

【課程内】

博士（人間科学）学位論文

上腕三頭筋腱の力学的特性の規定因子と  
そのトレーニング効果

Factors affecting mechanical properties of triceps brachii  
tendon and their trainability

2009年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

村田 浩一郎

Murata, Koichiro

研究指導教員： 川上 泰雄 教授

# 目次

第1章	1
緒言	
第2章	23
上腕三頭筋腱の力学的特性の定量	
第3章	37
上腕三頭筋腱における形態と力学的特性との関係	
第4章	46
肘関節伸展レジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響	
第5章	55
総括論議	
結論	60
参考文献	61
謝辞	67

# 第 1 章

## 緒言

### 序

腱は筋と骨を結合させる非収縮組織である。腱は弾性を有し、筋と腱から構成される筋腱複合体において、直列弾性要素の大部分は腱に存在するとされる (Alexander and Bennet-Clark. 1977)。

腱弾性を表す指標の一つにスティフネスがある。スティフネスは、女性よりも男性(Onambele et al. 2007)が、一般人よりも長距離走者(Kubo et al. 2000)が高値を示すように、個人差の存在が確認されている。スティフネスは、腱の太さ(腱断面積)や長さ(腱長)および材質(ヤング率)といった物理因子によって規定され、スティフネスの個人差はこれら物理因子の個人差によるものと予想される。

横断的に腱の形態および力学的特性を調べた先行研究では、鍛錬者の腱断面積は非鍛錬者のそれよりも大きいものの、腱長やヤング率には差がないと報告されている(Rosager et al. 2002, Kongsgaard et al. 2005, Coupe et al. 2008)。このことと、筋腱複合体の生理学的背景を併せて考えると、鍛錬者が実施していたトレーニングによって腱に与えられたメカニカルな刺激が、物理因子のうちの腱断面積を増加させた可能性が考えられる。しかし、実際に短期的なトレーニングを実施させた場合、腱断面積が増加したという報告は 1 例(Kongsgaard et al. 2007)に留まり、トレーニングの効果は明らかとなっていない。

そこで本論文は、上腕三頭筋腱のスティフネスを定量し、その個人差に関与する因子について検討すること、およびレジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討することを目的とした。

## 本論文で使用する用語の定義

### 腱

腱は外部腱と腱膜に分類される(Zajac, 1989)。本論文においてはそれらの総称として「腱」という用語を用いる。一般的に、外部腱はチューブ状の形状を有し、腱膜はシート状の形状を有する。本論文で研究対象とした上腕三頭筋腱は、外部腱部分の視認が困難であり、外部腱および腱膜の分類はできなかった。それゆえ、腱断面積は、上腕の肘頭に最も近い部分において測定し、腱伸長は、腱膜部分である上腕三頭筋外側頭の筋腱移行部における移動距離を計測した。また、腱長は肘頭から筋腱移行部までの距離とした。

### 腱伸長

腱は弾性を有し、外部からの張力によって変形を起こす。本論文において、張力によって腱が長く変形することを「伸長」とし、等尺性肘関節伸展筋力発揮中に超音波法で観察した、上腕三頭筋外側頭の筋腱移行部における移動距離とした。なお、測定試行中の肘関節角度変化が引き起こす筋腱移行部の移動の誤差は、受動的に肘関節角度を変化させた時の筋腱移行部の移動距離を、試行中に測定した筋腱移行部の移動距離から差し引きすることで補正した。

### 腱の力学的特性

本論文において測定および算出した、スティフネスとヤング率を腱の力学的特性とする。なお、本論文中で登場するスティフネスはすべて、腱のスティフネスを指すものとする。

## 研究小史

### 腱の力学的特性に関する先行研究 (表 1-1)

腱の力学的特性は、当初、動物の摘出腱を用いた実験によって調べられてきた(Alexander. 1966, Viidik. 1973)。そこで主に用いられた方法が、実際に腱に負荷がかかっている状態を再現している「引っ張り試験」(Ker et al. 1981, Woo et al. 1980, 1982, Bennett et al. 1986, Shadwick. 1990, Johnson et al. 1994, Itoi et al. 1995)である。この方法によって、腱は非線形の弾性を有し、筋腱複合体内の直列弾性要素の大部分が腱に存在することが明らかとなった(Alexander and Bennet-Clark. 1977)。

張力と腱伸長の関係において、腱を破断するまで伸長した場合、この曲線は4つの領域に分けられる(Herzog and Loitz. 1994; 図 1-1)。腱が弛緩している状態から伸長された場合、腱は小さい張力の増加に対して大きく伸長する。この領域は「トゥリージョン(toe region)」と称される。この現象は、弛緩していた腱にみられるコラーゲン線維束の波形構造が、張力によって消失することで生じるとされている(Rigby et al. 1959, Elliot. 1965, Diamant et al. 1972, Viidik et al. 1973)。

さらに腱が伸長された場合、張力と腱伸長の関係は直線関係を示し、その領域は「リニアリージョン(linear region)」と称される。その部分の傾きは伸びにくさを表すスティフネスとして表されている。また、リニアリージョン部分で算出されたスティフネスに、腱断面積に対する腱長の比率を乗じることで、張力および腱伸長をストレスおよびストレインとして正規化し、ヤング率を求めることができる。Woo et al. (1980)は、ブタの指伸筋腱のヤング率が 800 MPa であったことを報告し、Ker et al. (1981)はヒツジの足底筋腱のヤング率が 1650 MPa であったことを報告している。さらに、Shadwick. (1990)はブタの指屈筋と指伸筋腱のヤング率が、それぞれ 1660 MPa と 760 MPa であったことを報告している。上記のように、ヤング率は種間および部位間で異なることが報告されている。

腱における張力と腱伸長の関係の曲線は、どの試料および部位においても一律に非線形を示すものの、その傾きであるスティフネスは部位によって異なる。この差異は、腱の構造特性(腱長および腱断面積)や、材料特性(ヤング率)の違いによって生じると考えられる(Butler et al. 1978; 図 1-2)。

リニアリージョンを超えて腱が伸長されると、コラーゲン線維束および線維間組織の構造に破損が生じ、塑性変形を引き起こす。さらに腱が伸長され続けると、ついには完全な破断が起こる。腱が破断に至る最大ストレスは、腱の力学的特性を表す指標の一つであり、哺乳類においては 20~140 MPa であると報告されている(Elliott. 1965)。

人間の腱の力学的特性は、屍体からの摘出腱を用いて調べられてきた(Benedict et al. 1968, Blanton and Biggs. 1970, Hubbard and Soutas-Little. 1984, Rack and Ross. 1984, Noyes et al. 1984, Blevins et al. 1994, Loren and Lieber. 1995, Haut and Haut. 1997)。しかしながら、超音波診断装置を用いた生体内の組織間を識別する方法の開発によって、生体においてもリアルタイムで腱の伸長を観察することが可能となった。それ以降、生体内における腱の力学的特性に関する研究が数多く行われるようになった。その先駆的報告は Fukashiro et al. (1995)によってなされ、彼らは体肢の長軸と平行に超音波診断装置のプローブを当てることで、等尺性足関節背屈筋力発揮中の前脛骨筋における筋束と深部腱膜との交点の移動距離を計測し、それを前脛骨筋腱の伸長とした(図 1-3)。さらに、Ito et al. (1998)によって、前脛骨筋腱の張力と腱伸長の関係が非線形であり、腱は弾性を有する組織であることが明らかにされた。以後、前脛骨筋腱の他に、腓腹筋腱(久保ら. 1999)、外側広筋腱(Kubo et al. 2001)、膝蓋腱(Reeves et al. 2003)、上腕二頭筋腱(太田ら. 2004)などのスティフネスおよびコンプライアンス(スティフネスの逆数)が測定されてきた。

一方、Magnusson et al. (2001)は、超音波法による腱伸長の計測は、等尺性筋力

発揮中に生じる関節角度変化が引き起こす潜在的な誤差を持つと考え、受動的に足関節角度を変化させたときの筋腱移行部の移動を、筋力発揮中の関節角度変化に対応させ、腱伸長の誤差を補正する方法を考案した(図 1-4)。その結果によると、腓腹筋における筋腱移行部の移動距離は、補正後に 30%減少する。同時期に Muramatsu et al. (2001)も腓腹筋腱の伸長の補正結果を報告し、Bojsen-Moller et al. (2003)も外側広筋腱について同様な補正を試みている。それら一連の報告以降、超音波法を用いて腱の力学的特性を測定する際には、等尺性筋力発揮中の関節角度変化による腱伸長の誤差を補正することが一般的となった。

人間の生体における腱の力学的特性には個人差が存在する。例えば、女性よりも男性において膝蓋腱のスティフネスは高い値を示し(Onambele et al. 2007)、長距離走者においては外側広筋腱の伸長およびコンプライアンスが一般人よりも低い値を示すと報告されている(Kubo et al. 2000)。Muraoka et al. (2005b)は、アキレス腱の伸長およびストレインの個人差が、足関節底屈最大筋力とそれぞれ正の相関関係を示すことから、スティフネスの個人差が最大筋力の影響を受けている可能性について言及している(図 1-5)。これらのように、腱の力学的特性の個人差は、最大筋力の差、性差、運動経験の差などの影響を受けている可能性が示されている。

## トレーニングおよび不使用が腱に及ぼす影響(表 1-2)

トレーニングによって腱が適応を示す組織であるという可能性は、腱断面積を測定した横断的な研究によって示唆されている。例えば、Rosager et al. (2002)の報告によると、アキレス腱断面積は日常的にランニングを実施する被検者群がコントロール群よりも有意に大きい、スティフネスには差がない。Magnusson et al. (2003)も、腱に長期的かつ継続的に加えられた負荷によって腱に肥大が生じる可能性を示している。さらに、Kongsgaard et al. (2005)は、異なるスポーツ活動歴を有する被検者を対象として、アキレス腱断面積を測定し、ランニングおよびバレーボール競技者群におけるアキレス腱の断面積が、コントロール群のそれよりも有意に大きいことを報告している。さらに彼らは、アキレス腱断面積と下腿三頭筋断面積との間に高い相関関係を認めている。より最近の研究では、Couppe et al. (2008)がフェンシング競技者とバドミントン競技者の膝蓋腱断面積を測定し、リード脚および非リード脚の比較を行っている。その結果によると、リード脚の膝蓋腱断面積は、非リード脚のそれよりも、遠位部および近位部において有意に大きい。また、彼らの結果において、リード脚は非リード脚よりもストレスが低く、スティフネスは高いが、ヤング率には差がないことが示されている(図 1-6)。このように、被検者の運動歴の違いから、腱の可塑性について考察している横断的な研究は、いずれも運動経験者群の腱断面積がコントロール群のそれよりも大きいことを報告しているが、腱の力学的特性については一定の報告が得られていない。

トレーニングによる腱の適応に関する縦断的な研究は、1960年代後半から、腱の力学的特性を測定する研究と同時期に動物を対象として行われてきた(Viidik. 1967, 1968, 1969, Woo et al. 1981, Vilarta and Vidal. 1989, Simonsen et al. 1995)。Woo et al. (1980)はブタの指伸筋腱を対象とし、12か月間という長期間のランニングトレーニングが腱特性に及ぼす影響について検討している。それに



よると、エクササイズ群が最大張力、腱断面積、スティフネス、最大ストレスにおいて、コントロール群よりも有意に高い値を示し、最大ストレインは有意に低いという結果が示されている。また、**Buchanan and March. (2001)**はホロホロ鳥のアキレス腱を対象に、8~12 週間のランニングトレーニングの効果を検討し、アキレス腱のスティフネスおよびヤング率は有意に増加したが、腱断面積は変化しなかったと報告している。しかしながら、彼らが行ったような、動物を対象とした腱の可塑性に関する研究は、動物の生育の影響を受けている可能性があるとの指摘もある(**Kongsgaard et al. 2007**)。

人間の生体における腱の可塑性に関する研究は、超音波法を用いた **Kubo et al. (2001)**のグループによって開始された。彼らは、筋力発揮時間の異なる 2 つのトレーニングプログラム間(短時間プログラム: 筋力発揮 1 秒、脱力 2 秒を 50 回×3 セット 長時間プログラム: 筋力発揮 20 秒、脱力 60 秒×4 セット)の比較を行い、最大筋力(短時間 32%、長時間 34%)と筋体積(短時間 7.4%、長時間 7.6%)は同程度増加したが、スティフネスが増加したのは長時間プログラムにおいてのみであり、両プログラム間で腱断面積は変化しなかったことを報告している(図 1-7)。

**Kubo et al. (2001)**の報告以降、人間の生体における腱の可塑性に関する研究が本格化する。例えば、**Kubo et al. (2003)**は、51 名の中高齢者を対象に 6 か月間にわたる体重負荷のスクワットトレーニングを実施させた結果、最大腱伸長およびストレインが増加したことを報告している。また、同報告において、大腿四頭筋厚および外側広筋腱のスティフネスはトレーニング前後で変化がなく、中高齢者における体重負荷のスクワットトレーニングは、加齢によるスティフネスの減少を阻止することが示唆されている。また、**Reeves et al. (2003)**は、高齢者を対象に高強度(~80% 5 repetitions maximum; RM)の膝伸展および脚伸展トレーニングを 14 週間実施させ、膝蓋腱のスティフネスが 64%増加したことを報告

しており、高強度であれば、高齢者においても腱弾性の適応が生じることを明らかにした。さらに、Kubo et al. (2006)は、等尺性膝関節伸展トレーニングを膝関節伸展位(50 deg)と屈曲位(100 deg)で12週間実施させ、レジスタンストレーニング実施時の筋長の違いが、腱特性に及ぼす効果について検討している。その結果によると、膝関節伸展位および屈曲位ともに、最大筋力は同程度増加したが(伸展位 44%、屈曲位 49%)、屈曲位においてのみ外側広筋腱の伸長が減少し、スティフネスには増加が認められた。また、同報告内では、いずれの肢位においても、トレーニング前後で腱断面積に有意な変化は生じていない。しかし、Kongsgaard et al. (2007)は、高強度群と低強度群に分類して12週間の脚伸展トレーニングを実施させた結果、高強度群において膝蓋腱スティフネスの増加、膝蓋腱近位部(6%)および遠位部(4%)の断面積の有意な増加が認められ、低強度群においては近位部(7%)の腱断面積が増加したことを報告している(図 1-8)。

腱に対する適応効果を検討した報告の中には、実際のスポーツパフォーマンスに近いダイナミックな動作様式を用いたトレーニング実験もなされている。Hansen et al. (2003)は、9か月のランニングトレーニングがアキレス腱の特性に及ぼす影響について検討している。その結果、トレーニング前後で足関節底屈最大トルク、アキレス腱伸長、スティフネス、腱断面積に差はないことを報告した。Kubo et al. (2007)は、片足でプライオメトリックトレーニング、もう片方の足でウェイトトレーニングをそれぞれ実施させ、それらが腱特性に及ぼす影響について調査している。トレーニング前後で比較した結果、プライオメトリックトレーニング群は最大腱伸長(9.5%)および蓄積し得る弾性エネルギー量(19.6%)が増加し、ウェイトトレーニング群はスティフネスが29.7%増加したことを報告した。さらにKubo et al. (2008)は、高齢者を対象に6か月間のウォーキングトレーニングを実施させた結果、外側広筋腱および下腿三頭筋腱ともにスティフネスは変化しなかったことを報告している。

一方、不使用が腱に及ぼす影響については報告数が少ない。20 日間のベッドレスト前後における外側広筋腱および腓腹筋腱の特性を比較した Kubo et al. (2004a)の報告によると、外側広筋および腓腹筋内側頭の体積は、それぞれ同程度減少(11%)したにもかかわらず、外側広筋腱においては、腱伸長の増加に伴うスティフネスの減少が観察されたが、腓腹筋腱の力学的特性には有意な差が認められなかった。また、いずれの腱においても、その形態に有意な差は観察されなかった。また、彼らは同様の実験設定において、ベッド上にてレジスタンストレーニングを実施させると、大腿四頭筋腱の力学的特性の変化は観察されなくなることを報告している(Kubo et al. 2004b)。de Boer et al. (2007)は、23 日間の片足懸架が実験前後の大腿四頭筋断面積、膝関節伸展トルク、膝蓋腱スティフネス、膝蓋腱ヤング率に及ぼす影響について検討し、大腿四頭筋断面積および膝関節伸展トルクは直線的な低下を示したが、膝蓋腱スティフネスおよび膝蓋腱ヤング率は 14 日目を境に急激な低下を示したことを報告している(図 1-9)。

これまでの先行研究においては、腱の強度の変化はトレーニングおよび不使用による筋の変化と同期していると考えられてきた(Karlsson et al. 1995, Frost. 1997)。このことについては、筋体積の増加に伴う、腱組織のコラーゲン含有量の比例的な増加が、腱の網状構造の強化を引き起こすことで生じていると考えられている(Michna and Hartmann. 1989)。しかしながら、腱は筋と比較して、血流が乏しいことから、その代謝速度が低いことも報告されており(Kannus et al. 1997)、筋と腱のトレーニングや不使用による変化のタイミングには差異が生じる可能性が示されている。

## 先行研究のまとめと課題

スティフネスには、性差(Onambele et al. 2007)や運動経験の差(Kuubo et al. 2000)などを反映した個人差が存在する。スティフネスは、腱の太さ(腱断面積)、長さ(腱長)、材質(ヤング率)といった物理因子によって規定されていると考えられるが、スティフネスの個人差がこれらのどの物理因子の個人差と関与しているかは明らかになっていない。

