

【課程内】

博士（人間科学）学位論文

動的な関節トルク発揮時の腱の動態

Behavior of tendon structures during dynamic joint actions

2008年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

杉崎 範英

Sugisaki, Norihide

研究指導教員： 福永 哲夫 教授

目次

第1章 緒言	1
第2章 足関節を用いた跳躍動作における腓腹筋内側頭の腱の動態	29
第3章 随意動的足関節底屈トルク発揮時の腓腹筋内側頭外部腱および腱膜の動態	47
第4章 単一筋電気刺激による動的足関節底屈トルク発揮時の 腓腹筋内側頭外部腱の動態	67
第5章 総括論議	79
結論	91
引用文献	92
謝辞	101

第1章

緒言

序

従来、身体運動中の腱の動態や機能的役割は、当該身体運動中の腱張力と、腱の力学的特性とを組み合わせることで考察されてきた(Bobbertら, 1986など)。ヒト生体における腱の力学的特性については、これまでのところ、等尺性関節トルク発揮時の腱の動態を通して検討されている(Itoら, 1998; Muramatsuら, 2001など)。これらの先行研究においては、特定の関節角度においてランプ状の等尺性関節トルク発揮を行った際の、腱長と腱張力の関係が調べられている。しかしながら、動物実験においては、腱長と腱張力の関係が、筋活動の有無や筋長、あるいは筋活動様式の影響を受けることが報告されている(Huijingと Ettema, 1988/89など)。このような知見は、身体運動における腱の動態や機能的役割を明らかにするためには、等尺性関節トルク発揮のみならず動的な関節トルク発揮における腱の動態を知る必要があることを示唆するものにほかならない。

近年では、歩行(Fukunagaら, 2001)や走行(Ishikawaら, 2005)、あるいは跳躍(Kurokawaら, 2001)といったヒトの身体運動中の腱長変化について多くの報告がなされるようになった。しかしながら、それらの先行研究の多くは、腱長変化の観察にとどまっており、腱長変化を腱張力と対応させて検討したものはない。動物実験で示されているように、腱長と腱張力の関係が、筋の活動状態に依存して変化するとすれば、身体運動中の腱の機能的な役割を検討しようとする場合、腱の長さ変化を腱張力と対応づけて検討する必要があると考えられる。

そこで本論文は、動的な関節トルク発揮時の腱長と腱張力の関係を明らかにし、身体運動における腱の動態および機能的役割を検討することを目的とした。

本論文で用いる用語の説明

筋束

数十本の筋線維が筋周膜という結合組織によって束ねられたものを「筋束」と呼ぶ。筋束はさらに筋外膜と呼ばれる結合組織によって束ねられ筋(全筋)となる。筋束の両端は遠位および近位の腱と結合する。Bモード超音波法によって羽状筋を観察すると、深部腱膜と浅部腱膜の間に、斜めに白い反射エコーが観察される。このエコーは筋束間に存在する結合組織からのエコーであり、筋束の走行方向を表しているとされる(HerbertとGandevia, 1995)。従って、超音波画像上では、筋束長は深部腱膜と浅部腱膜との間の反射エコーの長さを測定することによって求められる。

腱／外部腱／腱膜

腱は、筋線維と骨を連結する結合組織である。本論文で対象とする腓腹筋内側頭のような羽状筋では、腱は筋の外部に存在する部位と、筋の内部に存在し筋線維が付着するシート状の部位とに分けられる(Zajac, 1989 図1-1)。本論文では、特に断りがない限り、前者を「外部腱」、後者を「腱膜」と表記する。また、「腱」という用語は、外部腱と腱膜の両者を合わせた腱組織全体、あるいは、筋など他の組織との対応において、腱組織一般を表す場合に使用する。

ただし、本論文の第2章の実験においては、筋腱複合体長(下記)と筋束長の差を腱長として算出した。また、第3章および第4章の実験においては、最遠位の筋束が腱と結合する部位(遠位筋腱移行部)より遠位を外部腱として測定した。さらに、第3章では、遠位筋腱移行部から筋の近位部における筋束と深部腱膜の交点までを腱膜として測定した。なお、腓腹筋内側頭は、腓腹筋外側頭およびヒラメ筋とともに下腿三頭筋を構成しており、腓腹筋内側頭の外部腱はヒラメ筋の腱膜および外部腱を含んでいる。従って、第3章および第4章で測定した「外部腱」の近位部の形状はシート状であり、且つ、ヒラメ筋の筋線維が付着している。先行研究においては、本論文で観察対象とした部位と同一の部位に対して、さまざまな用語が用いられていることに注意が必要である。第3章および第4章において腓腹筋内側頭の外部腱あるいは腱膜と定義した部位について、主な先行研究が用いている用語を図1-2に示した。

筋腱複合体

筋線維(筋束)は、その両端がそれぞれ遠位および近位の腱と結合している。すなわち、筋は腱と結合して一つの機能的単位を構成する。これを「筋腱複合体」と呼ぶ。筋腱複合体は、関節を跨いで骨と骨を連結しており、その長さは関節角度に依存する。

筋の活動状態および長さ変化を表す用語

本論文では、筋が能動的に張力を発揮している状態の表記として、「(筋)活動」という用語を使用する。また、筋が能動的に張力を発揮していない状態には、「受動」という語を使用する。

さらに、当該文脈において対象とする組織(筋腱複合体、筋、腱など)の長さが減少および増加することを示すものとして、それぞれ「短縮」および「伸張」という語を用いる。

なお、「短縮性関節トルク発揮」という語は、当該関節トルク発揮を担う筋が活動した状態で、筋腱複合体が短縮する方向に関節が動く場合に用いる(例:短縮性足関節底屈トルク発揮=足関節底屈筋が活動した状態で足関節が底屈する場合)。また「伸張性関節トルク発揮」という語は、当該関節トルク発揮を担う筋が活動した状態で、筋腱複合体が伸張する方向に関節が動く場合に用いる(例:伸張性足関節底屈トルク発揮=足関節底屈筋が活動した状態で足関節が背屈する場合)。さらに「等尺性関節トルク発揮」という語を、関節角度が変化しない状態(筋腱複合体長が変化しない状態)で、関節トルク発揮を担う筋が活動する場合に用いる(例:等尺性足関節底屈トルク発揮=一定の関節角度(筋腱複合体長)で、足関節底屈筋が活動する場合)。

研究小史

腱の力学的特性は、古くは動物の外部腱を対象として調べられてきた。1980年代末になると腱膜の力学的特性も研究対象とされ、さらに、ほぼ同時期から Sonomicrometer というセンサーを筋に埋め込む方法(Sonomicrometry)を用いて、動物のロコモーション中の腱の動態を観察する試みがなされている。ヒトの腱についても、屍体の外部腱を対象とした報告にはじまり、1990年代半ばから

は、B モード超音波法による生体組織画像化技術の進歩を背景として、生体における腱の力学的特性の推定が行われている。また 2000 年以降、B モード超音波法を用いて身体運動中の腱の長さ変化を観察する試みもなされている。

本項では、動物およびヒトの腱の力学的特性、および運動中の腱の動態に関する主要な先行研究を概説する。

腱の力学的特性に関する研究(表 1-1)

弾性に関する研究

腱は非線形の弾性を有し、筋内の直列弾性要素の大部分は腱に存在することが知られている(Alexander と Bennet-Clark, 1977; van Ingen Schenau ら, 1997)。腱の長さとの関係は、通常 3 つの領域に分けられる(図 1-3)。腱が弛緩している状態(スラック状態)から伸張された場合、初期の段階では、腱はわずかな力の増加に対して大きく伸張する。この領域はトゥリージョン(toe region)と呼ばれる。トゥリージョンにおける腱の伸張は、腱を構成するコラーゲン線維の crimping pattern の消失によるとされる(Rigby ら, 1959; Abrahams, 1967; Viidik, 1973)。

トゥリージョンに続き、ストレインがおよそ 4-5%に至るまで、長さとの関係が線形となる領域(リニアリージョン linear region)が観察される(Wainwright ら, 1982)。リニアリージョンにおける腱の変形は原線維の伸張によるとされ(Hooley ら, 1980)、この領域における腱の力学的特性は、原線維の材料特性を反映していると考えられる。腱の弾性特性の指標として用いられるスティフネスやヤング率は、通常、このリニアリージョンで測定される。Ker (1981) は、ヒツジの足底筋の外部腱を対象として、ロコモーション中と同程度の長さ変化速度(0.22 Hz から 11 Hz)を用いて、その力学的特性を調べた。その結果、ヤング率はおよそ 1.65 GPa であり、変形速度の影響はなかったとしている。また、Bennett ら (1986) や Pollock と Shadwick (1994) は、腱のヤング率やスティフネスに、種や筋による差がないことを報告している。

リニアリージョンを超えて腱を伸張すると、腱に塑性変形が生じ、さらに伸張を続けると破断が生じる。この時腱にかかる負荷(最大引張強度)は、腱の力学的特性の指標の一つである。Elliot

(1965)は、哺乳類の外部腱の最大引張強度には 20-140 MPa の幅があると報告している。また、**Bennett ら (1986)**は、10 種の哺乳類の脚および尾の外部腱の引っ張りテストを行い、最大引張強度は 90-107 MPa の範囲であり、平均ではおよそ 100 MPa であると報告している。

ヒトの腱の弾性特性は、主に屍体の外部腱を対象として調べられてきた (**Benedict ら, 1968; Blanton と Biggs, 1970; Hubbard と Soutas-Little, 1984; Rack と Ross, 1984; Noyes ら, 1984; Blevins ら 1994; Loren と Lieber, 1995; Haut と Haut, 1997**)。しかしながら、1990 年代半ばになると、超音波法による生体内組織画像化技術の進歩を背景として、ヒトの腱の長さ変化を、生体内で測定する試みが行われるようになった。その先駆けとして、**Fukashiro ら (1995)**は等尺性足関節背屈トルク発揮時の前脛骨筋の腱の伸張を測定した。彼らは、前脛骨筋の筋束と腱膜の交点の移動を腱の伸張とみなし、力の増加に伴う腱の伸張を定量した (**図 1-4**)。その結果、ヒト生体においても、動物あるいはヒトの屍体と同様に、腱が非線形の長さ-力特性を有することが明らかとなった。この **Fukashiro ら (1995)**の報告以降、同様の方法を用いて、ヒト生体における腱の力学的特性を明らかにする試みが本格化する。例えば、**Ito ら (1998)**は、**Fukashiro ら (1995)**と同様の手法に加え、超音波法による腱横断面積の測定を行い、前脛骨筋のヤング率として、530 MPa という値を報告している。また、下腿三頭筋の遠位腱 (**Magnusson ら, 2001: 最大ストレイン 4.4 - 5.6 %**, 最大ストレス 41.6 ± 3.9 MPa, ヤング率 1048-1474 MPa)、腓腹筋内側頭 (**Kubo ら, 2002: ヤング率 280 MPa**, コンプライアンス $4.5 \pm 1.1 \times 10^{-2}$ mm/N)、外側広筋の腱 (外部腱-腱膜複合体) (**Bojsen-Møller ら, 2003: コンプライアンス $0.31 \pm 0.07 \times 10^{-2}$ mm/N**)、膝蓋腱 (**Hansen ら, 2006: ヤング率 1.09 GPa**, スティフネス 4334~4273 N/mm)についても同様の手法を用いて、弾性特性が調べられている。

粘性に関する研究

腱は弾性ととも粘性も有する。このため、腱を伸張させた後に短縮させた際に、腱の長さを横軸に、力を縦軸にとり、両者の関係をプロットすると、時計回りのループ (ヒステリシスループ) が描かれる (**図 1-5**)。このことは、伸張によって腱に蓄積された弾性エネルギーの一部が散逸する

(energy dissipation)ことを示している。通常、ヒステリシスは、伸張時の長さ-力曲線以下の面積に対する、ループで囲まれた部分の面積の比率(%)として定量される。これまでの動物の腱を対象とした研究(Ker, 1981; Wang ら, 1995; Bennett ら, 1986; Pollock と Shadwick, 1994)で報告されているヒステリシスの値は3-20%であり、種差や筋間差はないとされている(Bennett ら, 1986; Pollock と Shadwick, 1994)。また、ヒトの腱についても粘性を有することが確認されており、例えば、腓腹筋内側頭(Kubo ら, 2002)および前脛骨筋(Maganaris と Paul, 2000a)の腱のヒステリシスとして、それぞれ $22.2 \pm 8.8\%$ および $19 \pm 3\%$ という値が報告されている。

腱膜と外部腱の弾性特性の比較(表1-2)

羽状筋には、外部腱に加え、筋の内部に存在し筋線維が付着する腱膜が存在する(Zajac, 1989)。1980年代の後半以降、動物の腱膜の弾性特性に関する研究が実施されるようになるが、それらは、主に外部腱との比較や腱膜内の部位差という観点で行われてきた。

動物を対象とした報告の多くは、腱膜は外部腱と比較してスティフネスが低いとしている。例えば、ラットの腓腹筋内側頭の近位腱膜とアキレス腱(遠位外部腱)の長さ-力関係を調べた Huijing と Ettema (1988/89)の結果によると、腱膜のスティフネスは外部腱のそれよりも低い。また、Lieber ら (1991)は、カエルの半腱様筋の外部腱、骨腱移行部および腱膜それぞれの弾性特性を調べ、最大等尺性筋活動時と同等の張力(P0)が得られるまで受動伸張を行った際の外部腱のスティフネスは、腱膜のそれのおよそ4倍であったと報告している。さらに Kawakami と Lieber (2000)も、カエルの半腱様筋を対象とした研究において、筋腱複合体内の主要な直列弾性要素は腱膜にあるという結果を得ている。

上記の報告に対し、Scott と Loeb (1995)は、等尺性筋活動時(筋腱複合体長を一定に保った状態での筋活動時)のネコのヒラメ筋の腱膜と外部腱の長さを測定し、腱膜のスティフネスと外部腱のスティフネスに差はなかったと報告している。また、Trestik と Lieber (1993)は、Lieber ら (1991)と同様の方法を用いて、カエルの腓腹筋筋腱複合体の各要素の長さ変化を観察した。その結果、外部腱から最も遠い腱膜部に限り、ストレイン 6%と他の部位よりも大きな値を示すものの、腱膜の

大部分と外部腱のストレインに差はなく、その値は 2%であった。なお、腱膜内の部位差に関して、**Zuurbier ら (1994)** は、腱膜の伸張は部位によって非一様であり、スラック長から至適長+ 4 mm に至るまでの受動伸張における腱膜の伸張は、全体で 14.3%であり、近位部では 9.8%、中央部では 3-5%、遠位部では 52.3%であったとしている。

