

人体筋の単位面積あたりの力に関する研究

福永哲夫・川上泰雄

東京大学教養学部体育学研究室

Study on force per unit cross-sectional area of muscle in human

Tetsuo Fukunaga and Yasuo Kawakami

Dept. of Sports Sciences, College of Arts and Sciences,
The University of Tokyo

Abstract

Force produced by muscle fiber contraction is depend on a cross-sectional area of the fiber, suggesting a joint torque relate to total cross-sectional area of the muscle consisted of that joint. There were many research papers about muscle force related to muscle area, and was calculated the specific tension (SPT) which is defined as the force exerted by muscle per unit physiological cross-sectional area of muscle (PCSA). The PCSA is able to calculate as the muscle volume divided by fiber length. So far many cases for calculation of SPT in human were that the force exerted by muscle contraction was measured by dynamometer and the muscle area was obtained from cadaver's data. Reported specific tension measurements for human muscle vary widely (20-90 N/cm²). This variability would be due, at least in part, to the determination of the PCSA. Recently developed MRI and ultrasonic technique make it possible to estimate directiy the PCSA which is calculated from the muscle volume divided by fiber length. Even if the specific tension was estimated by using the newest imaging techniques for various muscle groups such as plantarflexor (PF), dorsiflexor (DF), knee extensor (KE), elbow extensor (EE) and elbow flexor (EF), it was observed still so many scatters of the specific tension as 20 (PF, KE), 25 (DF), 65 (EF, EE) N/cm². This discrepancy may be due to other factors as neural mechanism than muscle-tendon architecture.

はじめに

人体における骨格筋の発揮張力は関節の回転トルクを導き、複数の関節トルクの総合されたものとして身体運動が成り立つ。身体運動における筋の活動機能を研究対象とする場合、筋線維の発揮張力が関節トルクを生み出すまでの過程は筋線維、腱や関節の構造などの条件により著しく影響されることを考慮しなければならない(図1)。人体を構成する筋線維、腱、関節のそれぞれの構造についての直接的な分析は古くから屍体解剖により研究されてきた(10)。しかし、その場合、力、速度、パワーといった機能との関係を明らかにすることはできない。ここにヒトの生体についての筋骨格系の解剖学的構造を測定する必要性が生じる。

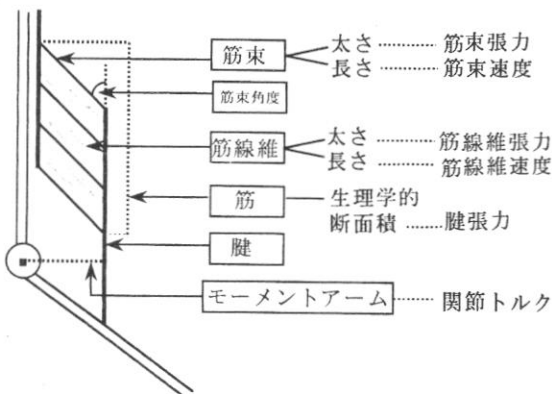


図1. 筋骨格系の構造と機能 (福永原図)

近年、超音波法、CT法、MRI法など生体内の映像化技術の急速な進歩に伴い、ヒト生体での筋骨格系の構造に関する研究が数多く発表されるようになった(12,13,16,20,21,22,23,24,25,26,29,30,31,32,37,38)。そこで、本研究では超音波法やMRI法を用いて生体での筋腱連合体の構造を明らかにし、その機能との関係を見ることから、人体筋の単位面積当たりの力に関する研究について考察してみたい。

1. 本研究で用いる用語の定義

本研究で用いる言葉を次のように定義する。

筋線維 (muscle fiber)

; 1個の筋細胞

筋束 (fascicle)

; 複数の筋線維が直列あるいは並列に束ねられたもの、腱に始まり腱に終わる。筋線維と結合組織とで構成されていると考えられている。

筋 (muscle)

; 腱から腱までの全ての筋束をまとめたもの。

腱 (tendon)

; 筋と骨とを連結する弾性体で力を伝達する。

モーメントアーム (moment arm)

; 関節の回転中心から腱張力の作用方向を結ぶ最短距離。

筋線維角度 (pennation angle)

; 筋線維が腱張力の作用方向となす角度。

筋束角度 (fascicle angle)

; 筋束が腱張力の作用方向となす角度。

解剖学的断面積 (anatomical cross-sectional area, ACSA)

; 筋の長軸にたいして直角な筋断面積。

生理学的断面積 (physiological cross-sectional area, PCSA)

; 平行する筋線維の断面積総和。

筋線維張力 (fiber force)

; 筋線維の収縮により発揮した力。

筋線維速度 (fiber velocity)

; 筋線維の収縮により発揮した速度。

筋束張力 (fascicle force)

; 筋束が発揮した力。

筋束速度 (fascicle velocity)

; 筋束の速度。

腱張力 (tendon force)

