

陸上短距離走，長距離走，水泳競技選手の アキレス腱の力学的特性の比較

Comparison with elastic properties of Achilles tendon in sprinters,
long-distance runners and swimmers.

江川陽介^{1), 3)}, 鳥居俊²⁾, 福林徹²⁾

1) 国士館大学文学部教育学科

2) 早稲田大学スポーツ科学学術院

3) 早稲田大学スポーツ科学研究センター

1. 緒言

トレーニングによって骨格筋が肥大し，筋力や筋持久力が増大する。特にほとんどの競技スポーツにおいては，高いパフォーマンスを発揮するためには大きな筋力を持つことが望ましく，それに適応して筋線維が太くなる必要がある。高い競技パフォーマンスを発揮するために必要な体力要素は競技種目によって大きく異なるため，骨格筋の生理学的能力が運動形態に合わせて向上するように研究され，それぞれの競技に特有なトレーニングプログラムが作成されている(8)(11)(注番号は末尾の参考文献を示す)。従って，スポーツ選手の筋腱複合体(Muscle-tendon complex: MTC)にかかるメカニカルストレスは競技によって異なり，各種競技のパフォーマンスの向上に必要なトレーニングを積んだ結果，スポーツ選手の骨格筋には競技特性が生じる。メカニカルストレスには生体の構造や機能を定める作用があるため(31)，トレーニングに適応した結果として骨格筋に競技特性が生じているならば，筋に直接連結し，同じストレスを受けている腱にも何らかの適応現象が生じていると考えられる。特にトレーニングが競技種目に特異的であり，かつ数年以上という長期に渡る場合は，その適応による腱の形態や力学的特性の変化がより顕著になり出現するものと考えられる。

そこで本研究では，メカニカルストレスに対して腱が生理的に適応した状況における腱の力学的特性を明らかにするために，長期にわたる競技専門のトレーニングが腱に与えた影響を，陸上短距離走，陸上長距離走，水泳といった競技特性の異なる選手を対象に測定を行った。

2. 方法

i) 対象

対象は大学体育会に所属する下肢に重篤な既往歴(骨折，筋・腱断裂を含む)のない男子選手(陸上短距離選手9名，陸上長距離選手9名，水泳選手8名)と

した。それぞれの競技における被験者の競技歴は6～12年であり、いずれも大学選手権上位入賞の競技成績を有する。また過去に特定のスポーツを5年以上継続しておらず、かつ過去1年以内にいかなるスポーツ活動にも参加していない、同年齢の健康な7名の男性をコントロールとして設定した。いずれの被験者に対しても事前に研究の目的と方法、および測定に伴う危険性と被験者の権利について十分に説明し、すべての被験者から書面にて測定に参加する同意を得た。なお本研究は早稲田大学人間科学部倫理委員会の承認を得て行われた。

ii) 形態

身長、体重、下腿長、アキレス腱長・腱厚を測定した。下腿長は脛骨外側関節裂隙と外果との距離とした。本研究のアキレス腱長は、右腓腹筋内側頭の筋腱移行部からアキレス腱の踵骨付着部までの距離と定義し、超音波断層装置（ALOKA 社製 SSD-1000, 10MHz）にて下腿の矢状面断層構造を観察しながら測定した。アキレス腱厚は同様の方法でアキレス腱実質部の矢状面像を測定した。なお超音波断層画像の解像度の限界は 0.7×0.4 (mm) であるため、本研究におけるすべての超音波断層像の読み取りは1 mm 単位とした。

iii) アキレス腱の力学的特性の算出

足関節底屈筋群の筋力の測定

足関節底屈筋群の筋力は、外果を回転中心としたトルクが記録されるように設計された筋力計（VINE 社製）を用いて測定した。被験者は筋力計の座席に右膝関節最大伸展位で座り、筋力計のフットプレートに右足部をストラップ固定した（Figure 1）。