腱膜と外部腱の弾性特性の違いについては、ヒトに関しても検討されているが、報告間で異なる結果が得られている。**Maganaris と Paul (2000b)** は、前脛骨筋を対象として、電気刺激による等尺性足関節背屈トルク発揮時の外部腱および腱膜の長さ変化を超音波法によって観察した。彼らは、随意最大努力の場合と同レベルまでトルクを増加させた際の、腱膜のストレインは 7%、外部腱のそれは 2.5%であり、外部腱のストレインは腱膜の 61~64%であったと報告している。これに対して、**Muramatsu ら (2001)** は、腓腹筋内側頭の遠位腱のうち、遠位筋腱移行部からアキレス腱の停止部までを外部腱、それよりも近位部を腱膜と定義し、両者の弾性特性の違いを検討している。彼らは、随意最大努力での等尺性足関節底屈トルク発揮時の腓腹筋内側頭の外部腱と腱膜のストレインは、 $5.1 \pm 1.1\%$ と $5.9 \pm 1.6\%$ で差がないという結果を得ている。また、**Magnusson ら (2001)** は、下腿三頭筋の遠位腱を対象として、力学的特性の部位差(遠位部:アキレス腱+腱膜遠位部 vs.近位部:腱膜近位部)を検討し、近位部(467 N/mm)と遠位部(494 N/mm)のスティフネスには差がないことを明らかにしている。一方で、**Magnusson ら (2003)** は、下腿三頭筋の遠位腱を筋束が付着しない最遠位部分(Free tendon)と、それよりも近位の腱膜部とに分けて観察した場合には、腱膜のストレイン($1.4 \pm 0.4\%$)よりも Free tendon のストレイン($8.0 \pm 1.2\%$)の方が大きいことを観察している。この結果から、彼らは、腱膜の役割は弾性エネルギーの蓄積ではなく、筋張力の伝達にあると考察している。

上記のように報告間で見解が異なる理由のひとつに筋の違いが考えられる。この点について、**Kubo ら (2005)** は、等尺性関節トルク発揮の外部腱と腱膜のストレインを、腓腹筋内側頭と外側広筋で比較した。その結果、腓腹筋においては腱膜のストレイン($2.7 \pm 1.4\%$)が外部腱のそれ($5.9 \pm 1.4\%$)よりも大きい、外側広筋においては腱膜($12.1 \pm 2.8\%$)の方が外部腱($8.3 \pm 2.4\%$)よりもストレインが大きいことを観察し、外部腱と腱膜の特性の違いには、筋間差があると結論づけている。

等尺性関節トルク発揮時の腱長変化に関する上記の報告に対して、**Muraoka ら (2002)** は受動的な足関節角度変化時の腓腹筋内側頭の外部腱と腱膜の長さ変化を観察している。その結果として、足関節底屈 23 度(スラック長)から背屈 7 度までの受動的関節角度変化における腱膜 ($2.1 \pm 1.1\%$) と外部腱 ($2.4 \pm 1.0\%$) のストレインに差がなく、スラック長から 36 度底屈位までの受動的関節角度変化におけるストレインは、外部腱が $-3.5 \pm 1.6\%$ 、腱膜が $-1.8 \pm 1.1\%$ で、外部腱の方が有意に大きいことを報告している。

以上のように、腱膜の弾性特性に関する先行研究の結果は、外部腱よりもスティフネスが低い、外部腱と差がない、あるいは外部腱よりもスティフネスが高いと様々であり、共通の見解は得られていない。

筋活動が腱膜の弾性特性に及ぼす影響

腱膜の弾性特性については、筋活動の状態(筋活動の有無、筋活動様式)の影響に関する報告もなされている。

Huijing と Ettema (1988/89) は、ラットの腓腹筋内側頭の腱膜およびアキレス腱の長さ-力関係を、受動伸張条件と等尺性(筋腱複合体長一定)の筋活動条件で比較した。その結果、腱膜の長さ-力特性は受動伸張と等尺性筋活動とで異なり、等尺性筋活動時の方が、受動伸張時よりも同一張力に対する腱膜長が著しく短いことを明らかにしている(図 1-6 上段)。なお、彼らは、腱膜ほどではないものの、外部腱においても、等尺性筋活動時と受動伸張時で長さ-力関係が異なることを認めている。さらに彼らは、腱膜の長さ-力関係に対する筋活動様式(等尺性筋活動、短縮性筋活動、および伸張性筋活動)の影響を検討している。それによると、等尺性筋活動と短縮性筋活動では腱膜の長さ-力特性に差はない(図 1-6 中段)が、伸張性筋活動においては等尺性筋活動および短縮性筋活動と比較して同一張力に対する腱膜長がわずかに長い(図 1-6 下段)。

腱膜の長さ-力関係に対する筋活動の有無の影響は、他の筋や動物についても確認されており、**Ettema と Huijing (1989)** はラットの長指伸筋、**Zuurbier ら (1994)** はラットの腓腹筋、また **Lieber ら (2000)** はカエルの半腱様筋を対象とした実験を行い、同様の結果を得ている。このよう

に筋活動によって腱膜のスティフネスが増加する要因として、**Zuurbier ら (1994)** は、筋内の張力分布が非一様であることによる可能性を指摘している。また、彼らは筋活動条件と受動伸張条件における腱膜長の違いは、筋活動により腱膜がロックされることに起因するという考えも示している(図1-7)。また **Lieber ら (2000)** も、筋活動時には筋線維によって腱膜が固定(anchor)されるのではないかと推察している。

以上のように、動物に関しては、同一張力に対する腱膜長は、受動条件よりも筋活動時の方が短いという点で、一致した見解が得られており、筋活動時にもその活動様式によって長さとの関係が変化する可能性が示されている。しかしながら、ヒトの腱に関して、筋活動の有無や筋活動様式ごとに腱膜の長さとの関係を観察した報告は存在しない。

腱膜の横ひずみ

ここまでに取り上げた先行研究は、腱の長軸方向への長さ変化を観察したものである。しかしながら、腱膜は幅をもったシート状の形状をなしており、先行研究では筋活動や筋長変化に伴う腱膜の横方向へのひずみも報告されている。例えば、**Scott と Loeb (1995)** は、ネコのヒラメ筋を対象として、等尺性筋活動および筋長変化に伴う腱膜の幅の変化を調べ、いずれの場合にも筋束の短縮に伴い腱膜の幅が増加することを明らかにしている。また、**van Bavel ら (1996)** は、ラットの腓腹筋を対象に受動伸張時の腱膜の横方向のひずみを観察し、ストレインはおおよそ 6%であることを報告している。さらに **van Donkelaar ら (1999)** も、ラットの腓腹筋を対象として、等尺性筋活動時の腱膜の横ひずみを測定し、腱膜の横ひずみの大きさは、筋長に依存すること(L0 の時 $6.1 \pm 4.5\%$)、および筋の横ひずみと相関関係があるが、腱膜の横ひずみの方が2倍大きいという結果を得ている。

一方、**Maganaris ら (2001)** は、ヒトの前脛骨筋を対象として、等尺性足関節背屈トルク発揮に伴う中間腱膜の幅の変化を超音波法を用いて観察し、腱膜の末端(7%)よりも中央部(21%)で広がりが大きいことを報告している。また、**Muraoka ら (2003)** も、ヒトの前脛骨筋の中間腱膜を対象として、等尺性関節トルク発揮および筋長変化に伴う腱膜の幅の変化を観察している。彼らは、腱膜の幅

とともに筋束長の測定も行い、腱膜の幅と筋束長との間に負の相関関係を、腱膜の幅と筋束長変化から推定した筋線維の直径との間に正の相関関係を認めている。

以上のように、筋活動や筋長変化に伴い腱膜の幅が変化することについては、一致した見解が得られている。これらの研究のいくつかは、筋線維の短縮に伴う直径の増加によって、腱膜が横方向へ広げられるというメカニズムを提案している。

運動中の腱の動態

1980年代末から、sonomicrometryなどの手法を使用して、動物のロコモーション中の腱の動態を観察する試みがなされている。また、2000年以降、超音波法を用いて、ヒトの身体運動中の腱の長さ変化を観察する試みもなされている。これらの報告では、筋線維あるいは筋束の長さ変化を測定し、これらと筋腱複合体の長さ変化との差から腱の長さ変化を推定するという方法が用いられている。

Hofferら(1989)はネコの腓腹筋を対象として、トレッドミル歩行中の筋腱複合体長変化と圧電クリスタルによって測定した筋紡錘長(筋束長)の変化とを比較した(図1-8)。その結果、接地局面での筋腱複合体伸張時に筋束は短縮し続けることや、離地後の筋腱複合体長変化時に、筋束はほぼ一定の長さを保ったままであることが明らかとなった。彼らは、この筋腱複合体と筋束の長さ変化の不一致は、筋形状(architecture of medial gastrocnemius muscle)および筋束に直列につながる長い腱の伸展性によるものと考察している。同様の知見は、ネコの歩行や速歩においても観察されている(**Griffiths, 1991**)。また**Robertsら(1997)**は、ターキーの走行における腓腹筋外側頭の筋束長変化を測定し、腱に装着したフォーストランスデューサーで測定した張力と組み合わせることで、筋および腱の仕事の定量を行った。彼らは、走行中の筋束長変化はわずかであり、接地中の仕事の60%は腱によるものであると報告している(図1-9)。**Biewenerら(1998)**も、ワラビーのホッピング動作を対象として同様の実験を行い、ホッピングスピードの増加に伴い、腱の弾性エネルギー蓄積が増加し、筋腱複合体の短縮仕事への腱の貢献は、92-97%(筋の短縮仕事のおよそ20倍)に及ぶことを明らかにしている。

一方、ヒトの身体運動中の腱長変化は、超音波法によって観察される筋束長変化と、関節角度変化から推定される筋腱複合体長変化との差として推定されている(図1-10)。Kawakami ら(2002)は、足関節における反動動作中の腓腹筋内側頭の筋束を観察し、反動動作の背屈局面において筋腱複合体は伸張するものの、筋束は等尺性筋活動によって力を発揮していることを明らかにした。彼らは、このことから、背屈局面において腱が伸張される際に蓄積した弾性エネルギーを、底屈局面で解放することで、反動動作における高いパワー発揮が可能となっていると考察している。また Kurokawa ら(2001; 2003)も、垂直跳び(スクワットジャンプおよびカウンタームーブメントジャンプ)における腓腹筋の筋束長変化を観察し、腱が伸張-短縮することで筋腱複合体の仕事に貢献することを報告している。このように動作中の筋腱複合体長変化の大部分が腱の弾性変形によるものであるという知見は、歩行や走行においても確認されている(Fukunaga ら, 2001(図1-10); Ishikawa ら, 2005; Ishikawa ら, 2007)。

筋腱複合体長変化に対する腱長変化の割合は、動作の負荷が大きくなるほど増加することが報告されている。例えば、Kubo ら(2000a)は、遅い動作(0.3 Hz)と速い動作(1.0 Hz)での連続足関節底背屈動作における腓腹筋内側頭の筋束の動態を観察した。その結果によると、遅い動作においては、筋束は底屈局面を通して短縮し続けるのに対し、速い動作の底屈局面初期には筋束長は一定であり、腱が短縮することで筋腱複合体の短縮が生じる。彼らは、腱長変化と逆動力学的手法によって推定した腱張力から、底屈局面における筋腱複合体の仕事に占める腱の仕事の割合は、遅い動作では 20.5%、速い動作では 42.5%であったと報告している。また、Finni ら(2003)や Ishikawa ら(2003)は、スレッジ(滑り台)装置を用いた跳躍動作において、強度(反動負荷や跳躍高)が高くなるにつれて、接地時の筋束長変化が減少し、腱長変化が増加するという結果を得ている。このことから彼らは、強度の増加に伴い、腱の弾性的な跳ね返りが増加すると結論づけている。さらに Ishikawa ら(2007)は、歩行および走行時の腓腹筋内側頭の筋束と腱の長さ変化を測定し、歩行では、片脚立脚期の終わりまで筋束と腱がゆっくりと伸張されるが、走行の接地時には、筋腱複合体が伸張される局面においても、筋束は短縮し、腱が伸張されることを明らかにした。彼らは、この結果から、走行においては、歩行よりも腱の弾性的な跳ね返りが大きいとしている。

以上のように、種や筋によらず、ロコモーション中に腱が伸張-短縮することで筋腱複合体長変化の一部あるいは大部分を担うことが報告されている。また、その際、腱が弾性エネルギーの蓄積・解放によって、筋腱複合体の仕事のかなりの部分を担うと考えられている。腱の仕事の定量を試みた研究では、筋腱複合体の短縮仕事のうち腱が担う仕事は、動物では60%あるいは97% (Roberts ら, 1997; Biewener ら, 1998)、ヒトでは42.5% (Kubo ら, 2000a)といった値が報告されている。

一方、Herzog (2007) は、Roberts ら (1997) のターキーの走行データを検討し直し、動作中の腱膜の長さ-力曲線が弾性体には観察され得ない、ヒステリシスとは逆回りのループ(反時計回りのループ)を描くことを指摘している(図1-11)。また彼は、ネコの走行を対象とした実験を行い、Roberts ら (1997) のターキーの場合と同様に、走行中の腱膜の長さ変化と腱張力の関係を示す曲線が反時計回りのループを描くことを示している(図1-12)。これらの知見は、身体運動のメカニズムを検討する際に、腱の動態や機能的役割を、弾性特性あるいは動作中の長さ変化のみから考察することができない可能性があることを示唆している。

先行研究のまとめと課題

先行研究の知見から、身体運動中の腱長変化が、筋腱複合体の長さ変化や出力に大きく関与していることは明らかである。しかしながら、動物を対象とした報告においては、腱長と腱張力の関係が、筋活動の有無や筋活動様式などによって変化することが確認されている。このことは、身体運動における腱の動態や機能的役割を、等尺性関節トルク発揮における腱長と腱張力の関係のみから考察することが困難であることを示唆している。しかしながら、これまでのヒトの腱の弾性特性に関する報告は、等尺性関節トルク発揮時の腱長と腱張力の関係に基づくものに限られ、筋活動の有無や筋活動様式ごとに腱の動態を観察した例はない。また、近年では、ヒトの身体運動中の腱長変化に関する報告は多数あるものの、腱の長さ変化を腱張力との対応という観点から検討したものはなく、身体運動中に、腱が弾性体として、腱張力に対応した長さ変化(弾性変形)をしているかについては十分に検討されていない。

また、羽状筋の腱膜は外部腱同様に弾性を有するとされるが、外部腱と腱膜の力学的特性を比較した報告間では一致した見解が得られておらず、且つ、ヒト生体において、動的関節トルク発揮時の腱膜の動態を観察した報告はない。そのため、今のところ身体運動における腱膜の機能的役割についての結論は得られていない。

本論文の目的と構成

本論文は、ヒトの腓腹筋内側頭の腱を対象として、動的な関節トルク発揮時の腱張力変化に対する腱の長さ変化を観察し、身体運動における腱の動態および機能的役割を検討することを目的とする。この目的を達成するために、次の3つの実験を行った。第1の実験においては、身体運動中の腱の動態を明らかにするために、足関節のみを用いた跳躍動作を対象として、動作中の腓腹筋内側頭の腱長と腱張力の関係を明らかにした。第2の実験においては、腓腹筋内側頭の腱を外部腱と腱膜に分けて観察し、等尺性、短縮性、伸張性足関節トルク発揮、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮(伸張性足関節底屈トルク発揮から短縮性足関節底屈トルク発揮へ移行する動作)中の、各組織の長さ変化と腱張力の関係を明らかにした。

また、以上の実験においては、随意による関節トルク発揮を用いたが、特に、動的な関節トルク発揮においては、関節動作中に筋の活動レベルが大きく変化する可能性が考えられる。そのため、第3の実験として、一定強度での電気刺激によって腓腹筋内側頭を活動させ、短縮性および伸張性足関節底屈トルク発揮、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行った際の、腓腹筋内側頭外部腱の長さ-腱張力関係を観察した。