; 腱が骨-腱付着部位に作用する力。

腱速度 (tendon velocity)

; 腱が骨-腱付着部位を動かす速度。

関節張力 (joint force)

; 関節の回転軸回りに作用する力。

関節速度 (joint velocity)

; 関節の回転軸回りの速度。

筋力 (muscle force)

; 筋束張力、腱張力、関節張力を総称する言葉。

絶対筋力 (absolute strength)

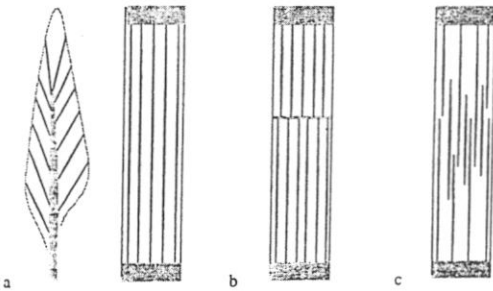
； 生理学的断面積あたりの腱張力。

固有筋力 (specific tension)

； 絶対筋力に同じ。

2. 人体筋の構造モデル

筋線維が発揮した張力が腱を介して骨まで伝達する過程を明らかにするためには、筋-腱連合体の構造を明確にしなければならない。筋線維がどのように配列し、張力を伝達するかに関する研究は十分ではなく、その事実は未だ必ずしも明確にはされていない(17,18)。図2は土方(18)により考えられている筋線維配列のモデルである。筋束内で複数の筋線維が直列に連結されている場合が多い。その場合、筋線維間の連結は結合組織によりなされているが、各筋線維の末端部は徐々に細くなり、2本の筋線維の重なり合う部分の合計した断面積はほぼ一本の筋線維の断面積に等しくなる。また、腱速度は筋束速度により決定されるが、筋束の長さが速度決定の要因となる。これらの事柄は、身体運動における関節張力、関節速度などを考える場合には筋束の構造を明らかにしておく必要があることを示している。



骨格筋内にみられる筋線維構築パターン。(a)各筋線維は起始腱から停止腱まで走行する(左:羽状筋,右:平行筋での例)。(b)腱を介して各筋線維が直列配列する(半腱様筋など)。(c)筋束内に終る短い筋線維のオーバーラップ連結による筋線維構築。各図において、灰色の部分は起始腱、停止腱および中間腱(bのみ)を示す。

図2. 骨格筋にみられる筋線維構築パターン (土方, 1993)

3. 単位断面積あたりの力の算出

—絶対筋力と固有筋力—

筋力が筋断面積に比例することが動物の筋を始めヒト生体でも確かめられてきている(12,20,

30,32)。そして、単位断面積あたりの力(筋力/断面積)は筋力に影響する断面積以外の質的要因を評価していることになる。その場合、力及び断面積はそれぞれ筋線維に関するものでなくてはならない。摘出筋ではこれらの測定は容易であるが、ヒト生体で非侵襲的に測定する時には、関節張力以外の測定は不可能である。関節張力は筋線維張力の結果として生じるものではあるが、両者の関係は、筋線維角度、筋束角度、モーメントアームなど解剖学的形状因子の影響を受ける。従って、筋力/断面積比を算出し固体差、筋群差、性差などを生理学的、人類学的、バイオメカニクスの観点から考察しようとするならば上述の解剖学的形状因子を考慮しなければならない。

古くから(1800年代)人体筋の解剖学的形状因子を明らかにする研究が行われ、単位面積あたりの力を算出する試みがなされてきた(10,15)。そして、単位面積あたりの力は、Absolute Strength (英) (15)、Absolute Muskelkraft (独) (絶対筋力)、Muscle stress, Specific Tension (固有筋力) (9)と呼ばれてきた。

絶対筋力 (Absolute strength, Absolute Muskelkraft)は19世紀の前半から主としてドイツの研究者により用いられていた言葉である。当時は解剖学の発展に伴いヒトの屍体解剖結果のデータを基に筋力研究が発展してきたが、近年になり、超音波法、CT法、MRI法など生体内部の画像化技術の発展に伴い、生体での生理学的断面積や筋束角度やモーメントアームを測定することが可能になった。最近では、アメリカ、ヨーロッパの論文では主としてSpecific Tensionが使われるようになってきた。そこで、本研究ではSpecific Tensionを「固有筋力」と呼ぶこととした。従って、固有筋力は従来の「絶対筋力」(Absolute Strength)の概念と同じである。