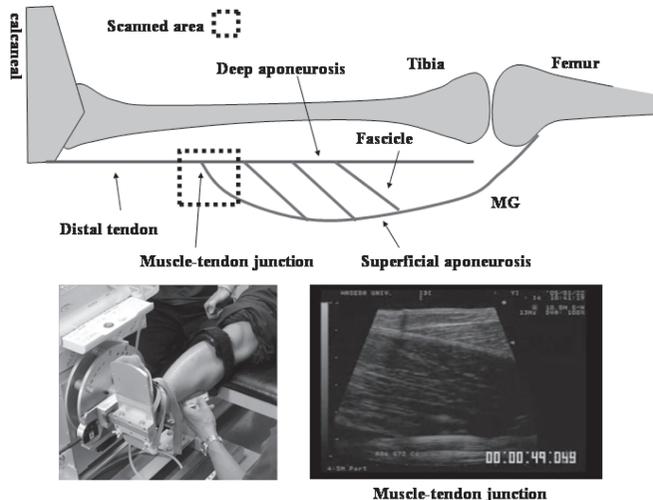


Figure 1 足関節底屈筋群の筋力および超音波断層像の測定

フットプレートの角度は足関節が解剖学的に0度になる位置に設定され、等尺性随意収縮による約5秒間の最大足関節底屈トルクを測定した。十分な休息後、約3秒間かけて、測定した最大トルクに達するよう被験者自身に調整させ、続いて2秒間の最大トルク保持の後、3秒間かけて力を抜くよう指示をした。本研究では、筋収縮の時間が腱組織の力学的特性の変化に大きな影響を与えること(17)を考慮して筋収縮の時間を一定にしている。また Mademli et al. (22) は等尺性筋力発揮時の足関節回転軸の移動が測定結果に影響を与えることに言及している。従って本研究では先行研究を踏まえ、測定に際していくつかの対策を講じている。1) 力発揮中、踵がフットプレートから浮かないよう、膝や体幹の動作が測定に影響しないように十分注意する。2) 筋力発揮時に足関節が移動してしまうことによって、筋力計の回転軸と足関節の回転軸との間に差が生じることを考慮し、筋力計の回転軸をその移動の midpoint に設定する。3) 足関節が回転してしまうことによるモーメントアームの変化を最小限にするため、筋力発揮中に踵部がフットプレートよりできる限り離れないように努力する。これらの測定方法の工夫により Mademli et al. のいう誤差を最小限に抑えているものと考えている。

得られたデータはサンプリングレート 1 kHz で A/D 変換され (MacLab/8, type ML780, AD Instruments), パーソナルコンピューター (VAIO-PCG-Z 1 V, SONY) で処理した。最大足関節底屈トルクの測定は2回実施し、データ間に10%以上の差がある場合は再測定し、最小値を棄却して平均値を最大足関節底屈トルクとした。得られたトルクは以下の式を用いて腓腹筋内側頭で発揮する筋力に変換した。

$$F_m = k \times TQ \times MA^{-1}$$

ただし F_m (N) は足関節底屈筋力発揮時のアキレス腱にかかる負荷のうち腓腹筋内側頭の発揮した筋力、 TQ (Nm) は測定で得られたトルク、 k は足関節底屈筋群の生理学的筋横断面積 (PCSA: Physiological Cross-sectional Area)のうち、腓腹筋内側頭の PCSA の占める割合 (約18%) を表す (10)。また MA はそれぞれの被験者の下腿長から推定される、足関節0度における下腿三頭筋のモーメントアームの長さとした。 MA は Visser et al. (31) および Bobbert et al. (4) の推定式を用いて算出した。なお、筋力発揮中の微量な足関節の回転に伴うモーメントアームの変化を考慮し、測定に伴う足関節の回転角度量の最大値と足関節90度におけるモーメントアームの平均値を、被験者それぞれで採用した。

六一

足関節底屈トルク発揮時のアキレス腱の伸張量の測定

Kawakami et al. (13) の方法に基づき B モード超音波断層装置 (ALOKA 社製 SSD-1000, 10MHz) を用いて足関節0度における足関節底屈トルク発揮中の腓腹筋内側筋腱移行部の移動量を測定した。超音波断層画像はタイマーを介して

