超音波法による上腕二頭筋腱コンプライアンスの計測

太田 めぐみ¹⁾ 金久 博 昭²⁾ 福永 哲 夫³⁾

ULTRASONOGRAPHIC DETERMINATION OF TENDON COMPLIANCE IN HUMAN BICEPS BRACHII MUSCLE

MEGUMI OHTA, HIROAKI KANEHISA and TETSUO FUKUNAGA

Abstract

This study aimed to estimate *in vivo* the compliance of tendon structure in human biceps brachii (BB) muscle for eight healthy male subjects. Elongation of the tendon of BB during isometric elbow-flexion was directly measured by ultrasonography. Muscle force of BB (F_{BB}) was calculated from the elbow flexion torque and moment arm of elbow-flexor. When the F_{BB} increased to 80% MVC (maximum voluntary contraction), the tendinous tissue of BB was elongated 10.24 ± 2.52 mm, horizontally. The relationship between tendon length and F_{BB} was curvilinear and consisted of an initial region characterized by a large increase in tendon length with increasing F_{BB} under 50% MVC, immediately followed by a linear region. The compliance of tendinous tissues, estimated from the slope of the linear region, was 0.010 ± 0.005 mm/N, and did not show a significant correlation with MVC and muscle volume of the elbow flexors, estimated from muscle thickness. The compliance value observed here was lower than those of the medial gastrocnemius muscle and the tibialis anterior muscle, reported previously using the same ultrasonic method as the present study. This may be related to the functional differences among limb muscles in various human movements.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2004, 53: 337-346)

key word : Human Tendon, Compliance, Ultrasonography

I. 緒 言

近年、超音波法の適用により、ヒト生体での腱組織(外部腱+腱膜)の弾性特性に関する研究が数多く実施されるようになってきた¹⁻⁶⁾。その結果、腱組織の弾性は、身体活動中の筋腱複合体の長さ変化に影響し、身体外部に発揮される筋力・パワーの大きさを左右することが明らかにされてきた^{2,4)}。また、腱組織の弾性には個人差があり、それは反動を伴うジャンプあるいはスプリント走のパフォーマンスには、外側広筋の腱コンプライアンスと密接な関係にあることが報告されている⁷⁾。

身体各部位に付着する筋と腱の形状は一様では

なく、関節の働きとあいまって骨格に様々な動きを生む。また、日常生活における筋の活動状態には、部位差が存在し、上肢筋群は下肢筋群に比較して、身体全体に占める量的比率が小さく⁸⁾、活動水準は低いものの、活動頻度および総活動時間は下肢筋群を上回る⁹⁾。レジスタンストレーニングが腱組織の特性に及ぼす影響を検証した研究¹⁰⁾によると、腱組織の弾性特性は、トレーニング中の筋活動水準よりも筋活動時間の長さに依存することが示唆されている。これら一連の知見を考慮に入れると、上肢筋群の腱組織の弾性は、下肢筋群のそれとは異なる特性を有していることが予想される。しかし、超音波法を用いて腱組織弾性の定量を試みた先行研究は、足背屈筋^{2,5)}、

¹⁾ 早稲田大学大学院人間科学研究科
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15

²⁾ 東京大学大学院総合文化研究科生命環境科学系
〒153-8902 東京都目黒区駒場3-8-1

³⁾ 早稲田大学スポーツ科学部
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15

Graduate school of human sciences, Waseda University,
Mikajima 2-579-15, Tokorozawa-city, Saitama. 359-1192, Japan
Department of Life Sciences, The University of Tokyo, Komaba
3-8-1, Meguro-ku, Tokyo. 153-8902, Japan
School of sport sciences, Waseda University, Mikajima 2-579-15,
Tokorozawa-city, Saitama. 359-1192, Japan

足底屈筋⁴⁾, 膝伸展筋³⁾など下肢筋群を対象としたものであり, 上肢筋群における腱組織の弾性特性を報告した例はない。

腱組織は筋張力を伝達する役割を持つ。また, 筋張力は筋の生理学的筋断面積に比例すると考えられている。こうしたことから, 腱組織は, 筋量や筋張力に見合う力学的な特性を有していると考えられる。Kubo et al.¹⁰⁾は等尺性トレーニングにより, 筋体積や MVC が有意に増加しても, 腱断面積に変化はないことを報告している。また, 外側広筋の腱がコンプライアントな人ほど, 走速度が速く⁷⁾, 走速度が速い人ほど, 大腿部の筋量が多いという報告もある¹¹⁾ことから, 筋量とコンプライアンスの間には何らかの関係があると考えられる。