4. 固有筋力とは

固有筋力は筋の生理学的断面積と腱張力との比で表される。そして、

$$\text{腱張力} = \text{関節張力} / \text{モーメントアーム}$$

であるので、固有筋張力を算出するためには、

生理学的断面積、モーメントアーム、関節張力が測定されなければならない。

5. 筋断面積を測る

ヒトの筋の断面積を測定する試みはすでに19世紀の中頃に始まる。この頃の測定はヒト屍体の体肢筋群について筋を取り出しその体積を求め筋の長さで除す方法が主であった。ところが、筋断面積測定の目的が筋力との関係を見ることになったので、力は生体で断面積は屍体の値を用いたのでは正確な両者の関係を見ることはできない。そこで、生体の筋断面積を推定する試みがなされた。生体の体肢の周径囲から屍体で求めた筋断面積/周径囲比を用いて間接的に算出する方法である。この方法で最も典型的な研究としては1994年に発表された下腿三頭筋について測定された研究である(Haxton, H. (15))。Haxtonは、ヒト屍体で求めた下腿三頭筋の生理学的断面積(physiological cross-sectional area, PCSA)と下腿周径囲との関係がほぼ一定であると仮定し、生体での周径囲から生理学的断面積を求め、かつ、筋線維角度を考慮に入れて腱張力に有効な断面積を算出した(これをreduced PCSAと呼んだ)。

その後、筋断面積をヒト生体で直接測定する試みがなされ、1968年には上腕屈筋群の断面積(解剖学的断面積)が超音波法により測定された(IkaiとFukunaga (20))。その後X線CT法やMRI法の開発により連続断面積測定の試みがなされ、筋量の直接測定が可能になった(13,25,32)。

6. 生理学的断面積の算出

筋の生理学的断面積は、平行する筋線維の断面積総和として定義され、これは筋の発揮張力に直接的に貢献する断面積である(5, 9, 16, 23, 38)。解剖学的断面積が筋の長軸に直角な断面積であり、いわゆる、見かけ上の「太さ」であり、筋の形状によっては(羽状筋のように)全ての筋線維断面積を含まない場合も多く、従って、必ずしも力などの生理学的機能に直接関係しない場合もある。

生理学的断面積は個々の筋線維断面積を測定

し、全ての筋線維について総和を求めることにより得られるが、一般的には

生理学的断面積 = 筋体積 / 筋線維長

として算出する方法が採られる(9, 13, 28, 36)。

この場合、生体での筋体積の測定方法として、MRI法を用い連続的に断面積を測定し、その総和から算出する方法が考えられる。たとえば、10mm毎に上肢や下肢の断面像を撮影し、それぞれの断面像から各筋群の解剖学的断面積を求めることができる。そして、筋体積はそれぞれの断面積の総和として求められる(Kawakami, Y.ら1994 (25)、Fukunaga, T.ら1992 (13)、秋間ら1995 (1))。

筋線維長は直接測定することができない。しかし、これまでの報告によると、筋線維長/筋長比(FL/ML比)は筋が同じであればほぼ一定であり、かつ、生体でも屍体でも大きな差は見られないと言われている(13, 46, 47)。

MRI法により生体での筋長が測定できるので、筋線維長は

筋線維長 = 筋長 (MRI法による) × FL / ML比 (屍体のデータ)

として求められる。MRI法による筋長の測定は、連続断面積測定時に各筋についてその断面像が確認でき始める点から確認できなくなる点までの距離として計測される。

こうして、生体での生理学的断面積はMRI法による筋体積及び筋長の測定とから求めることが可能である。

ところで、これまで生理学的断面積の算出には

生理学的断面積 = (筋体積 / 筋線維長) × (筋線維角度の余弦成分) … I法

と

生理学的断面積 = 筋体積 / 筋線維長 …… II法の2つの方法が用いられてきた。

いずれの方法にしても固有筋力として算出される値は同じであるが、I法(Haxton 1944、AlexanderとVernonら1979、Wickiewiczら1992、Fukunagaら1992、Kawakamiら1994、秋間ら1995)は、Haxtonのreduced physiological areaと同じ意味であり、筋線維断面積の総和の腱方向の成分を表す。古くから各筋線維の断面積総和を

生理学的断面積と定義しているので、生理学的断面積に筋線維角度を考慮する I 法は混乱しやすい。II 法 (Anら 1981, Edgertonら 1986, Friedrich と Brand 1990, Nariciら 1992, Kawakamiら 1994) の方が分かりやすい。

7. モーメントアームの測定

ヒト生体で筋の発揮機能を非侵襲的に測定するには関節張力とか関節速度を求める方法が採られる。関節を介して測定されたトルクや力から腱張力を求めるには関節のモーメントアーム値から、

$$\text{腱張力} = \text{関節トルク} / \text{モーメントアーム}$$

として算出される。

足関節のアキレス腱に作用する腱張力を求める試みは、古くは屍体を用いた足底屈の梃子比 (1 : 3) を求め、

$$\text{腱張力} = \text{足底屈測定張力} \times \text{梃子比}$$

として腱張力を算出した (Haxton, 1944)。

その後、生体について X 線法による関節の梃子比測定の試みがなされ、

- 膝関節伸展; 1 : 8 (Hettinger 1995, Morris 1948, 福永 1978)
 - 足関節底屈; 1 : 3 (福永 1978)
 - 肘関節屈曲; 1 : 5 (Ikai 1968, 福永 1978, Amisら 1979)
- などが報告されている。