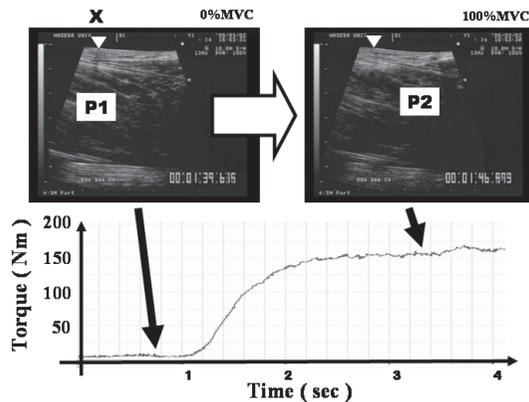


Figure 2 等尺性筋力発揮中のアキレス腱の筋腱移行部および深部腱膜の超音波断層像 (X: 皮膚上のマーカー (X), ∇ : マーカーを添付した場所)

30Hzで記録され、画像解析ソフト (Image J1.36) を用いて10% MVC, 50% MVC, 100% MVCのそれぞれの筋力レベルで解析された。Figure 2に典型的なトルク発揮と超音波画像を示す。足関節底屈トルクの上昇に伴って腓腹筋内側頭の筋腱移行部 (P) は近位方向に移動する ($P_1 \rightarrow P_2$)。Fukashiro et al. (9) および Ito et al. (12) の方法より、皮膚上にあてた超音波プローブおよび皮膚上のマーカー (X) の移動がないことから、この筋腱移行部の移動を下腿三頭筋の収縮によるアキレス腱遠位部および深部腱膜の伸張とみなし、Pの移動距離 (ΔL) とした。なお、測定には十分に実験慣れした被験者と験者を使用した。

腱の力学的特性の算出

筋力 (F_m) に対する腱伸張量 (ΔL) は10~50% MVCまでは曲線様に増加し (Toe region), 50~100% MVCまではおおむね直線回帰できる (Linear region) (14)。先行研究 (20) より、この筋力-腱伸張量関係のうち、50~100% MVC範囲の F_m と ΔL との回帰直線の傾きを腱組織の stiffness とした。また筋力と腱の断面積から応力 (stress) を、腱長に対する腱伸張量から歪み (strain) を以下の式により算出し、得られた応力-歪み関係の50% stress以上の直線の傾きから Young's modulus (ヤング率) を算出した。なお、本研究における応力とは腱の単位断面積あたりにかかる筋張力であり、歪みとは腱の変形前の長さ (安静時長) に対する変形量の割合であると定義する。ただし L はアキレス腱伸張量 (mm), TL はアキレス腱長 (mm), S はアキレス腱面積とし、本研究では便宜的に腱厚の2乗 (mm^2) の値を CSA として用いた。

$$\text{Strain (\%)} = L \times TL^{-1} \times 100$$

$$\text{Stress (MPa)} = F_m / S$$

本研究で用いたアキレス腱のモデルは、アキレス腱を踵骨付着部から腓腹筋内側頭筋腱移行部までと定義し、踵骨付着部から筋腱移行部までの腱の厚さが一様な円柱モデルとして近似したものである。しかし解剖学的にはアキレス腱の厚さは一定でなく、また起始-停止間で緩いS字カーブを描くような形状となっている。また、アキレス腱の近位部（筋腱移行部付近）と、遠位部（腱実質部）では同じ筋力による伸張量に差があることが分かっている（21）。しかし *in vivo* では近位と遠位が連動して動き、物理的にひとつの連続体としてふるまっており、先行研究でも本研究と同様の方法論で腱の特性が議論されている。従って、本方法論から得られた力学的特性の結果は腱の特性を論じるに耐えるものである。ただし、筋腱移行部で観察される腱伸張量から算出されるアキレス腱の特性は、アキレス腱実質部とそれに続く腱膜両方の特性を反映するものである。また、本研究において定量された力学的特性値は、他の方法を用いた先行研究に比べて値が大きい結果となる。この原因は超音波法以外の先行研究の値が、引っ張り試験による標本破壊までの値であること、また腱組織自体が筋内に入り込む腱膜やその他の結合組織と連続しているために腱伸張量が大きく評価されること、応力を算出するために便宜的に使用した腱の断面積が実測の断面積よりも過小評価されることが原因であると考えられる。さらに腱伸張量は、どんなに注意深く測定を行ったとしても、筋力発揮中の足関節の回転や測定機械そのものの歪みの発生の影響を完全に回避することができない。そのため、特に *toe region* では腱伸張量が過大評価される可能性が高い。従って本研究で得られる *toe region* の値の推移には測定方法上の誤差も含まれることを念頭に置かなければならない。