そこで本研究では, 超音波法を用いて, 1) 肘関節屈曲筋群腱組織の弾性の定量化を試みることを, 2) 上肢筋群の腱組織の弾性特性と, 筋量および MVC との関係を検討することを目的とした。

Ⅱ. 方 法

A. 被検者

健康な男子大学生 8 名が本実験に参加した。被検者の年齢, 身長, 体重の平均値±標準偏差値は, それぞれ 22.6 ± 1.8 歳, 170.0 ± 5.5 cm, 65.3 ± 5.5 kg であった。被検者には事前に, 実験に関する説明を十分に行い, 参加の同意を書面にて得た。なお, 測定は日を変えて 2 回行った。MVC および筋腱移行部移動距離(測定方法の詳細は後述)については, 測定日間で統計的に有意差がないこと確認したうえで, それらの平均値を代表値として使用した。

B. 力発揮時の筋力, 筋放電量, および腱伸張量の測定

1. 測定姿勢

測定肢位は水平仰臥位とし, 測定対象は右上腕とした。右上肢を 90° 外転した状態で, 腕トルク測定装置(Static Torque Model Vte-002R, VINE)に伸縮性のない布製のベルトを用いて固定した。肘

関節角度は先行研究^{12,13)}より, 最も大きな筋力発揮が可能とされる 70°(完全伸展位=0°)とし, 前腕は回外位にて装置に固定した。

2. 最大筋力の測定

最大随意努力での等尺性最大肘屈曲トルク測定を十分な休息を挟んで 2 回行った。測定値の差が $\pm 5\%$ Nm 以内であることを確認したうえで, 大きい方の値を採用し, 最大随意筋力(MVC)とした。また, EMG の解析に使用するため肘伸展の MVC も同様に測定した。

3. 運動課題

被験者には, MVC の80%に相当する水準までランプ状に肘屈曲トルクを発揮するよう指示した。この時, 発揮トルクを 1 秒毎に MVC の10%相当ずつ増加させた。なお, トルク発揮の際には, 検者が 1 秒から 8 秒までを声に出しカウントした。また, 被検者自身が力発揮の状態を確認できるように, トルクデータを被検者前方のモニター画面上にリアルタイムで表示した。トルク発揮は, 休息を 3 分以上とり, 最低 6 試行を行った。このうち腱伸長量の測定(後述)に適した 3 試行分について解析に使用した。

4. 筋放電量の測定

筋電図法により, 上腕二頭筋, 上腕筋, 腕橈骨筋, 並びに上腕三頭筋(長頭)から肘屈曲トルク発揮中の筋放電量を表面電極(MEDICOTEST, 直径 1.5 cm)を用いて記録した。電極は電極間の距離 2 cm とし, 各筋の筋腹中央に貼付した。

トルクデータ並びに筋放電量のデータは AD 変換装置(Power Lab 16/sp, AD Instruments)を用い, サンプリング周波数 1,000 Hz でデジタル化し, パーソナルコンピュータ(Apple iBook/50/Dual USB, Apple Computer Inc)に取り込んだ。トルクデータは, 30 Hz で撮像した超音波画像(詳細は後述)との関係を考慮して, ソフトウェア(Chart 4.1.1, AD Instruments)上で 33 ポイントずつスムージングして分析した。また, 筋放電量のデータは, ソフトウェア上で全波整流し, MVC 発揮中 1 秒間の筋放電量の平均値を用いて正規化した。

Fig. 1. Experimental setup.