また、トレーニングが腱に及ぼす影響について検討した報告の多くは、レジスタンストレーニング後に、最大筋力およびスティフネスの増加を観察している(Kubo et al. 2001, 2002, 2006a, 2006b, 2007, Reeves et al. 2003a, 2003b, Kongsgaard et al. 2007)。その原因として考えられる物理因子の変化については、腱断面積の増加を認めるものと(Kongsgaard et al. 2007)、変化なしとするもの(Kubo et al. 2001, 2002, 2006a, 2006b, 2007, Reeves et al. 2003b)、ヤング率の変化を認めるものと(Reeves et al. 2003b)、変化なしとするもの(Kongsgaard et al. 2007)に分かれ、一定した結果は得られていない。すなわち、トレーニングが腱に及ぼす影響については明確化されていない。

## 本論文の目的と構成

本論文における目的は、上腕三頭筋腱のスティフネスを定量し、その個人差に関与する因子について検討すること、および肘関節伸展レジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討することである。

これまでに、レジスタンストレーニングが腱に及ぼす影響について検討した先行研究において示されている筋肥大率は3~7.6%(Kubo et al. 2001, 2002)程度であるのに対し、上腕三頭筋は31.7%(Kawakami et al. 1995)と格段に高い。レジスタンストレーニングによる筋の変化(筋肥大)が大きい部位を対象とすることで、これまでの先行研究と比較して、腱の変化が明確化されるものと考えられる。

本論文の具体的な構成および内容は以下の通りである。

## 第2章 上腕三頭筋腱の力学的特性の定量

等尺性肘関節伸展筋力発揮中の上腕三頭筋外側頭筋腱移行部の移動距離を超音波法を用いて計測し、上腕三頭筋外側頭が発揮した張力と腱伸長の関係から、上腕三頭筋腱の力学的特性を定量した。

## 第3章 上腕三頭筋腱における形態と力学的特性との関係

被検者 19 名を対象に、上腕三頭筋腱の力学的特性を測定した。上腕三頭筋腱スティフネスが、腱の太さ(腱断面積)、長さ(腱長)、材質(ヤング率指標)といった物理因子とどのような関係性を有するかについて検討した。

## 第4章 肘関節伸展レジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響

被検者 12 名を対象に、12 週間の肘関節伸展レジスタンストレーニングを実施させ、トレーニング前後における上腕三頭筋腱の力学的特性、筋および腱の形態を測定し、その変化を比較した。それにより、トレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討した。

## 第5章 総括論議

以上の実験において得られた結果に基づき、スティフネスの個人差に関与する因子とそのトレーニング効果について論議した。

表1-1 腱の力学的特性に関する先行研究

著者	年号	人間/動物	対象部位	腱長	腱断面積	腱伸長	ステイフネス	ストレス	ストレイン	ヤング率	備考
Ker et al.	1981	動物	足底筋腱							1.65GPa	
Bennett et al.	1986	動物	脚/尾					90-107MPa		1.5GPa	
Shadwick et al.	1990	動物	指屈筋腱/指伸筋腱							1660/760MPa	
Blevins et al.	1994	人間(屍体)	膝蓋腱				603N/mm	35.9MPa		302MPa	
McGough et al.	1996	人間(屍体)	上腕二頭筋腱		22.7mm <sup>2</sup>					421MPa	
Ito et al.	1998	人間	前脛骨筋腱	35mm	21mm <sup>2</sup>		32N/mm			530MPa	
久保ら	1999	人間	腓腹筋腱				24N/mm			280MPa	
Maganaris et al.	1999	人間	前脛骨筋腱		20.5mm <sup>2</sup>						
Magnusson et al.	2001	人間	腓腹筋腱	215-285mm	78.1mm <sup>2</sup>	9.6-10.7mm	467-494N/mm	41.6MPa	4.4-5.6%	1048-1474MPa	補正あり
Kubo et al.	2002	人間	腓腹筋腱				22.2N/mm*			280MPa	*コンプライアンスを換算
Maganaris et al.	2002	人間	腓腹筋腱				150N/mm			1.16GPa	補正あり
Magnusson et al.	2003	人間	腓腹筋腱				760N/mm		8.0%	0.8GPa	補正あり
太田ら	2004	人間	上腕二頭筋腱			10.6mm	100N/mm*				*コンプライアンスを換算
Muraoka et al.	2005	人間	腓腹筋腱	199mm		10.8mm	406N/mm		5.6%		補正あり
Hansen et al.	2006	人間	膝蓋腱				4334N/mm		6.9%	1.09GPa	
Onambele et al.	2007	人間	膝蓋腱			7.5mm	2692N/mm			1.11GPa	

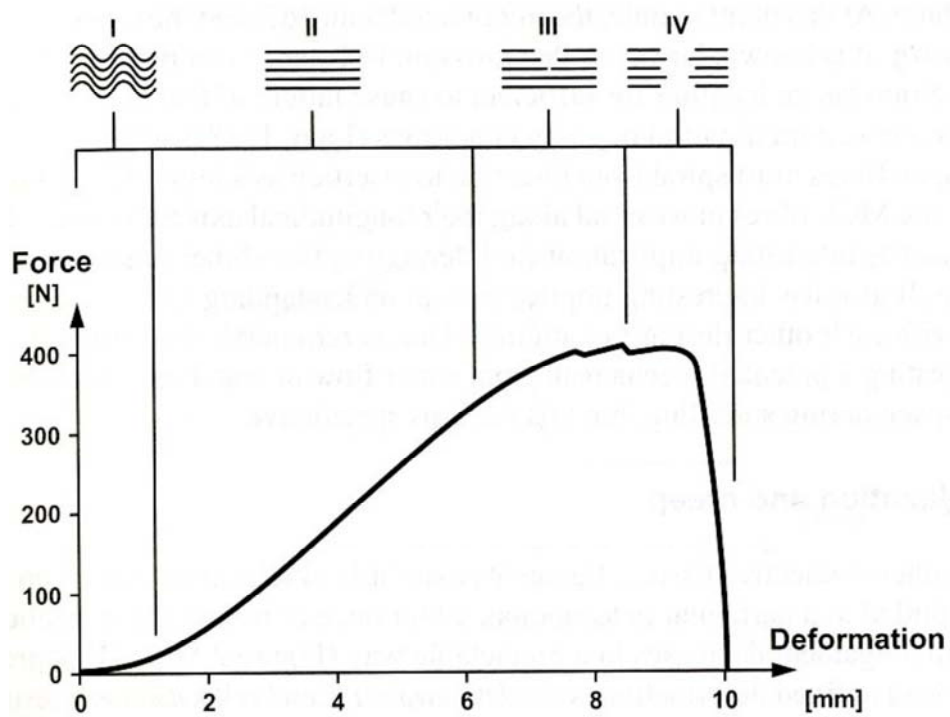
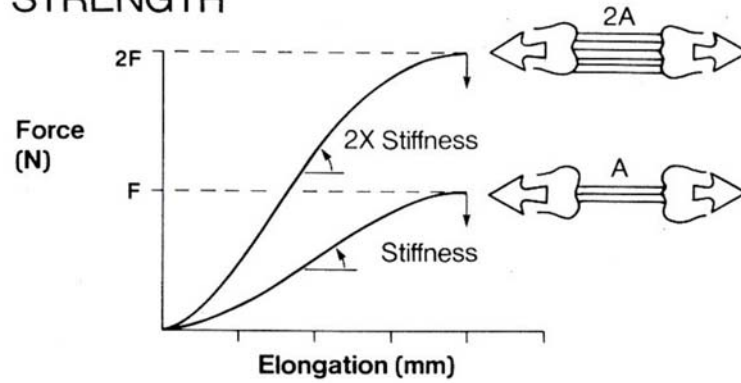


図1-1 張力と腱伸長の関係  
(Herzog and Loitz. 1994)

腱を破断するまで伸長した場合、張力と腱伸長の関係で表される曲線は4つの領域(I～IV)に分けられる。

### STRENGTH



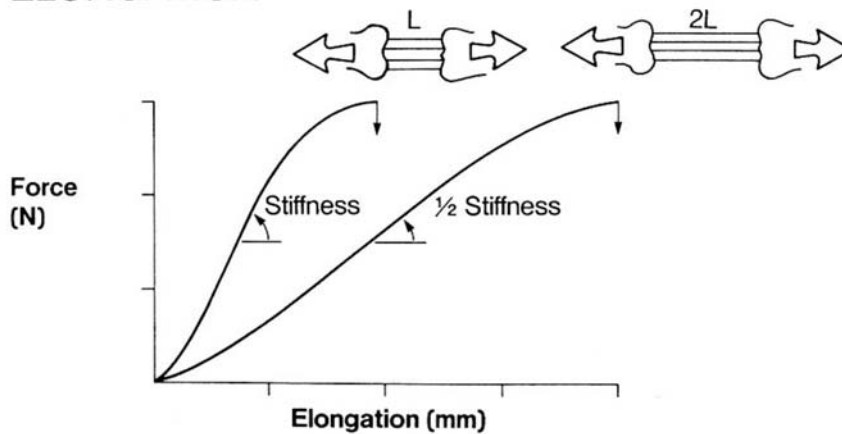
Add more fibers

↑ Strength

↑ Stiffness

Elongation to failure is the same

### ELONGATION



With longer fibers

↑ Elongation to failure

Strength is the same

↓ Stiffness

図1-2 張力と腱伸長の関係(模式図)

(Butler et al. 1978)

腱断面積(上図)や腱伸長(下図)の影響を受けて、スティフネスの個人差や部位差が規定される可能性を示している。



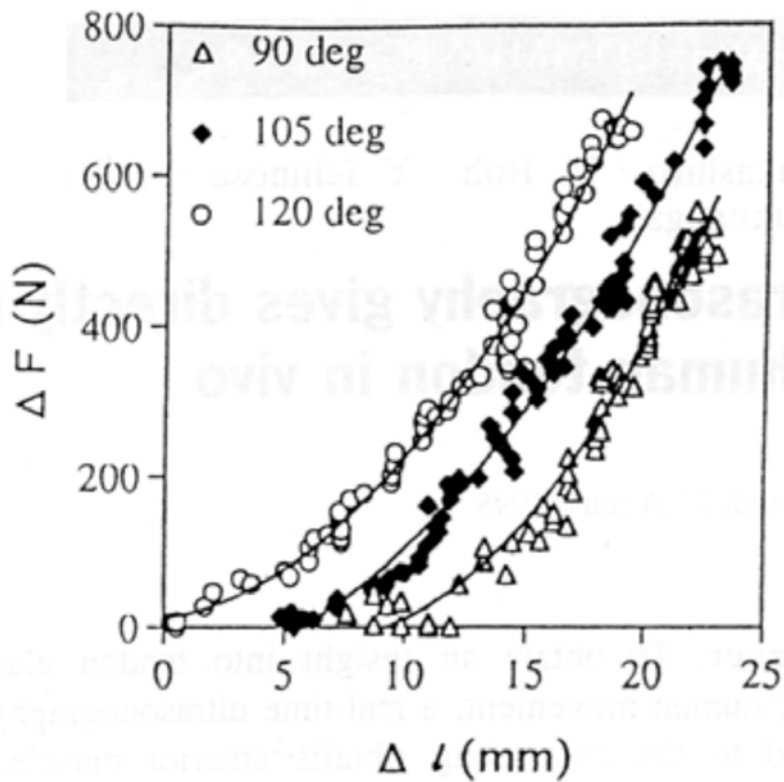
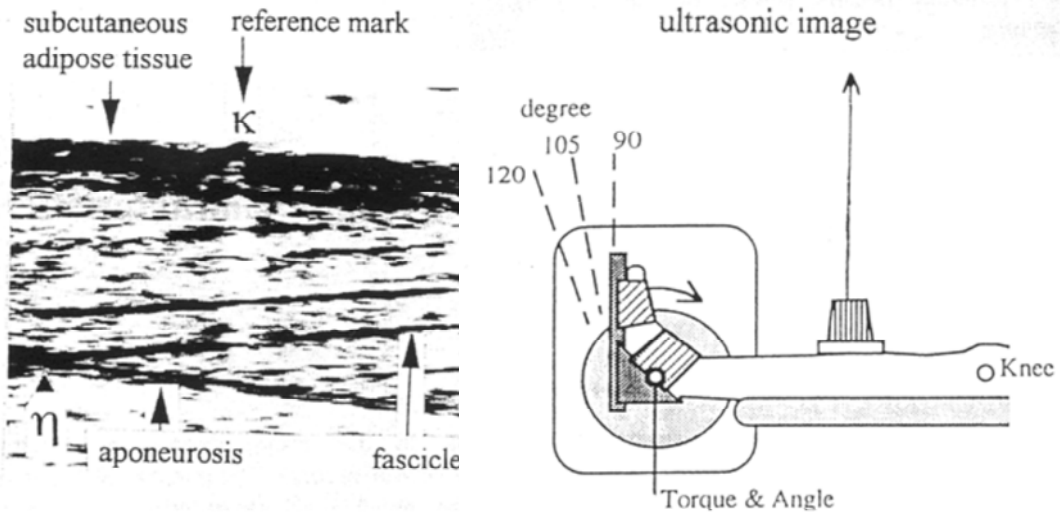


図1-3 人間の生体における超音波法を用いた  
前脛骨筋腱伸長の計測  
(Fukashiro et al. 1995)

等尺性足関節背屈筋力発揮中の前脛骨筋の筋束と腱膜の交点における移動距離  $\Delta l$ (mm)を測定した。

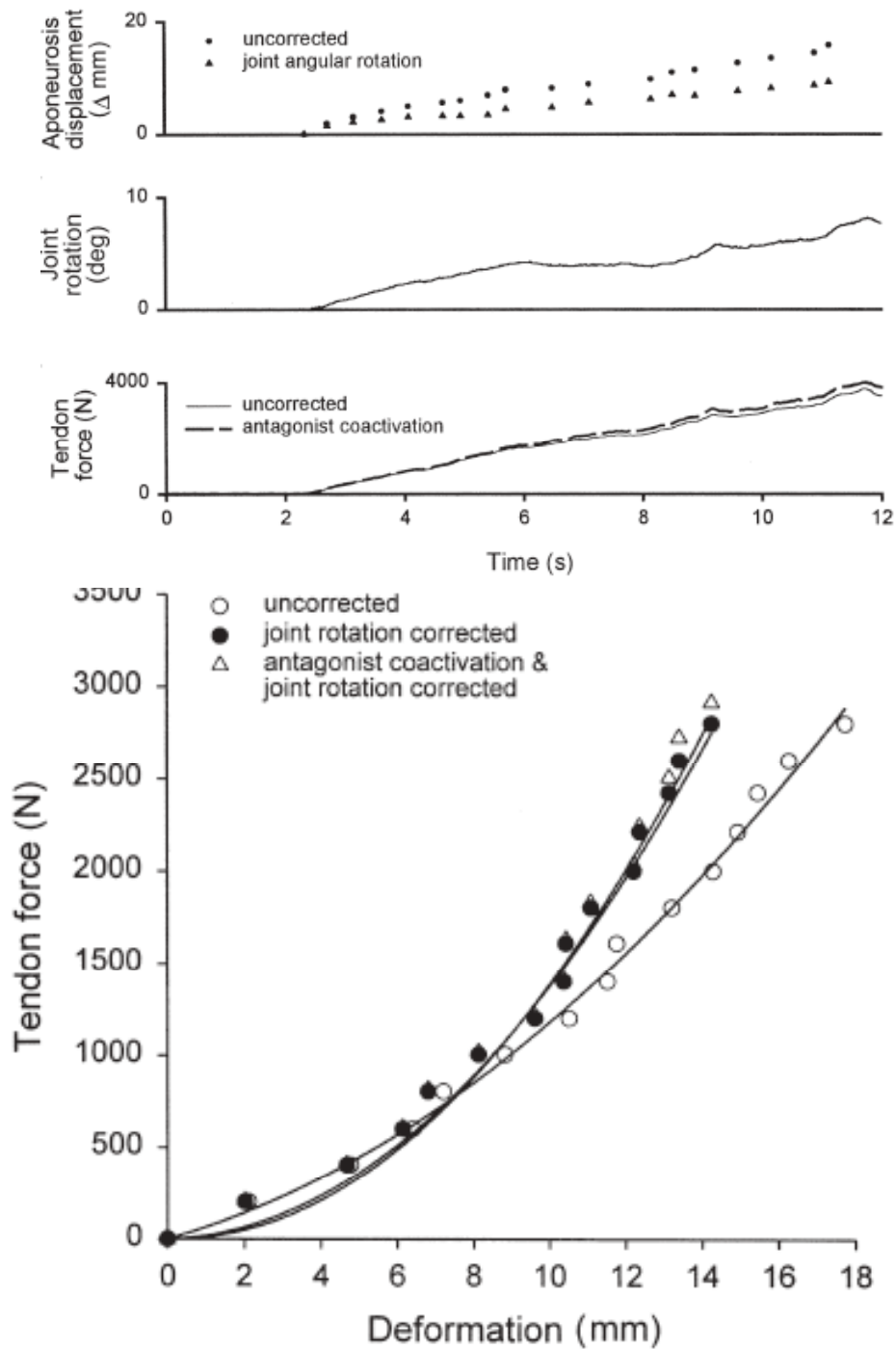


図1-4 等尺性足関節底屈筋力発揮中の関節角度変化による腓腹筋腱伸長の誤差を補正する方法 (Magnusson et al. 2001)