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 足関節を用いた跳躍動作における腓腹筋内側頭の腱の動態

スレッジ装置を用いて足関節のみによる反動動作なしの跳躍、反動動作ありの跳躍、およびリバウンドジャンプを行った。この際の腓腹筋内側頭の腱の動態を、超音波法を用いて観察し、逆動力学的手法によって得られた腱張力との対応から、身体動作中の腱長と腱張力の関係を検討した。

第3章 随意動的足関節底屈トルク発揮時の腓腹筋内側頭外部腱および腱膜の動態

等速性筋力計を使用し、随意最大努力および最大下努力での等尺性、短縮性および伸張性足関節底屈トルク発揮、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行った。この際の腓腹筋内側頭の外部腱と腱膜の長さ変化を超音波法によって観察し、各条件において、腱張力の変化に対して各組織長がどのように変化するかを検討した。

第4章 単一筋電気刺激による動的足関節底屈トルク発揮時の腓腹筋内側頭外部腱の動態

一定強度での電気刺激によって腓腹筋内側頭のみを活動させ、等速性筋力計での短縮性および伸張性足関節底屈トルク発揮、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行った。この際の外部腱の長さ変化を超音波法によって観察し、外部腱長と腱張力の関係を検討した。また、これらの結果と、受動的関節動作における外部腱長と腱張力の関係を比較した。

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、以下の点に関する考察を行った。

- 1) 関節動作中の腱の動態
- 2) 外部腱と腱膜の機能的役割
- 3) 身体運動のパフォーマンスと腱の力学的特性

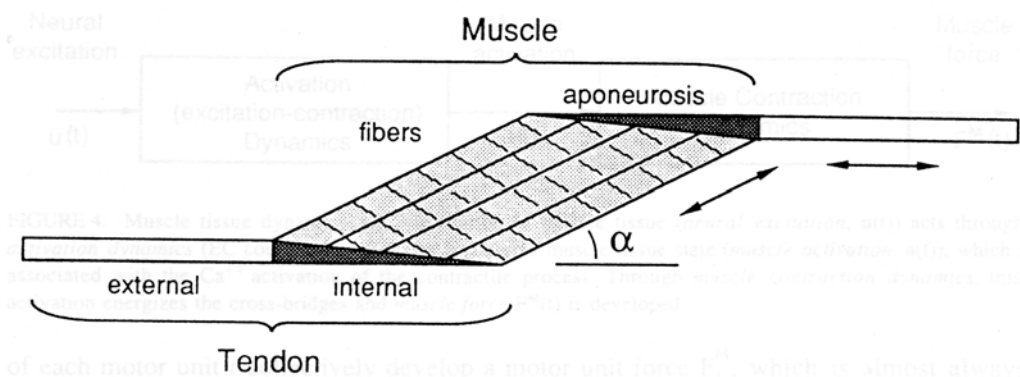


図1-1 羽状筋の簡易モデル(Zajac 1989)。

羽状筋の腱は、外部腱 (external) と内部腱 (internal) から成る。このうち内部腱は腱膜 (aponeurosis) と呼ばれ、筋線維 (fibers) が斜めに付着する。腱膜と筋線維がなす角度 (α) を羽状角と呼ぶ。

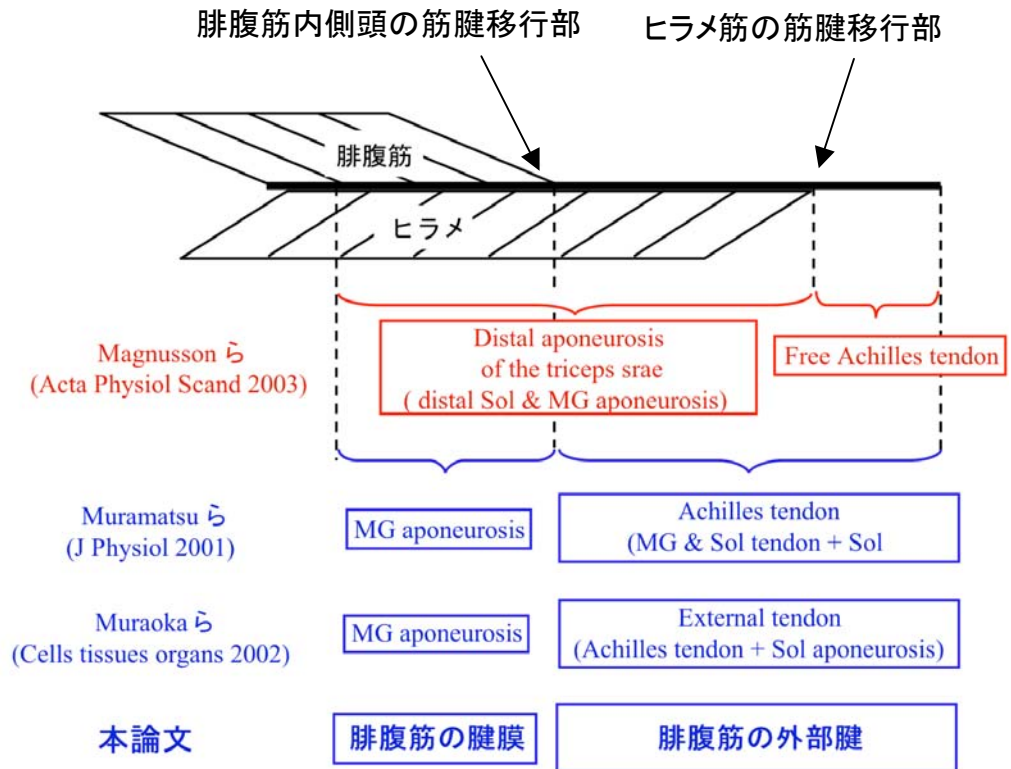


図1-2 腓腹筋内側頭(もしくは下腿三頭筋)の腱の各部位を表す用語。

本研究の第3章および第4章では、Muraokaら(2002)と同じく、腓腹筋内側頭筋腱移行部よりも遠位を腓腹筋内側頭の外部腱、それよりも近位を腓腹筋内側頭の腱膜とし定義した。本研究で外部腱と定義した部分には、ヒラメ筋腱膜と共通の部分がある。この部分はシート状の形状をなし、ヒラメ筋の筋線維が付着する。

表1-1 腱の力学的特性に関する主な先行研究

著者	発表年	人間/動物	対象筋	ヤング率	ステイフネス or コンプライアンス	ストレイン	最大強度	ヒステリシス	備考
Ker	1981	動物	ヒツジの足底筋	1.65 GPa				7%	速度(0.22-11 Hz)
Bennettら	1986	動物	10種類の哺乳類の脚および尾	1.5 GPa (1.25-1.65 GPa)			100 MPa (90-107 MPa)	6-11%	種差、部位差、速度依存性なし
FollockとShadwick	1994	動物	18種類の四足動物の指屈筋、足関節伸屈筋および指伸筋	1.24 ± 0.23 GPa (0.9-1.8 GPa)				9.3 +/- 5.0% (3-20%)	種差、筋間差なし
Elliot	1965	動物	哺乳類の外部腱				20-140 MPa		
Lieberら	1991	動物	カエルの半腱様筋	0.188 GPa					
Wangら	1995	動物	ワラビーの尾						ヒステリシスは70 Hzまで変化しない
Benedictら	1968	ヒト屍体	指伸筋および指屈筋	211000-148500 psi (1.46-1.02 GPa)			伸筋: 13392 psi (8159-20900 psi) 92 MPa (56-144 MPa) 屈筋: 10944 psi (7450-14700 psi) 75 MPa (51-101 MPa)		extensorの方がflexorより20%強い。 ヤング率に差はない。
Noyesら	1984	ヒト屍体	膝蓋腱	306 ± 59 MPa 361 ± 34 MPa	685 ± 88 N/mm 651 ± 85 N/mm		58.3 ± 6.1 MPa 56.7 ± 4.4 MPa		中央部(上段) 内側部(下段)
Blevinsら	1994	ヒト屍体	膝蓋腱	302 ± 83 MPa 310 ± 85 MPa	603 ± 182 N/mm 519 ± 156 N/mm		35.9 ± 10.9 MPa 37.1 ± 11.8 MPa		tensile strengthと modulusは 10(上段)と100(下段) %/secの範囲では変わらない
Louis-Ugboら	2004	ヒト屍体	アキレス腱	559 MPa			1189N		横断面積105 mm ²
Fukashiroら	1995	ヒト生体	前脛骨筋		力と長さの関係は、 $\Delta F = c \Delta l^2$ ($c = 148.2, 24$) Fは張力(N) lは腱長(mm)				
Itoら	1998	ヒト生体	前脛骨筋(外部腱+腱膜)	530 MPa					
Kuboら	2002	ヒト生体	腓腹筋内側頭(外部腱+腱膜)	280 MPa	4.5 +/- 1.1 x 10 ⁻² mm ² /N			22 ± 8.8%	
Rosagerら	2002	ヒト生体	下腿三頭筋腱-腱膜	runners: 728 ± 119 MPa non-runners: 1017 ± 159 MPa	runners: 306 ± 61 N/mm non-runners: 319 ± 42 N/mm				runners: 26.3 ± 5.1 MPa non-runners: 38.2 ± 9.8 MPa
Bojsen-Mollerら	2003	ヒト生体	外側広筋(外部腱+腱膜)		0.31 ± 0.07 x 10 ² mm ² /N (0.04-0.23 x 10 ² mm ² /N)				
Kuboら	2005	ヒト生体	腓腹筋内側頭の外部腱 膝蓋腱						5.9 +/- 1.4% 8.3 +/- 2.4%
Hansenら	2006	ヒト生体	膝蓋腱	1.09 GPa	4334 N/mm, 4273 N/mm				6.9% 6.8%

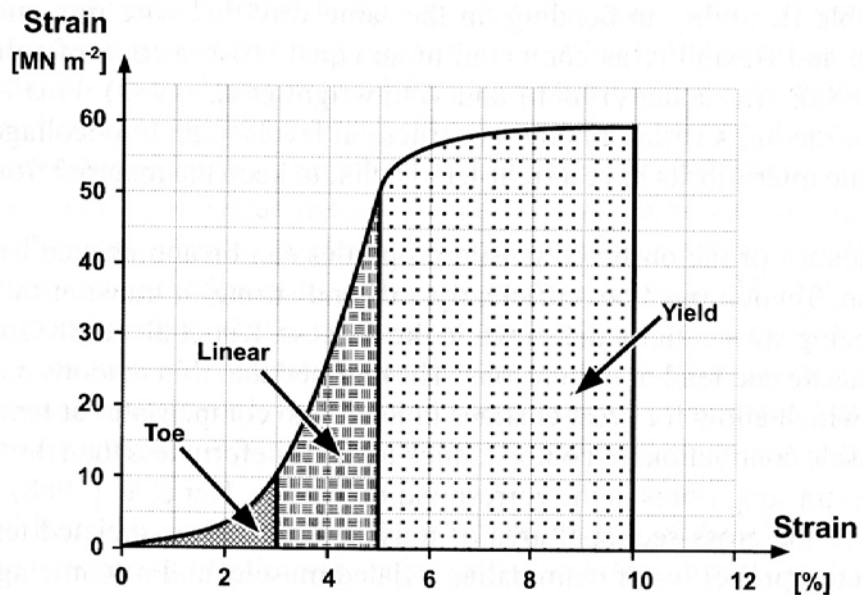


図1-3 腱の長さ-力関係(Herzog 2007 p. 153)

腱のストレス-ストレイン関係(負荷-伸張関係)は大きく3つの領域に分けられる。伸張初期のわずかな負荷の増加に対して大きな伸張が起こる領域はToe regionと呼ばれる。Toe regionは通常ストレイン2-3%程度までである。Toe regionに続く、線形の領域はLinear regionと呼ばれる。Linear regionはおよそ4-5%ストレインに至るまで続く。Linear regionを超えて伸張が起こると、腱に破断(塑性変形)が生じる(Yield)。

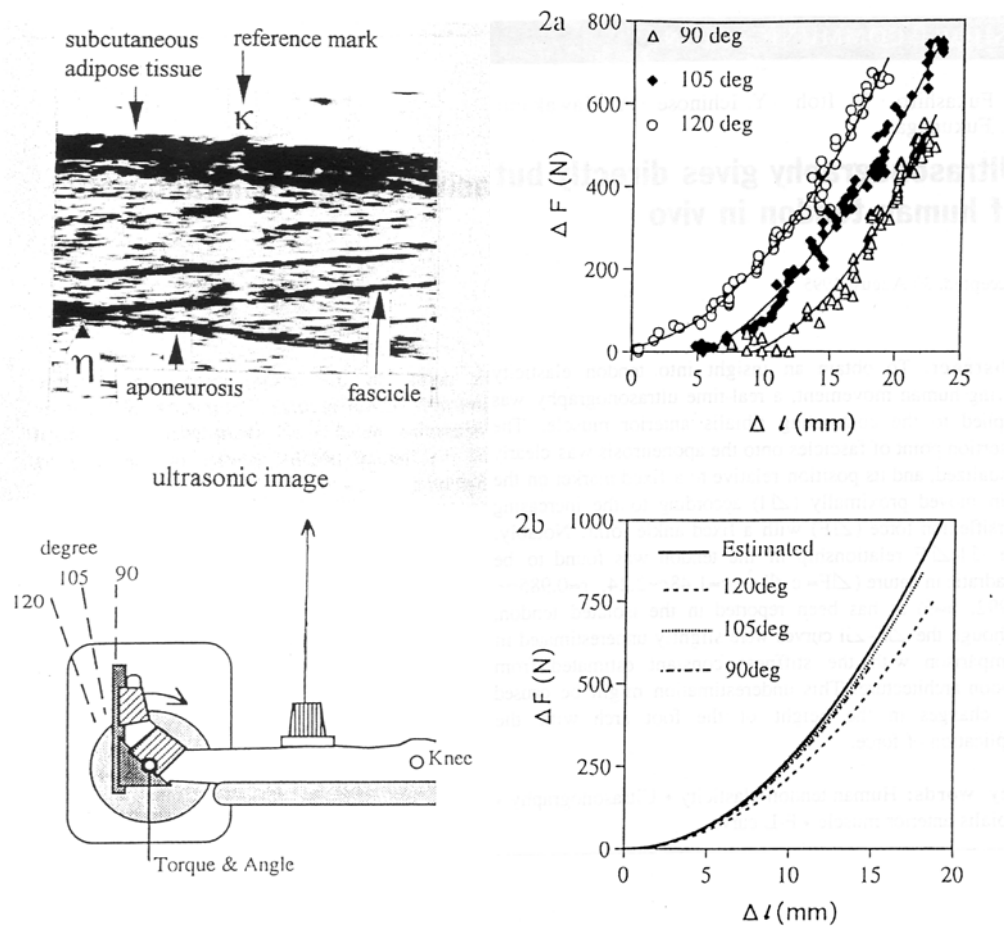


図1-4 Bモード超音波法を用いたヒト生体における腱伸張の測定 (Fukashiroら, 1995)。

等尺性足関節背屈トルク発揮に伴う筋束と腱の交点(η)の移動を腱の伸張(Δl)として測定し、腱張力変化(ΔF)は、足関節背屈トルクをモーメントアームで除して推定する。腱伸張-腱張力変化関係は非線形となることが分かる。また、その関係は関節角度の影響を受けない。