iv) 統計

各項目の群間比較には一元配置の分散分析を行い、多重比較検定には Fisher の PLSD を用いた。いずれも有意水準を 5% とした。

3. 結果

i) 形態

身長に競技間の差はなかったが、体重は水泳選手（SW）と短距離走選手（SP）が、コントロール（CT）と長距離走選手（LDR）に比べて有意に大きかった。下腿長および下腿周囲径は短距離走選手で有意に大きく、コントロール、長距離走選手、水泳選手の間に差はなかった。アキレス腱長は、短距離選手が最も長く水泳選手が最も短かった。しかし下腿長あたりのアキレス腱長には種目間の差はなかった。アキレス腱厚は短距離走選手が他の競技に比べて有意に大きく、コントロール、長距離走選手、水泳選手に差はなかった（Figure 3）。しかし体重あたりの腱厚に換算すると、水泳選手の腱厚が他の競技に比べて有意に小さく、短距離走選手、長距離走選手とコントロールに差はなかった（Table 1）。

Table 1 被験者の身体特性

	LDR	SP	SW	CT	p < 0.05
n	9	9	8	7	-
age (y)	19.8 ± 1.0	20.3 ± 1.2	20.1 ± 0.8	22.7 ± 1.9	-
athletic career (y)	7.8 ± 1.2	7.9 ± 1.3	11.4 ± 0.5	-	-
height (cm)	170.9 ± 5.6	173.0 ± 3.5	173.8 ± 5.1	173.3 ± 5.1	N.S.
weight (kg)	57.5 ± 4.0	66.2 ± 3.8	70.4 ± 6.0	63.1 ± 6.9	SW, SP > CT, LDR
lower leg length (cm)	39.3 ± 2.2	40.0 ± 1.7	39.3 ± 1.3	39.5 ± 1.9	SP > CT, LDR, SW
tendon length (mm)	217 ± 14.0	221 ± 26	212 ± 19.0	224 ± 15	SP > SW
tendon length/ tibial length	0.55 ± 0.04	0.55 ± 0.05	0.54 ± 0.04	0.57 ± 0.03	N.S.
tendon thickness (mm)	5.0 ± 0.3	5.7 ± 0.4	4.9 ± 0.4	5.1 ± 0.1	SP > LDR, CT, SW
tendon thickness/ weight (mm/kg)	0.087 ± 0.01	0.082 ± 0.008	0.070 ± 0.008	0.083 ± 0.008	LDR, SP, CT > SW

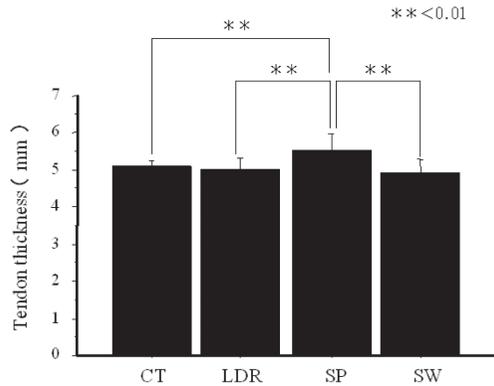


Figure 3 各競技種目ごとのアキレス腱厚

ii) 足関節最大底屈筋力および腱の伸張量

腓腹筋内側頭の発揮した筋力を算出するために、足関節底屈筋群の発揮した筋力に腓腹筋内側頭の PCSA 比を乗じるが、これは定数であるために筋力の比較は足関節底屈筋群の最大筋力で行った。コントロールと長距離走選手の間には差はなかったが、コントロールおよび長距離走選手と比べて短距離走選手と水泳選手で大きく、水泳選手が4群間で最も大きかった (Table 2)。

足関節底屈筋力の増加に伴って strain が増加した (Table 2, Figure 4)。10% MVC では strain に競技間の差はなかったが、50% MVC では水泳選手、短距離走選手および長距離走選手で、コントロールに比べて strain が有意に大きかった。100% MVC ではコントロールと長距離走選手の差がなくなり、短距離走選手と水泳選手の strain が有意に大きかった。