等尺性足関節底屈筋力発揮中の足関節角度変化による腓腹筋腱伸長の誤差を補正した結果、腱伸長は30%減少した。

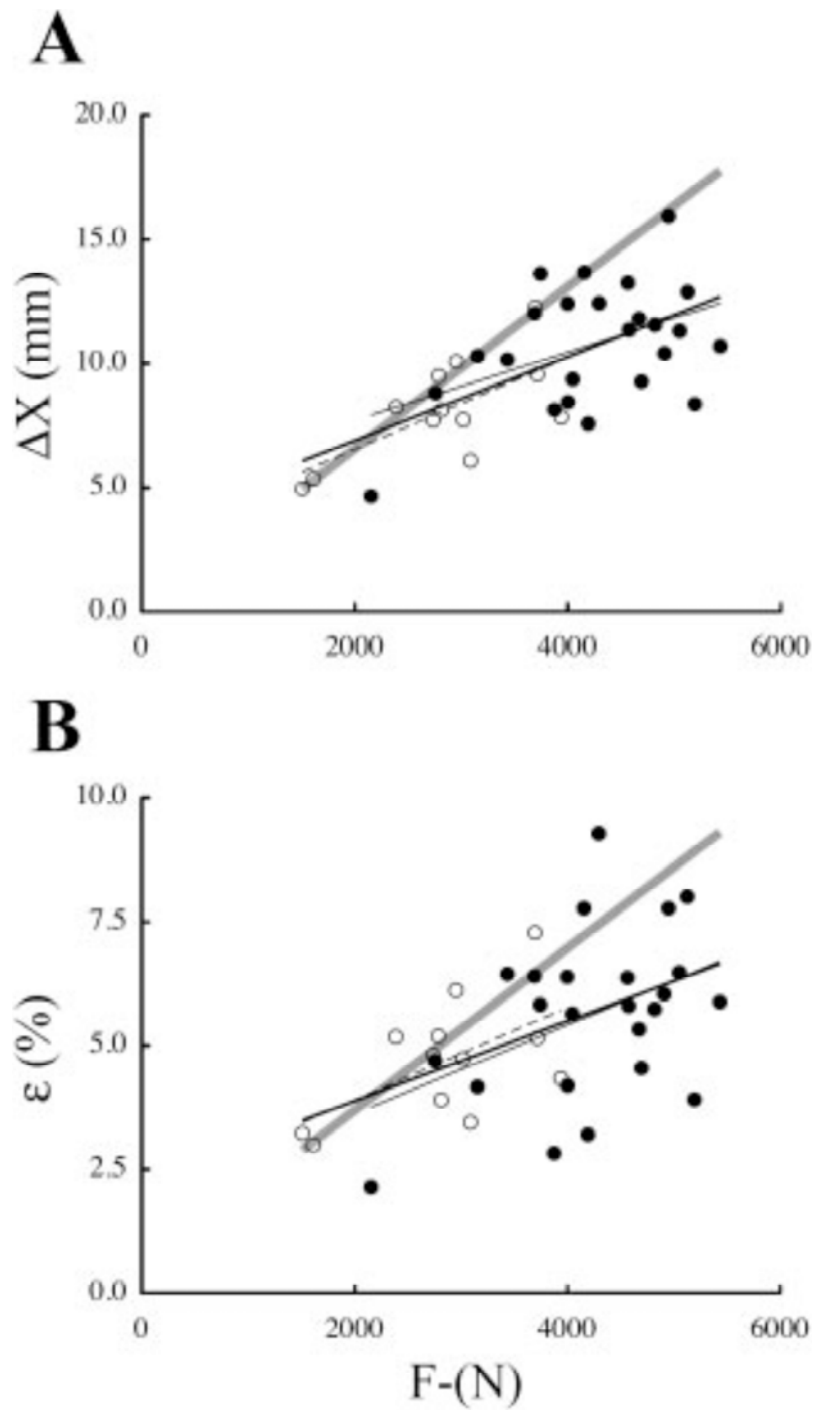


図1-5 足関節最大底屈筋力と腓腹筋腱伸長(A)  
およびストレイン(B)の関係  
(Muraoka et al. 2005)

足関節底屈最大筋力と腓腹筋腱伸長およびストレインが有意な正の相関関係を示したことから、腓腹筋腱スティフネスが最大筋力と比例関係にあることを示唆した。

表1-2 腱の可塑性に関する先行研究

著者	年号	人間/動物	測定対象部位	トレーニング様式	トレーニング期間	筋力	筋断面積 /筋体積	腱断面積	腱伸長	スタイフネス	ヤング率	備考
Woo et al.	1980	動物	指伸筋腱/指屈筋腱	ランニング	12か月	↑		↑				
Woo et al.	1981	動物	指屈筋腱	ランニング	12か月	↑		→	→	↑		
Buchanan et al.	2001	動物	アキレス腱	ランニング	8-12週		→	→	→	↑	↑	
Kubo et al.	2001	人間	外側広筋腱	等尺性膝伸展	12週	↑	↑	→	→	↑、→*		*短時間プログラム群
Hansen et al.	2003	人間	アキレス腱	ランニング	9か月	→		→	→	→		
Kubo et al.	2003	人間(高齢者)	外側広筋腱	体重負スクワット	6か月	↑	→	→	↑	→		
Reeves et al.	2003	人間(高齢者)	膝蓋腱	脚伸展、膝伸展	14週	↑		→	↓	↑		
Reeves et al.	2003	人間(高齢者)	膝蓋腱	脚伸展、膝伸展	14週	↑		→	↓	↑	↑	
Kubo et al.	2006	人間	外側広筋腱	等尺性膝伸展	12週	↑		→	→、↓*	→、↑*		*膝関節屈曲位
Kubo et al.	2006	人間	外側広筋腱/膝蓋腱	等尺性スクワット	12週	↑	↑	→	↓、→*	↑、→*		*膝蓋腱
Kongsgaard et al.	2007	人間	膝蓋腱	脚伸展	12週	↑、→*	↑、→**	↑	→	↑、→**	→	*軽強度トレーニング群
Kubo et al.	2007	人間	腓腹筋腱	プライオメトリック	12週	↑	↑	→	↑、→**	→、↑*		*ウエイトトレーニング群
Mahieu et al.	2007	人間	腓腹筋腱	エキセントリック	6週					→		
Urlando et al.	2007	人間	アキレス腱	足底屈	8週	↑		→				
Kubo et al.	2008	人間	外側広筋腱/腓腹筋腱	ウォーキング	6か月	↑	↑		→	→		
Rosager et al.	2002	人間	アキレス腱	ランニング		T = UT		T > UT		T = UT		T: Trained, UT: Untrained
Kongsgaard et al.	2005	人間	アキレス腱	バレエ、ランニング				T > UT				
Coupe et al.	2008	人間	膝蓋腱	フェンシング、バドミントン				T > UT				T = UT

↑: 増加, →: 変化なし, ↓: 減少

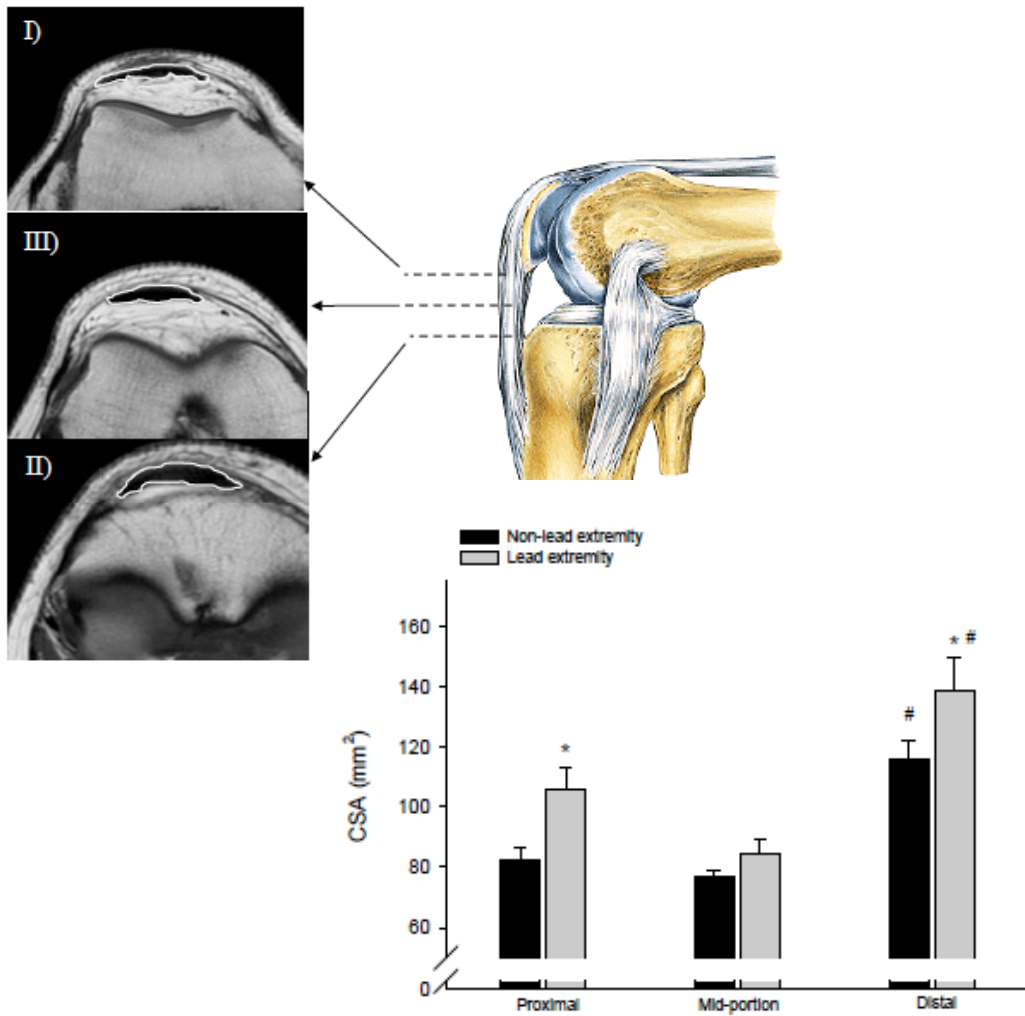


図1-6 フェンシングおよびバドミントン競技者のリード脚と非リード脚における膝蓋腱断面積の比較 (Couppe et al. 2008)

競技者におけるリード脚の膝蓋腱断面積は、近位部および遠位部において非リード脚よりも高値を示した。

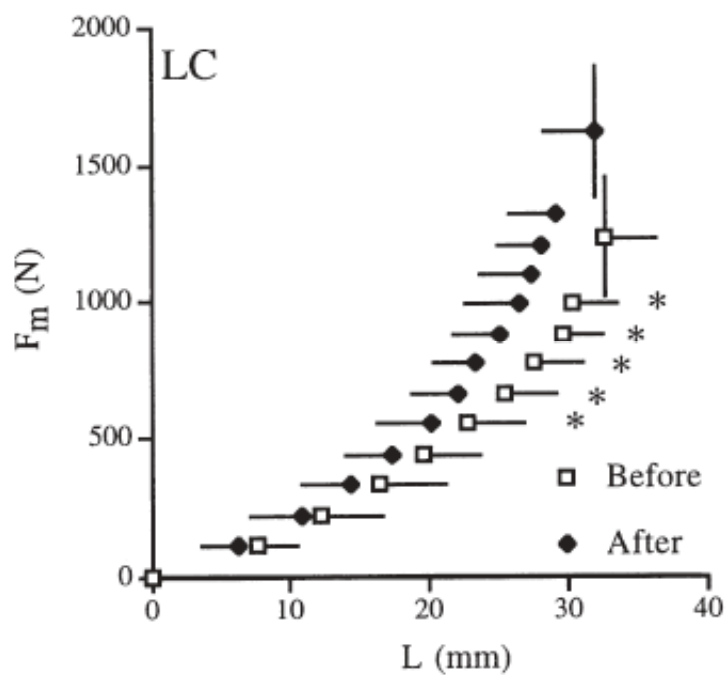
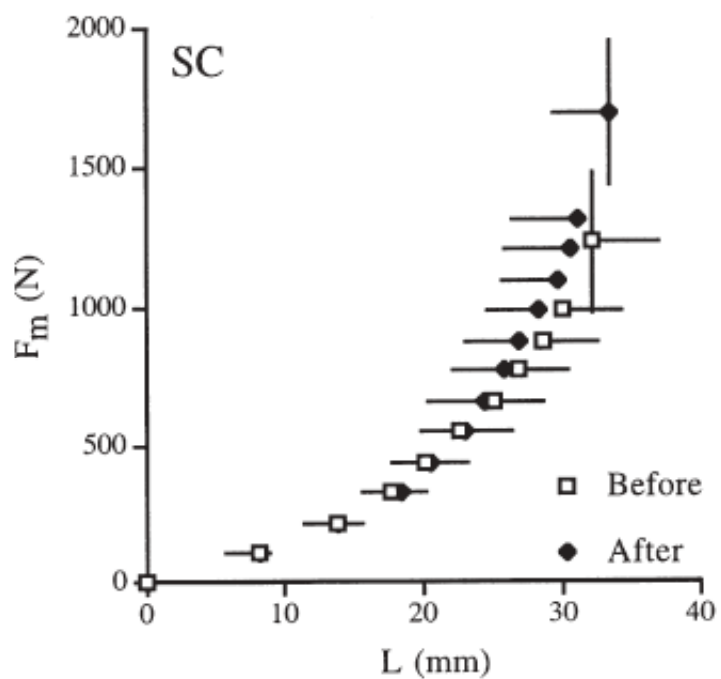


図1-7 12週間の膝関節伸展トレーニングによる外側広筋腱のF-L関係の変化 (Kubo et al. 2001)

トレーニング後、SC(短時間設定トレーニング)群の外側広筋腱ステイフネスは変化しなかったが、LC(長時間設定トレーニング)群においてはステイフネスが増加した。

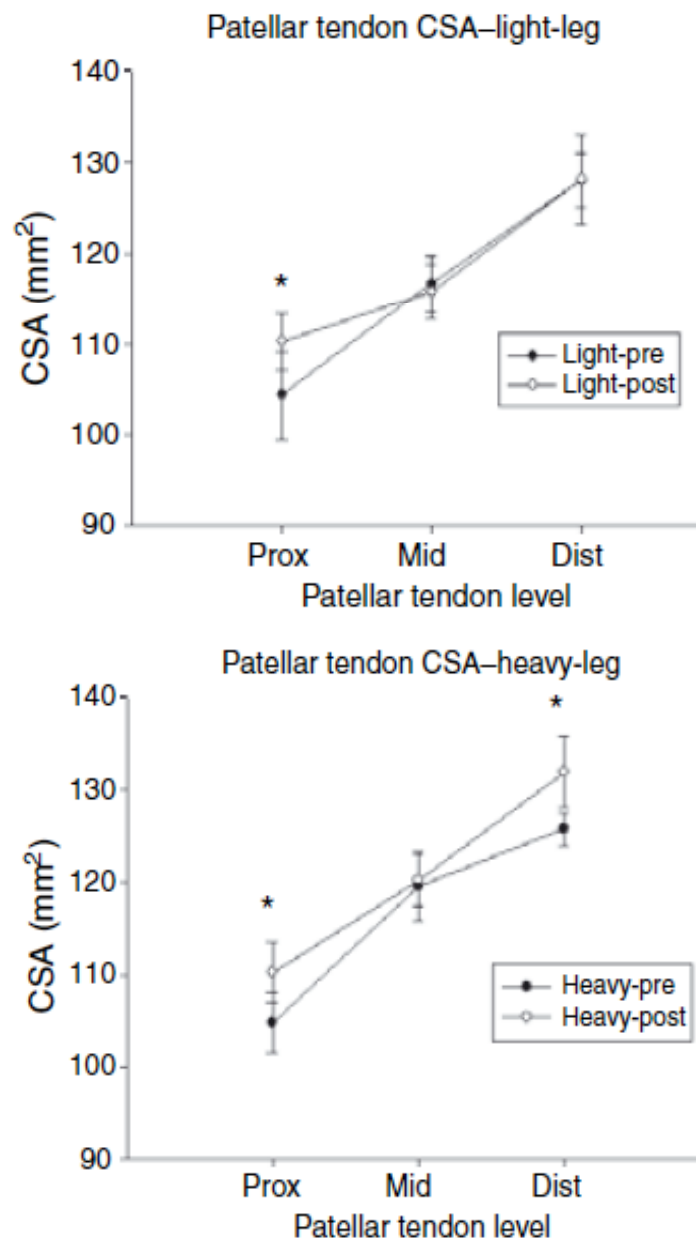


図1-8 12週間の脚伸展トレーニングによる膝蓋腱断面積の変化 (Kongsgaard et al. 2007)