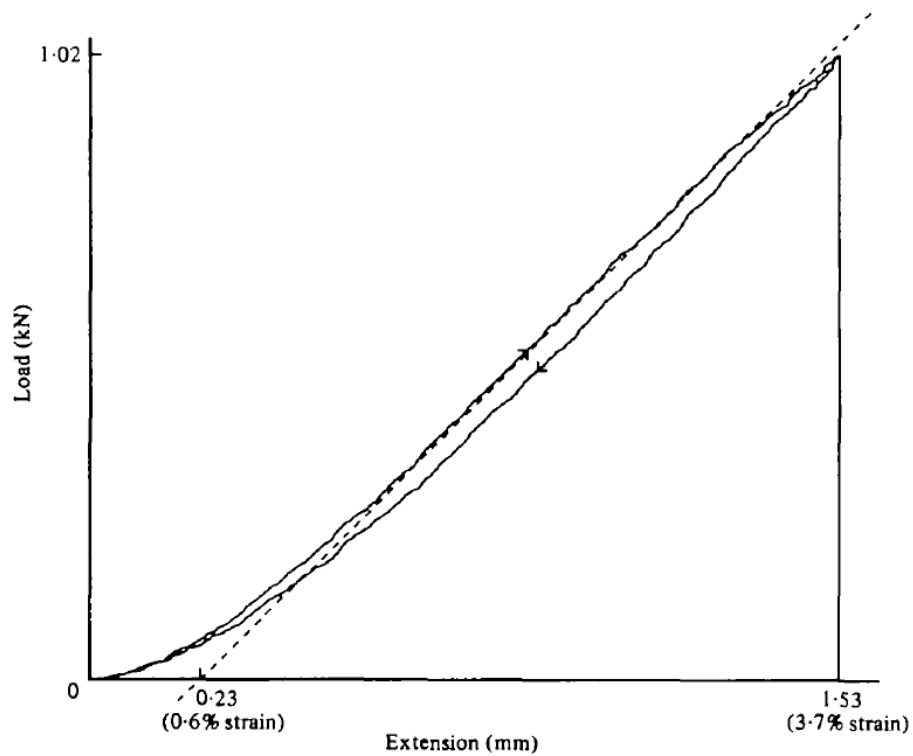


図1-5 ヒステリシスループ(Ker 1981)。

腱は粘弾性体であり、伸張-短縮というサイクルにおいて、短縮局面での腱長は、同一張力における伸張局面での腱長よりも長くなる。このようなループはヒステリシスループと呼ばれる。ヒステリシスは一般に、伸張局面での長さ-力曲線以下の面積に対する、ループ内の面積の割合(%)によって定量される。

表1-2 外部腱と腱膜の比較に関する主な先行研究

著者	発表年	種	筋	方法	外部腱	腱膜	備考
Lieber ⁵	1991	カエル	半腱様筋	P0までの受動伸張	ステイプネスは腱膜の4倍	ストレイン2% (外部腱からもっとも薄い部位のみ6%)	
TrestikとLieber	1993	カエル	腓腹筋	P0までの受動伸張	ストレイン2%	全体で14.3%、近位部は9.8%、中央部3-5%、遠位部52.3%	腱膜の部位差に関する報告。
Zuurbier ⁵	1994	ラット	腓腹筋(近位腱膜)	スラック→L0+4mmまで伸張	なし		
ScottとLoeb	1995	ネコ	ヒラメ筋	等尺性筋活動	ステイプネスは腱膜と差はない		
KawakamiとLieber	2000	カエル	半腱様筋	等尺性筋活動(クランプ位置を変えて、サルコメアの短縮量に対する外部腱、腱膜の影響を検討)		腱膜が主な直列弾性要素	
MaganarisとPaul	1999	ヒト	前脛骨筋	等尺性筋活動(電気刺激)	ストレイン2.5+/-0.4%	ストレイン7+/-1.3%	
MaganarisとPaul	2000	ヒト	前脛骨筋	等尺性筋活動	3.1 +/- 0.2%	ストレイン6.5 +/- 0.6% 遠位部: 3.5 +/- 0.3% 近位部: 9.2 +/- 1%	
Muramatsu ⁵	2001	ヒト	腓腹筋内側頭	等尺性筋活動	6%	6%	
Magnusson ⁵	2001	ヒト	下腿三頭筋	等尺性筋活動	外部腱+腱膜遠位部 ステイプネス: 494 N/mm ストレイン: 4.4-5.6% ストレス: 41.6 +/- 3.9 MPa ヤング率: 1048-1474 MPa	腱膜近位部: 467 N/mm	
Magnusson ⁵	2003	ヒト	下腿三頭筋	等尺性筋活動	ストレイン8.0 +/- 1.2%	ストレイン1.4 +/- 0.4%	
Kubo ⁵	2005	ヒト	腓腹筋内側頭	等尺性筋活動	ストレイン5.9 +/- 1.4%	ストレイン2.7 +/- 1.4%	
			外側広筋	等尺性筋活動	ストレイン(ハテラ)8.3 +/- 2.4%	ストレイン12.1 +/- 2.8%	
Arampatzis ⁵	2005	ヒト	腓腹筋内側頭	等尺性筋活動	ストレイン4.79 +/- 1.85%	ストレイン5.12 +/- 2.07%	
Muraoka ⁵	2002	ヒト	腓腹筋内側頭	受動伸張	ストレイン2.4%	ストレイン2.1%	スラックになると外部腱長変化の方が大きい

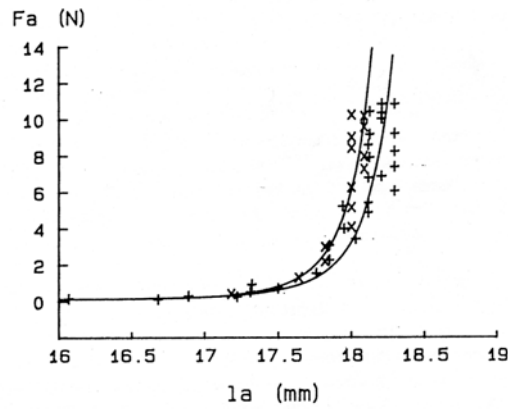
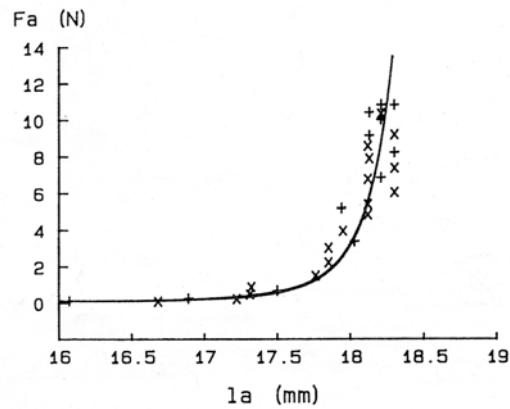
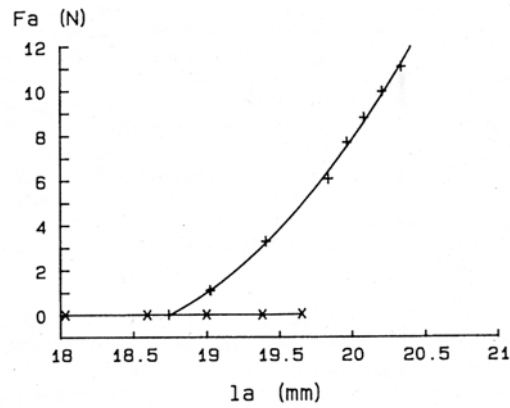


図1-6 筋活動の有無および筋活動様式が腱膜の長さ-力関係に及ぼす影響(HuijingとEttema, 1988/89)。

受動伸張時(x)よりも筋活動時(+)の方が、同一腱膜長に対する張力が大きい(上段)。また、等尺性筋活動(+)と短縮性筋活動(x)の長さ-力関係に差は認められないが(中段)、これら(x)と伸張性筋活動(+)の間には差が認められる(下段)。

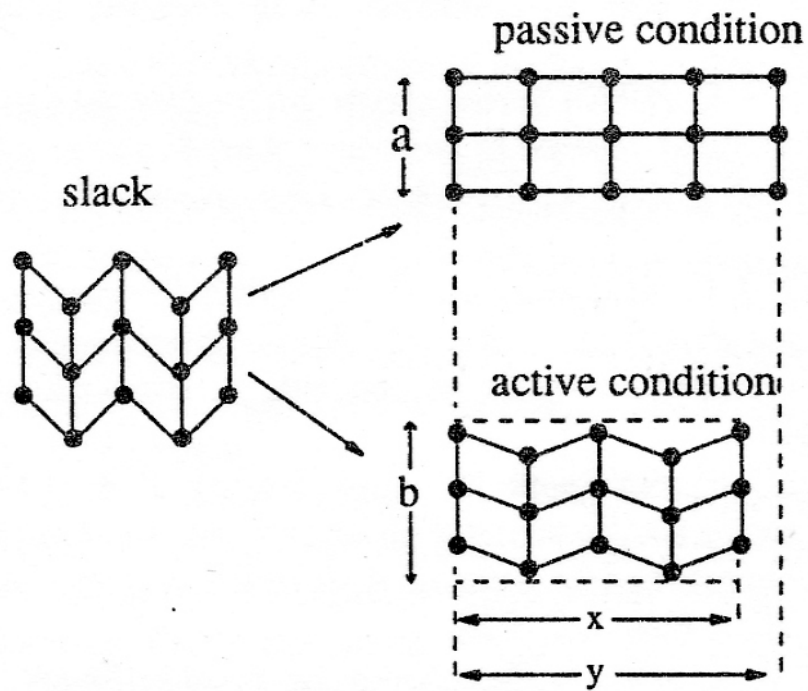


図1-7 Zuurbierら(1994)が提案する、筋活動による腱膜のステイフネス増加のメカニズム。

図中の●は筋線維が付着するポイント。筋活動により、腱膜が固定(lock)されるため、同一張力において、筋活動時(active condition)の方が安静時(passive condition)よりも幅が広く($b > a$)、短い($x < y$)腱膜となる。

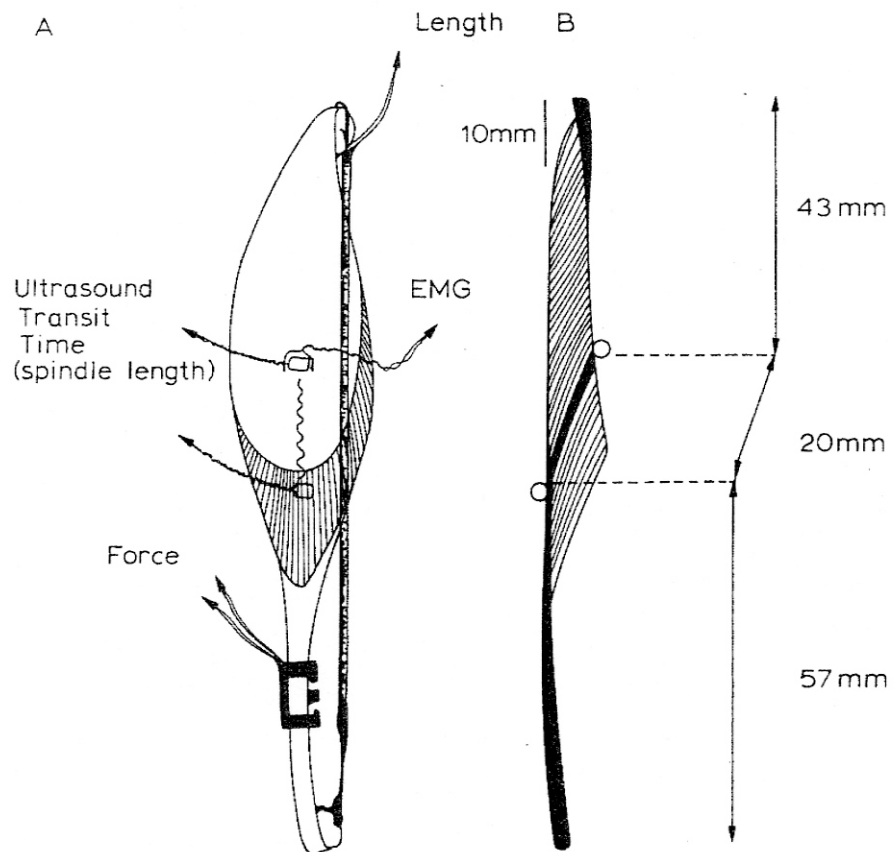


図1-8 Sonomicrometryを用いた腱長変化の測定(Hofferら1989)。

筋束(筋紡錘: spindle)の両端に超音波センサー(sonomicrometer)を装着し、動作中の筋束長変化を測定する。腱長は、筋腱複合体全長と筋束長との差として算出される。また、外部腱にはバックルフォーストランスデューサーを装着し、腱張力を測定する。

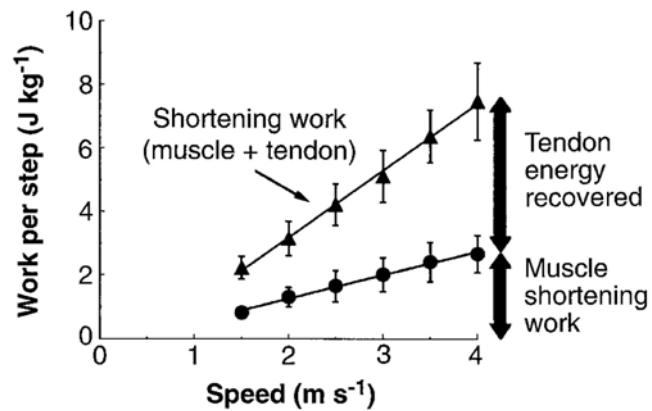
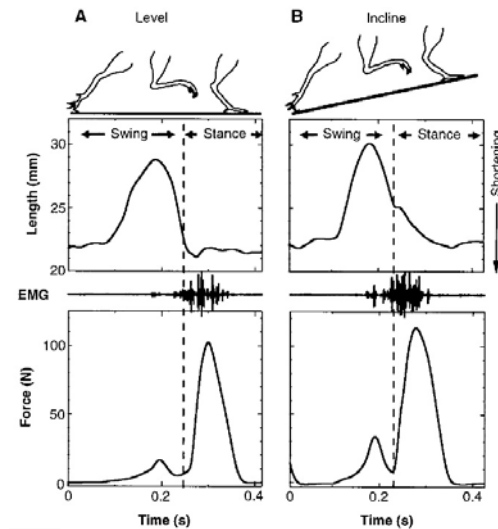
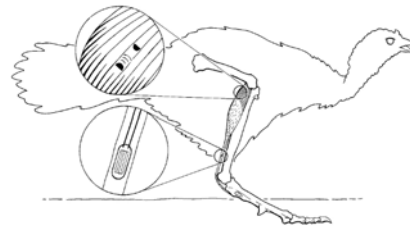


図1-9 ターキーの走行における弾性エネルギーの利用 (Robertsら, 1997)。

Sonomicrometryにより筋束長を測定するとともに、バックルフォーストランスデューサーを用いて腱張力を算出する(上段)。中段のAは平地、Bは坂道でのランニングを示す。速度の増加に伴い、腱の仕事が増加する(下段)。筋腱複合体の正の仕事に対する腱の貢献度は60%にまで及ぶ。