	本研究	Amisら (1979)	Anら (1989)	Pauwels (1980)	Edgertonら (1986)	
上腕二頭筋	A	4.1	4.7	3.2	4.5	3.8
	B	4.4				
	C	4.2				
	D	4.1				
	mean	4.2				
	SD	0.1				
上腕筋	A	1.9	2.8	2.0	3.6	2.9
	B	2.3				
	C	2.6				
	D	2.1				
	mean	2.2				
	SD	0.3				
腕橈骨筋	A	4.9	5.5	5.2	8.0	6.1
	B	4.9				
	C	5.3				
	D	4.9				
	mean	5.0				
	SD	0.2				
上腕三頭筋	A	2.2	1.9	2.0		
	B	2.2				
	C	2.4				
	D	2.1				
	mean	2.2				
	SD	0.2				

単位はすべて ($\times 10^{-2}$ m)

表 1. 肘関節屈伸筋群のモーメントアーム (Kawakamiら 1994)

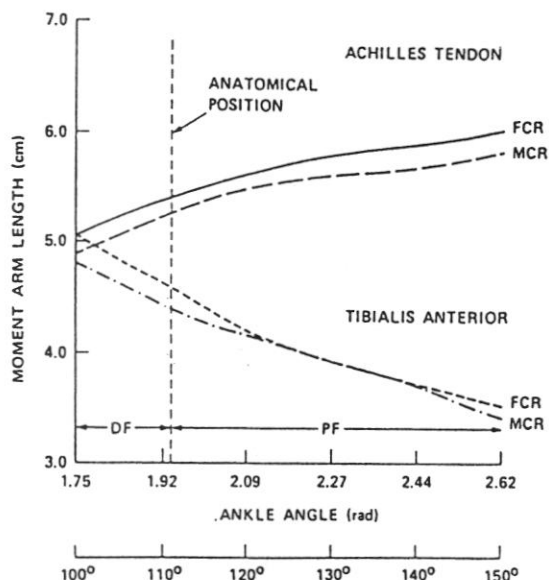


図 4. 足関節角度変化に伴うモーメントアームの変化 (Ruggら 1990)

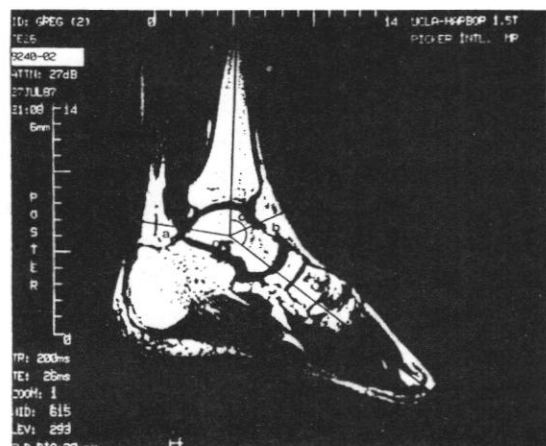
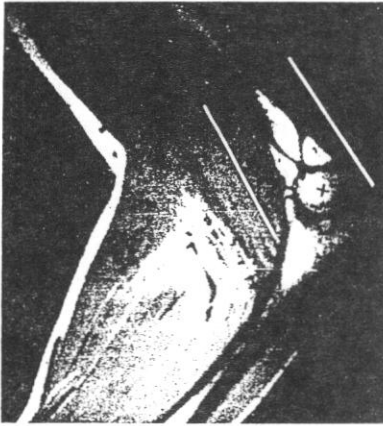


図 3. MR I 法による足関節底屈筋および背屈筋のモーメントアームの測定 (Ruggら、1990)



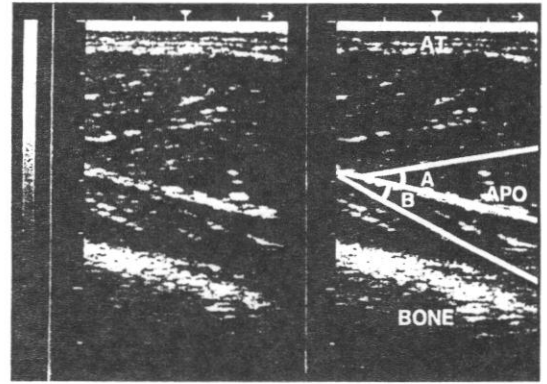
MR I法による上肢（肘関節周辺）の縦断画像。上腕骨滑車（×印）、上腕筋と上腕三頭筋の力発揮方向（line of action、白線）が示されている