Table 2 最大足関節底屈筋力 (MVC) および歪み量 (strain)

	LDR	SP	SW	CT	p < 0.05
MVC (N)	628.6 ± 70.0	861.9 ± 115.6	929.3 ± 129.1	675.3 ± 115.7	SP, SW > LDR, CT
strain at MVC (%)	7.3 ± 1.6	8.7 ± 1.3	10.0 ± 1.8	7.1 ± 1.0	SW > LDR, CT
strain at 50% MVC (%)	5.5 ± 1.4	6.1 ± 1.2	6.7 ± 1.4	3.9 ± 1.0	SW, SP, CT > CT
strain at 10% MVC (%)	1.9 ± 0.7	2.1 ± 0.6	2.2 ± 0.6	1.5 ± 1.0	N.S.

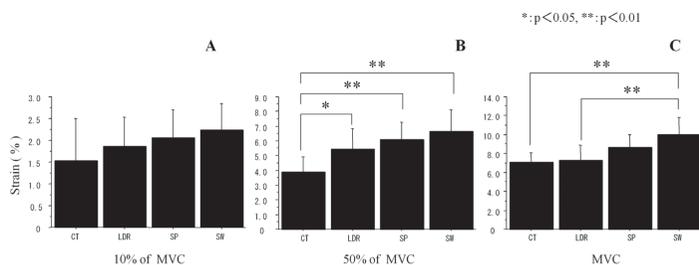


Figure 4 10% MVC (A), 50% MVC (B), 100% MVC (C) ごとの strain

iii) 腱の力学的特性

アキレス腱の stiffness は、コントロールと比べて長距離走選手で最も大きく、コントロールと短距離走選手および水泳選手に有意な差はなかった。しかし、腱長と腱厚を考慮した Young's modulus では長距離走選手がコントロールおよび短距離走選手よりも値が大きく、さらにコントロールと水泳選手では水泳選手の方が大きい傾向 (p=0.11) にあった。短距離選手と水泳選手では統計的には有意な差はみられないものの、水泳選手の方が平均値では値が高かった。しかし長距離走選手と水泳選手に有意な差はみられなかった (Table 3, Figure 5)。

Table 3 アキレス腱の力学的特性

	LDR	SP	SW	CT	p < 0.05
stiffness (N/mm)	103.4 ± 64.6	71.5 ± 31.7	71.2 ± 20.4	54.0 ± 14.5	LDR > CT
young's modulus	8.2 ± 3.5	4.4 ± 1.6	6.0 ± 2.1	3.8 ± 1.2	LDR > SP, CT

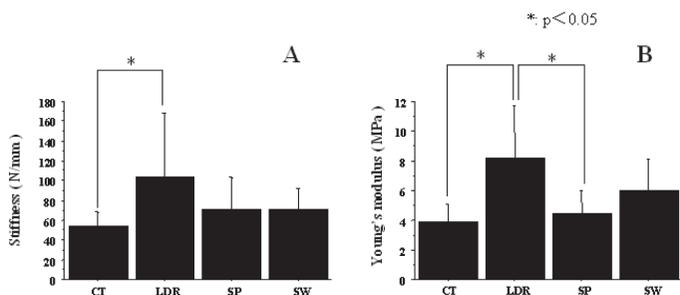


Figure 5 アキレス腱の stiffness (A) と Young's modulus (B)

4. 考察

i) 腓長, 腓厚

本研究において腓長は各競技間で差があったが, 下腿長あたりの腓長に競技間の差はなかった。江川ら(7)は小学校3年生から6年生までの成長期のサッカー選手のアキレス腱形態を報告しているが, 下腿長あたりの腓長は学年間で差がないとしており, 成長に伴うアキレス腱長の変化は下腿長に依存するとしている。これは本研究の結果でも同様であり, 行ってきた競技にかかわらずアキレス腱長は下腿長に依存することが示唆される。