膝蓋腱断面積は、低負荷トレーニングにおける膝蓋腱近位部、高負荷トレーニングにおける近位および遠位部で有意な増加を示した。

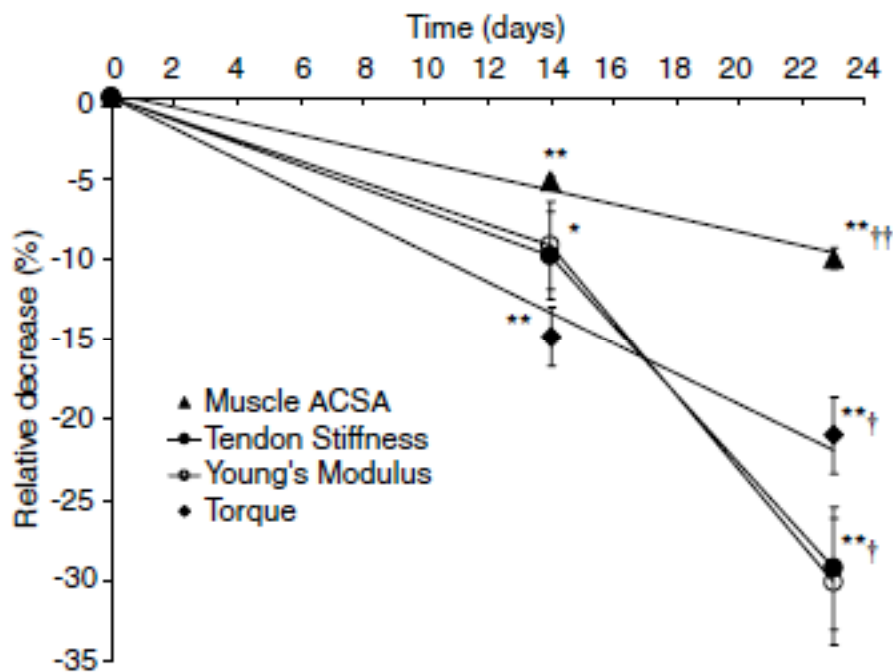


図1-9 23日間の片足懸架による筋腱複合体の劣化  
(de Boer et al. 2007)

大腿四頭筋横断面積および膝関節伸展トルクが直線的な減少を示したのに対して、膝蓋腱スティフネスおよびヤング率は14日目を境に急激な低下を示した。



## 第 2 章

### 上腕三頭筋腱の力学的特性の定量

#### 目的

超音波法による腱のスティフネスの生体計測は、近年盛んに行われてはいるものの、これまでのところ、主として下肢が検討対象となっており(Magnusson et al. 2001, Muraoka et al. 2005, Kubo et al. 2006, Stafilidis et al. 2005, Maganalis and Paul. 1999)、上肢腱のスティフネスについては、筆者の知る限りでは、上腕二頭筋腱を対象とした太田ら(2004)の報告が存在するのみである(彼女らはコンプライアンスを算出)。彼女らは、上肢特有の要因により、上肢腱のスティフネスは下肢腱のそれよりも高いと考察している。日常生活での筋電図を記録した実験結果によると、上腕三頭筋は、上腕二頭筋よりも筋活動水準が低く筋活動時間が短い(Harwood et al. 2008)。腱のスティフネスにレジスタンストレーニングが及ぼす影響について検討した研究(Kubo et al. 2001)によると、スティフネスの変化はレジスタンストレーニング中の筋活動水準よりも筋活動時間に依存するといわれている。これらの知見を考慮すると、同じ上肢である上腕二頭筋腱と上腕三頭筋腱では、互いに異なる弾性を有すると考えられる。そこで、本章は超音波法を用いて上腕三頭筋腱のスティフネスを定量し、その特徴について検討することを目的とした。

#### 方法

##### 被検者

被検者は健康な成人男性 9 名(年齢  $28 \pm 4$  歳、身長  $172.1 \pm 5.4$  cm、体重  $68.1 \pm 7.5$  kg、平均値  $\pm$  標準偏差)であった。被検者は実験の目的および内容について

十分な説明を受け、同意のうえ実験に参加した。実験は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て実施した。

## 腱断面積の測定

上腕三頭筋腱の断面積(cross sectional area; CSA)は肘頭から 50 mm 付近まで、MRI(Signa1.5T、GE)を用いたスピンエコー法により、連続した T1 強調画像を取得することで計測した(TR 500 ms, TE MinFull, matrix 512×256, field of view 10 mm, slice thickness 2 mm, gap 0 mm)。測定姿勢は伏臥位にて、肩関節約 150 deg、肘関節 90 deg とした。面積の計測はソフトウェア(OsiriX 2.6, OsiriX?)上で行った。計測した腱断面積は、近位に向かうにしたがって組織の視認が困難になるため、肘頭から近位方向に 10 mm から 20 mm 区間の平均値をもって上腕三頭筋の腱断面積(cm<sup>2</sup>)とした。

## 腱伸長およびストレインの測定

被検者の測定姿勢は左肘関節 90 deg (完全伸展位 0 deg)、肩関節 90 deg 屈曲(解剖学的正位 0 deg)の仰臥位とした(図 2-1)。筋力測定器(CON-TREX、CMVAG)の回転中心と被検者の肘関節回転中心を一致させ、手首をアタッチメントに、肘頭を自作の固定具に、それぞれ非伸縮性ストラップを用いて固定した。

腱伸長測定時の筋力発揮課題は、等尺性肘関節伸展トルクを安静から約 5 秒間で最大努力に到達させ、1 秒保持してから脱力するというランプ状の力発揮とした(久保ら、1999)。トルクのデータは A/D 変換機(Power Lab/16SP、AD Instruments)を用いて、サンプリング周波数 1000 Hz でコンピュータに記録した。試行は 5 回実施し、試行間には 2 分以上の休憩を挟んだ。分析は実施した 5 試行すべてを対象とした。

B モード超音波診断装置(SSD-6500、ALOKA)の電子リニアプローブ(発振周波

数 7.5 MHz)は、両面テープを使用して、MTJ が観察される箇所の皮膚表面に固定した(図 2-2)。この位置において、上腕三頭筋外側頭の筋腱移行部(Muscle tendon junction: MTJ)の超音波画像を記録し、ランプ試行中の MTJ 移動距離を計測した。超音波画像はトルク信号と同期させるためにビデオタイマー(VTG-55、朋栄)を介して、30 Hz でデジタルビデオテープ(mini DV)に録画した。撮像した超音波画像はコンピュータに取り込み、画像処理ソフト(Image J, National Institutes of Health)を用いて解析した。0%MVC から 5%MVC 毎の MTJ の座標を求め、0%MVC 時の座標との距離を算出し、腱伸長( $\Delta L$ : mm)とした(図 2-3)。ランプ試行における最大腱伸長を  $\Delta L_{MVC}$  (mm)とした。5 試行の平均値を各被検者の値として採用した。

腱の最大伸長率(ストレイン: %)を以下の式により算出した。

$$\text{ストレイン}(\%) = \Delta L_{MVC} \cdot TL^{-1} \cdot 100$$

TL (mm)は測定姿勢における脱力時の腱長であり(図 2-4)、MTJ と上腕三頭筋腱の遠位停止部を超音波画像で確認し、その 2 点間の距離とした。

また、先行研究(Magnusson et al. 2001, Muramatsu et al. 2001)で確認されている等尺性筋力発揮中の関節角度変化を計測するため、ランプ試行中の肘関節角度変化を、被検者の右側方からデジタルビデオカメラ(NV-DJ100、Panasonic)を用いて撮影した。撮影は被検者の肘関節中心、手首付近の橈骨と尺骨の間、上腕骨の 3 点にマーカーを設置して実施した。また、タイマーの開始信号で発光する装置(シンクロナイザ PH-100A、DKH)をカメラの画角内に映し込むことで、トルク信号および超音波画像と同期させた。得られた映像をコンピュータに取り込み、解析ソフト(Frame DIAS II V3、DKH)を用いて各マーカーの二次元座標値を取得し、肘関節角度を算出した。関節角度変化は伸展方向を正とした。さらに、筋力測定器を用いて肘関節を 10 deg 受動的に動かし、その際の 2 deg ごとの MTJ 移動距離を計測した。得られた関節角度変化と MTJ 移動距離の関係を直

線回帰し、ランプ試行中の肘関節角度変化による腱伸長の計測誤差を補正した (Magnusson et al. 2001)。

## スティフネス、ストレスおよびヤング率の算出

発揮した肘関節伸展トルク(TQ: Nm)から以下の式により、上腕三頭筋外側頭が発揮した筋張力(F: N)を算出した。

$$F (N) = TQ \cdot MA^{-1} \cdot k$$

MA (m)は、肘関節角度 90 deg における上腕三頭筋のモーメントアーム長であり、MRI(Signal.5T、GE)を用いて取得した画像より計測した(Kawakami et al. 1994)。k は先行研究(Kawakami et al. 1994)において求められた上腕三頭筋外側頭の生理学的筋断面積比(0.322)であり、肘関節伸展トルクに対する上腕三頭筋外側頭の貢献度とした。なお、ランプ試行中の最大筋張力を  $F_{MVC}$  (N)とした。

先行研究において、張力に対する腱伸長の変化は非線形を呈し、高張力域において線形となる(リニアリージョン)。先行研究では、その部分の傾きを、伸びにくさを表す「スティフネス」として算出している(Ito et al. 1998)。本研究においては、筋張力と腱伸長の関係について 5%MVC 毎の傾きを算出したところ、50%MVC 以降では、いずれのプロット間においても有意な差は認められなかった。このことから、本研究においては、筋張力と腱伸長の関係における 50%MVC 以降の回帰直線の傾きをスティフネス(N/mm)として採用した。

MVC 時の肘関節伸展トルクを MA で除して算出した最大腱張力を、腱断面積で除することで腱断面積当たりの最大張力(ストレス: MPa)を算出した。ストレスとストレインの関係における 50%MVC 以降の回帰直線の傾きをヤング率 (MPa)として算出した。

## 統計処理

測定結果はすべて平均値±標準偏差で示した。

## 結果

反復測定間の再現性について、5回の測定における $\Delta L_{MVC}$ およびステイフネスの変動係数は、それぞれ $6.8 \pm 2.1\%$ および $7.2 \pm 2.3\%$ であった。また、測定日間の再現性については、7名の被検者を対象に日を変えて2回測定を実施した。その結果、変動係数は $\Delta L_{MVC}$ が $6.3 \pm 2.6\%$ 、ステイフネスが $4.3 \pm 3.5\%$ 、級内相関係数は $\Delta L_{MVC}$ が $r = 0.89$ 、ステイフネスが $r = 0.95$ であり、十分な再現性が確認された(Vincent. 2005)。

ランプ試行における最大筋張力発揮時の肘関節角度変化は、 $-0.5 \pm 2.2 \text{ deg}$ であった。筋張力と角度補正により求めた腱伸長との関係を図5に示した。すべての被検者の腱特性、およびその他の測定項目の平均値±標準偏差を表2-1に記載した。他の項目(CV; 4.6~21.1%)と比較して、ステイフネスは個人差が大きく(CV; 26.0%)、48~119 N/mmの範囲にわたっていた。

## 論議

表2-2に、腱のステイフネスに関する先行研究の結果をまとめ、本章で得られた値との比較を行った。なお、表2-2に挙げた先行研究は、いずれも計測中の関節角度変化による腱伸長の計測誤差を補正している。本章で検討対象とした上腕三頭筋腱のステイフネスの平均値(83 N/mm)は、先行研究において報告されている下肢筋群の腱のステイフネスと比較して、外側広筋腱(63 N/mm, Kubo et al. 2006)より高値ではあるものの、腓腹筋腱(87 N/mm, Magnusson et al. 2001)とほぼ同程度であった。このことは、上肢であるからといって、必ずしも腱のステイフネスが高いというわけではないことを示唆するものである。

太田ら(2004)が報告している上腕二頭筋腱のスティフネスは、力発揮中の関節角度変化による腱伸長の誤差を補正して算出されたものではない。したがって、彼女らの報告したスティフネス(100 N/mm)は過小評価されていると考えられ、本章の結果との比較から、上腕二頭筋腱のスティフネスは上腕三頭筋腱よりも高いと推察される。上腕三頭筋は、上腕二頭筋よりも日常生活での筋活動水準が低く、筋活動時間が短いという特徴を有する(Harwood et al. 2008)。また、レジスタンストレーニングに対する腱組織の適応として、筋活動時間の長いトレーニングプロトコルではスティフネスは増加するが、筋活動時間の短いプロトコルではスティフネスに変化がみられない(Kubo et al. 2001)。これらのことから、上腕二頭筋腱に比較して、上腕三頭筋腱のスティフネスが低い要因として、日常生活における筋活動時間における両筋腱間の違いが考えられよう。

田内ら(2002)は、上肢のプッシュアップ動作における反動効果は、下肢のドロップジャンプにおける反動効果よりも小さいことを報告している。主働筋の腱が柔らかい(スティフネスが低い)人ほど高い反動効果を発揮できる(Kubo et al. 1999)という知見も考慮に入れると、反動効果が小さい上肢は、下肢よりも腱のスティフネスが高いことが予想された。しかし、先に述べたように、本章で示された上腕三頭筋腱のスティフネスは、下肢の腱のそれと明確な差を持つものではない。このことは、田内ら(2002)の報告において上肢の反動効果が小さかった要因が、腱の特性に依るものではないことを示唆するものといえる。

一方、本章の上腕三頭筋腱および先行研究における下肢筋群の腱のスティフネスは、個人差が大きく、変動係数にして 25～52%のばらつきを示した。その要因として、腱の力学的特性の可塑性を挙げることができる。腱のスティフネスはレジスタンストレーニングによって増加(Kubo et al. 2001)し、不活動によって減少する(Kubo et al. 2004)ことが報告されている。本章における被検者は、それらのような特別な履歴を有していない者ではあるが、日常の身体活動のレベ

ルの違いが、腱に対して長期的な影響を及ぼした可能性がある。

## まとめ

本章における上腕三頭筋腱の力学的特性の測定は、反復測定間および測定日間において、いずれも高い再現性を有することが確認された。上腕三頭筋腱のスティフネスは(83 N/mm)、外側広筋腱(63 N/mm, Kubo et al. 2006)より高値ではあるものの、腓腹筋腱(87 N/mm, Magnusson et al. 2001)とほぼ同程度であった。このことは、上肢であるからといって、必ずしも腱のスティフネスが高いというわけではないことを示唆するものである。また、先行研究と同様に、本章においてもスティフネスには、大きな個人差の存在が確認された(CV: 本章 26%、先行研究 25~52%)。

表2-1 上腕三頭筋腱の形態および力学的特性の個人データ

Subject	$F_{MVC}$ (N)	Upper arm length (mm)	TL (mm)	Tendon CSA ( $cm^2$ )	Joint rotation at MVC (degrees)	$\Delta L_{MVC}$ (mm)	Strain (%)	Stiffness (N/mm)	Stress (MPa)	Young's modulus (MPa)
1	585	330	107	0.421	-4.0	8.4	7.9	96	43	758
2	605	325	125	0.326	0.4	10.3	8.2	74	58	885
3	543	325	115	0.410	-0.7	9.2	8.0	86	41	751
4	426	335	102	0.366	3.3	7.6	7.4	87	36	751
5	387	290	108	0.384	0.7	7.1	6.6	67	31	588
6	506	300	121	0.392	-2.2	9.7	8.0	65	40	620
7	560	310	102	0.439	-2.4	9.4	9.2	101	40	732
8	353	320	117	0.357	-0.3	7.1	6.1	48	31	491
9	557	315	78	0.469	0.9	9.4	12.0	119	37	616
Mean	502	317	108	0.396	-0.5	8.7	8.2	83	40	688
SD	91	15	14	0.044	2.2	1.2	1.7	22	8	118



表2-2 先行研究におけるスティフネスの値

Muscle	Stiffness, N/mm ( Min ~ Max )	Authors
Triceps brachii	83 ± 22 ( 48 ~ 119 )	Present study
Vastus lateralis	63 ± 33	Kubo et al. (2006)
Medial gastrocnemius	87 ± 22 ( 71 ~ 125 )	Magnusson et al. (2001)

Values in parentheses indicate the range of the personal data.