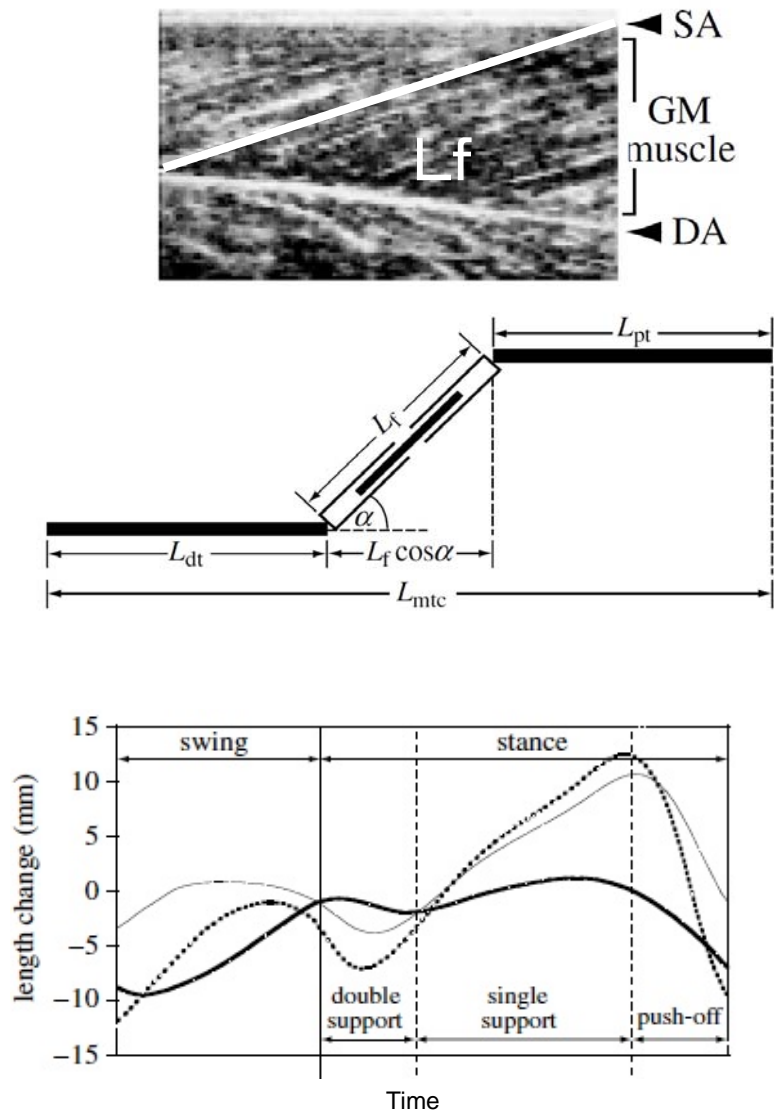


図1-10 超音波法によるヒトの身体運動中の腱長変化推定方法 (Fukunagaら, 2001)。

上段:超音波画像、中段:筋腱複合体モデル。超音波法によって測定した筋束長(L_f)の長軸方向の長さ($L_f \cdot \cos\alpha$)と筋腱複合体長(L_{mtc})との差を腱長($L_{dt}+L_{pt}$)として算出する。SAとDAはそれぞれ表在腱膜および深部腱膜を示す。

下段:歩行時の筋腱複合体(点線)、筋束(太線)および腱(細線)の長さ変化。

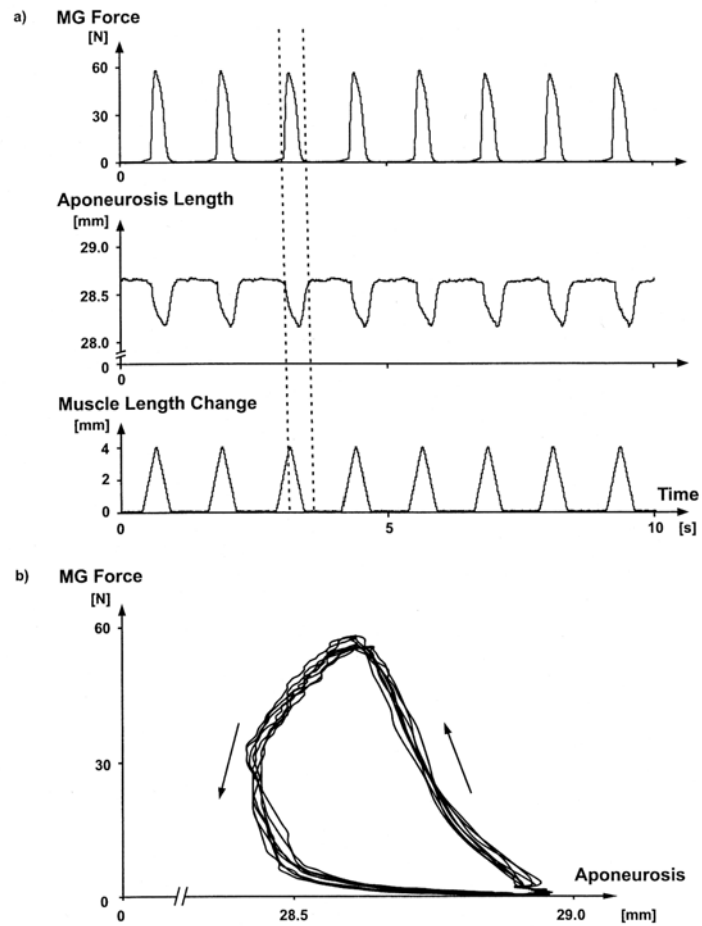


図1-11 ターキーの走行における腱膜の動態 (Herzog, 2007)。
 Herzog(2007)は、Robertsら(1997)(図1-9)のデータを検討し、
 腱(膜)長変化と腱張力変化との関係を図示すると、ヒステリシスと
 は反対回り(反時計回り)のループを描くことを指摘している。

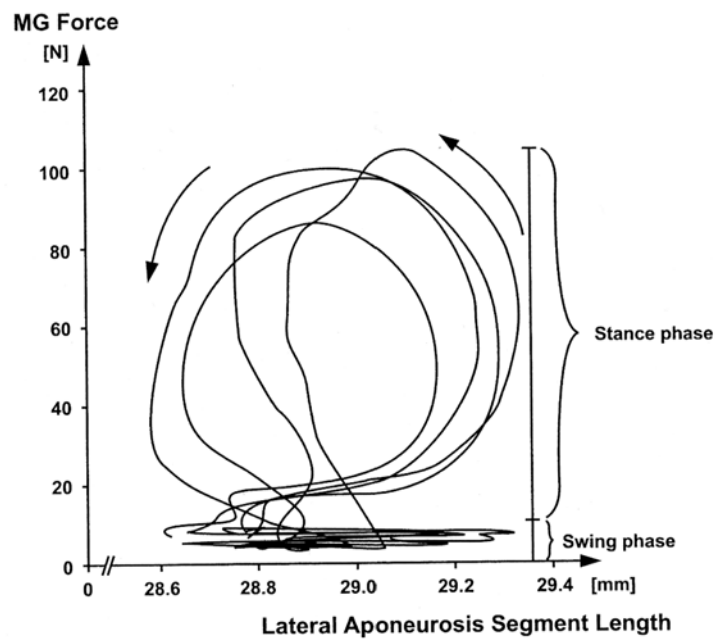


図1-12 ネコの走行中の腓腹筋腱膜の動態 (Herzog, 2007)
 ネコの走行中の腱膜長と筋張力(MG force)の関係を図示すると、反時計回りのループが描かれる。また、遊脚期(Swing phase)には、腱張力の変化がほとんど無いにも拘わらず、立脚期(Stance phase)と同程度の長さ変化が認められる。

第2章

足関節を用いた跳躍動作における腓腹筋内側頭の腱の動態

目的

従来、身体運動における腱の動態は、運動中の腱張力と、腱の力学的特性とを組み合わせることで考察されてきた(Bobbert ら, 1986 など)。しかしながら、筋の活動状態によって、腱長と腱張力の関係が異なること(Huijing と Ettema, 1988/89)や、動物のロコモーション中の腱膜長には、腱張力に応じた変化(弾性変形)が観察されないことが報告されている(Herzog, 2007)。近年、超音波法を用いてヒトの身体運動中の腱長変化を観察する試みが多数なされているが、腱の長さ変化を腱張力と対応させて検討した例はなく、身体運動時に腱がどのように振る舞うかは不明である。本章では、足関節による跳躍動作を採用し、動作中の腓腹筋内側頭の腱長と腱張力の対応関係を明らかにすることを目的とした。

方法

被検者

健康な成人男性 5 名 (22.6 ± 2.5 歳; 171.5 ± 4.9 cm; 62.8 ± 3.9 kg; 平均 ± 標準偏差) が被検者として本実験に参加した。実験に先立ち、被検者に対して本実験の目的および実験への参加に伴う危険性についての十分な説明を行い、実験参加の同意を得た。なお本実験は、早稲田大学人間科学部倫理委員会の承認を得て行った。

試行

足関節での跳躍動作を可能にするものとして、本実験ではスレッジ装置(Inclined squat, Vine)を用いた(図 2-1)。スレッジ装置はレール部(床面との角度 30 度)、被検者が身体をのせるシート部

(18.8 kg)、およびレール部と垂直な着地面で構成される。シート部とレール部は車輪で接しており、シート部はレールに沿って最小限の摩擦で上下に滑走する構造となっている。被検者はスレッジ装置のシート部に仰臥位になり、足関節のみを使用した跳躍動作を以下の3種類の方法で行った(図2-2)。

- 足関節最大背屈位での安静状態から反動を使用せずに、足関節底屈のみで行う跳躍(Plantar flexion jump: PFJ)
- 足関節最大底屈位での静止状態から一旦脱力し、最大背屈位で切り返して跳び上がる跳躍(Counter movement jump: CMJ)
- 足関節最大底屈位で身体-シート部を浮かせた状態から落下し、右足の拇指球で接地用ブロックの端に接地した後、最大背屈位で切り返して跳び上がる跳躍(Rebound jump: RJ)

なお、本実験に先立ち、全ての被検者が恐怖感や違和感なく RJ の実施が可能なレール部が床面となす角度および落下距離を検討した。その結果、レール部が床面となす角度は 30 度、RJ における落下距離は 26 cm とした。

被検者は、本試行の前に、ウォーミングアップに加え、試行に慣れることを目的として、各跳躍動作につき十分な練習を行った。本試行では各跳躍動作の実施にあたり、被検者に対して、全ての試技を出来るだけ跳躍高が高くなるように、最大努力で行うことを指示した。各跳躍方法につき 2 回ずつ試行を行い、足関節の機械的仕事が大きい方の試行を採用し、データ分析の対象とした。

跳躍動作における膝関節の関与の有無を確認するために、ゴニオメーター(TM-511G, 日本光電)を用いて、動作中の膝関節角度を測定した。その結果、膝関節の屈曲は 5 度以下(筋腱複合体長に及ぼす影響は 1.6 mm 以下)であり、跳躍動作における膝関節の関与は無視できるものと判断した。股関節の関与についても、スレッジ装置の構造上、膝関節角度変化なしに股関節角度変化が起きないことから、無視できるものとした。また、各動作の再現性を確認するために、対応のある t 検定を用いて、2 回の試行における底屈局面(後述)での最大パワー、平均パワーおよび機械的仕事の平均値の差の検定を行うとともに、これらのパラメーターの変動係数(CV, %)および級内相関係数を求めた。その結果 2 回の試行における最大パワー、平均パワーおよび機械的仕事に

統計的に有意な差は認められず ($p > 0.05$)、CV は 4.2%以下、級内相関係数は 0.9 以上であった。

測定・計算項目

(1) 足関節角度および角速度

試行中のビデオ画像を、被検者の右側方より高速度 VTR カメラ(VFC300M128, 朋栄)を用いて毎秒 240 フレームで撮影し、パーソナルコンピューターに取り込んだ(図2-1)。動作中の被検者の膝関節中心、腓骨外果、および第五中足骨頭に反射マーカを貼付し、後に動作解析ソフト(Winanalyze1.5, Mikromak)を用いてこれらをデジタイズして、足関節角度および角速度を算出した。この際、足関節の動作は矢状面上で行われるものと仮定した。

(2) 足関節底屈トルク

圧力盤(フォーストランスデューサ[LUK-500KBS, 共和電業]を使用して作成)を用いて検出した反力の垂直成分、およびビデオ画像から得た足関節角度から、Kubo ら(2000a)と同様の方法を用いて、以下の式で足関節底屈トルク(TQ)を算出した(図2-3)。

$$TQ = L \cdot F$$

$$TQ = L \cdot F_f \cdot \cos(\theta - 1.57 \text{ rad})$$

ここで、L は足関節中心から拇指球までの距離(m)、 F_f は床反力の垂直成分(N)、 θ は足関節角度(rad)を表す。

(3) 腱張力

アキレス腱張力を、TQ をモーメントアーム(MA)で除すことで算出した。またアキレス腱張力に、足関節底屈筋群全体に占める腓腹筋内側頭の生理学的横断面積の割合(PCSA比)を乗じて、腓腹筋内側頭の腱張力を求めた(Kubo ら 2000a)。

$$\text{アキレス腱張力} = \text{TQ} \cdot \text{MA}^{-1}$$

$$\text{腓腹筋内側頭の腱張力} = \text{アキレス腱張力} \cdot \text{PCSA 比}$$

なお、腓腹筋内側頭のモーメントアームは、**Grieve ら (1978)**の方法で求めた筋腱複合体長変化を、関節角度変化で微分することにより算出した。また、PCSA 比は **Fukunaga ら (1996)**の値(15.4%)を用いた。

(4) 腱長変化

本章では、一本の筋束とその両端につながる腱からなる筋腱複合体モデル(図2-4)を採用し、腱長変化を、以下の式を用いて算出した(**Kubo ら, 2000a; Fukunaga ら 2001**)。

$$\Delta L_{ten} = \Delta L_{mtc} - \Delta(L_{fas} \cdot \cos \alpha)$$

ここで L_{ten} は腱長、 L_{mtc} は筋腱複合体長、 L_{fas} は筋束長、 α は羽状角を示す。

筋腱複合体長変化は、**Grieve ら (1978)**の式を用いて、各被検者の下腿長および関節角度変化から推定した。

筋束長および羽状角の測定は超音波法を用いて行った。超音波診断装置(Pro-Sound SSD-5500, 7.5 MHz リニアプローブ, アロカ株式会社)を用いて、腓腹筋内側頭近位 30% 部位の縦断像を 62 Hz で撮像した。その後、画像を A/D 変換器(ADVC-100, CANOPUS)を介してパーソナルコンピュータに取り込み、画像処理ソフト(SCION Image, Scion Corporation)を用いて筋束長を測定した。また、筋束と深部腱膜がなす角を羽状角 α とした(**Kawakami ら, 1998**)。筋束長および羽状角の測定は各画像につき 3 回ずつ行い、その平均値をデータとして用いた。なお、3 回の測定値の変動係数は、筋束長 $1.2 \pm 0.8\%$ 、羽状角 $2.2 \pm 1.5\%$ であった。

(5) 筋腱複合体および腱の機械的仕事

筋腱複合体および腱の機械的パワー(P)を、それぞれの短縮速度(V)と張力(F)の積で求めた。さらに機械的パワーを時間積分して機械的仕事(W)を求めた。

$$P = F \cdot V$$

$$W = \int P dt$$

(6) 筋電図(EMG)