アキレス腱の腓厚は, 短距離走選手が他の競技に比べて太く, コントロール, 長距離走選手, 水泳選手に差はなかった。先行研究では9ヶ月程度のトレーニング介入による腱の変化を動物実験で検討しているものが多い(24)(27)(28)(29)。しかし, 運動の種類, 強度, 時間, 頻度などMTCにかかるメカニカルストレスだけでなく, 被検体の月齢が一致しておらず, 腱の形態と力学的特性の変化に関して統一された見解が得られていない。一方, ヒト生体における研究では, レジスタンストレーニングや持続的トレーニングにより力学的特性が変化したとする報告はあるが, 腱の形態に関してはほとんど変わらないとする報告が多い(1)(2)(5)(16)(17)(32)。これは, 腱がトレーニングに対して反応し適応するには, 他の組織よりも長い時間が必要であるため(3), 数ヶ月単位のトレーニング介入では腱が反応しなかったものと考えられる。本研究のように, 高い筋力発揮が要求されるパワー系の競技である短距離走では, 選手の下腿周囲径が大きいことから筋体積が大きく, 高い筋力発揮特性に合わせて長年の競技特有のトレーニングの結果, 腓厚が大きくなった可能性が十分考えられる。一方で短距離走選手と同じように筋力発揮の大きい水泳選手の腓厚は, コントロールと変わらなかった。水泳のキック動作において足関節は底屈位にあり, 競技の練習中アキレス腱に対して加重による直接的な負荷はかかっていない。また長距離走選手の腓厚もコントロールと変わらなかった。Kubo et al.(18)は膝伸筋群の腱の横断面積(CSA: Cross-sectional Area)を一般人と長距離走選手と比較し, 一般人と長距離走選手の腱のCSAに差はないと報告しており本研究の結果と一致する。従って, 筋量が多く筋力が高くても, 腱にかかる絶対的な負荷の大きさが小さければ腓厚は変化しないと考えられる。すなわち, 腓厚の変化は, 日常生活以上の張力が腱にかかるかどうかの問題であり, トレーニングが長期間にわたる場合は, ジャンプトレーニングやプライオメトリックトレーニングなど, 腱にかかる絶対的な負荷が大きいほど腓厚は大きくなる可能性が高い。

一方で, 体重あたりの腓厚に換算すると, 重力負荷のかかりにくいトレーニングを行っている水泳選手の腓厚は小さかった。また, 重力負荷のかかったトレーニングを行っている短距離走選手と長距離走選手はコントロールと腓厚の差がなくなった。このことより短時間に腱に大きな張力がかかる運動負荷よりも, 持続

的な重力負荷となる体重と腱厚が相関する可能性も考えられる。しかし、水泳選手で体重あたりの腱厚が小さかったことから、一概に身体の高さに腱厚が比例するとはいい難い。腱厚の変化には腱の代謝速度や腱にかかる負荷、成長段階など様々な要因が複雑に関係していると考えられるため、今後縦断的な調査が望まれる。

ii) 各競技選手の腱組織の力学的特性

長距離走選手の腱厚はコントロールと差がないにもかかわらず、他の競技に比べて腱が堅いという結果は、先行研究の結果と一致する(5)(27)。長距離走選手では長期に渡る競技専門のトレーニングでも腱形態が変化していないため、力学的特性の他の競技との差は腱組織を構成するコラーゲン線維の type や架橋などの内部構造の生化学的な変化を推測させる。先行研究では、持久的トレーニングが腱組織の内部構造や骨格筋膜に影響を及ぼす可能性を報告している(16)(17)(22)(24)(27)(28)。Rollhauser et al.(25)はブタに42日間の持久的トレーニングをさせ、成熟した腱組織では、慢性的な運動刺激により腱の内部構造が変化すると報告した。また Michna et al.(23)は、マウスに持久的トレーニングをさせ、腱組織のコラーゲン線維の構成配列の角度に変化があったことを報告している。さらに、コラーゲン線維の生合成がメカニカルストレスおよび神経支配によってコントロールされている可能性を示唆する報告(26)から考えても、長距離走選手のように、長時間にわたる走行によって腱組織に対する機械的な歪みの反復回数が多くなる場合、コラーゲン線維の構成配列や角度という内部構造の変化の結果として、腱組織が堅くなる可能性は十分考えられる。