5. 腱伸張量の測定

腱伸長さの解析は、6回の試行のうち、筋腱移行部の移動を鮮明に撮影することが出来た3回の試行について行い、その平均値を使用した。

超音波断層法(SSD-1000, アロカ)を用いて上腕二頭筋遠位筋腱移行部の超音波画像を記録し、等尺性筋力発揮中の筋腱移行部(p)の移動量を定量した。測定中の超音波プローブの位置を補正するために、音を反射するマーカー(k)を皮膚上に固定した。得られた画像は、トルクデータと同期させるためにビデオタイマー装置(VTG-33, 朋栄)を介して30 Hzでデジタルビデオ録画した。ビデオ録画した画像は、コンピュータに取り込み、画像解析ソフト(scion image, Scion Corporation)を用いて解析した。

筋腱移行部の交点(p)の座標は、力発揮に伴って近位方向に移動していく様子が確認された(Fig. 2)。(p)の移動距離(腱伸長さ: L_H)は皮膚とプローブの間においたマーカー(k)との距離を算出することで求めた。

C. 筋量の推定

安部ら¹⁴⁾の方法に従い、超音波診断装置を用いて、上腕前面の筋厚を計測した。筋量の推定には、Miyatani et al.¹⁵⁾の推定式を用いた。

$$MV(\text{cm}^3) =$$

$$(\text{筋厚} \times 117.9) + (\text{上腕長} \times 12.6) - 494.0$$

上記式から求められた筋体積に、上腕屈曲に及ぼす上腕二頭筋の貢献度(肘屈筋群の生理学的断面積に対する上腕二頭筋生理学的横断面積の相対

Fig. 2. Ultrasonic image of biceps brachii muscle. The myotendinous junction of biceps brachii (MTJ) moves to proximal with exertion of tension.

値；47%¹⁶⁾)を乗じ、上腕二頭筋の体積とした。

D. コンプライアンスの算出

本研究では腱組織の弾性を表す指標として、コンプライアンスを算出した。

測定された肘屈曲トルク(T_{QF})から、以下の式を用いて、上腕二頭筋の発揮した張力(F_{BB})を算出した。

$$F_{BB}(N) =$$

$T_{QF}(Nm) \times \text{上腕二頭筋の貢献度}(\%) / MA(m)$
上記の式において、モーメントアーム値(MA； $4.2 \times 10^{-2} m$)及び肘屈曲トルクに対する上腕二頭筋の貢献度(47%)には、Kawakami et al.¹⁶⁾が報告した値を用いた。

算出された張力(F_{BB})に対し腱伸長量(L_H)は曲線的な関係を示した。そこで、回帰直線の傾きの差を検定することにより変曲点を求め、変曲点以降の回帰直線の傾きを等尺性肘屈曲筋力発揮中のコンプライアンス(mm/N)とした。検定結果における有意水準は5%とした。

E. 統計処理

各変数の測定結果は、平均値±標準偏差で示し

た。統計的検定量の算出には、SPSS(11.0J for Windows)を用いた。検定結果における有意水準は5%とした。MVC および筋腱移行部移動距離については、日を変えて実施した2回の測定において得られた値の平均値を代表値とした。それに先立ち MVC および筋腱移行部移動距離の各値について、測定日による有意差がないかどうか検定を実施した。等尺性最大肘屈曲トルクについては、対応のあるt検定(paired t-test)を行い、測定日による有意差がないことを確認した($p=0.428$)。また、筋腱移行部の移動距離については、対応のある一要因(%MVC)を含む二要因(%MVC×測定日)の二元配置分散分析を用いた。その結果、測定日間で統計的に有意差がないことを確認した($p=0.680$)。

Ⅲ. 結 果

Fig. 3 は筋放電, L_H , 肘屈曲トルクのそれぞれ変化を被験者1名について示したものである。さらに、Fig. 4 は上腕二頭筋発揮張力(F_{BIC})— L_H 関係を被験者ごとに示したものである。何れの被験者についても張力の増大に伴い腱はより伸長される傾向が確認できた。80%MVC 到達時における L_H は $10.6 \pm 2.6 mm$ であった。