図5. MR I法による肘関節屈伸筋のモーメントアームの測定（Kawakamiら1994）

その後、MR I法の開発により生体での腱走行の観察が可能になり、次々と各関節のモーメントアームの測定が発表された（図3）。その報告によると、関節の角度変化に伴いモーメントアームが変わり、かつ、角度によりその回転の中心点が移動することが明らかになった（図4）。肘関節の各筋群毎のモーメントアームについてはKawakamiら（25）により報告された（図5、表1）。

8. 筋線維角度、筋束角度を測る

羽状筋では筋線維が腱に対して角度をもって走行する。この筋線維角度の測定は主としてヒト屍体を用いて行われてきた（Amisら1979（2）、Friedrichら1990（11））。最近になり超音波法の進歩に伴い、生体での筋線維角度を測定する試みがなされてきた（Henriksson-Larsenら1992（16）、Kawakamiら1994（23））。超音波法では組織の密度の異なる境界から音波が反射する原理を用いて生体内の組織の情報を得ることができる（図5）。この場合、超音波反射法により得られた筋線維走行方向の測定は、1本の筋線維の存在を表すものではなく、腱盤と腱盤とを結ぶ筋束からの情報を表すものと考えられる。



超音波縦断画像 AT：皮下脂肪組織；APO：深部腱膜；BONE：上腕骨角度A、Bをそれぞれ上腕三頭筋長頭、内側頭の羽状角として測定した

図6. MR I法による筋線維角度、筋束角度の測定（Kawakamiら1993）

9. 筋束長を測る

筋線維長は筋節の直列する数を表すので、筋線維の収縮速度を決定する構造的因子である（Edgertonら1986（9））。これまで、筋線維長はヒト屍体で測定されてきている（Wickiewiczら1983（46））。筋線維は腱から腱まで連絡するのは少なく、多くの場合途中で終わる。筋束は腱から腱を結び、筋束内の複数の筋線維はほぼ直列に連結し、かつ、同一の運動単位に属する（Lieber,1992（28）、土方1993（17,18））ので、腱に作用する力や速度との関係を考慮するときには、個々の筋線維長よりも筋束長が意味を持つと考えられる。

前述のように、超音波法を用いれば比較的簡単に筋束からの情報が得られるので、筋束長や筋束角度の測定が可能である。たとえば、外側広筋の筋束長を超音波法で測定した例を図6に示す。また、筋束長は関節角度と密接な関係があると考えられるので、膝関節角度を変化させたときの筋束長変化を見ると、図7のようになり、関節角度が筋束長あるいは筋線維長の変化により引き起こされている様子が観察される。

ここで、生理学的断面積の算出方法について再検討したい。前述のように、これまでは筋体積を筋線維長で除する方法が採られてきた。しかし、筋束内で複数の筋線維が直列につながる場合が多いことを考え、腱に作用する力との関

係を考えるならば、筋束長で除す方法が論理的であると考えられる。

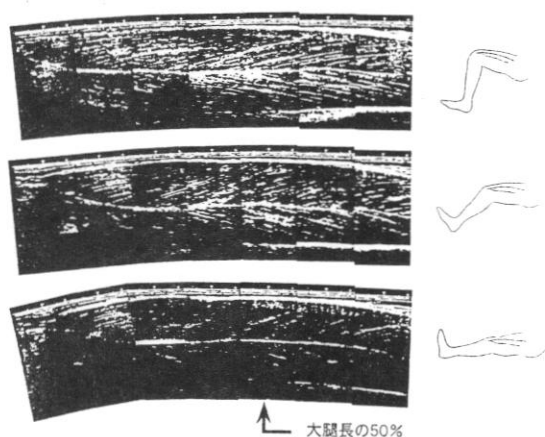
筋線維長と筋束長との値をPCSA算出に用いたときに生理学的断面積にはどの程度の差が生じるのであろうか？

川上ら (27) は、腓腹筋内側頭について、超音波法により筋束長51mmを測定し、筋線維長32mmは屍体による値を用い、次の2法で生理学的断面積を算出した。

筋体積／筋線維長 (1)

筋体積／筋束長 (2)

その結果、生理学的断面積は(1)法では8.3cm²、(2)法では5.2cm²であった。すなわち、筋束長を用いた場合のPCSAは筋線維長を用いた場合の約63%であった。



外側広筋の超音波縦断画像。上より膝関節角度90、45、0°
図7. 超音波法による外側広筋の筋束長測定 (川上ら、1994)

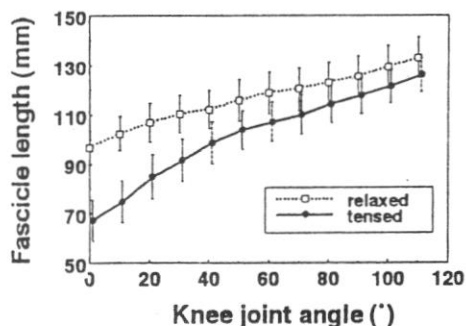


図8. 膝関節角度変化に伴う外側広筋の筋束長測定 (川上ら、1994)