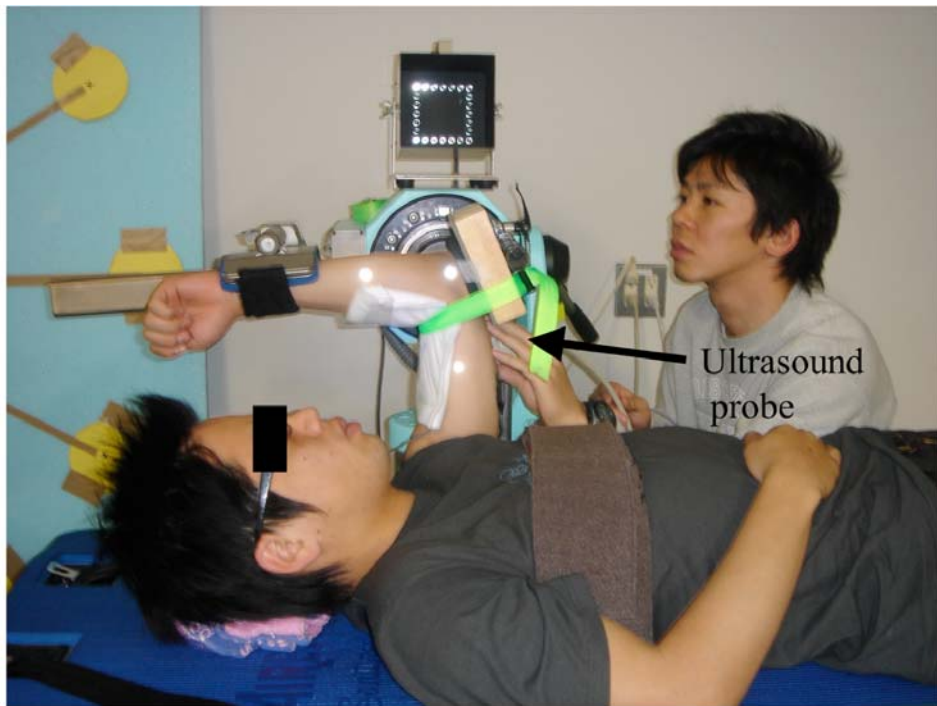


図2-1 上腕三頭筋腱弾性特性の測定における実験設定

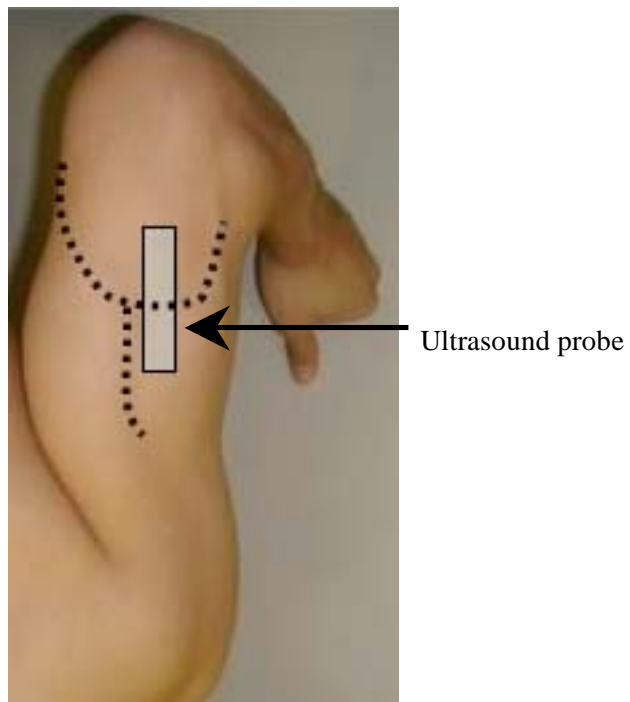


図2-2 上腕後部における超音波プローブの固定位置

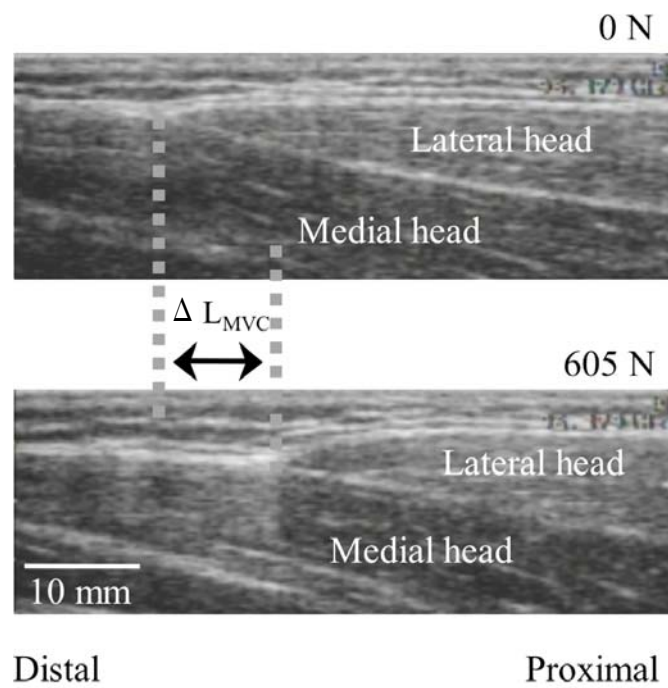


図2-3 上腕三頭筋外側頭の筋腱移行部(MTJ)における超音波画像(被検者2)

等尺性肘関節伸展の筋力発揮レベルが上昇するにつれて、MTJは右方向(近位)に移動する。上の写真は脱力時(0N; 筋張力)を示し、下の写真は最大筋力発揮時(605N)を示す。

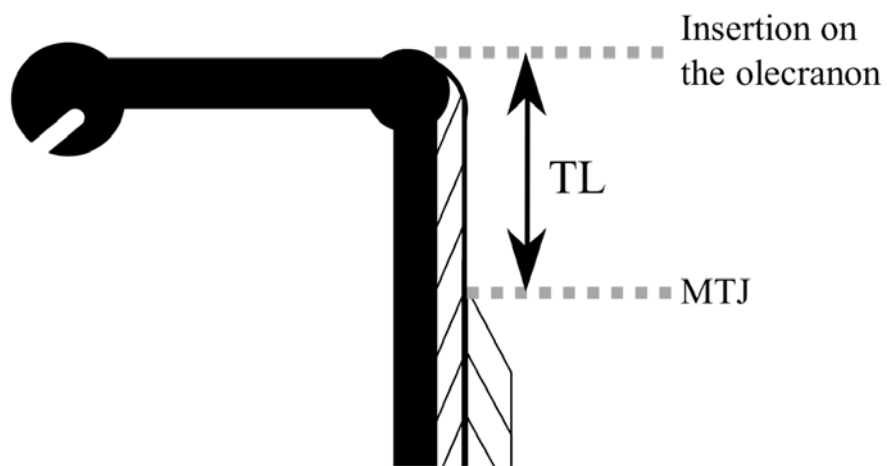


図2-4 腱長の測定

肘頭の上腕三頭筋停止部とMTJを超音波画像で確認し、その2点間の距離を上腕三頭筋腱長とした。

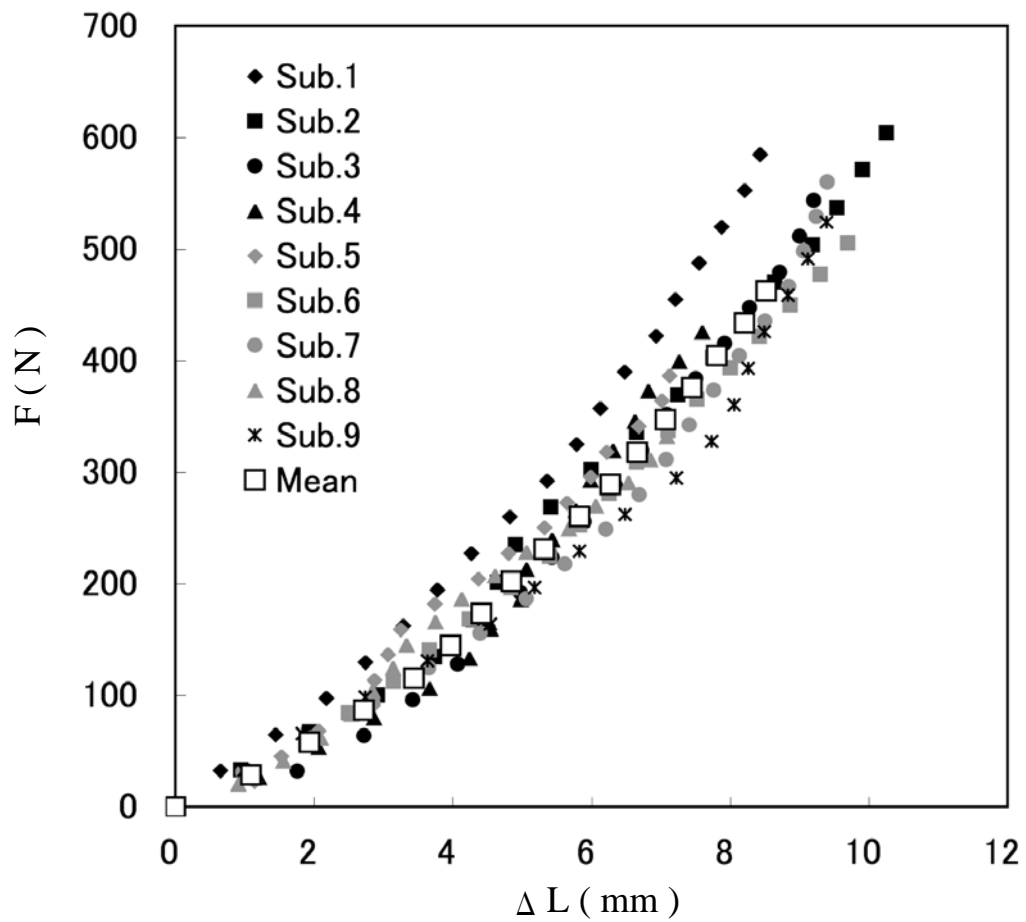


図2-5 上腕三頭筋張力(F)とMTJ移動距離( $\Delta L$ )の関係

F-L関係における50%MVC以降の回帰直線の傾きをスティフネス(N/mm)とした。

## 第3章

### 上腕三頭筋腱における形態と力学的特性との関係

#### 目的

人間の生体における腱のスティフネスは、女性よりも男性が(Onambele et al. 2007)、一般人よりも長距離走者が高い値を示している(Kubo et al. 2000)。すなわち、スティフネスは個人差を有している。スティフネスは、腱の太さ(腱断面積)や長さ(腱長)、および材質(ヤング率)といった物理因子によって規定され、スティフネスの個人差はこれら物理因子の個人差によるものと予想される。事実、Onambele et al. (2007)の報告によると、膝蓋腱断面積は女性より男性が大きい。しかし、スティフネスと腱の太さや長さ、および材質との関係性は不明であり、それらのどれがスティフネスの個人差に関与するのかは明らかとなっていない。そこで本章は、上腕三頭筋腱のスティフネスとそれを規定すると考えられる腱断面積と腱長およびヤング率との関係性を調べることで、スティフネスの個人差に関与する因子について検討することを目的とした。

#### 方法

##### 被検者

被検者は健康な成人男性 19 名(年齢  $27 \pm 4$  歳、身長  $172.2 \pm 5.2$  cm、体重  $69.2 \pm 7.3$  kg、平均値  $\pm$  標準偏差)であった。被検者は実験の目的および内容について十分な説明を受け、同意のうえ実験に参加した。実験は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て実施した。

## 筋体積および腱断面積の測定

上腕三頭筋の解剖学的筋断面積は、上腕三頭筋の起始から停止まで、MRI(Signa1.5T、GE)を用いたスピンエコー法により、連続した T1 強調画像を取得することで計測した(TR 520 ms, TE MinFull, matrix 256×192, field of view 180 mm, slice thickness 10 mm, gap 0 mm)。測定姿勢は伏臥位にて肩関節 180 deg 屈曲位、肘関節完全伸展位(0 deg)とし、画像は上腕骨の長軸に対して垂直の面を取得した。得られた画像をコンピュータに取り込み、面積の計測はソフトウェア(sliceOmatic 4.3, TomoVision)上で行った。分析の際、筋内の非収縮組織は除外した。計測した筋断面積を筋の起始から停止まで積分し、上腕三頭筋の筋体積( $\text{cm}^3$ )とした。

上腕三頭筋腱の断面積は肘頭から 50 mm 付近まで、同様の方法で画像を取得することで計測した(TR 500 ms, TE MinFull, matrix 512×256, field of view 10 mm, slice thickness 2 mm, gap 0 mm)。測定姿勢は伏臥位にて、肩関節約 150 deg、肘関節 90 deg とした。面積の計測はソフトウェア(OsiriX 2.6, OsiriX?)上で行った。計測した腱断面積は、近位に向かうにしたがって組織の視認が困難になるため、肘頭から近位方向に 10 mm から 20 mm 区間の平均値をもって上腕三頭筋の腱断面積( $\text{cm}^2$ )とした。

## 腱伸長およびストレインの測定

本論文第 2 章と同様の方法を用いて測定した。

## スティフネス、ストレスおよびヤング率の算出

本論文第 2 章において、ランプ試行中の筋張力(F)と腱伸長( $\Delta L$ )の関係における 50%MVC 以降では、いずれのプロット間においても有意な差は認められなかった。本章においても、それと同様に、筋張力と腱伸長の関係における 50%MVC



以降の回帰直線の傾きをスティフネス(N/mm)として採用した。さらに、本論文第2章と同様にストレス(MPa)およびヤング率(MPa)を算出した。

## 統計処理

測定結果はすべて、平均値±標準偏差で示した。スティフネスと筋体積および最大筋力の関係、スティフネスと腱断面積、腱長、ヤング率の関係、腱断面積と筋体積および最大筋力の関係について、ピアソンの積率相関係数を算出した。有意水準は危険率5%未満とした。

## 結果

表 3-1 に上腕三頭筋腱の形態および力学的特性に関する測定結果を示した。スティフネスは筋体積( $r = 0.69, p < 0.01$ )および  $F_{MVC}$  ( $r = 0.68, p < 0.01$ )と有意な正の相関関係を示した(図 3-1)。また、スティフネスと腱断面積( $r = 0.52, p < 0.05$ )およびヤング率( $r = 0.59, p < 0.01$ )との間にも有意な正の相関関係が認められた(図 3-2)。腱断面積は筋体積( $r = 0.60, p < 0.01$ )および最大筋力( $r = 0.56, p < 0.05$ )と有意な正の相関関係を示した(図 3-3)。しかし、ヤング率と筋体積および最大筋力との間に有意な相関関係は確認されなかった。

## 論議

本章において測定された上腕三頭筋腱の断面積および力学的特性は、本論文第2章において得られた値と同程度であった。また、上腕三頭筋の体積( $373 \pm 51 \text{ cm}^3$ )は、Kawakami et al. (1994)が本研究と同様にMRI法を用いて算出した値( $388 \pm 95 \text{ cm}^3$ )と同程度であった。

スティフネスは筋体積( $r = 0.69, p < 0.01$ )および  $F_{MVC}$  ( $r = 0.68, p < 0.01$ )と、有意な正の相関関係を示した(図 3-1)。この結果は、スティフネスが筋力と正の相関関

係を示すという Muraoka et al. (2005)の報告を支持する。動物の摘出腱のスティフネスも、最大筋力と正の相関関係を示すことが報告されている(Scott and Loeb. 1995)。このことは、最大筋力の増加に伴うスティフネスの増加が、過度な腱伸長を防ぎ、腱損傷のリスクを回避していると考えられている(Butler et al. 1978)。

スティフネスとそれを規定する 3 つの物理因子との関係については、腱断面積( $r = 0.52, p < 0.05$ )およびヤング率( $r = 0.59, p < 0.01$ )との間に正の相関関係が認められ、腱長との間には認められなかった(図 3-2)。つまり、スティフネスの個人差に関与している、スティフネスを規定する物理因子は、腱の長さ(腱長)ではなく、太さ(腱断面積)と材質(ヤング率)である可能性が考えられる。

Kongsgaard et al. (2005)は、異なる運動競技歴を有する被検者を対象に、アキレス腱断面積および下腿三頭筋断面積を測定した結果、その両者は有意な相関関係を示したことを報告している。本章においても、腱断面積は筋体積( $r = 0.60, p < 0.01$ )および最大筋力( $r = 0.56, p < 0.05$ )と有意な相関関係にあった(図 3-3)。このことは、トレーニングによる筋体積および筋力の増加は、腱断面積の増加を伴う可能性を示唆している。事実、彼らの研究グループによって、膝関節伸展レジスタンストレーニングによる膝蓋腱断面積の増加が報告されている(Kongsgaard et al. 2007)。一方、ヤング率や腱長は、筋体積や最大筋力とは有意な相関関係を示さなかった。上腕三頭筋とその腱は直列に配置されているため、筋収縮に伴って、腱にはメカニカルなストレスが与えられる。こういった生理学的背景からみて、トレーニングによって増加する可能性を有しているのは、腱長やヤング率ではなく、腱断面積であると考えられる。

## まとめ

本章の結果、上腕三頭筋腱のスティフネスの個人差に関与する因子は、腱の長さ(腱長)ではなく、太さ(腱断面積)と材質(ヤング率)であることが示された。スティフネスの個人差に関与する因子のうち、腱断面積は筋体積および最大筋力と有意な相関関係を示したが、ヤング率や腱長は筋体積や最大筋力と有意な相関関係を示さなかった。このことから、トレーニングによって筋体積および最大筋力を増加させた場合、スティフネスを規定する物理因子の中では、腱断面積が増加の適応を示す可能性が考えられた。

表3-1 上腕三頭筋腱の形態および力学的特性

Parameter	(n = 19)
Muscle volume (cm <sup>3</sup> )	373 ± 51
F <sub>MVC</sub> (N)	631 ± 131
ΔL <sub>MVC</sub> (mm)	9.2 ± 1.2
Stiffness (N/mm)	88.2 ± 22.6
Tendon CSA (cm <sup>2</sup> )	0.386 ± 0.061
TL (mm)	108 ± 10
Young's modulus (MPa)	770 ± 204
Means ± SDs	

