位での底屈力にはヒラメ筋の筋力が反映されやすいものと推察される。

背屈力(図8)発揮時には、前脛骨筋の筋電平均振幅は、力の増大につれて大きくなるが、直線的増加ではなかった。これは、踵には多くの脂肪があり変形しやすく、前脛骨筋の筋長が力の増大につれて短くなることに関係しているものと考えられる。これは、本測定法では止むを得ないものと考えられる。

足指屈曲力(図9)発揮時には、母指外転筋の筋電平均振幅は、力の増大に対応してほぼ直線的に増加しており、等尺性筋収縮がなされたものと推察される。この場合の腓腹筋の筋電平均振幅の最大値は1.13mVであり、立位での底屈力発揮時の最

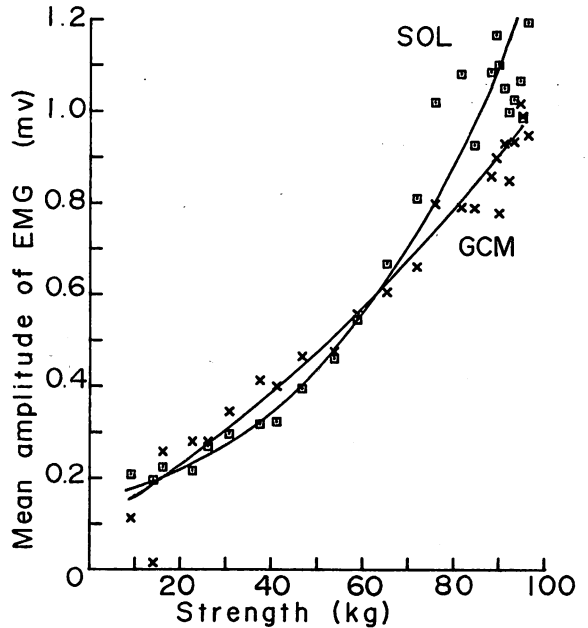


Fig. 6 Relationship between muscle strength and mean amplitude of EMG in ankle plantar flexion

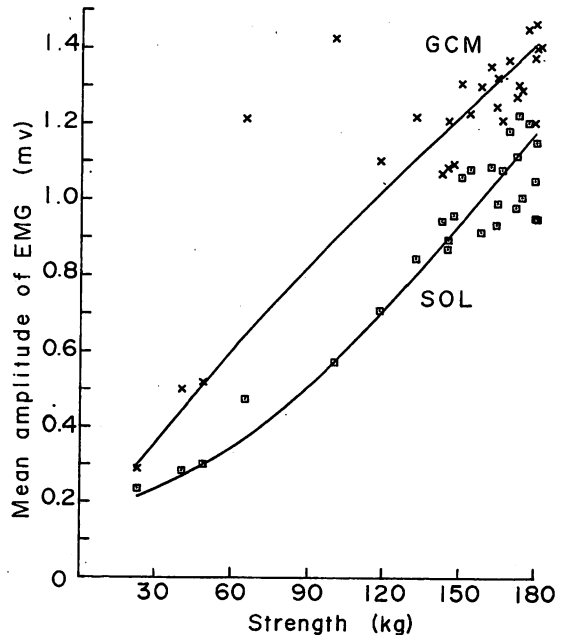


Fig. 7 Relationship between muscle strength and mean amplitude of EMG in ankle plantar flexion while standing

大値より小さかった。また、ヒラメ筋のその値は0.44mVであり、これも立位での底屈力発揮時の最大値より著しく小さかった。このことから、足指への体重移行を制限しているのは、主に足指屈筋群の筋力であることが推察される。両足立ちでの最前傾姿勢では、母指外転筋の最大筋力に対する相対的筋負担度は $87.0 \pm 17.6\%$ であると先に報告した⁴⁾。本研究では片足立ちで測定しており、おそらく母指外転筋は最大筋力を発揮しているものと推察される。

次に測定値の再現性について検討する。底屈力は1回目 84.8 ± 14.65 kg, 2回目 86.3 ± 14.87 kgであり、1回目と2回目の値の相関係数は0.974であり、高い再現性を示した。背屈力は1回目 31.6 ± 5.52 kg, 2回目 30.1 ± 5.22 kgであり、1回目と2回目の値の相関係数は0.935であり、高い再現性を示した。足指屈曲力は1回目 38.2 ± 8.63 kg, 2回目 40.4 ± 7.65 kgであり、1回目と2回目の値の相関係数は0.917であり、高い再現性を示した。背屈力は1回目の方が大きい傾向があったが、これは、主働筋である前脛骨筋の方がヒラメ筋に比べて速筋線維が多く⁹⁾、疲労しやすいことが関係していると考えられる。底屈力と足指屈曲力に関しては、最大筋力を発揮することに対する慣れがあって、2回目の値の方が大きい傾向があったものと考えられる。

このように、いずれの筋力を発揮した場合にも、その主働筋の筋電平均振幅が力にほぼ対応しており、本測定法の妥当性が確かめられた。さらに本測定法の留意点及び限界が明らかになった。さらに、いずれの筋力の測定値の信頼性も極めて高いことが確認された。