L_H は、張力が低いときほど大きく、高い張力発揮時には張力増大に伴う腱伸長量が少ない傾向となった。すなわち、40~50%MVC を境にそれより低い筋力発揮時に比較して、高い筋力発揮時の腱伸長変化が少ない傾向を示した。これについて、 L_H と F_{BIC} との関係における回帰直線の傾きの差を検定した。その結果、50%から80%MVC までの直線の傾きと60%から80%MVC までの直線の傾きに差は存在しなかったが、60%から80%までの直線の傾きと40%から80%までの直線の傾きには有意差が認められた。このことから、本研究においては50%MVC から80%MVC までの範囲の $\Delta L_H / \Delta F_{BIC}$ を上腕二頭筋腱のコンプライアンスとして採用した。その結果、コンプライアンスは、 $0.010 \pm 0.005 mm/N$ であった。一方、コンプライアンスは筋量($r=0.488$, $P>0.05$)および MVC($r=0.437$, $P>0.05$)のいずれとも有

意な相関関係は示さなかった。

V. 考 察

本研究で得られた上腕二頭筋の腱コンプライアンスは 0.010 mm/N であった。上肢の筋に関しては, Wilson et al.¹⁷⁾ が, 自由振動法を用いてスティッフネスを測定し, $17,868 \pm 4,593 \text{ N/m}$ であったと報告している。これを換算すると上肢の筋におけるコンプライアンスは 0.056 mm/N になり, 本研究と比較すると大きな値となる。しかしながら Wilson et al.¹⁷⁾ の研究で示された値は, 上腕二頭筋, 上腕三頭筋, 三角筋, 大胸筋を含めた値であり, また, 測定方法も異なることから, 本研究で観察された値と直接比較することはできない。

上腕二頭筋の等尺性肘屈曲力発揮に伴う腱移動量は, 張力が低い時に大きく, 張力が高くなると少なくなり, 全体的に見ると, 発揮張力に対し非線形の変化を示した。この結果は, 下肢の筋を対象にした先行研究^{1-3, 5, 6)} と一致する。低い張力発揮時の腱伸長が大きい原因として, 安静時の腱の弛み (slack) の影響が考えられる。Herbert and Gandevia¹⁸⁾ は, 安静状態で受動的に肘関節角度を変化させたとき, 上腕筋の羽状角に変化はなく, 24%MVC に相当する力を発揮しながら関節角度を変えたときには, 羽状角が変化することを報告している。このような知見は, 低い筋力発揮時に上腕筋の腱において弛みが存在することを示すものである³⁾。従って, 腱組織の弾性特性は, 50%MVC 以上の力発揮をした時の腱の伸張変化から検討することが適切であると考えられる³⁾。

筋腱移行部は, 水平方向のみならず, 垂直方向への移動があることが認められた。そこで, 垂直方向への移動を考慮した腱伸長量を L_V とし, L_H との比較を試みた。0~20%MVC 区間においては, 腱伸長量に与える垂直方向の影響が大きいことが確認された。この区間における L_V は

Fig. 3. Typical data of torque, tendon elongation and EMG.

L_H に比べ14.8%大きくなり, その差は有意 ($p = 0.017$) であった。一方, 50~80%MVC では, L_V は L_H に比べて2.8%高値を示したが, 統計的に有意ではなかった。80%MVC 到達時における腱伸長量は, $L_H = 10.6 \pm 2.6 \text{ mm}$, $L_V = 10.9 \pm 2.6 \text{ mm}$ であった。また, コンプライアンスは, L_H より求めた場合も, L_V より求めた場合も $0.010 \pm 0.005 \text{ mm/N}$ であった。両コンプライアンス値

Fig. 4. Force and tendon elongation relations in biceps brachii muscle.

Blank symbol shows under 40%MVC, closed symbol shows upper 50%MVC.

When the elbow flexor performed with lamp isometric contraction, the changes in tendon elongation (ΔL_{II}) increased curvilinearly with muscle force exerted by BIC (F_{BIC}).