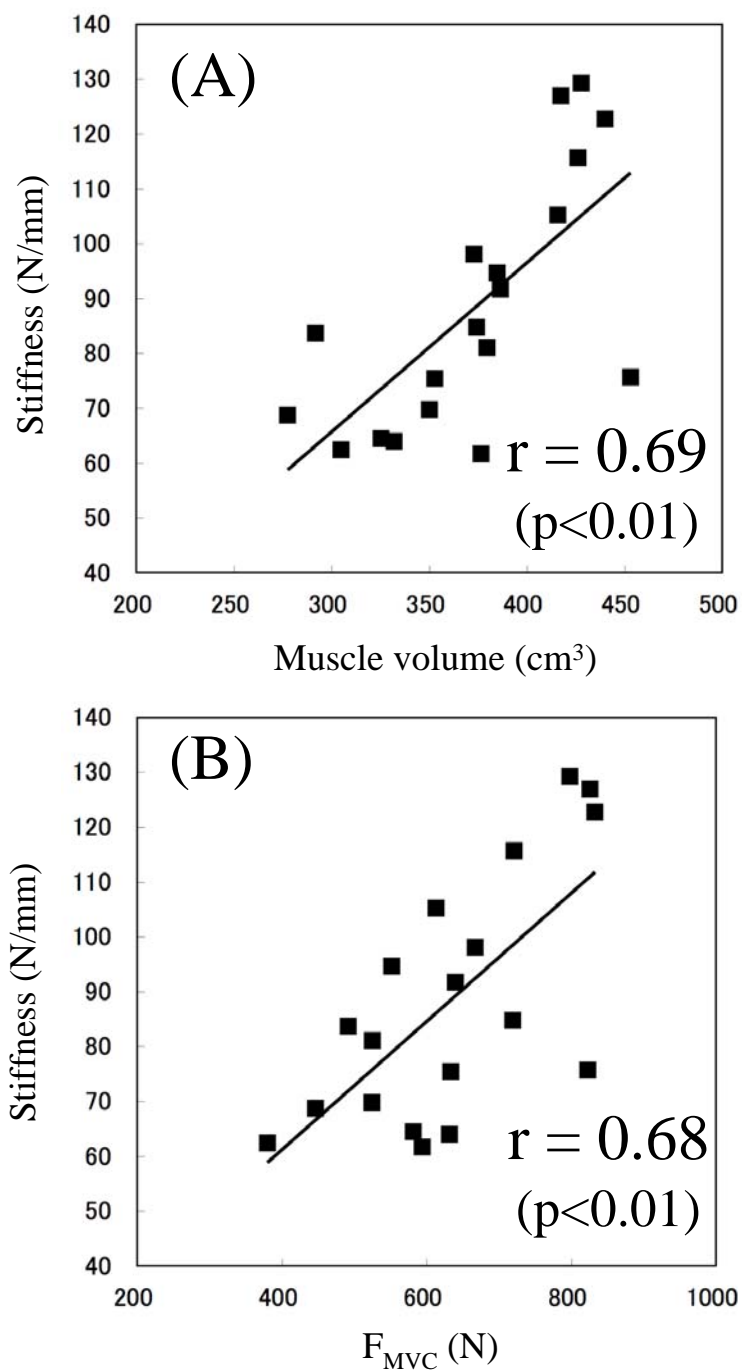


図3-1 スティフネスと筋体積および最大筋力の関係

スティフネスと筋体積(A:  $r=0.69$ ,  $p<0.01$ )およびスティフネスと最大筋力(B:  $r=0.68$ ,  $p<0.01$ )は、それぞれ有意な正の相関関係を示した。

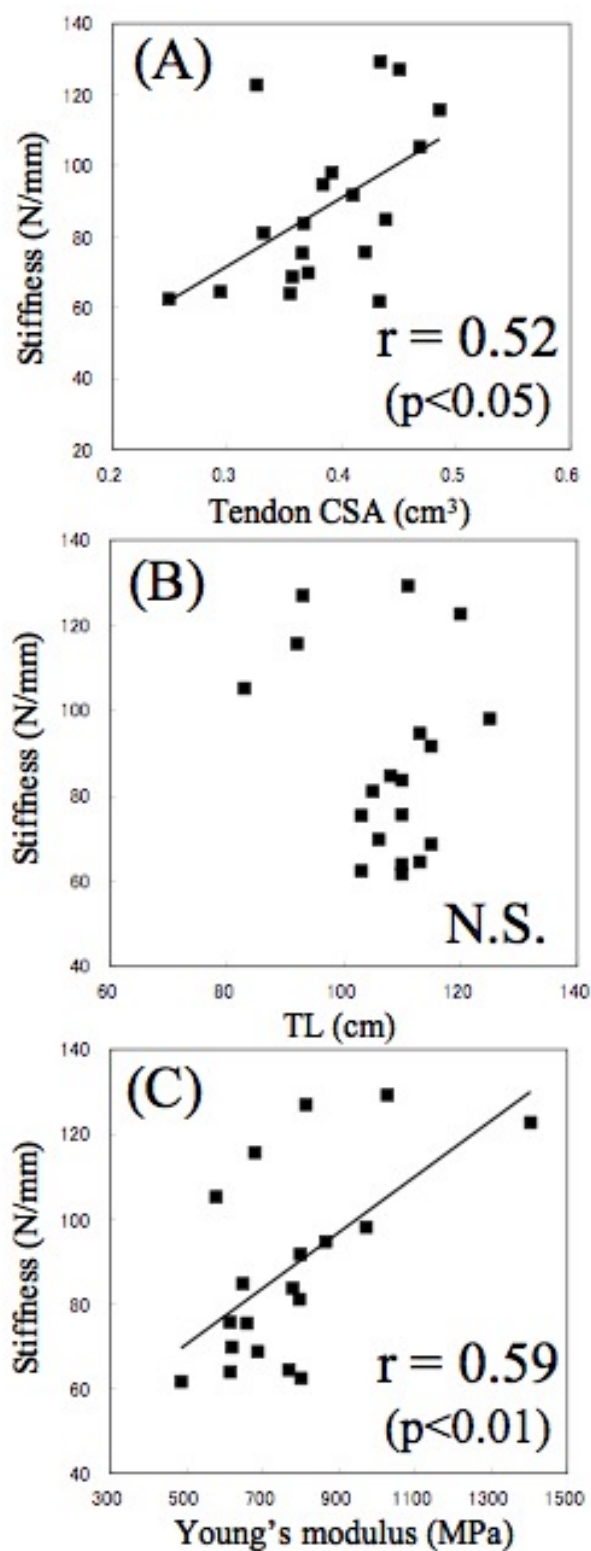


図3-2 スティフネスと腱断面積、腱長、ヤング率の関係

スティフネスと腱断面積(A:  $r=0.52$ ,  $p<0.05$ )およびスティフネスとヤング率(B:  $r=0.59$ ,  $p<0.01$ )は、それぞれ有意な正の相関関係を示した。

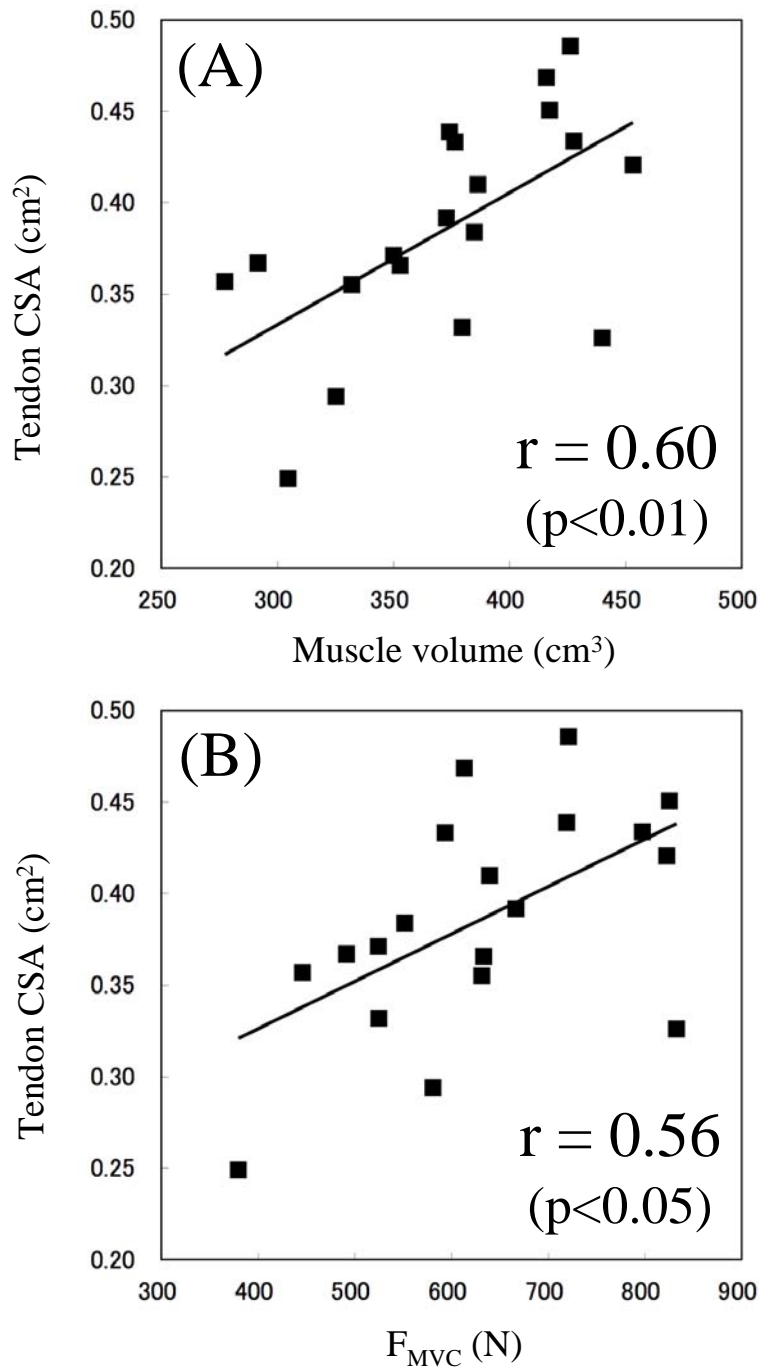


図3-3 腱断面積と筋体積および最大筋力の関係

腱断面積と筋体積(A:  $r=0.60$ ,  $p<0.01$ )および腱断面積と最大筋力(B:  $r=0.56$ ,  $p<0.05$ )は、それぞれ有意な正の相関関係を示した。

## 第 4 章

# 肘関節伸展レジスタンストレーニングが 上腕三頭筋腱に及ぼす影響

### 目的

本論文第 3 章において、スティフネスの個人差に関与する因子は、腱長ではなく腱断面積とヤング率である可能性が示された。また、腱断面積は筋体積および最大筋力と有意な正の相関関係を示したことから、トレーニングによって筋体積および最大筋力を増加させた場合、腱への適応効果としては腱断面積が増加する可能性が考えられた。

横断的に腱の形態および力学的特性を調べた先行研究では、鍛錬者の腱断面積は非鍛錬者のそれよりも大きいものの、腱長やヤング率には差がないと報告されている(Rosager et al. 2002, Kongsgaard et al. 2005, Coupe et al. 2008)。このことと、筋腱複合体の生理学的背景を併せて考えると、鍛錬者が実施していたトレーニングによって腱に与えられたメカニカルな刺激が、スティフネスを規定する物理因子のうちの腱断面積を増加させ、結果としてスティフネスを増加させた可能性が考えられる。しかし、実際に短期的なトレーニングを実施させた場合、腱断面積が増加してスティフネスが増加したという報告は 1 例(Kongsgaard et al. 2007)に留まり、腱断面積は変化せずにスティフネスが増加したという報告が多い(Kubo et al. 2001, 2002, 2006a, 2006b, 2007, Reeves et al. 2003b)。また、ヤング率に関しては、トレーニングによって増加を認める報告と(Reeves et al. 2003b)、変化しないとするものと(Kongsgaard et al. 2007)に分かれ、トレーニングが腱に及ぼす影響については一定の見解が得られていない。その背景としては、これまでの報告において、トレーニング後の筋肥大率が



3~7.6%(Kubo et al. 2001, 2002)程度と低かったことが挙げられる。

そこで、本章は筋肥大が起こりやすい上腕三頭筋(31.7%; Kawakami et al. 1995)を対象とし、レジスタンストレーニングに伴う筋体積および最大筋力の増加が、上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討することを目的とした。

## 方法

### 被検者

被検者は健康な成人男性であり、トレーニング群は12名(年齢 $26 \pm 4$ 歳、身長 $172.2 \pm 5.2$  cm、体重 $71.5 \pm 7.3$  kg、平均値 $\pm$ 標準偏差)、コントロール群は7名(年齢 $27 \pm 4$ 歳、身長 $172.0 \pm 5.5$  cm、体重 $65.4 \pm 6.0$  kg)であった。被検者は実験の目的および内容について十分な説明を受け、同意のうえ実験に参加した。実験は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て実施した。

### 筋体積および腱断面積の測定

本論文第3章と同様の方法を用いて測定した。

### 腱伸長およびストレインの測定

本論文第2章と同様の方法を用いて測定した。

### スティフネス、ストレスおよびヤング率の算出

トレーニング後のスティフネスは、トレーニング前に算出したスティフネスと同じカレベル(絶対値)における、筋張力と腱伸長の関係における50%MVC以降の回帰直線の傾きを算出し、トレーニング後のスティフネス(N/mm)とした。ストレスおよびヤング率の算出は、本論文第2章と同様の方法を用いて行った。

## レジスタンストレーニングプロトコル

トレーニング群の被検者は週 3 回、12 週間の肘関節伸展レジスタンストレーニングを実施した。すべての被検者において、トレーニングは左側で実施した。姿勢は仰臥位で肩関節 90deg(完全伸展位 0deg)とし、保持したバーベルを 2 秒かけて肘関節完全伸展位まで伸展させ、2 秒かけて屈曲させる動作を行った。1 回のトレーニングは、最大挙上重量(1 repetition maximum; 1RM)の 80%を 8 回反復し、90 秒の休憩を挟んで 5 セット繰り返すものとした。トレーニング負荷は、トレーニング開始から 2 週間おきに 1RM を測定することで調節した。

## 統計処理

測定結果はすべて平均値±標準偏差で示した。各測定項目における群間の比較については対応のない t 検定を用い、トレーニング前後の比較については対応のある t 検定を用いた。有意水準は危険率 5%未満とした。

## 結果

表 4-1 にトレーニング前後の上腕三頭筋腱の形態および力学的特性を示した。いずれの項目においても、トレーニング前の測定(Pre)値に有意な群間差は認められなかった。トレーニング群において、トレーニング後の測定(Post)の、筋体積( $p<0.01$ )、 $F_{MVC}$  ( $p<0.01$ )、 $\Delta L_{MVC}$  ( $p<0.05$ )は、Pre よりも有意に高値を示した。しかしながら、スティフネス、腱断面積、TL、ヤング率は Pre-Post 間で有意な差は認められなかった。

Pre および Post における、両群の F- $\Delta L$  関係を図 4-1 に示した。両群において、Pre-Post 間の F- $\Delta L$  曲線は、ほぼ重複するカーブを描き、トレーニング群においては、最大筋力と腱伸長の増加による曲線の延長が観察された。

## 論議

本研究における肘関節伸展レジスタンストレーニングによって、上腕三頭筋体積は 33%、肘関節最大伸展筋力は 16% 有意な増加を示し(表 4-1)、筋に対しては明らかなトレーニング効果が観察された。しかしながら、腱については、その力学的特性を表すスティフネスの変化は認められず、スティフネスを規定する物理因子である腱の太さ(腱断面積)や長さ(腱長)および材質(ヤング率)はトレーニング前後で変化しなかった。図 4-1 からわかるように、トレーニング群における Post の F- $\Delta$ L 関係は、Pre とほぼ重複するカーブを描き、最大筋力と腱伸長の増加による曲線の延長が観察された。これらのことは、短期的なレジスタンストレーニングによる筋体積および最大筋力の増加の程度は、必ずしも腱形態や力学的特性の変化に関与しないことを示すものといえる。

これまでに、レジスタンストレーニングが腱に及ぼす影響について検討した先行研究において、その多くが、筋体積や最大筋力の増加とともに、スティフネスが増加したことを報告している(Kubo et al. 2001, 2002, 2006a, 2006b, 2007, Reeves et al. 2003a, 2003b, Kongsgaard et al. 2007)。しかし、本研究において劇的な筋体積および最大筋力の増加が観察されたにもかかわらず、スティフネスは変化しなかったことから、先行研究において観察されたスティフネスの増加は、筋体積や最大筋力の増加に伴ったものではなかった可能性が考えられる。

本研究においてスティフネスが変化しなかった第 1 の要因として、収縮時間(トレーニング様式)の影響が考えられる。大腿四頭筋の収縮速度が高い場合は(3秒で MVC に到達するランプ試行)、収縮速度が低い場合(10秒で MVC に到達するランプ試行)に比較して、膝蓋腱伸長が小さいことが報告されている(Pearson et al. 2007)。また、等尺性膝関節伸展トレーニングを実施した場合の外側広筋腱のスティフネスは、長時間プログラムのトレーニング(収縮時間 20 秒間)において増加が認められ、短時間プログラム(収縮時間 1 秒間)では変化しなかった(Kubo

et al. 2001)。本研究で用いたトレーニング様式は、2秒で伸展し2秒で屈曲するものであり、収縮速度は高いものに分類される。つまり、本研究で用いたトレーニング様式は、トレーニング動作中の腱伸長が小さく、ステイフネスは変化しにくい様式であった可能性が考えられる。先行研究において、本研究と最も類似した結果を示したものは、プライオメトリックトレーニングを実施した Kubo et al. (2007)によるものであり、筋体積と最大筋力の増加に伴って腱伸長は増加するものの、ステイフネスおよび腱断面積は変化しないことを報告している。彼らの場合も収縮速度は高かったため、本研究と類似した結果を示したと考えられる。しかしながら、トレーニング動作中の腱の動態は明らかではないため、動作中の腱伸長がどの程度であり、筋収縮に伴うメカニカルな腱への刺激がどの程度であったかは、トレーニングが腱に及ぼす影響を考える上で必要な情報であり、今後、検討されるべき課題であろう。