動作中の腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋、および前脛骨筋の筋電図を、マルチテレメータシステム(WEB-5000, 日本光電)を用いて記録した。導出方法は双極誘導法とし、電極には表面電極(Ag/AgCl, 直径 15 mm, GE Marquette Medical Systems Japan)を用いた。筋電図の記録位置は各筋の筋腹中央とし、表面電極を電極間距離 20 mm で貼付した。筋電図信号は、バイオアンプ(Input impedance:10M Ω 以上, Common Mode Rejection Ratio:54dB以上)により増幅し、low-cut フィルター(Time constant:0.03 s)を介した後、16bit の A/D 変換器(PowerLab/16SP, ADInstruments)を用いてデジタル変換し、サンプリング頻度 1 kHz でコンピュータに記録した。

局面分け

CMJ については、関節の動きははじめから切り返しまでを、RJ については、接地から切り返しまでの区間を背屈局面とした。また PFJ の動作開始から離地までの区間、および CMJ および RJ の切り返し時点から離地までの区間を底屈局面とした。

統計

全てのデータについて平均値 \pm 標準偏差を求めた。反復測定による 1 元配置分散分析を行った後、F 値が有意であった場合には、Tukey-HSD 法を用いて群間比較を行った。全ての検定において、危険率 5%未満($p < 0.05$)をもって有意とした。

結果

図2-5に動作中の足関節底屈トルク、関節角度、角速度、関節パワー、および整流 EMG の経時変化の典型例を示した。PFJ では、底屈局面開始前の受動背屈状態から、EMG 活動の開始と

もに底屈動作が開始され、筋活動は離地直前まで続いた。足関節底屈トルクは、動作開始とともに増加し、底屈局面のおよそ 60% で最大となった後に減少した。CMJ では、底屈位での等尺性足関節底屈トルク発揮状態から、EMG 活動の減少とともに背屈局面となり、その前半は受動的なものであった。その後、切り返し直前に EMG 活動が急増するとともに底屈トルクが増加し、その値は切り直し直後に最大となった。底屈局面では、底屈開始時から離地直前まで EMG 活動が認められた。足関節底屈トルクは、背屈開始と同時に減少したが、背屈局面最後の EMG 活動の増加に伴い増大し、およそ 60% の時点で最大となった後に減少した。RJ では、接地直前から EMG 活動が起こり、背屈局面を通して EMG 活動が認められた。その後の底屈局面では、離地直前まで EMG 活動が認められた。足関節底屈トルクは接地直後から急増し、背屈から底屈に切り変わる時点で最大値となった後、底屈局面の開始とともに減少した。

図 2-6 に動作中の筋腱複合体、筋束、および腱の長さ、および腱張力の経時変化を示した。PFJ おける筋腱複合体の短縮は、 45.1 ± 13.3 mm であった。この際、筋束は 24.8 ± 11.4 mm 短縮し、腱は 19.0 ± 1.9 mm (筋腱複合体長変化の $42.1 \pm 4.2\%$) 短縮した。いずれの組織においても、伸張は認められなかった。CMJ では、背屈局面において筋腱複合体長が 42.4 ± 6.1 mm 伸張した。この際、筋束は 26.5 ± 7.4 mm、腱は 14.0 ± 3.6 mm (筋腱複合体長変化の $33.0 \pm 8.5\%$) 伸張した。また、底屈局面においては、筋腱複合体は 49.9 ± 11.9 mm 短縮した。この際、筋束は 22.0 ± 8.4 mm、腱は 25.7 ± 3.3 mm (筋腱複合体長変化の $51.5 \pm 6.6\%$) 短縮した。しかしながら、筋束は、背屈局面最後の EMG の活動が高まる 40% 時点から 75% 時点まで、ほぼ一定の長さを維持した。RJ の背屈局面では、筋腱複合体は 34.3 ± 6.4 mm 伸張した。この際、筋束は 6.6 ± 6.0 mm、腱は 28.0 ± 4.8 mm (筋腱複合体長変化の $81.6 \pm 14.0\%$) 伸張した。一方、底屈局面においては、筋腱複合体長が 50.0 ± 8.1 mm 短縮する際に、筋束は 10.6 ± 2.4 mm、腱は 39.0 ± 9.4 mm (筋腱複合体長変化の $78.0 \pm 18.8\%$) 短縮した。

図 2-7 は、各動作中の腱長変化と腱張力の関係を示したものである。PFJ では、受動的な伸張状態から、わずかに短縮しながら腱張力が増加し、その後、腱張力の減少に伴って、腱長の減少が観察された。この際の腱長変化と腱張力の関係は、反時計回りの軌跡を示した。CMJ では、腱

長は、背屈局面の腱張力の増大に伴って増加し、切り返し後、張力の減少に伴って減少した。腱張力減少時の腱長は、腱張力増加時の同一腱張力における腱長よりも短く、腱長変化-腱張力関係は、反時計回りの軌跡を描いた。RJ においても、腱は、背屈局面の腱張力増加に伴い伸張し、その後の底屈局面の張力減少に伴い短縮した。また、腱張力減少時の腱長は、腱張力増加時の同一腱張力における腱長よりも短く、腱長変化-腱張力関係は反時計回りのループを描いた。

表2-1に各試行の背屈局面および底屈局面における筋腱複合体と腱の仕事を示した。PFJ における筋腱複合体の機械的仕事は $9.5 \pm 1.7 \text{ J}$ であり、そのうち腱が $3.5 \pm 1.3 \text{ J}$ ($39.0 \pm 19.8\%$) を担った。CMJ では、背屈局面において、筋腱複合体が $6.4 \pm 0.6 \text{ J}$ の負仕事を行い、そのうちの $3.8 \pm 1.2 \text{ J}$ ($59.2 \pm 20.5\%$) が腱によるものであった。また、底屈局面における筋腱複合体の正仕事は、 $10.4 \pm 2.0 \text{ J}$ であり、そのうち $7.1 \pm 2.4 \text{ J}$ ($71.0 \pm 28.3\%$) が腱によるものであった。RJ では、背屈局面において、筋腱複合体が $11.5 \pm 3.1 \text{ J}$ の負仕事を行い、腱はそのうちの $8.6 \pm 2.4 \text{ J}$ ($76.9 \pm 19.5\%$) を行った。その後の底屈局面における筋腱複合体の正仕事は、 $13.7 \pm 1.4 \text{ J}$ であり、腱のそれは $11.7 \pm 1.2 \text{ J}$ ($85.6 \pm 4.8\%$) であった。RJ における筋腱複合体の正仕事は、CMJ および PFJ のそれよりも有意に大きかった。また、腱の正仕事は、RJ、CMJ、PFJ の順に大きな値であった。

論議

本実験の動作中に観察された筋腱複合体長変化に対する腱長変化の割合は、PFJ における33%からRJにおける80%に及んだ。このように腱の長さ変化が筋腱複合体長変化の大部分を占めることから、身体運動における筋腱複合体の仕事に腱が大きく貢献しているものと考えられる。これまでに、ヒトの身体運動における筋腱複合体の仕事に対する腱の貢献度として、連続足関節底背屈動作を対象として20.2 ~ 42.5%という値が報告されている(Kubo ら, 2000a)。本研究において、Kubo ら(2000a)と同様に、腱長変化と腱張力から算出した腱の仕事は、RJ において筋腱複合体全体の仕事の85%に及んだ。この値は、これまでにターキー(60%: Roberts ら, 1997)やワラビー(92-97%: Biewener ら, 1998)などの動物のロコモーションについて報告されている値に匹敵する。

すなわち、ヒトの身体運動においても、他の動物同様に筋腱複合体の仕事の大部分を腱が担っていることを示すものと言える。

しかしながら、本実験の跳躍動作中の腱長変化を腱張力と対応させてみると、その関係は、弾性体では観察され得ない反時計回りのループを示した。通常、粘弾性体を伸張-短縮させると、伸張時に蓄積された弾性エネルギーの一部が散逸し、短縮時に解放されるエネルギーは伸張時に蓄積されたエネルギーよりも少なくなる。そのため、長さを横軸に、張力を縦軸にとったプロットは時計回りのループ(ヒステリシスループ)を示す。したがって、腱が粘弾性体であるとする、動作中の腱長と腱張力の関係を示すプロットは、時計回りのループを描くはずである。本実験において実施したいずれの跳躍動作においても、動作中の腱長と腱張力の関係が、反時計回りのループを示したという結果は、動物のロコモーション中の腱膜長と腱張力関係を示す曲線が反時計回りのループを描くとする **Herzog (2007)** の報告と類似する。この結果は、従来の先行研究においてなされてきたような、等尺性関節トルク発揮時の腱長と腱張力関係から推定した腱の粘弾性特性をもとに、身体運動中の腱の動態を予測することに限界があることを示唆する。同時に、この結果は、腱長と腱(の遠位端の)張力関係から算出される腱の仕事が、身体運動中の腱の仕事を正確に表しているかについて、更なる検討を迫るものとも言える。

身体運動中の腱長と腱張力関係が、反時計回りのループを描く理由を、本実験の結果から直接明らかにすることはできない。しかしながら、動物の腱膜を対象とした先行研究においては、同一腱張力に対する腱膜の長さは、受動伸張時よりも筋活動時の方が短いことが確認されている (**Huijing と Ettema, 1988/89; Zuurbier ら, 1994; Lieber ら, 2000**)。また、短縮性筋活動よりも伸張性筋活動時の方が、腱膜が長いとする報告もある (**Huijing と Ettema, 1988/89**)。これらの報告に基づけば、受動伸張、あるいは伸張性筋活動の後に短縮性筋活動が続くような場合には、腱張力と腱膜長関係は反時計回りの軌跡を描くと考えられる。本実験で実施した跳躍動作中の筋活動をみると、PFJ においては背屈位での脱力状態、すなわち筋腱複合体が受動的に伸張された状態から筋活動が開始されていた。また、CMJ においては、背屈局面の前半は筋活動のない受動背屈が行われ、後半に筋活動が起こり、伸張性関節トルク発揮が行われた。RJ においては、背屈局面

全体を通じて筋活動がみられ、伸張性関節トルク発揮が行われていた。従って、このような跳躍動作時の筋活動状態(筋活動の有無や筋活動様式)の変化に伴い、腱張力と腱膜長の関係が変化したことが、反時計回りのループの要因である可能性が高い。

上記の要因に加え、このように反時計回りのループを描いた理由として、協働筋や拮抗筋の筋活動が関与していることも考えられる。すなわち、本実験においては、関節トルクから腓腹筋内側頭の腱張力を推定しているが、この際、関節トルクに対する腓腹筋内側頭の貢献度は一定であると仮定している。従って、仮に背屈局面と底屈局面で、協働筋の関節トルクに対する貢献度が変化した場合には、腓腹筋内側頭の腱張力の推定値と実際の腱張力に誤差が生じることとなる。また、動作中に拮抗筋活動がある場合には、腱張力が過少評価される可能性がある。RJ の背屈局面における筋活動を見ると、拮抗筋である前脛骨筋に顕著な筋電図筋活動が観察された。そのため、RJ の反時計回りのループには、拮抗筋活動に伴う腱張力の過少評価が影響している可能性も否定できない。もっとも、PFJ や CMJ については、拮抗筋活動はほとんど認められていないことからすると、反時計回りのループを拮抗筋活動による腱張力算出の誤りのみに帰することはできず、腓腹筋内側頭の筋活動状態の変化に伴う腱張力-腱膜長関係の変化が主要因であると考えられる。

要約

本章では、スレッジ(滑り台)装置を用いた足関節での3種類の跳躍動作(反動動作あり、反動無し、およびリバウンドジャンプ)中の腓腹筋内側頭の腱の動態を、Bモード超音波法を用いて観察した。その結果、跳躍動作中の筋腱複合体長変化の大部分(33-80%)は腱長変化によるものであることが明らかとなった。また、腱長変化と腱張力から腱の機械的仕事を推定したところ、足関節底屈局面における腱の機械的仕事は、同局面における筋腱複合体の仕事の85%にまで及ぶことが示唆された。しかしながら、跳躍動作中の腱長と腱張力の関係を示す曲線は、弾性体には観察され得ない、ヒステリシスとは反対回りのループを描いた。動作中の腓腹筋内側頭の活動状態(筋活動の有無や筋活動様式)と腱の動態との対応から、この現象は腱長-腱張力関係が筋の活動状態に

よって変化するために生じると推察された。

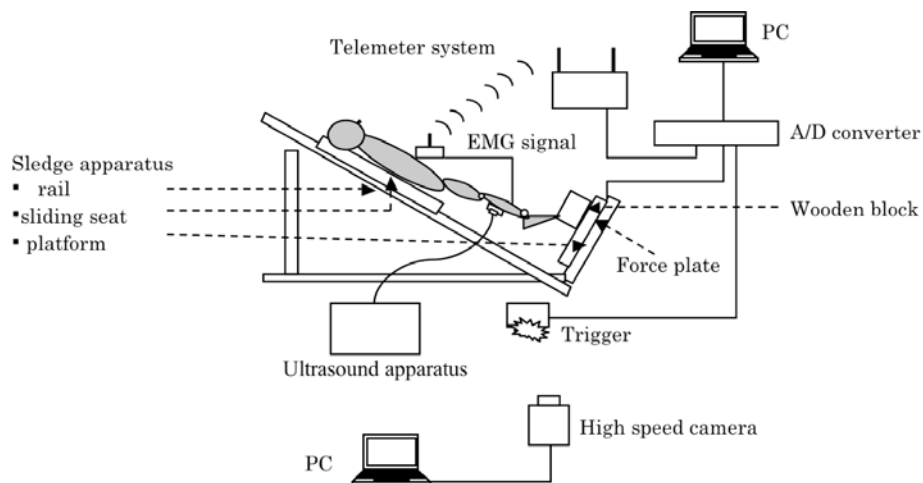


図2-1 実験全景図

スレッジ装置は、レール部、シート部、および着地面からなる。着地面には圧力盤が設置してあり、圧力盤の上には着地用のブロックが固定されている。筋電図信号はテレメーターシステムにより無線で受信機に送られた後、圧力盤で得られた反力の信号と共にA/D変換器を介してコンピュータに取り込まれる仕組みとなっている。また、足関節角度測定のため、被検者の右側方より高速度カメラで撮影を行った。筋電図および圧力盤信号との同期は、発光式トリガーによって行った。