10. 再び固有筋力の算出

以上のように、固有筋力の算出にあたっては、MRI法と超音波法により、筋体積、筋束角度、筋束長、モーメントアーム、関節トルクが生体について直接測定が可能になったので、

固有筋力 =

$$\left(\frac{\text{関節トルク}}{\text{モーメントアーム}} \right) / \left(\frac{\text{筋体積}}{\text{筋束長}} \right) \times \text{筋束角度の余弦}$$

として、各個人の固有筋力を算出することができる。

例えば、上腕三頭筋についてのそれぞれの測定値を見ると、

筋容積；3.88m³・10⁻⁴

筋束長；10m・10⁻²

筋束角度；0.22rad

モーメントアーム；2.2m・10⁻²

関節モーメント；66Nm

腱張力；3000N

生理学的断面積；3.88cm²

固有筋力；77N・cm⁻²

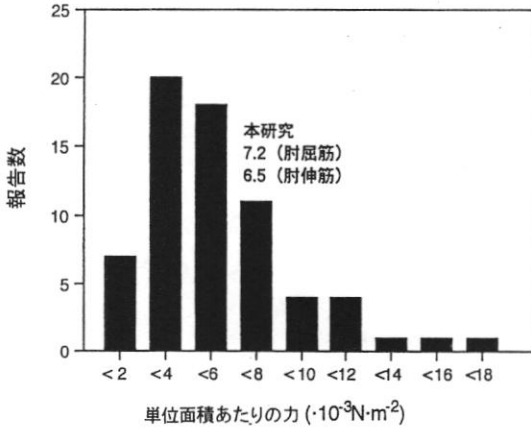
となる。この値は、現在のところ、同一個人について全て直接測定値を用いて算出した結果としては初めてのものである。

おわりに

従来から報告されている固有筋力の値にはかなりの範囲にわたり分布している。川上はこれまでの値をまとめた(図9)。一方、動物の摘出筋についての断面積当たりの力については筋群による差はほとんど見られず、約20N・cm⁻²と言われている(Edgertonら(9))。ヒトの固有筋力は動物の値より高いようである。その差を明らかにすることはできないが、多くの報告されている動物はラット、ネコ、蛙など小動物が殆どであり、ヒトの測定された筋に比較して筋容積がかなり小さいことなども一要因かもしれない。また、ヒトの随意最大筋力測定に際しては、必ずしも全ての運動単位が参加しているとは限らないといわれている。しかし、このことは固有筋力を低く見積もる要因となるはずである。

ここで関節張力測定時の共同筋群の貢献度を考えなければならない。たとえば、肘関節屈曲

は上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋および橈側手根伸筋、回内筋などの筋群により引き起こされる。一方、これまで報告されている生理学的筋断面積は上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋の三筋の合計値として算出されている。つまり筋断面積を過小評価していることが固有筋力を過大評価する結果を引き起こしているのかもしれない。



- 出典：
- | | |
|-----------------------|----------------------|
| Weber, 1846 | Close, 1969 |
| Henke, 1865 | BaranyとClose, 1971 |
| Koster, 1867 | 福永, 1978 |
| Rosenthal, 1895 | Donsら, 1979 |
| Hermann, 1898 | Daviesら, 1983 |
| Fick, 1910 | Nygaardら, 1983 |
| Reys, 1915 | Wickiewiczら, 1984 |
| Recklinghausen, 1920 | Edgertonら, 1986 |
| Franke, 1920 | Nariciら, 1989 |
| Haxton, 1944 | Anら, 1989 |
| Ralstonら, 1949 | WinterとMaughan, 1991 |
| GoffartとRitchie, 1952 | Nariciら, 1992 |
| Rowe, 1969 | Lieber, 1992 |
| IkaiとFukunaga, 1968 | |

図9. 単位面積あたりの力の分布 (川上未発表資料)

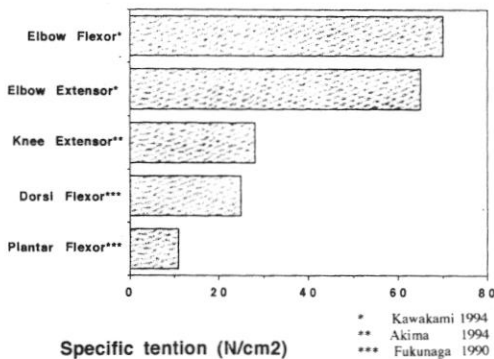


図10. 固有筋力に見られる筋群差 (福永原図)