本研究では長距離走選手ほどではないが、コントロールと比較して水泳選手の Young's modulus が大きく、腱組織が堅い傾向にあった。水泳選手のトレーニングは主に水中で行われるため浮力の影響を受け、また水中での推進動作では足関節が底屈位にあるため、アキレス腱にかかる荷重負荷は他の競技に比べて小さい。ラットに16週間の水泳トレーニングを行わせた報告では、スイムトレーニングが腱の加齢に伴う指標である最大破断強度の低下を抑制したとしている(27)。また、水泳トレーニングが筋持久力とヒラメ筋の代謝酵素の活性に著しい増進を引き起こしたとする報告(15)のように、もともとコラーゲン組織には毛細血管が少ないが、持久的なトレーニングによって全身の血流量が増加することで、腱組織の代謝が促進されたと指摘する報告もある(28)(29)。従って、筋腱複合体に対して大きな重力負荷刺激はかかっていない場合でも、10年以上という長期にわたる水泳トレーニングが腱組織の代謝を刺激し、腱の組成が変化したことにより力学的特性が変化する可能性はある。また、長距離走選手と水泳選手の腱組織の特性から考えると、腱組織の力学的特性には、腱組織にかかる機械的な歪みの反復回数、および持久的トレーニングによる腱組織の代謝の変化に伴う腱内部環境の変化の両方が作用するものと考えられる。

一方で短距離走選手の腱組織の弾性はコントロールと変わらなかった。Tipton et al. (28) はスプリントトレーニングは膝蓋腱の最大破断強度に影響しないと報告している。また Kubo et al. (19) は短距離走選手の腓腹筋の弾性が非トレーニング群と比べて変わらないことを報告しており、本研究と先行研究の結果は一致する。短距離走選手は長距離走選手と比較して筋力が高いため、腱組織にかかる絶対的な負荷は大きいですが、トレーニングによる筋の収縮回数は非常に少ないと考えられる。またストレッチ・ショートニング・サイクルを多用したパフォーマンスには筋腱複合体の力学的特性が影響を与えるという報告(6)や、膝関節伸展筋群の腱が柔らかいことがスプリントパフォーマンスに有利であるという報告(19)から、腱組織が堅くなることはスプリントパフォーマンスを低下させる要因になると考えられる。よって競技力の高い短距離走選手の腱組織は、競技専門のトレーニングによって、よりパフォーマンス向上に適切な腱組織の状態であることが示唆される。

5. 結語

メカニカルストレスに対して腱が生理的に適応した状況における腱の力学的特性を明らかにするために、競技特性の異なる選手を対象にアキレス腱の形態と力学的特性を調査した。その結果以下のような知見を得た。

- 1) 腱厚は長距離走選手、水泳選手とコントロールとは差がないが、短距離走選手で有意に厚かった。
- 2) アキレス腱の力学的特性(ヤング率)はコントロールに比べて長距離走選手と水泳選手で強く、短距離走選手ではコントロールと差がなかった。
- 3) 運動様式の違いによる筋腱複合体にかかる負荷の大きさ、腱の歪みの反復回数の蓄積、運動の種類によって腱の形態や力学的特性は変化する。
- 4) 筋腱複合体にかかる負荷様式の違いによって、腱組織には競技特性が生じている。

参考文献

- (1) Almeida-Silveira, M. I., C. Perot, M. Pousson, and F. Goubel. Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflugers Arch.* 427:289-294, 1994.
- (2) Amiel, D., S. L. Woo, F. L. Harwood, and W. H. Akeson. The effect of immobilization on collagen turnover in connective tissue: a biochemical-biomechanical correlation. *Acta Orthop Scand.* 53:325-332, 1982.
- (3) Barfred, T. Experimental rupture of the Achilles tendon. Comparison of various types of experimental rupture in rats. *Acta Orthop Scand.* 42:528-543, 1971.
- (4) Bobbert, M. F., P. A. Huijing, and G. J. van Ingen Schenau. A model of the