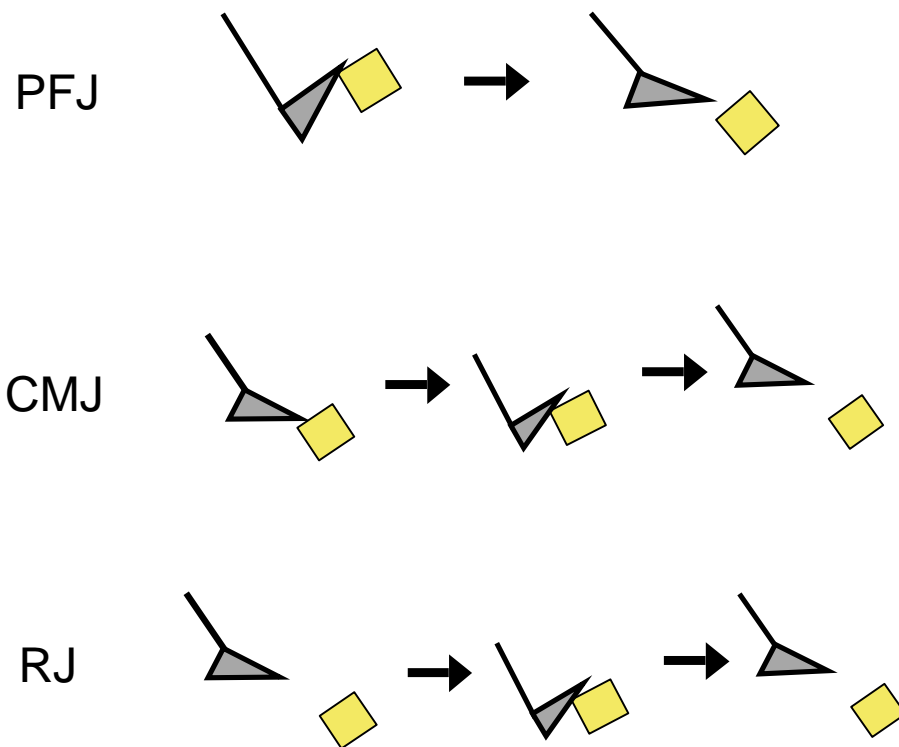
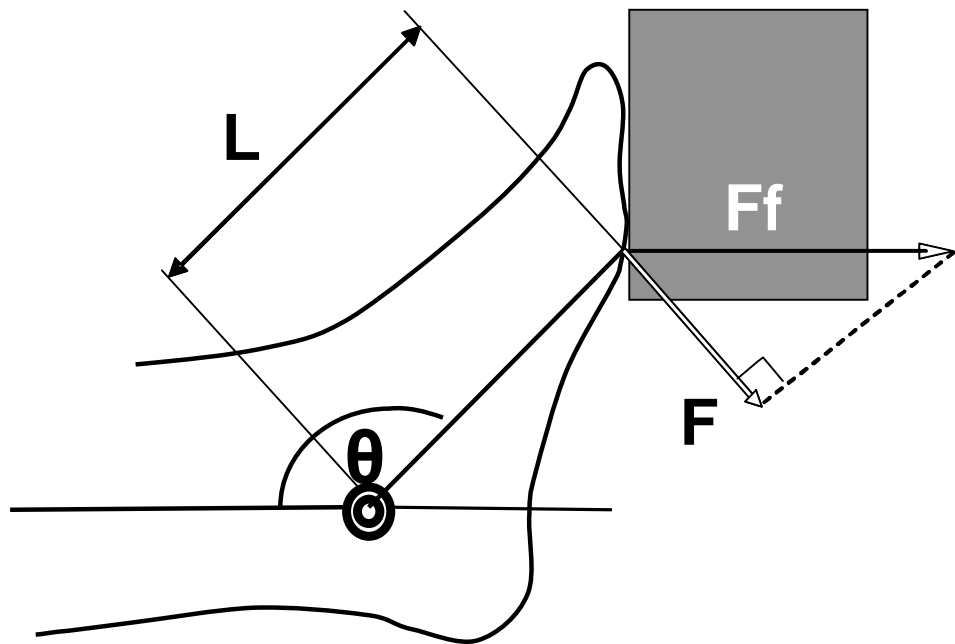


図2-2 測定対象動作

PFJ試行では、被検者は受動背屈状態から底屈動作のみを使用して跳躍を行った。CMJ試行では、底屈位での静止状態から脱力し、最大背屈位で素速く切り返した後に底屈する跳躍を行った。RJ試行では、26cmの高さから落下して母指球で着地し、最大背屈位で切り返した後に底屈する跳躍を行った。



$$TQ: L \times F = L \times L_f \times \cos(\theta - 1.57 \text{rad})$$

図2-3 足関節底屈トルクの算出方法

Lは足部長(足関節中心から拇指球までの距離)、Ffは垂直反力、
 θ は足関節角度を表す。Kuboら(2000a)の方法に従い、 $L \times F = L \times L_f \times \cos(\theta - 1.57 \text{rad})$ で足関節底屈トルクを算出した。

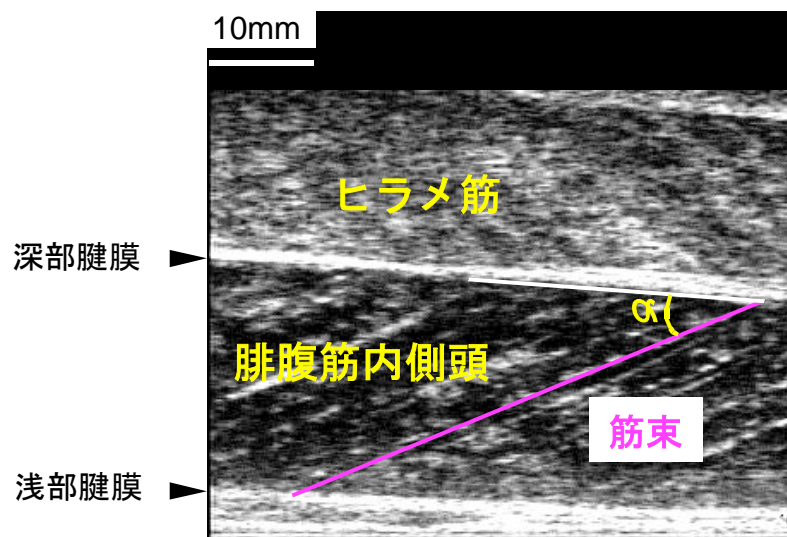
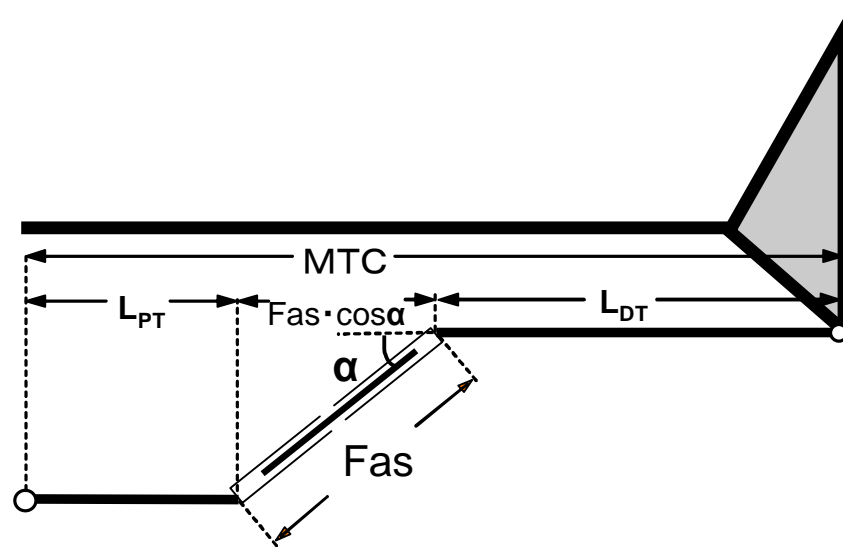


図2-4 腱長変化の算出

上段:筋腱複合体モデル。MTCは筋腱複合体、Fasは筋束、 α は羽状角を表す。腱長($L_{PT}+L_{DT}$)の変化(ΔL_{ten})は筋腱複合体長変化(ΔL_{mtc})と筋束の長軸方向の長さ変化($\Delta(L_{fas} \cdot \cos\alpha)$)の差として算出した。なお、 ΔL_{mtc} はGrieveら(1978)より推定した。

下段:超音波画像。浅部腱膜と深部腱膜の間を通るエコーの長さを筋束長、深部腱膜と筋束のなす角を羽状角として測定した。

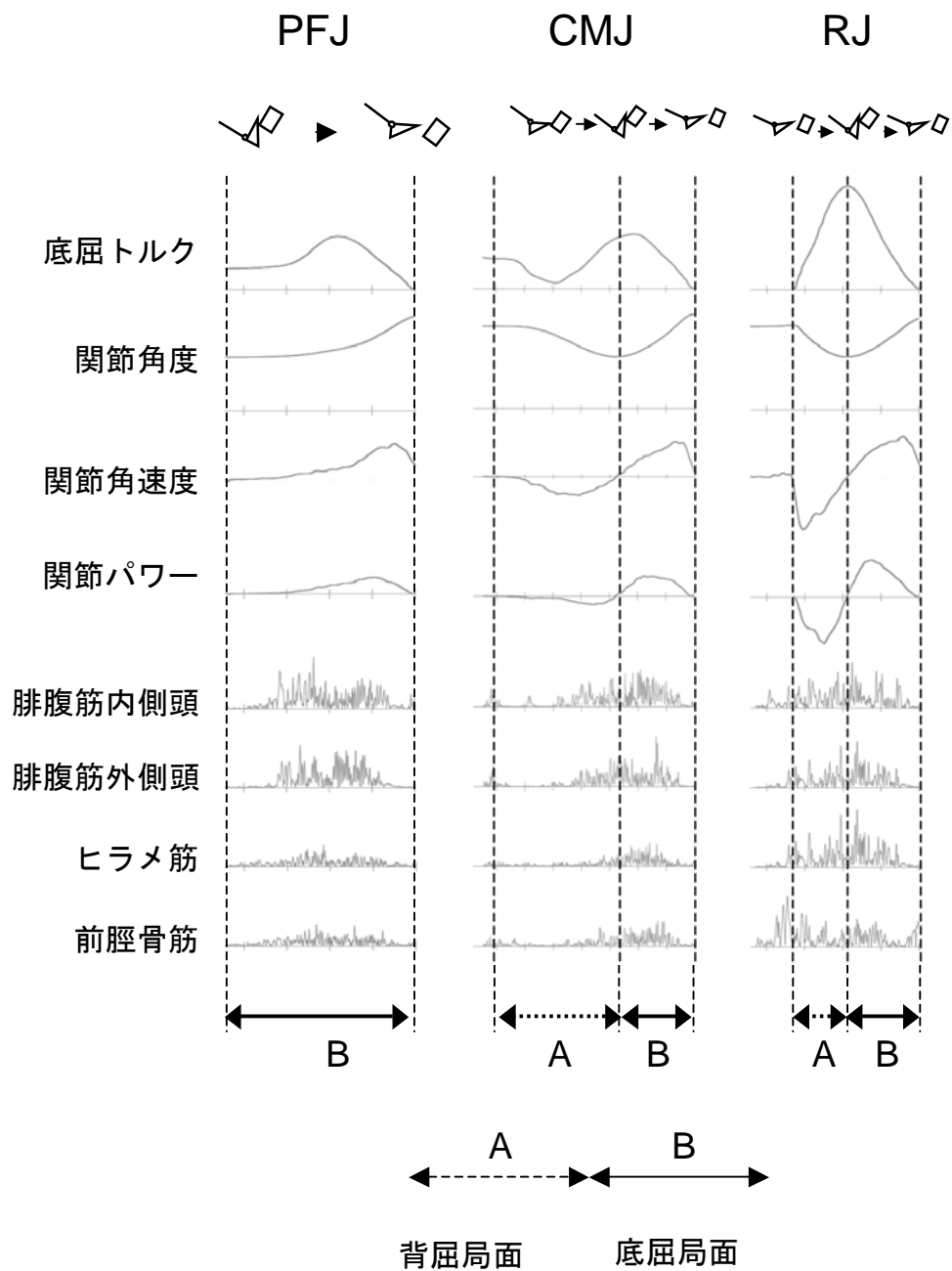


図2-5 各試行における足関節底屈トルク、関節角度、関節角速度、関節パワーおよび筋電図活動の経時変化(典型例)。

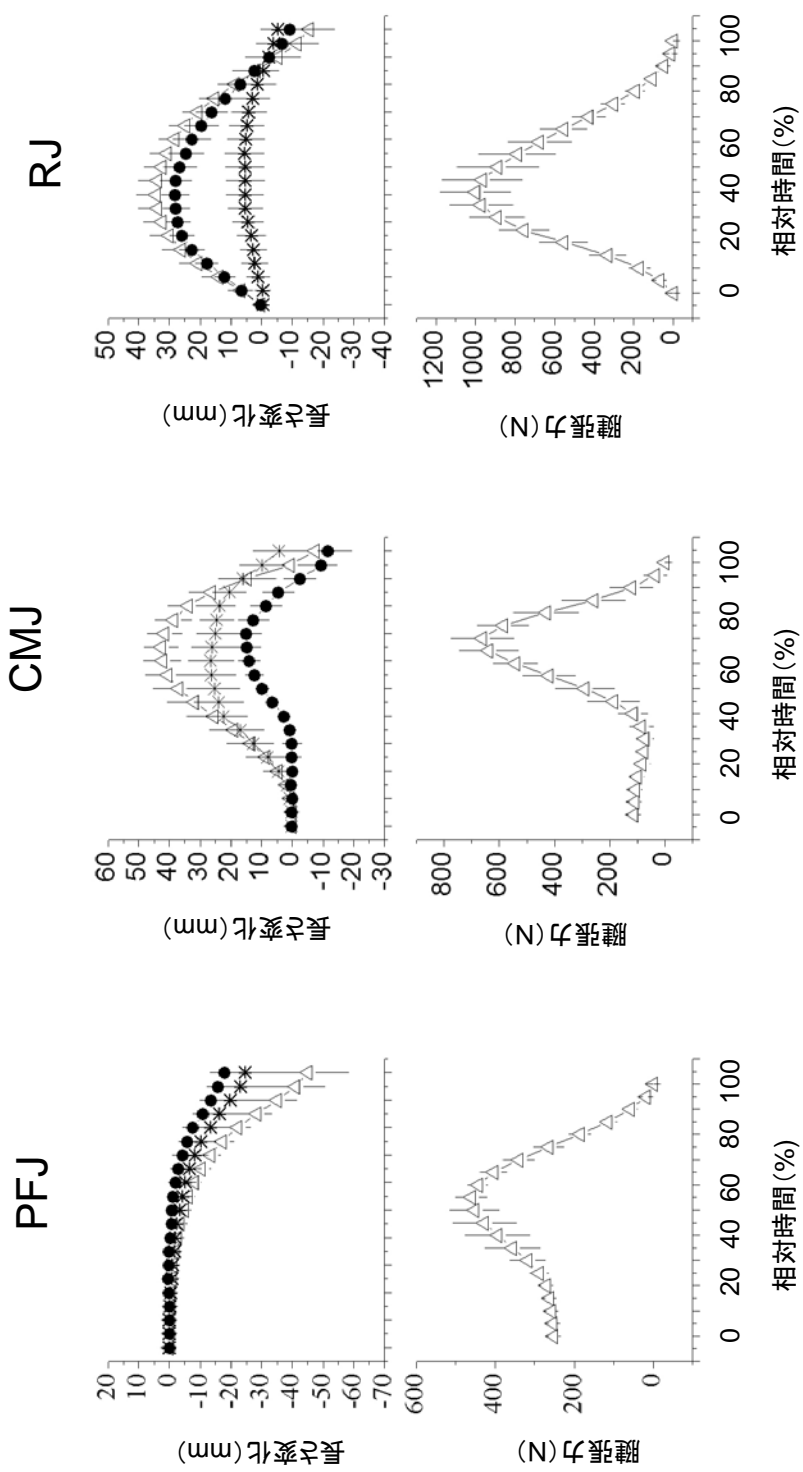
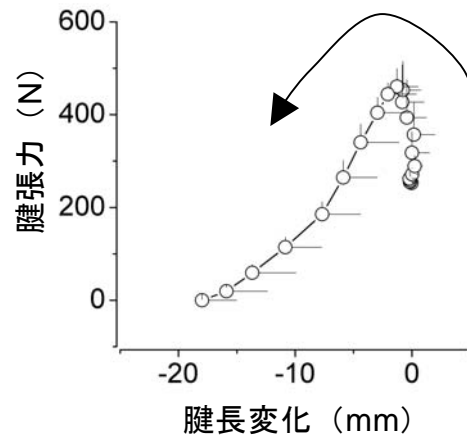
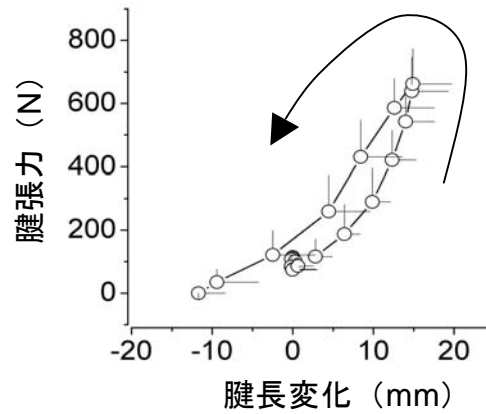