第2の要因としては、トレーニング期間の影響が挙げられる。これまでの先行研究においては、腱の強度の変化は、トレーニングやディトレーニングによる筋の変化と同期すると考えられてきた(Karlsson et al. 1995, Frost. 1997)。これは、筋体積の増加にともなう、コラーゲン含量の比例的な増加が、結合組織の網状構造の強化を引き起こすことで生じると考えられている(Michna and Hartmann. 1989)。しかしながら、8~12週間の短期的なトレーニング実験においては、ステイフネスの増加はみられるものの、それを規定する物理因子のうちの腱断面積は増加しないという報告が多い(Kubo et al. 2001, Reeves et al. 2003 など)。一方、3年以上の競技および日常のトレーニングを実施した鍛錬者(鍛錬側)の腱断面積は、非鍛錬者(非鍛錬側)に比較して大きい(Rosager et al. 2002, Kongsgaard et al. 2005, Coupe et al. 2008)。また、ヤング率については、短期的なトレーニングによって変化するという報告(Reeves et al. 2003b)と、変化しないという報告(Kongsgaard et al. 2007)に分かれるものの、トレーニングによって最大筋力が増

加し、腱断面積は変化しなかった報告(Kubo et al. 2001, Reeves et al. 2003 など)においては、ストレスの増加がヤング率の増加を引き起こしていたと考えられる。上記のような先行研究と本研究の知見を併せて考慮すると、トレーニングによる筋体積や最大筋力の変化と腱形態や力学的特性の変化は同期しないと考えられる。実際、筋に比較して腱は、血流が少なく代謝速度が低い(Kannus et al. 1997)ことから、本研究のような短期的なトレーニングでその変化を観察するには、観察の期間が不足していた可能性は否定できない。また、ディトレーニングによる腱の劣化が、筋に比較して早いという結果も(de Boer et al. 2007)、腱の代謝速度が低いことに起因していると考えられ、腱形態や力学的特性の変化が筋体積や最大筋力の変化よりも遅いという論拠を支持するものであるといえよう。つまり、腱形態や力学的特性の変化は、トレーニングによる筋体積や最大筋力の変化の大きさ(程度)よりはむしろ、トレーニングの期間(時間)の影響を強く反映していると考えられる。

第3の要因として、測定対象部位差の影響が考えられる。本論文第2章において、スティフネスは測定対象部位の違いによって差がある可能性が示された。先行研究と本研究の間でスティフネスの絶対値が異なることから、その変化の様相も異なる可能性が考えられる。

本論文第3章の結果により、トレーニングによる筋体積や最大筋力の増加は、腱断面積の増加を引き起こすと予想された。事実、Kongsgaard et al. (2007)は、膝関節伸展レジスタンストレーニングによって腱断面積が増加したことを報告している。しかし、本研究においては、トレーニング後に腱断面積の増加は認められなかった。動物実験においては、トレーニングによって、腱の破断部位が骨腱接合部から腱の実質へと変化することが報告されている(Conwall and Leveau. 1984)。腱断面積の増加を報告した Kongsgaard et al. (2007)においても、膝蓋腱断面積が増加した部分は骨腱接合部付近であり、腱の中央部においては、

トレーニング前後の変化はみられなかった。つまり、腱断面積の増加には、部位差が存在していると考えられる。本研究における上腕三頭筋腱断面積は、MRI画像上における骨腱接合部付近の腱断面積の視認が難しく、肘頭から近位方向に10 mmずらした部分で測定した。したがって、実際の骨腱接合部では腱断面積の増加が生じていた可能性を否定できない。いずれにせよ、トレーニングによる腱断面積の増加は、鍛錬者の腱断面積が非鍛錬者よりも大きいという横断的な研究によっても裏付けられるように、長期的な適応の結果であると考えられる。

## まとめ

本章における肘関節伸展レジスタンストレーニングは、上腕三頭筋体積および肘関節最大伸展筋力を増加させる効果を発揮し、腱においてはその最大伸長が増加した。しかしながら、スティフネスは増加せず、それを規定する物理因子である腱断面積、腱長、ヤング率のいずれも変化しなかった。本研究において、スティフネスが変化しなかった要因としては、収縮様式(トレーニング様式)、トレーニング期間、測定対象部位差の影響が考えられた。

表4-1 トレーニング前後の各測定項目

Parameter	Training group (n = 12)		Control group (n = 7)	
	Pre	Post	Pre	Post
Muscle volume (cm <sup>3</sup> )	376 ± 51	499 ± 79	368 ± 55	363 ± 45
F <sub>MVC</sub> (N)	615 ± 126	713 ± 100	660 ± 145	625 ± 141
ΔL <sub>MVC</sub> (mm)	9.4 ± 1.4	10.5 ± 1.6	9.0 ± 0.9	8.6 ± 1.2
Stiffness (N/mm)	87.3 ± 21.7	88.9 ± 21.0	89.8 ± 25.8	85.2 ± 20.7
Tendon CSA (cm <sup>2</sup> )	0.385 ± 0.070	0.381 ± 0.068	0.387 ± 0.047	0.376 ± 0.042
TL (mm)	107 ± 11	105 ± 13	110 ± 9	108 ± 8
Young's modulus (MPa)	753 ± 158	774 ± 224	798 ± 279	768 ± 228

Values are means ± S.D. Significantly different from pre: \*, p<0.05, \*\*, p<0.01.

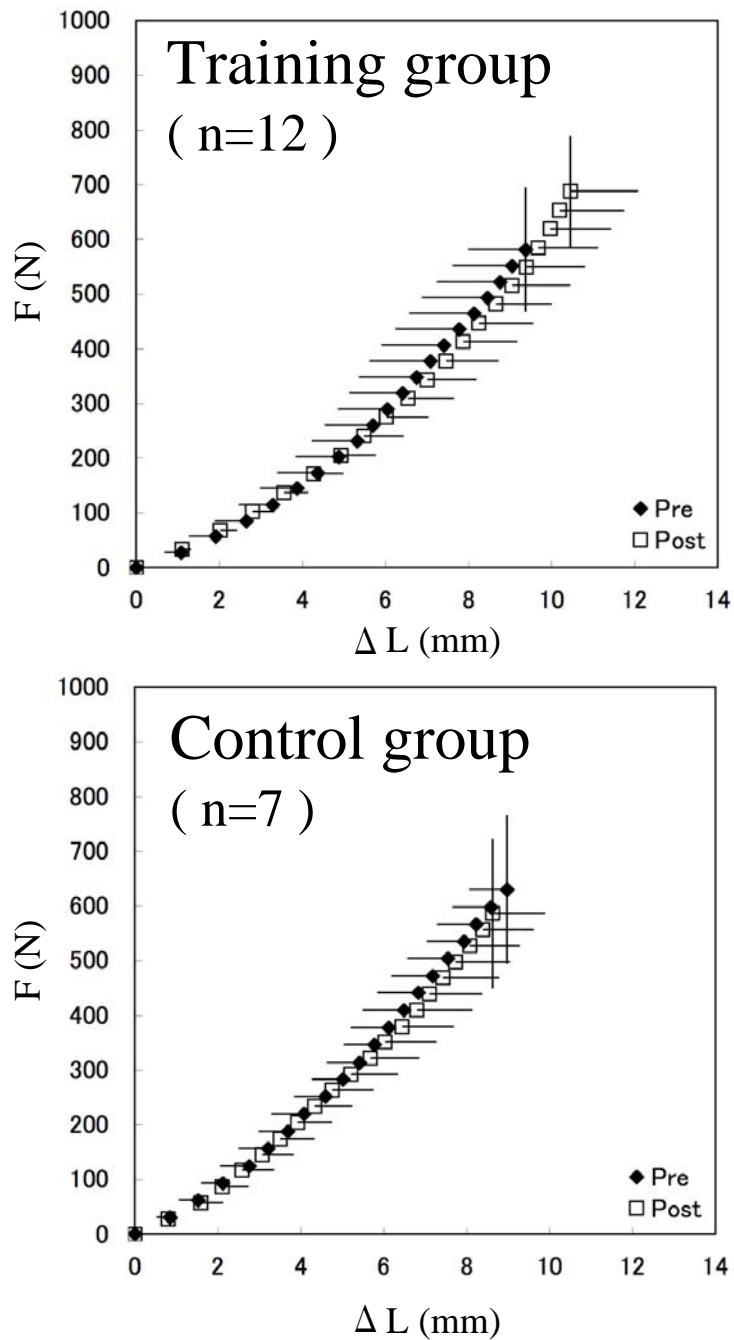


図4-1 トレーニング前後のF-ΔL関係

トレーニング群(上図)、コントロール群(下図)ともに、Pre-Post間でほぼ重複するカーブを描いた。トレーニング群において、Pre-Post間で腱伸長に有意な差が認められ、ステイフネスに差はなかった。



## 第 5 章

### 総括論議

本論文の目的は、上腕三頭筋腱のスティフネスの個人差に關与する因子について検討すること、および肘關節伸展レジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討することであった。各章で得られた主要な結果は以下の通りである。

第 2 章では、上腕三頭筋腱の力学的特性を測定し、その特徴について検討した。上腕三頭筋腱の力学的特性の測定は、反復測定間および測定日間において、いずれも高い再現性を有することが確認された。上腕三頭筋腱のスティフネス (83 N/mm) は、上肢であるからといって、必ずしも高いというわけではないことが示唆された。また、本研究において測定されたスティフネスには、大きな個人差がみられた (CV; 26%)。

第 3 章では、上腕三頭筋腱のスティフネスの個人差に關与する因子について検討した。スティフネスと筋体積 ( $r = 0.69, p < 0.01$ ) および  $F_{MVC}$  ( $r = 0.68, p < 0.01$ ) の間に有意な正の相関關係が確認された。また、スティフネスと腱断面積 ( $r = 0.52, p < 0.05$ ) およびヤング率 ( $r = 0.59, p < 0.01$ ) の間にも有意な正の相関關係が認められ、スティフネスの個人差に關与する因子は、腱断面積とヤング率であることが示された。

第 4 章では、12 週間の肘關節伸展レジスタンストレーニングが上腕三頭筋腱に及ぼす影響について検討した。その結果、上腕三頭筋体積は 33%、肘關節最大伸展筋力は 16% 有意な増加を示し、筋に対しては明らかなトレーニング効果が認められた。しかし、スティフネスと、それを規定する物理因子である腱断

面積、腱長、ヤング率は、トレーニング前後で有意な差は認められなかった。

本章では、上記の知見に基づき、スティフネスの個人差に関与する因子とそのトレーニング効果について考察した。

## スティフネスの個人差に関与する因子とそのトレーニング効果

本論文第 2 章において確認された測定の再現性は非常に高く、スティフネスの変動係数にして、反復測定間は  $7.2 \pm 2.3\%$ 、測定日間は  $4.3 \pm 3.5\%$  であった。一方、本論文第 3 章において、スティフネスの個人差を表す変動係数は  $25.7\%$  であり、測定の再現性の枠を大幅に超えている。このことから、スティフネスの個人差は測定誤差ではないと考えられる。

スティフネスは、腱の太さ(腱断面積)、長さ(腱長)、材質(ヤング率)の 3 つの物理因子によって規定されていると考えられる。それらのうちのどの因子がスティフネスの個人差に関与しているかを検討した本論文第 3 章の結果、スティフネスと腱断面積( $r = 0.52, p < 0.05$ )およびヤング率( $r = 0.59, p < 0.01$ )との間に有意な正の相関関係が認められた。したがって、スティフネスの個人差に関与する物理因子は、腱長ではなく、腱断面積とヤング率であることが示された。そこで、さらにこれらの物理因子のうちで重み付けを試みるべく、スティフネスを従属変数に、3 つの物理因子を説明変数にとって、強制投入法による重回帰分析を行い、各説明変数の寄与率を算出したところ、ヤング率が  $57\%$ 、腱断面積が  $33\%$ 、腱長が  $8\%$  の順となった。つまり、スティフネスの個人差に最も関与する物理因子はヤング率であると考えられる。

本論文第 3 章において、腱断面積は筋体積( $r = 0.60, p < 0.01$ )および最大筋力( $r = 0.56, p < 0.05$ )と正の相関関係を示し、横断的には、スティフネスの個人差はヤング率と最も関与しているものの、縦断的には、スティフネスが個人内で変化する

る場合、腱断面積が変化するものと予想された。しかしながら、本論文第 4 章の結果、劇的な筋肥大が生じたにもかかわらず、腱においては、スティフネスと、それを規定する物理因子である腱断面積、腱長、ヤング率のいずれにも変化は認められなかった。したがって、本論文第 3 章において予想されたトレーニングによる腱断面積の増加は、本論文第 4 章において否定されることとなった。

スティフネスに対するヤング率の寄与率が最も高かったことについては、その要因として、ヤング率が増変しやすいパラメータであることが挙げられる。本研究において、3 つの物理因子の個人差を表す CV は、腱断面積が 16%、腱長が 9%、ヤング率が 26% であり、ヤング率が最も高値を示した(図 5-1)。さらに、アキレス腱を対象とした先行研究(Magnusson et al. 2003)や、膝蓋腱を対象とした先行研究(de Boer et al. 2007)も同様に、ヤング率の CV が最も高値であり、反対に、腱断面積や腱長の CV は低値であった。つまり、ヤング率において個人差が大きいということは、それが増変しやすいパラメータであり、腱断面積や腱長は増変しにくいパラメータであることを示していると考えられる。

縦断的なトレーニング実験において、腱断面積が増変したという報告は 1 例のみであり(Kongsgaard et al. 2007)、腱長の変化に至っては報告がない。一方、ヤング率の変化については、増加したとするものがこちらにも 1 例確認されているのみではあるものの(Reeves et al. 2003b)、トレーニング後にスティフネスが増加し、腱断面積が増変しなかったという多くの報告においては(Kubo et al. 2001, 2002, 2006a, 2006b, 2007, Reeves et al. 2003a, 2003b, Kongsgaard et al. 2007)、ストレスの増加によるヤング率の増加が生じていたと考えられる。報告数からみても、腱断面積や腱長は増変しにくく、ヤング率は増変しやすいパラメータであることが伺える。また、このことは、腱のスティフネスを規定する物理因子の中でも、トレーニング期間(時間)による適応に差があることを示している。動物にお

いては、12 週間のトレーニングでヤング率の増加が確認され(Buchanan et al. 2001)、12 か月のトレーニングでは腱断面積の増加が認められている(Woo et al. 1980)。人間においても同様に、鍛錬者の腱断面積が非鍛錬者のそれよりも大きいという横断的な報告の存在は(Rosager et al. 2002, Kongsgaard et al. 2005, Coupe et al. 2008)、この知見を支持するものであるといえよう。したがって、トレーニングを開始すると、まず筋肥大や筋力の増加が起こり、腱の適応が開始されるとヤング率の変化が生じる。その後、トレーニングが長期に及ぶと、変化の対象はヤング率から腱断面積に移行すると考えられる。それらが、トレーニング開始から、いつ生じるかということについては、今後検討すべき課題である。

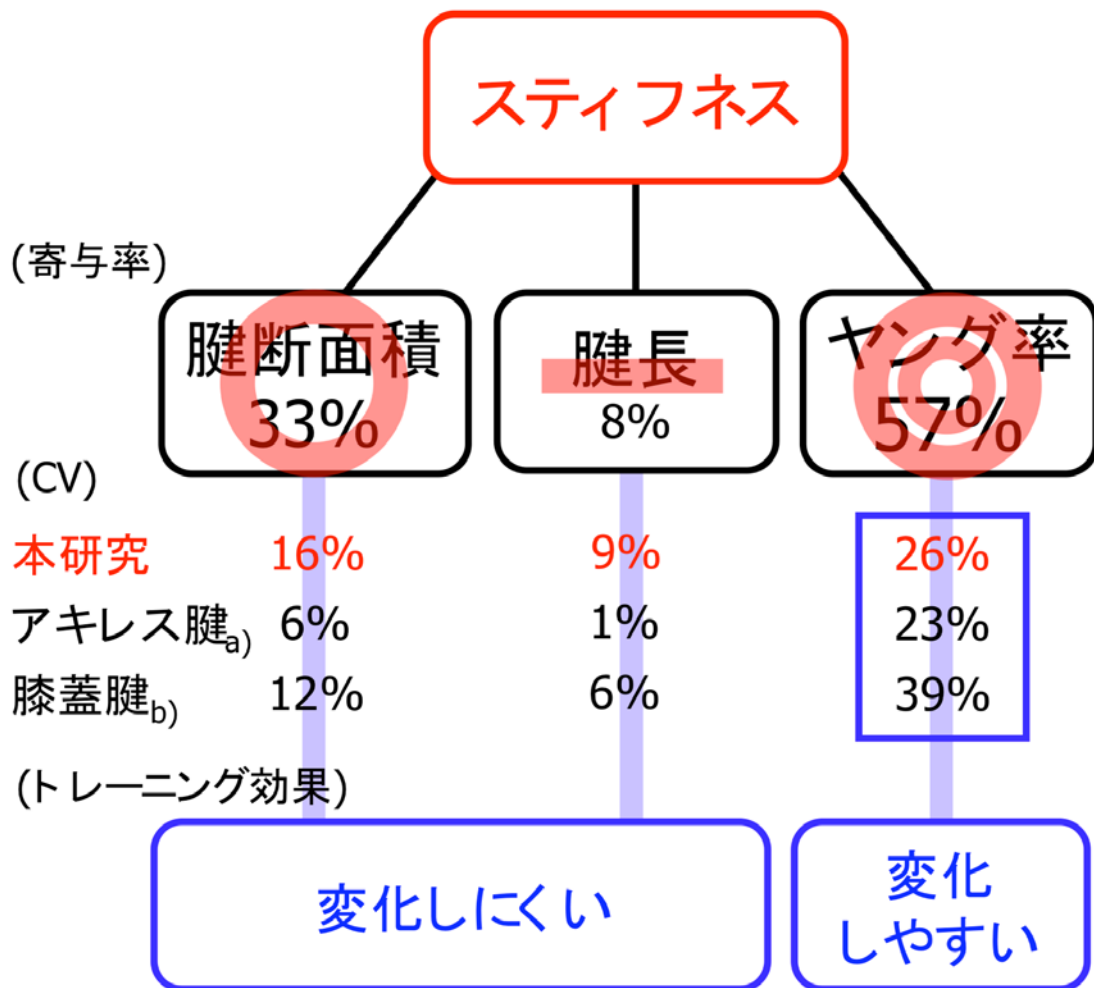


図5-1 スティフネスの個人差に関与する因子とそのトレーニング効果

スティフネスの個人差は腱断面積およびヤング率と関与し、特にヤング率の関与が最も大きい。本研究の結果、短期的なトレーニングがそれらに影響を及ぼすことはなかった。しかし、本研究と先行研究を併せて考えると、ヤング率は個人差が大きいことから、変化しやすいパラメータであり、このことが高い寄与率に関係していると推察された。(a; Magnusson et al. Acta Physiol Scand. 2003, b; de Boer et al. J Physiol. 2007)