- human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J Biomech.* 19:887-898, 1986.
- (5) Buchanan, C. I. and R. L. Marsh. Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the Achilles tendon of guinea fowl. *J Appl Physiol.* 90:164-171, 2001.
 - (6) Cavagna, G. A. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev.* 5:89-129, 1977.
 - (7) 江川陽介, 中井真吾, 石川真理, 鳥居俊. 踵骨骨端症としての腱弾性特性の評価. *Jpn J Phys Fitness Sports Med.* 54:107-112, 2005.
 - (8) Fox, E., L. Sports Physiology. 3rd ed. ed. West Washington Square, Philadelphia: William C Brown Pub, 1979
 - (9) Fukashiro, S., M. Itoh, Y. Ichinose, Y. Kawakami, and T. Fukunaga. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 71:555-557, 1995.
 - (10) Fukunaga, T., R. R. Roy, F. G. Shellock, J. A. Hodgson, and V. R. Edgerton. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol.* 80:158-165, 1996.
 - (11) Hakkinen, K. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. A review. *J Sports Med Phys Fitness.* 29:9-26, 1989.
 - (12) Ito, M., Y. Kawakami, Y. Ichinose, S. Fukashiro, and T. Fukunaga. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol.* 85:1230-1235, 1998.
 - (13) Kawakami, Y., Y. Ichinose, and T. Fukunaga. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol.* 85:398-404, 1998.
 - (14) Ker, R. F. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). *J Exp Biol.* 93:283-302, 1981.
 - (15) Klitgaard, H., A. Brunet, B. Maton, C. Lamaziere, C. Lesty, and H. Monod. Morphological and biochemical changes in old rat muscles: effect of increased use. *J Appl Physiol.* 67:1409-1417, 1989.
 - (16) Kubo, K., H. Kanehisa, and T. Fukunaga. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol.* 536:649-655, 2001.
 - (17) Kubo, K., H. Kanehisa, M. Ito, and T. Fukunaga. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 91:26-32, 2001.
 - (18) Kubo, K., H. Kanehisa, Y. Kawakami, and T. Fukunaga. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 81:181-187, 2000.

- (19) Kubo, K., H. Kanehisa, Y. Kawakami, and T. Fukunaga. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand.* 168:327-335, 2000.
- (20) Kubo, K., Y. Kawakami, and T. Fukunaga. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol.* 87:2090-2096, 1999.
- (21) Lieber, R. L., M. E. Leonard, C. G. Brown, and C. L. Trestik. Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *Am J Physiol.* 261:C86-92, 1991.
- (22) Mademli, L., A. Arampatzis, and M. Walsh. Effect of muscle fatigue on the compliance of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Biomech.* 39:426-434, 2006.
- (23) Michna, H. Morphometric analysis of loading-induced changes in collagen-fibril populations in young tendons. *Cell Tissue Res.* 236:465-470, 1984.
- (24) Pousson, M., C. Perot, and F. Goubel. Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch.* 419:127-130, 1991.
- (25) Rollhauser, H. Funktionelle anpassung der cehuenfaser imsubmikroskopischen bereich. *Ant Anz.* 51:318-322, 1954.
- (26) Savolainen, J., K. Vaananen, J. Puranen, T. E. Takala, J. Komulainen, and V. Vihko. Collagen synthesis and proteolytic activities in rat skeletal muscles: effect of cast-immobilization in the lengthened and shortened positions. *Arch Phys Med Rehabil.* 69:964-969, 1988.
- (27) Simonsen, E. B., H. Klitgaard, and F. Bojsen-Moller. The influence of strength training, swim training and ageing on the Achilles tendon and m. soleus of the rat. *J Sports Sci.* 13:291-295, 1995.
- (28) Tipton, C. M., R. D. Matthes, J. A. Maynard, and R. A. Carey. The influence of physical activity on ligaments and tendons. *Med Sci Sports.* 7:165-175, 1975.
- (29) Tipton, C. M., R. J. Schild, and R. J. Tomanek. Influence of physical activity on the strength of knee ligaments in rats. *Am J Physiol.* 212:783-787, 1967.
- (30) Tomasek, J. J., G. Gabbiani, B. Hinz, C. Chaponnier, and R. A. Brown. Myofibroblasts and mechano-regulation of connective tissue remodelling. *Nat Rev Mol Cell Biol.* 3:349-363, 2002.
- (31) Visser, J. J., J. E. Hoogkamer, M. F. Bobbert, and P. A. Huijing. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 61:453-460, 1990.
- (32) Wilson, G. J., B. C. Elliott, and G. A. Wood. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exerc.* 24:116-123, 1992.