の間には、統計的有意差はなかった($p=0.827$)。以上のことから、腱の伸張変化を定量する際、水平方向の移動距離を測定することに妥当性があると考えられた。

Kubo et al.⁷⁾は外側広筋の腱コンプライアンスが高いものほど、走速度が速いことを報告している。また、走速度が速いものほど、大腿部の筋量が多いという報告もされている¹¹⁾ことから、筋量とコンプライアンスの間には何らかの関係があると予想された。そこで、超音波診断装置で筋厚を計測¹⁴⁾したうえで、Miyatani et al.¹⁵⁾らの方法を用いて上腕の筋量を算出し、コンプライアンスとの関係を検討した。しかしながら、両者の間に有意な関係は認められなかった。一方、20日間のベッドレスト(不活動)で、筋量の減少と筋力の低下に加えて、腱コンプライアンスが増加することが報告されている¹⁹⁾。腱コンプライアンスが増加した理由については、コラーゲン線維に変化が起きたためと推察されていて、筋量の増加や減少が、腱組織の力学的な特性に直接の影響を与えているかどうかについては、明らかではない。

上肢筋群に比較して下肢筋群は、身体全

体に占める量的比率が高く⁸⁾、身体移動をはじめ、大きな筋力・パワー発揮が要求される身体活動を遂行するうえで重要な役割を果たす。一方で、上肢筋群は、比較的繊細な動作を行うことが多く、日常生活での活動水準は低いものの、活動頻度および総活動時間は、ともに下肢筋群を上回ると言われている⁹⁾。Proske and Morgan²⁰⁾の指摘によると、腱組織の弾性特性は、活動する筋の力-速度関係だけではなく、力発揮の速さ、動きの正確さをも左右するといわれている。また、ベッドレストあるいは筋力トレーニングの影響をみた先行研究では、ヒトの腱組織の弾性特性は不活動¹⁹⁾あるいはトレーニングの様式^{6,7,10)}によって様々に変化することが報告されている。

これらの点と日常生活における筋の活動状態を考慮に入ると、上肢筋群の腱組織の弾性特性は下肢筋群のそれと異なることが予想される。そこで、同一の方法を用いた先行研究において報告されている下肢筋群のそれとの比較した(Table 1)。Table 1に示されるように、上腕二頭筋腱はReeves et al.⁶⁾の報告を除いて、下肢の腱に比べコンプライアンスが低い傾向がある。屈筋と伸筋の腱伸張量に差があることは、動物²¹⁾においてもヒト屍体を用いた実験²²⁾でも、報告されている。しかしながら、哺乳類では、種が異なったり、被験部位が異なっても、ヤング率に明確な差は認められないという報告²³⁾もある。また、コンプライアンスは腱の長さや太さに影響されることがか

Table 1. Comparison between present study and previous study.

		$\Delta L / \Delta F$ (mm/N)	
		10-50%	50%-(Compliance)
Biceps brachii	present study	0.025	0.010
Medial gastrocnemius	(Kubo et al. 2000a)	0.066	0.041
Vastus lateralis	(Kubo et al. 2000a)	0.031	0.018
	(Reeves et al. 2003)*	-	0.0008
Tibialis anterior	(Ito et al.1998)**	0.077	0.037

* : 60%-(Compliance)

** : 10~70%, 70%-(Compliance)

ら、腱が長く細いほどコンプライアンスは高くなる²⁴⁾。本研究において算出された上腕二頭筋腱のコンプライアンス値が低くなった一因として、上腕二頭筋の腱が下肢の腱と比較して短いことも挙げられる。

また、本研究や Reeves et al.⁶⁾の研究においては、外部腱の伸長量を定量しているが、その他の先行研究では腱組織の力学的特性を定量していると考えられる。このため測定部位を筋腱移行部とするか、筋腹とするかによって、差異が生じたという可能性も考えられる。動物を対象にした先行研究では、腱膜は外部腱よりもコンプライアントである^{25,26)}ことが報告されている。しかしながら、ヒトの外部腱や腱膜の伸長量に関しては、差がない²⁷⁾、腱膜の方が伸びにくい²⁸⁾という報告がなされている。こうしたことから、測定部位の違いが、コンプライアンス値に差異を与えた主要な原因と断定することはできない。