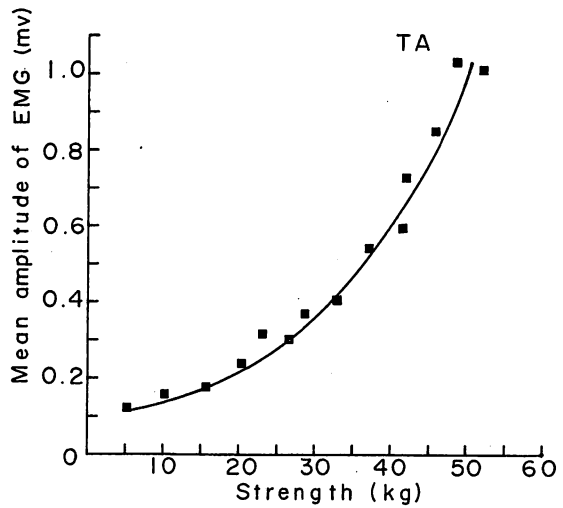


Fig. 8 Relationship between muscle strength and mean amplitude of EMG in ankle dorsal flexion

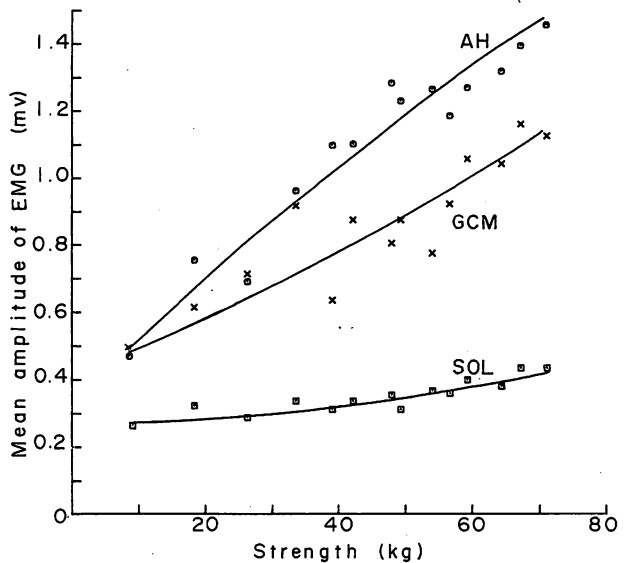


Fig. 9 Relationship between muscle strength and mean amplitude of EMG in foot digitorum flexion

(2) 大学生女子の下腿筋力

大学生女子100名の下腿筋力(図10)は、底屈力 $86.7 \pm 13.81\text{kg}$ (最大値124.4kg, 最小値61.3kg), 背屈力 $31.9 \pm 5.42\text{kg}$ (最大値49.3kg, 最小値20.2kg), 足指屈曲力 $40.6 \pm 7.69\text{kg}$ (最大値61.6kg, 最小値23.9kg)であった。体重当りの下腿筋力は、底屈力 1.69 ± 0.254 (最大値2.33, 最小値1.00), 背屈力 0.62 ± 0.098 (最大値0.94, 最小値0.40), 足指屈曲力 0.79 ± 0.134 (最大値1.04, 最小値0.47)であった。なお、各筋力とも正規分布をしていた(カイ2乗検定による)。

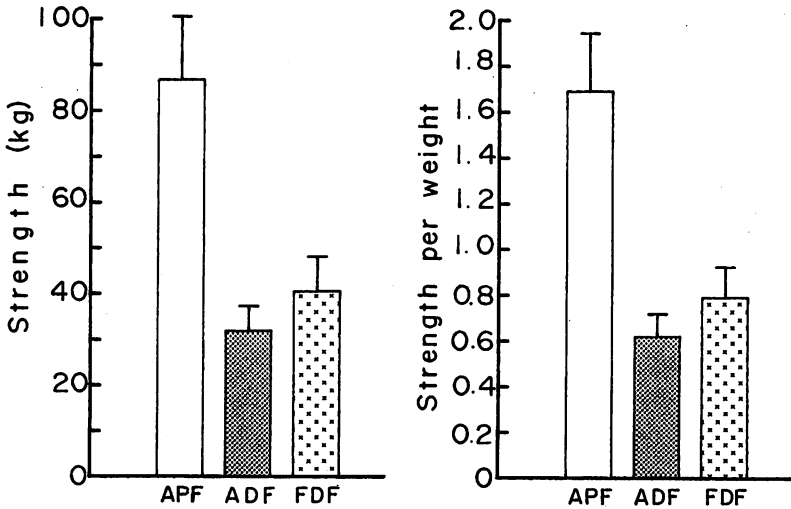


Fig. 10 Maximum muscle strength for female university students (N=100)

体重当りの足指屈曲力からは、体重を足指に移行できる割合を知ることができるが、この値が1.04というのは、身体動揺によって足指に体重以上の負荷が加わったことを示唆しており、平衡を保てるように援助することが本測定法では大切であると考えられる。このように値が1.00以上の者は、100名中4名であった。これらの者に対して、足指屈曲力を測定しようとする場合には、体に重量を負荷する必要がある。他の者については、足指屈曲力を測定し得たと考えられる。