## 結論

本研究の結果、スティフネスは腱断面積およびヤング率との間で有意な正の相関関係を示した。このことから、スティフネスの個人差に関与する、スティフネスを規定する物理因子は、腱の太さ(腱断面積)と材質(ヤング率)であると考えられた。

本研究で実施した、肘関節伸展レジスタンストレーニングは、上腕三頭筋の肥大を生じさせ、肘関節伸展最大筋力および上腕三頭筋腱伸長を増加させた。しかし、先行研究で報告されているような、トレーニング後のスティフネスの増加はみられず、腱の太さ(腱断面積)や長さ(腱長)および材質(ヤング率)にも変化はみられなかった。このことは、本研究における短期的なトレーニングは、劇的に筋を肥大させたものの、スティフネスおよびそれを規定する物理因子を変化させなかったことから、筋体積や最大筋力の増加の程度は、必ずしも腱形態や力学的特性の変化に関与しないことを意味している。

## 参考文献

- Alexander, R. M. (1966) Rubber-like properties of the inner hinge-ligament of Pectinidae. *J Exp Biol.* 44(1): 119-130.
- Alexander, R. M., Bennet-Clark, H. C. (1977) Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature.* 265: 114-117.
- Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Brugemann, G. P. (2005) Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech.* 38(4): 833-841.
- Benedict, J.V., Walker, L. B., Harris, E. H. (1968) Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *J Biomech.* 1: 53-63.
- Bennett, M. B., Ker, R. F., Dimery, N. J., Alexander, R. M. (1986) Mechanical properties of various mammalian tendons. *J Zoology.* 209: 537-548.
- Blanton, P. L., Biggs, N. L. (1970) Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons. *J Biomech.* 3(2): 181-189.
- Blevins, F. T., Hecker, A. T., Bigler, G. T., Boland, A. L., Hayes, W. C. (1994) The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *Am J Sports Med.* 22(3): 328-333.
- Bojsen-Moller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2003) Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scand J Med Sci Sports.* 13(4): 259-265
- Bojsen-Moller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2004) Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *J Appl Physiol.* 97(5): 1908-1914.
- Buchanan, C. I., Marsh, R. L. (2001) Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the achilles tendon of guinea fowl. *J Appl Physiol.* 90(1): 164-171.
- Burgess, K. E., Connick, M. J., Graham-Smith, P., Pearson, S. J. (2007) Plyometric vs. isometric training influences on tendon and muscle output. *J Strength Cond Res.* 21(3): 986-989.
- Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., Zernicke, R. F. (1978) Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc Sport Sci Rev.* 6: 125-181.
- Cornwall, M. W., Leveau, B. F. (1984) The effect of physical activity on ligamentous strength: an overview\*. *J Orthop Sports Phys Ther.* 5(5): 275-277.
- Coupe, C., Kongsgaard, M., Aagaard, P., Hansen, P., Bojsen-Moller, J., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2008) Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J Appl Physiol.* Epub ahead of print.
- de Boer, M. D., Maganaris, C. N., Seynnes, O. R., Rennie, M. J., Narici, M. V. (2007) Time course of muscular, neural and tendinous adaptations to 23 day unilateral lower-limb suspension in young men. *J Physiol.* 583(3): 1079-1091.

- Diamant, J., Keller, A., Baer, E., Litt, M., Arridge, R. G. (1972) Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing. *Proc R Soc Lond B Biol Sci.* 14;180(60): 293-315.
- Elliot, D. H. (1965) Structure and function of mammalian tendon. *Biol Rev Camb Philos Soc.* 40: 392-421.
- Frost, H. M. (1997) Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view and explanation. *Bone.* 20(3): 183-189.
- Fukashiro, S., Abe, T., Shibayama, A., Brechue, W. F. (2002) Comparison of viscoelastic characteristics in triceps surae between black and white athlete. *Acta Physiol Scand.* 175: 183-187.
- Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (1995) Ultrasonography gives directly but noninversely elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol.* 71: 555-557.
- Fukunaga, T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y., Fukashiro, S. (1996) Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *Int J Sports Med.* 17(2): 100-105.
- Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H. (2002) Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc Sports Sci Rev.* 30(3): 106-110.
- Hansen, P., Aagaard, P., Kjaer, M., Larsson, B., Magnusson, S. P. (2003) Effect of habitual running on human achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol.* 95(6): 2375-2380.
- Hansen, P., Bojsen-Moller, J., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2006) Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech.* 21: 54-58.
- Harwood, B., Edwards, D. L., Jakobi, J. M. (2008) Age- and sex-related differences in muscle activation for a discrete functional task. *Eur J Appl Physiol.* 103(6): 677-686.
- Haut, T. L., Haut, R. C. (1997) The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. *J Biomech.* 30(1): 79-81.
- Herzog, W., Loitz, B. (1994) Tendon, in: *Biomechanics of the Musculo-skeletal System.* John Wiley & Sons. 136-137.
- Hubbard, R. P., Soutas-Little, R. W. (1984) Mechanical properties of human tendon and their age dependence. *J Biomech Eng.* 106(2): 144-150.
- Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S., Fukunaga, T. (1998) Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol.* 85(4): 1230-1235.
- Itoi, E., Berglund, L. J., Grabowski, J. J., Schultz, F. M., Growney, E. S., Morrey, B. F., An, K. N. (1995) Tensile properties of the supraspinatus tendon. *J Orthop Res.* 13(4): 578-584.
- Johnson, G. A., Tramaglino, D. M., Levine, R. E., Ohno, K., Choi, N. Y., Woo, S. L. (1994) Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Orthop Res.* 12(6): 796-803.
- Kannus, P., Józsa, L., Natri, A., Järvinen, M. (1997) Effects of training, immobilization and remobilization on tendons. *Scand J Med Sci Sports.* 7(2): 67-71.



- Karlsson, M. K., Johnell, O., Obrant, K. J. (1995) Is bone mineral density advantage maintained long-term in previous weight lifters? *Calcif Tissue Int.* 57(5): 325-328.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S. Y., Fukunaga, T. (1995) Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 72(1-2): 37-43.
- Kawakami, Y., Nakazawa, K., Fujimoto, T., Nozaki, D., Miyashita, M., Fukunaga, T. (1994) Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 68(2): 139-147.
- Ker, R. F. (1981) Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). *J Exp Biol.* 93: 283-302.
- Kongsgaard, M., Reitelsheder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol.* 191(2): 111-121.
- Kongsgaard, M., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2005) Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *J Appl Physiol.* 99(5): 1965-1971.
- 久保啓太郎、川上泰雄、金久博昭、福永哲夫. (1999) ヒト生体における腓腹筋内側頭の腱組織の粘弾性. *体力科学.* 48: 597-606.
- Kubo, K., Akima, H., Ushiyama, J., Tabata, I., Fukuoka, H., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2004a) Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *Br J Sports Med.* 38(3): 324-330.
- Kubo, K., Akima, H., Ushiyama, J., Tabata, I., Fukuoka, H., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2004b) Effects of resistance training during bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in the lower limb. *Scand J Med Sci Sports.* 14(5): 296-302.
- Kubo, K., Ishida, Y., Suzuki, S., Komuro, T., Shirasawa, H., Ishiguro, N., Shukutani, Y., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2008) Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly. *Scand J Med Sci Sports.* 18(1): 31-39.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol.* 536: 649-655.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (2000b) Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 81: 181-187.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Miyatani, M., Tachi, M., Fukunaga, T. (2003) Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly woman. *Acta Physiol Scand.* 178(1): 25-32.
- Kubo, K., Kawakami, Y., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2002) Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* 12: 3-8.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga,

- T. (2007) Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exer.* 39(10): 1801-1810.
- Kubo, K., Ohgo, K., Takeishi, R., Yoshinaga, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2006a) Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* 16(3): 159-167.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2006b) Effects of isometric training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol.* 96(3): 305-314.
- Loren, G. J., Lieber, R. L. (1995) Tendon biomechanical properties enhance human wrist muscle specialization. *J Biomech.* 28(7): 791-799.
- Maganaris, C. N. (2002) Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *J Biomech.* 35: 1019-1027.
- Maganaris, C. N. (2005) Validity of procedures involved in ultrasound-based measurement of human plantarflexor tendon elongation on contraction. *J Biomech.* 38(1): 9-13.
- Maganaris, C. N., and Paul, J. P. (1999) In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol.* 521(1): 307-313.
- Maganaris, C. N., and Paul, J. P. (2000) Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *J Exp Biol.* 203: 751-756.
- Maganaris, C. N., and Paul, J. P. (2002) Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *J Biomech.* 35(12): 1639-46.
- Maganaris, C. N., Reeves, N. D., Rittweger, J., Sargeant, A. J., Jones, D. A., Gerrits, K., De Haan, A. (2006) Adaptive response of human tendon to paralysis. *Muscle Nerve.* 33(1): 85-92.
- Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. (2008) Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol.* 586(1): 71-81.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M. (2001) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol.* 531(1): 277-288.
- Magnusson, S. P., Kjaer, M. (2003) Region-specific differences in achilles tendon cross-sectionnal area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol.* 90(5-6): 549-553.
- Magnusson, S.P., Hansen, P., Aagaard, P., Brond, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Moller, J., Kjaer, M. (2003) Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand.* 177(2): 185-195.
- Mahieu, N. N., McNair, P., Cools, A., D'Haen, C., Vandermeulen, K., Witvrouw, E. (2008) Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exer.* 40(1): 117-123.
- Michna, H., Hartmann, G. (1989) Adaptation of tendon collagen to exercise. *Int Orthop.* 13(3): 161-165.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y., Fukunaga, T. (2001) Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol.* 90: 1671-1678.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H. (2004) Geometric and elastic

- properties of in vivo human Achilles tendon in young adults. *Cells Tissues Organs*. 178(4): 197-203.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H. (2005a) Elastic properties of human achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol*. 99: 665-669.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Kanosue, K., Fukunaga, T., Kanehisa, H. (2005b) Influence of long-term kendo training on the geometric and mechanical properties of the achilles tendon. *IJSHS*. 3: 304-310.
- Muraoka, T., Omuro, K., Wakahara, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H., Kanosue, K. (2008) Effects of muscle cooling on the stiffness of the human gastrocnemius muscle in vivo. *Cells Tissues Organs*. 187(2): 152-160.
- Noyes, F. R., Butler, D. L., Grood, E. S., Zernicke, R. F., Hefzy, M. S. (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 66(3): 344-352.
- 太田めぐみ、金久博昭、福永哲夫. (2004) 超音波法による上腕二頭筋腱コンプライアンスの計測. *体力科学*. 53(3): 337-346.
- Onambele, G. N. L., Burgess, K., Pearson, S. J. (2007) Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J Orthop Res*. 25: 1635-1642.
- Pearson, S. J., Burgess, K., Onambele, G. N. L. (2007) Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech*. 22: 712-717.
- Rack, P. M., Ross, H. F. (1984) The tendon of flexor pollicis longus: its effects on the muscular control of force and position at the human thumb. *J Physiol*. 351: 99-110.
- Reeves, N. D., Narici, M. V., Maganaris, C. N. (2003a) Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle & Nerve*. 28(1): 74-81.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N., Narici, M. V. (2003b) Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol*. 548: 971-981.
- Reeves, N. D., Narici, M. V., Maganaris, C. N. (2006) Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans. *Exp Physiol*. 91(3): 483-498.
- Rigby, B. J., Hirai, N., Spikes, J. D., Eyring, H. (1959) The mechanical properties of rat tail tendon. *J Gen Physiol*. 43: 265-283.
- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2002) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports*. 12(2): 90-98.
- Scott, S. H., Loeb, G. E. (1995) Mechanical properties of aponeurosis and tendon of the cat soleus muscle during whole-muscle isometric contractions. *J Morphol*. 224(1): 73-86.
- Shadwick, R. E. (1990) Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *J Appl Physiol*. 68(3): 1033-1040.
- Simonsen, E. B., Klitgaard, H., Bojsen-Møller, F. (1995) The influence of strength

- training, swim training and ageing on the Achilles tendon and m. soleus of the rat. *J Sports Sci.* 13(4): 291-295.
- Stafilidis S, Arampatzis A. (2007) Muscle - tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. *J Sports Sci.* 25(9): 1035-1046.
- Stafilidis, S., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., Demonte, G., Brugemann, G. P., Arampatzis, A. (2005) Strain and elongation of the vastus lateralis aponeurosis and tendon in vivo during maximal isometric contraction. *Eur J Appl Physiol.* 94(3): 317-322.
- Viidik, A. (1973) Functional properties of collagenous tissues. *Int Rev Connect Tissue Res.* 6: 127-215.
- Viidik, A. (1967) The effect of training on the tensile strength of isolated rabbit tendons. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1(2): 141-147.
- Viidik, A. (1968) Elasticity and tensile strength of the anterior cruciate ligament in rabbits as influenced by training. *Acta Physiol Scand.* 74(3): 372-380.
- Viidik, A. (1969) Tensile strength properties of Achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. *Acta Orthop Scand.* 40(2): 261-272.
- Vilarta, R., Vidal, Bde. C. (1989) Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: aggregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix.* 9(1): 55-61.
- Vincent, W. J. (2005) *Statistics in kinesiology.* 3rd ed. 194-197
- Woo, S. L., Gomez, M. A., Amiel, D., Ritter, M. A., Gelberman, R. H., Akeson, W. H. (1981) The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *J Biomech Eng.* 103(1): 51-56.
- Woo, S. L., Gomez, M. A., Woo, Y. K., Akeson, W. H. (1982) Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology.* 19(3): 397-408.
- Woo, S. L., Ritter, M. A., Amiel, D., Sanders, T. M., Gomez, M. A., Kuei, S. C., Garfin, S. R., Akeson, W. H. (1980) The biomechanical and biochemical properties of swine tendons - long term effects of exercise on the digital extensors. *Connective Tissue Res.* 7(3): 177-183.
- Zajac. F. E. (1989) Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17: 359-411.

## 謝辞

本研究は、早稲田大学スポーツ科学学術院 川上泰雄教授のもとに行われました。昨年度をもって退学し、学生という立場から外れた私を、これまでと同様にご指導くださいました。時に、ディスカッションが夜間まで及んだこともありましたが、そこから新しい知見を導いてくださいました。ひいては、現在の私を導いてくださいました。心より感謝申し上げます。

本論文の執筆にあたっては、以下の方々のご指導を賜りました。ここに謝意を表します。鹿屋体育大学 福永哲夫学長には、学部、修士、博士の合計 8 年もの長期間に渡ってご指導いただきました。厳しくも温かいご指導は、私の人生においても深く響いております。東京大学 金久博昭教授には、学位論文執筆のすべてに渡り、懇切丁寧なご指導をいただきました。データへのこだわり、言葉の重み、人間を対象として研究するということの重要性、それら多くにおいて、金久先生のお言葉が生きています。早稲田大学スポーツ科学学術院 矢内利政教授には副査として貴重なご意見、アイデアをいただきました。同 土屋純准教授には、研究を始めるきっかけを与えていただいたとともに、いつもお気遣いいただきました。順天堂大学 柳谷登志雄准教授には、研究室に参加して以来、常にご心配くださり、公私ともにお世話になりました。

また、早稲田大学バイオメカニクス研究室のみなさまにおいては、実験や論文執筆において惜しみないご協力をいただきました。親友たちとの出会いに感謝致します。

最後に、いつも私を勇気づけてくれる妻と、両家族に感謝致します。

ありがとうございました。