上腕二頭筋の腱コンプライアンスが、下肢筋腱に比べ概ね低かったことは、上肢の動作の目的にかなったものと考えることができる。これまでの報告によれば、腱組織の弾性特性により関節のパフォーマンスが影響を受ける³⁾。Proske and Morgan²⁰⁾によれば、コンプライアンスが高い腱は弾性エネルギーの蓄積放出に適しておりパワー発揮に有利である。一方、動作の正確なコントロールなどにはコンプライアンスが低い腱の方が有利である。本研究で測定された上腕二頭筋腱のコンプライアンスが、これまでに報告されている下肢筋腱のコンプライアンスに比べ、概ね低かったことは、上肢の動作がパワー発揮よりもコントロールを主として必要とする動作が多く、その目的に適しているものと考えられる。また、これは活動水準レベルとも関連があると考えられる¹⁰⁾。

一方、本研究では、モーメントアームと PCSA 比を用いて、肘屈曲トルクを上腕二頭筋張力に変換した。Kawakami et al.¹⁶⁾は、肘屈曲トルクに關与する上腕二頭筋：上腕筋：腕橈骨筋の貢献度は 47：34：19 と報告している。しかしながら本研究においては前腕を回外させた状態で力発揮をしているため、腕橈骨筋は、肘屈曲よりむしろ前腕を

回外させることに使われている²⁹⁾と考えられる。このため、本研究において上腕二頭筋の張力を過小評価し、得られたコンプライアンス値を過大評価した可能性もある。また、力発揮レベルの増大に対する筋放電量の変化を見てみると (Fig. 3 参照)、上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋の協働筋における放電量変化は必ずしも一様ではない。こうしたことから、上腕二頭筋の貢献度を力発揮レベルによって変える必要があるかもしれない。

また、コンプライアンス値の算出に当たっては、測定時の力発揮状態を考慮する必要がある。本研究に参加した被検者の 1 人に、肘屈曲動作中、拮抗筋である上腕三頭筋に大きな放電が見られた。この被検者の上腕三頭筋の筋放電量は 30.7% (MVC 発揮時の放電量に対する割合) であり、他の 7 名の平均値 ($6.3 \pm 3.6\%$) のおよそ 5 倍に相当した。これは、肘屈曲トルクを打ち消す伸展トルクが発揮されていることを意味するものであり、外部に出力(測定)された肘屈曲トルクは、実際に発揮された上腕二頭筋の張力をそのまま反映して

Fig. 5. The influence of co-contraction for estimate of compliance.

いないことになる。そこで, EMG 放電量から, 肘屈曲トルク測定中に発揮されていた肘伸展トルクを推定した。その結果, 80%MVC 到達時には 6.4 Nm の肘伸展トルクが発揮され, 肘屈曲トルクを打ち消していることが推察された。これにより, 共収縮を考慮しない場合, 肘屈曲トルクが 14.3% 過小評価されている可能性が示された。Fig. 5 は, 共収縮を考慮したときとそうでないときの発揮トルク, %MVC に対する L_H/F の変化の差異を示したものである。特に発揮張力が大きくなるほど, 共収縮の影響が大きいことが伺える。その結果, L_H を用いて算出したコンプライアンス値は, 共収縮を考慮しないとき 0.011 mm/N, 考慮した場合は 0.008 mm/N となり, 拮抗筋が共収縮をしている場合, コンプライアンス値は過小評価された。ここからは, コンプライアンスを算出する際, 共収縮の影響を考慮する必要があること示すものといえよう。

V. ま と め

本研究では, 超音波法による腱移動法を用いてヒト生体における上腕二頭筋腱移行部の動態を計測した。その結果, 等尺性筋力発揮に伴い腱が伸張する傾向を示し, 50%MVC 以上の筋力発揮時では両者の関係は直線的であった。腱伸張量と筋力との直線関係からその勾配を腱コンプライアンスとして算出した結果, 0.010 ± 0.005 mm/N が得られた。この値は従来報告されている腓腹筋, 前脛骨筋の腱コンプライアンスに比較して低値であった。このような筋による差異は機能的特性における部位間の差を反映している可能性があると考えられた。

(受理日 平成16年4月20日)