表1に、筋力と体重との相関係数を示した。いずれも0.4以上の有意な相関であり、体重が重い者は筋力が高い傾向にあった。これには、筋量が体重の構成要因であること、また下腿筋は重要な抗重力筋であることが関係していると考えられる¹¹⁾。

Table 1 Correlation coefficients between maximum muscle strength and weight

	APF	ADF	FDF
r	0.450**	0.449**	0.420**

**p<0.01

表2に、体重当りの筋力間の相関係数を示した。底屈力・背屈力間、底屈力・足指屈曲力間には有意な相関が認められたが、0.3以下の低い相関であった。背屈力・母指屈曲力間には有意な相関が認められなかった。このように筋力間の相関が極めて低いということは、1つの筋力によって下腿筋の筋力を代表しえないことを示すものである。この原因として、これらの筋力発揮に関与する筋群はそれぞれ異なった機能を有し、その機能の発現様式あるいは発現頻度が、個人によって著しく異なることが考えられる。

Table 2 Correlation coefficients between maximum muscle strengths per weight

	APF	ADF	FDF
APF		0.230*	0.299**
ADF			0.191
FDF			

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

4 ま と め

(1) 立位姿勢の保持やロコモーションにおける下腿筋の機能を重視して、足の底屈力、背屈力、足指屈曲力を容易に測定しうる方法を考案した。

(2) 主働筋の筋電平均振幅と発揮した力との対応関係からして、目的とした下腿筋力をほぼ測定し得ると考えられた。ただし、下肢の解剖学的構造が関係して、底屈力と背屈力では完全な等尺性筋収縮がなされがたいと推察された。また、足指屈曲力を測定する場合に、身体に重量を負荷する必要のある被験者もいた。その数は100名中4名であった。

(3) 筋力の2回の測定値間の相関係数がいずれも0.9以上であり、本測定法の信頼性が高いことが明らかになった。

(4) 大学生女子100名の各下腿筋力とも正規分布し、底屈力 $86.7 \pm 13.81\text{kg}$ 、背屈力 $31.9 \pm 5.42\text{kg}$ 、足指屈曲力 $40.6 \pm 7.69\text{kg}$ であった。各筋力とも体重と0.4以上の有意な相関を示した。体重当りの筋力は、底屈力 1.69 ± 0.254 、背屈力 0.62 ± 0.098 、足指屈曲力 0.79 ± 0.134 であった。体重当りの筋力間の相関係数はいずれも0.3未満であり、1つの筋力によって下腿筋力を代表し得ないことが明らかになった。

参 考 文 献

- 1) Basmajian, J. V. (1978) Muscle alive. 4th ed., The Williams and Wilkins Co., Baltimore.
- 2) Eason, R. G. (1960) Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. J. Appl. physiol., 15 : 479—482.
- 3) Edwards, A. S. (1942) The measurement of static ataxia. Am. J. Psychol., 55 : 171

—188.

- 4) 藤原勝夫・池上晴夫・岡田守彦 (1985) 立位姿勢の安定性と下肢筋の相対的筋負担度との関係. 筑波大学体育科学系紀要, 8 : 165—171.
- 5) 藤原勝夫・池上晴夫・岡田守彦・小山吉明 (1982) 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与. 人類学雑誌, 90—(4) : 835—400.
- 6) 藤原勝夫・池上晴夫・岡田守彦 (1984) 立位姿勢における足圧中心位置およびその規定要因に就する一考察. 姿勢研究, 4—(1) : 9—16.
- 7) 猪飼道夫 (1966) 動作学, 藤森聞一 (編), 運動系の生理学, 生理学大系VII, 医学書院, 東京, 717—766.
- 8) Inman, V. T., Ralston, H. J. and Todd, F. (1981) Human walking. Williams and wilkins, London
- 9) Johnson, M. A., Weightman, J. P. D. and Appleton, D. (1973) Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles : An autopsy study. J. Neurol. Sci., 18 : 111—129.
- 10) Joseph, J. and Nightingale, A. (1956) Electromyography of muscles of posture : Leg and thigh muscles in woman, including the effects of high heels. J. Physiol., 132 : 465—468.
- 11) 木村賛 (1980) ヒトはいかに進化したか, サイエンス叢書N—11, サイエンス社, 東京.
- 12) Lippold, O. C. J. (1952) The relation between integrateol action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., 117 : 479—499.
- 13) 飯塚鉄雄・日丸哲也・永田晟・中西光雄・岩崎義正・磯川正教 (1980) 日本人の体力標準値, 第3版, 不味堂出版, 東京.
- 14) Milner-Brown, H. S. and Stein R. B. (1975) The relation between the sarface electromyogram and muscular force. J. Physiol., 246 : 549—569.
- 15) Okada, M. (1972) An electromyographic estimation of the relative muscle load in different human postures. J. Human Ergol., 1 : 75—93.