図10はMRI法を用いて測定された最近の報告から得られた各筋群の固有筋力について見たものである。

固有筋力の低い筋は、膝伸展筋や足底屈筋であるが、それぞれの場合、断面積測定値にカウントされていない筋群は少ないと考えられる。膝伸展筋群は大腿四頭筋と大腿筋膜張筋であるが、生理学的筋断面積としては多くの場合大腿四頭筋断面積が測定され、また、足底筋群としては下腿三頭筋と後頸骨筋などであり、主として下腿三頭筋の断面積の測定がなされている。従って、上腕屈筋群に比較して足底筋群や膝伸展筋の場合の方がより力発揮に貢献した筋群の断面積が評価されているものと思われる。このことは前述の上腕屈筋に於ける筋断面積過小評価説を支持するものである。以上のように、当初は屍体解剖から始められた人体の骨格筋の形態的・機能的特性に関する研究は近年になって生体における実測にとって代わられるようになってきた。単位筋断面積当たりの力を中心に行われてきた人間の筋の機能特性に関する研究は、今後、筋の解剖学的形状や神経-筋の連結関係が筋出力や速度、筋パワーに及ぼす影響などについてもその応用範囲を広げてゆくことであろう。

参考文献

1. 秋間広、久野謙也、福永哲夫、勝田茂;MRIによるヒトの膝伸展・膝屈曲における形態的特性及びSPECIFIC TENTION. 体力科学, 1995印刷中
2. Amis, A. A., Dowson, D. and Wright, V.: Muscle strengths and musculo-skeletal geometry of the upper limb. Med. 8: 41-48, 1979.
3. An, K. N., Fui, F. C., Morrey, B. F., Linscheid, R. I. and Chao, E. Y.: Muscle across the elbow joint: a biomechanical analysis. J. Biomech. 14: 659-669, 1981.
4. An, K. N., Kaufman, K. R. and Chao, E. Y. S.: Physiological considerations of muscle force through the elbow. J. Biomech 22: 1249-1256, 1989.
5. Bodine, S. c., Roy, R. R., Meadows, D. A. A., Zernicke, R. F., Sacks, R. D., Fournier, M. and Edgerton, V. R.: Architectural, histochemical and contractile characteristics of a unique biarticular muscle: the cat semitendinosus. J. Neurophysiol 48:192-201, 1982.
6. Brand, R. A., Pedersen, D. R. and Friedrich, J. A. :The sensitivity of muscle force predictions to

- changes in physiologic cross-sectional area. *J. Biomech.* 19:589-596, 1986.
7. Cutts, A.: Shrinkage of muscle fibres during the fixation of cadaveric tissue. *J. Anat.* 160: 75-78, 1988.
 8. Cutts, A.: The range of sarcomere lengths in the muscles of the human lower limb. *J. Anat.* 160: 79-88, 1988.
 9. Edgerton, V. R., Roy, R. R. and Apor, P.: Specific-tention of human elbow flexor muscles. In: Saltin B (ed.) *Biochemistry of Exercise VI, Human Kinetics*, Champaign, 1986, pp. 487-500.
 10. Fick, R.: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenk und Muskelmechanik*. Verlag G. Fischer, Jena, 286-306, 1910.
 11. Friedrich, J. A. and Brand, R. A.: Muscle architecture in the human lower limb. *J. Biomech.* 23:91-95, 1990.
 12. 福永哲夫: ヒトの絶対筋力—超音波による体肢組成・筋力の分析—, 杏林書院、東京、1978.
 13. Fukunaga, T., Roy, R. R., Schelllock, F. G., Hodgson, J. A., Day, M. K., Lee, P. L., Kwong-Fu, H. and Edgerton, V. R.: Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J. Orthopaed. Res.* 10: 926-934, 1992.
 14. Grieve, D. W., Pheasant, S. and Cavanagh, P. R.: Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: *Biomechanics VI-A*, Asmussen, E. and Jorgensen, K. (Eds.), University Park Press, Baltimore, pp. 405-412, 1978.
 15. Haxton, H. A.: Absolute muscle force in the ankle flexors of man. *J. Physiol. Lond.* 103: 267-273, 1944.
 16. Henriksson-Larsen, K., Wretling, M. L., Lorentzon, R. and Oberg, L.: Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? *Eur. J. Appl. Physiol.* 64: 68-72, 1992.
 17. Hijikata, T., Wakisaka, H. and Niida, S.: Functional combination of tapering profiles and overlapping arrangements in nonspanning skeletal muscle fibers terminating intrafascicularly. *Anat. Rec.* 236: 602-610, 1993.
 18. 土方貴雄: 骨格筋における種々の筋線維間連結、生体の科学, 44: 59-65, 1993.
 19. Huijing, P. A., Van Lookeren Campagne, A. A. H. and Koper, J. F.: Muscle architecture and fibre characteristics of rat gastrocnemius and semi-membranosus muscles during isometric contractions. *Acta Anat.* 135: 46-52, 1989.
 20. Ikai, M. and Fukunaga, T.: Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Z. Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiol.* 26: 26-32, 1968.
 21. Ikai, M. and Fukunaga, T.: A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Eur. J. Appl. Physiol.* 28: 173-180, 1970.
 22. Jones, D. A. and Rutherford, O. M.: Human muscle strength training: the effects of three different regimes and the nature of the resultant changes. *J. Physiol.* 391: 1-11, 1987.
 23. Kawakami, Y., Abe, T. and Fukunaga, T.: Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J. Appl. Physiol.* 74: 2740-2744, 1993a.
 24. 川上泰雄、安部孝、福永哲夫: 筋厚と筋線維角度に基づいた羽状筋のアーキテクチャモデル—第1報—, 東京大学教養学部体育学紀要, 27: 9-13, 1993d.
 25. Kawakami, Y., Nakazawa, K., Fujimoto, T., Nozaki, D., Miyashita, M. and Fukunaga, T.: Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 68: 139-147, 1994a.
 26. 川上泰雄、福永哲夫: 筋群間にみられる筋厚と筋線維角度の相互関係、東京大学教養学部体育学紀要, 28: 25-30, 1994b.
 27. 川上泰雄、福永哲夫: 膝関節角度と外側広筋の筋線維長の関係、第12回日本バイオメカニクス学会大会論集, 1994c.
 28. Liber, R. L.: *Skeletal muscle structure and function*. Wilkins, Baltimore, 1992.
 29. Martinson, H. and Stokes, M. J.: Measurement of anterior tibial muscle size using real-time ultrasound imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.* 63: 250-254, 1991.
 30. Maughan, R. J., Watson, J. S. and Landoni, L.:

- Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.* 57: 39-44, 1988.
31. Maughan, R. J., Watson, J. S. and Weir, J.: Muscle strength and cross-sectional area in man: comparison of strength-trained and untrained subjects. *Br. J. Sports Med.* 18: 149-157, 1984.
32. Narici, M. V., Landoni, L. and Minetti, A. E.: Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur. J. Appl. Physiol.* 65: 438-444, 1992.
33. Nemeth, G. and Ohlsen, H.: In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J. Biomech.* 18: 129-140, 1985.
34. Nygaard, E., Houston, M., Suzuki, Y., Jorgensen, K. and Saltin, B.: Morphology of the brachial biceps muscle and elbow flexion in man. *Acta Physiol Scand* 117: 287-292, 1983.
35. Ralston, H. J., Pollsar, M. J., Inman, J. R., Pfost, H. B., Deans, R. J.: Dynamic features of human isolated voluntary muscle in isometric and free contractions. *J. Appl. Physiol.* 1: 526-533, 1949.
36. Roy, R. R. and Edgerton, V. R.: Skeletal muscle architecture and performance. In: *Strength and power in sport*, P. V. (ed.), Blackwell Scientific Publications, London, 1992, pp. 115-129.
37. Rugg, S. G., Gregor, R. J., Mandelbaum, B. R. and Chui, L.: In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging(MRI). *J. Biomech.* 23:495-501, 1990.
38. Rutherford, O. M. and Jones, D. A.: Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J Appl Physiol* 65: 433-437, 1992.
39. Sacks, R. D. and Roy, R. R.: Architecture of the hind limb muscles of cats: functional significance. *J. Morphol.* 173: 185-195, 1982.
40. Sale, D. G., Martin, J. E. and Moroz, D. E.: Hypertrophy without increased isometric strength after weight training. *Eur. J. Appl. Physiol.* 64, 51-55, 1992.
41. Scott, S. H., Engstrom, C. M. and Loeb, G. E.: Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging. *J. Anat.* 182: 249-257, 1993.
42. Singh, M. and Karpovich, P. V.: Isotonic and isometric forces of forces of forearm flexors and extensors. *J. Appl. Physiol.* 21: 1435-1437, 1966.
43. Spector, S. A., Gardiner, P. F., Zernicke, R. F., R. R. and Edgerton, V. R.: Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control. *J. Neurophysiol.* 44: 951-960, 1980.
44. Spoor, C. W., van Leeuwen, J. L.: Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J. Biomech.* 25:201-206, 1992.
45. Weiss, L. W. and Clark, F. C.: Ultrasonic measurement of upperarm skeletal muscle thickness. *J. Sports Med.* 27: 128-133, 1987.
46. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L. and Edgerton, V. R.: Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthopaed. Rel. Res.* 179: 275-283, 1983.
47. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.: Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J. Appl. Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 57: 435-443, 1984.
48. Winter, E. M. and Morgan, R. J.: Strength and cross-sectional area of the quadriceps in men and women. *Proc. Physiol. Soc. Univ. Col. London Meet. March*, p. 59 (cited by Narici et al. 1989) 1991.
49. Woittiez, R. D., Huijing, P. A. and Rozendal, R. H.: Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle. *Pflugers Arch.* 399: 275-279, 1983.
50. 矢部京之助: 人体筋出力の生理的限界と心理的限界、杏林書院、東京、1977.
51. Zuurbier, C. J. and Huijing, P. A.: Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre, aponeurosis and muscle. *J. Biomech.* 25: 1017-1026, 1992.