参 考 文 献

- 1) Fukashiro S., Ito M., Ichinose Y., Kawakami Y. and Fukunaga T. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1995), **71**, 555-557.
- 2) Fukunaga T., Ito M., Ichinose Y., Kuno S., Kawakami Y. and Fukashiro S. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J. Appl. Physiol.*, (1996), **81**, 1430-1433.
- 3) Kubo K., Kawakami Y. and Fukunaga T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.*, (1999), **87**, 2090-2096.
- 4) Kawakami Y., Ichinose Y., Kubo K., Ito M., Imai M. and Fukunaga T. Architectural of contracting human muscle and its functional significance. *J. Appl. Biomech.*, (2000), **16**, 88-98.
- 5) Ito M., Kawakami Y., Ichinose Y., Fukashiro S. and Fukunaga T. Nonisometric behavior of fascicle during isometric contractions of a human muscle. *J. Appl. Physiol.*, (1998), **85**, 1230-1235.
- 6) Reeves N. D., Narici M. V. and Maganaris C. N. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve*, (2003), **28**, 74-81.
- 7) Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y. and Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol. Scand.*, (2000a), **168**, 327-335.
- 8) Janssen I., Heymsfield S. B., Baumgartner R. N. and Ross R. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J. Appl. Physiol.*, (2000), **89**, 465-471.
- 9) Kern D. S., Semmler J. G. and Enoka R. M. Long-term activity in upper- and lower-limb muscles of humans. *J. Appl. Physiol.*, (2001), **91**, 2224-2232.
- 10) Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y. and Fukunaga T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J. Appl. Physiol.*, (2001), **91**, 26-32.
- 11) 柳谷登志雄, ヒトの歩・走パワー発揮能力に関する研究. 早稲田大学大学院博士論文, (2003).
- 12) Leedham J. S. and Dowling J. J. Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1995), **70**, 421-426.
- 13) Komi P. V., Linnamo V., Silventoinen P. and Sillanpaa M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, (2000), **32**, 1757-62.
- 14) 安部 孝, 福永哲夫, 日本人の体脂肪と筋肉分布, 杏林書院, (1995).
- 15) Miyatani M., Kanehisa H., Ito M., Kawakami Y. and Fukunaga T. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *Eur J Appl Physiol.*, (2004), **91**, 264-272.
- 16) 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.*, (1994), **68**, 139-147.
- 17) Wilson G. J., Wood G. A. and Elliott B. C. Optimal

- stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *J. Appl. Physiol.*, (1991), **70**, 825-833.
- 18) Herbert R. D. and Gandevia S. C. Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurement in human brachialis muscle. *J. Physiol.*, (1995), **484**, 523-532.
 - 19) Kubo K., Akima H., Kouzaki M., Ito M., Kawakami Y., Kanehisa H. and Fukunaga T. Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *Eur J. Appl. Physiol.*, (2000b), **83**, 463-468.
 - 20) Proske U. and Morgan D. L. Tendon stiffness: Methods of measurement and significance for the control of movement. *J. Biomech.*, (1987), **20**, 75-82.
 - 21) Shadwick R. E. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *J. Appl. Physiol.*, (1990), **68**, 1033-1040.
 - 22) Benedict J. V., Walker L. B. and Harris E. H. Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *J. Biomech.*, (1967), **1**, 53-63.
 - 23) Bennett M. B., Ker R. F., Dimery N. J and Alexander R M. Mechanical properties of various mammalian tendons. *J. Zool., Lond.*, (1986), **209**, 537-548.
 - 24) Fukunaga T., Kawakami Y., Kubo K. and Kanehisa H. Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, (2002), **30**, 106-110.
 - 25) Ettema G. J. C. and Huijing P. A. Properties of the tendinous structures and series elastic component of EDL muscle-tendon complex of the rat. *J. Biomech.*, (1989), **22**, 1209-1215.
 - 26) Lieber R. L., Leonard M. E., Brown C. G. and Trestik C. L. Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *Am. J. Physiol.*, (1991), **261**, C86-C92.
 - 27) Muramatsu T., Muraoka T., Takeshita D., Kawakami Y., Hirano Y. and Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.*, (2001), **90**, 1671-1678.
 - 28) Magnusson SP., Hansen P., Aagaard P., Brond J., Dyhre-Poulsen P., Bojsen-Moller J. and Kjaer M. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol. Scand.*, (2003), **177**, 185-195.
 - 29) Clem W. Thompson, R. T. Floyd (栗山節郎 監修, 中村千秋, 土屋真希 翻訳) 身体運動の機能解剖, 医道の日本社, (1997).