図2-6 各試行における筋腱複合体(△)、筋束(*),および腱(●)の長さ変化(上段)、および腱張力(下段)の経時変化。時間軸は、動作開始から離地までを100%として相対値で示した。図中の値は、平均±標準偏差を表す。

PFJ



CMJ



RJ

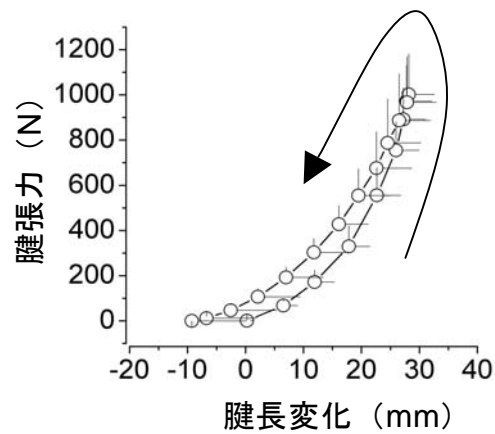


図2-7 跳躍動作中の腱長変化と腱張力の関係。
いずれの跳躍においてもヒステリシスとは反対の、反時計回りの
ループが観察された。

表2-1 各試行の各局面における筋腱複合体および腱の機械的仕事(J)

	PFJ		CMJ		RJ	
	筋腱複合体	腱	筋腱複合体	腱	筋腱複合体	腱
背屈局面	-	-	6.4 +/- 0.6	3.8 +/- 1.2 (59.2 +/- 20.5)	11.5 +/- 3.1	8.6 +/- 2.4 (76.9 +/- 19.5)
底屈局面	9.5 +/- 1.7	3.5 +/- 1.3 (39.0 +/- 19.8)	10.4 +/- 2.0	7.1 +/- 2.4* (71.0 +/- 28.3)	13.7 +/- 1.4 ** †	11.7 +/- 1.2 ** †† (85.6 +/- 4.8)

値は、平均±標準偏差。*はPFJとの差を、†はCMJとの差を示す。記号1つはp < 0.05、記号2つはp < 0.01を表す。

第3章

随意動的足関節底屈トルク発揮時の

腓腹筋内側頭外部腱および腱膜の動態

目的

羽状筋は外部腱に加え腱膜も有することから、外部腱のみを有する紡錘状筋に比較して弾性エネルギーの蓄積に有利であるとされる(Kawakami と Lieber, 2000)。このことは、腱膜の存在が、骨格筋の高い弾性エネルギー蓄積能力を担う重要な要素の一つであることを意味する。これまで、ヒトの骨格筋において、腱膜が弾性エネルギーの利用にどの程度貢献しているかについては、ランブ状の等尺性関節トルク発揮中の腱膜の伸張を定量することにより推測されてきた(Maganaris と Paul, 2000b; Muramatsu ら, 2001; Magnusson ら, 2003)。しかしながら、身体運動には、通常、関節角度変化を伴う動的な関節トルク発揮が含まれる。動物を用いた先行研究においては、筋活動様式が腱膜の伸展性に影響を及ぼすという報告もある(Huijing と Ettema, 1988/89)。従って、身体運動中の腱による弾性エネルギー蓄積に腱膜および外部腱がどのように関わるかを明らかにするためには、動的な関節トルク発揮時の腱膜および外部腱の動態を観察する必要があると考えられる。そこで、本章では動的な足関節底屈トルク発揮時の腓腹筋腱膜および外部腱の動態を明らかにすることを目的とした。

方法

実験1(短縮性、伸張性および等尺性足関節底屈トルク発揮)

被検者

7名の健康な成人男性(24.0 ± 2.0 歳, 174.6 ± 6.4 cm, 70.2 ± 9.2 kg)が本実験に参加した。被検

者には本実験の目的および実験参加に伴う危険性についての説明を行い、全ての被検者から書面による同意を得た。なお、本実験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。

試行

等速性筋力測定装置 (CON-TREX, CMV AG) を用いて足関節底屈トルク発揮を行った。被検者の測定姿勢は、右膝関節完全伸展位、股関節 100 度 (解剖学的正位を 180 度、屈曲方向をマイナスとする) とし、膝関節の動きを防ぐために、大腿部をストラップにより固定した。また、右足部をダイナモメーターのアタッチメントにストラップを用いて固定した。この際ダイナモメーターの回転中心と足関節の回転軸が一致するように細心の注意を払った。被検者は、試行に先立ち、ウォーミングアップと練習を兼ねて、最大下努力および最大努力による等尺性関節トルク発揮および動的関節トルク発揮を行った。ウォーミングアップの後、被検者は以下の試行を行った (図 3-1)。

- CON 試行: 背屈位における等尺性足関節底屈トルク発揮に続く、短縮性足関節底屈トルク発揮。
- ECC 試行: 底屈位における等尺性足関節底屈トルク発揮に続く、伸張性足関節底屈トルク発揮。

CON 試行および ECC 試行の両試行におけるダイナモメーターの設定は、関節可動域を 60 度から 100 度 (90 度 = 解剖学的正位、背屈方向をプラスとする)、角速度を 5 度/秒とした。

また、CON 試行および ECC 試行は、それぞれ最大努力 (CONmax, ECCmax) および最大下努力 {最大努力の 30% (CON30%, ECC30%) および 60% (CON60%, ECC60%)} での 3 種類の試行を行った。最大下努力での試行における一定の力発揮レベルの維持は以下の方法により行った。事前に 60 度から 100 度まで 10 度ごとに等尺性随意最大足関節底屈トルク (MVC) の測定を行った。次に、この関節角度と足関節底屈トルクの間を多項式回帰し、各被検者の関節角度 - 最大足関節底屈トルク関係の推定式を得た。この推定式を用いて、本試行中に被検者が発揮して

いる足関節底屈トルクが、各関節角度における MVC の何%に相当するかをリアルタイムで計算し、被検者にビジュアルフィードバックすることで、指定した筋力発揮レベルを維持させた(Ito ら, 2000) (図3-2)。

- ISO 試行: 足関節 60 度および 100 度におけるランプ状(約 8 秒かけて最大努力まで)の等尺性足関節底屈トルク発揮。

足関節角度およびトルクの測定

足関節角度はゴニオメーター(SG 110/A, Biometrics)を用いて測定した。また、足関節トルクはダイナモメーター(CON-TREX, CMV-AG, Swiss)を用いて測定した。これらのデータは 16 ビットの A/D 変換器(PowerLab 16SP, ADInstruments)を介して、サンプリング周波数 1kHz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

腱膜と外部腱の長さ変化の測定

腓腹筋内側頭遠位腱の腱膜および外部腱の長さ変化を、Muraoka ら(2002)と同様の方法を用いて算出した。測定には 2 台の超音波装置(SSD5500, SSD6500SV, ALOKA)を用いた。プローブは電子リニアプローブ(7.5MHz および 10MHz, ALOKA)を使用した。一方のプローブを遠位部(遠位筋腱移行部(MTJ)上)に、他方のプローブを近位部に長軸方向に配置した(図3-3)。この際、両プローブが直線上に位置するようにサージカルテープを用いて固定し、さらに試行中には検者が手を添えてプローブの位置がずれるのを防いだ。

遠位および近位の超音波画像では、以下の 2 つのポイント{MTJ(Pt)および筋束と深部腱膜の交点(Pa)(図3-3)}の移動を記録した。各ポイントの移動量は、超音波画像上で識別できるように皮膚上に固定したリファレンスマーカーに対する移動距離から求めた。移動量の測定は、CON 試行および ECC 試行においては足関節角度 2 度ごとに、ISO 試行においては、下に示す方法で算出した最大腱張力を 100%とした時の 10%ごとに行った。両ポイントとも 2 回ずつ測定を行い、2

回の移動量の平均値をデータとして採用した。

腓腹筋内側頭の腱膜長は、Pa から Pt の距離と定義し、Pa と Pt の移動量の差から腱膜の長さ変化を推定した(図3-4)。外部腱の長さは Pt とアキレス腱停止部(Pi)との距離と定義し、Pt と Pi の移動量の差から外部腱の長さ変化を推定した(図3-4)。膝関節固定時は、腓腹筋筋腱複合体の長さ変化は足関節角度変化によるため、Pi の移動量は腓腹筋内側頭の筋腱複合体長変化と一致する。そこで、Pi の移動量は、足関節角度変化と腓腹筋筋腱複合体長変化の関係を報告した Grieveら(1978)のデータを用いて推定した。

本章では、CON 試行および ECC 試行における腱膜および外部腱の長さ変化を、関節動作開始時の長さを 0 として示した。また、ISO 試行については、安静時を 0 として示した。

アキレス腱張力の推定

以下の式を用いてアキレス腱張力(Ft)を算出した。

$$F_t = TQ \cdot MA^{-1}$$

ここで、TQ および MA は、それぞれ足関節トルクおよびアキレス腱のモーメントアームを表す。ダイナモメーターのアタッチメントの質量により発生するトルクは、ダイナモメーターにより測定したトルクから差し引いた。また、足部質量により発生するトルクも Winter (1990)の方法を用いて算出し、ダイナモメーターで測定されたトルクから差し引いた。MA は筋腱複合体長変化を関節角度変化で微分することにより推定した(Bobbert 1986)。

統計

全てのデータについて平均±標準偏差を算出した。腱膜と外部腱の長さ変化の差、および両組織の長さ変化の有意性の検定は、変化量0、腱膜長変化量、および外部腱長変化量につき、クラスカル・ウォリスの検定を用い、 χ^2 自乗値が有意であった場合に、ウィルコクソンの検定により多重比較検定を行った。なお、クラスカル・ウォリスの検定においては、危険率 5%未満をもって有意とし、ウィルコクソンの検定を用いた多重比較検定においては、 $0.05/3 (=0.0167)$ 未満をもって有意と

した。

実験2(伸張-短縮サイクル動作)

被検者

7名の健康な成人男性(23.2 ± 2.1 歳, 172.4 ± 5.4 cm, 67.2 ± 8.2 kg)が本実験に参加した。被検者には本実験の目的および実験参加に伴う危険性についての説明を行い、全ての被検者から書面による同意を得た。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った。

試行

等速性筋力測定装置(VINE)を用いて伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行った(SSC 試行, 図3-1)。本実験で行った SSC 試行は、足関節 60 度における等尺性足関節底屈トルク発揮に続いて、100 度まで伸張性足関節底屈トルク発揮を行ったのち、直ちに 60 度まで短縮性足関節底屈トルク発揮に移行する試行であった。この際の関節角速度は 50 度/秒とした。また、試行は随意最大努力で行った。被検者の測定姿勢は、右膝関節完全伸展位、股関節 100 度(解剖学的正位を 180 度、屈曲方向をマイナスとする)とし、膝関節の動きを防ぐため、に大腿部をストラップにより固定した。また、右足部をダイナモメーターのアタッチメントにストラップを用いて固定した。この際ダイナモメーターの回転中心と足関節の回転軸が一致するように細心の注意を払った。試行に先立ち、ウォーミングアップと練習を兼ねて、被検者は最大下努力および最大努力による等尺性関節トルク発揮および動的関節トルク発揮を行った。

測定および計算項目

試行中の足関節角度、足関節トルク、腱膜長と外部腱長、および腱張力を、実験1と同様の方法を用いて、測定・算出した。

結果

図3-5に CON 試行および ECC 試行における関節角度と腱張力の関係を示した。CON 試行および ECC 試行ともに、各関節角度におけるアキレス腱張力は max、60%、30%の順に大きい値となった。しかし、CON 試行においては、底屈位で腱張力に max と 60%との間に差は存在しなかった。

図3-6に CON 試行における関節角度と腱膜および外部腱の長さ変化の関係、およびアキレス腱張力と長さ変化の関係を示した。いずれの試行においても、外部腱には足関節底屈およびアキレス腱張力の減少に伴う短縮が認められた。腱膜では CONmax にのみ有意な短縮が認められた。全ての試行で外部腱の長さ変化が腱膜の長さ変化よりも大きかった(表3-1)。

図3-7に ECC 試行における関節角度と腱膜および外部腱の長さ変化の関係、およびアキレス腱張力と長さ変化の関係を示した。いずれの試行も足関節背屈およびアキレス腱張力の増加に伴う外部腱の伸張がみられたが、腱膜はアキレス腱張力が増加してもほぼ一定の長さを保ち、有意な伸張は認められなかった(表3-1)。

図3-8に背屈位および底屈位での ISO 試行における、力発揮レベルと腱膜及び外部腱の長さ変化の関係を示した。底屈位での試行においては、外部腱は発揮筋力の増加に伴い伸張した($p < 0.01$)。しかし、腱膜に伸張は認められなかった。一方、背屈位では腱膜および外部腱ともに伸張が認められた($p < 0.01$)。

SSC 試行における外部腱および腱膜の長さとの関係を図3-9に示した。試行中、腱膜に長さ変化は観察されなかった。一方、外部腱+腱膜および外部腱は腱張力の増減にともなって伸張から短縮へ移行した。また、この際の外部腱長と腱張力の関係を表すプロットは、反時計回りのループを描いた。

論議

本章で得られた主要な知見は、ECC 試行および SSC 試行において、アキレス腱張力の変化に

伴う腱膜長の変化が認められなかったこと、および SSC 試行における外部腱長とアキレス腱張力の関係が、ヒステリシスとは反対の反時計回りのループを示したことである。

等尺性関節トルク発揮時の腱膜の長さ変化を観察した先行研究においては、腱膜が弾性を有することが報告されている(Maganaris と Paul, 2000b; Muramatsu ら, 2001; Magnusson ら, 2003)。

Muramatsu ら(2001)は、本研究と同じ腓腹筋内側頭について、ランプ状の等尺性足関節底屈トルク発揮時の腱膜と外部腱の長さ変化を観察し、外部腱同様に腱膜も発揮筋力の増加に伴い伸張することを示した。本研究における背屈位での ISO 試行においても、腱張力の増加に伴う腱膜長の増加が認められた(図3-8)。しかしながら、ECC 試行および SSC 試行において、アキレス腱張力の変化に伴い外部腱長が変化するのに対し、いずれの条件においても、腱膜には有意な長さ変化は認められなかった。この結果は、身体運動における腱膜の動態を、等尺性関節トルク発揮時の腱膜長と腱張力の関係から推定することが困難であることを示唆するものである。また、動的関節トルク発揮における張力伝達過程において、腱膜は弾性体としてエネルギーを蓄積するという役割を果たしていないと考えられる。

足関節底屈位での ISO 試行において、腱膜の伸張がみられなかった(図3-8)ことから、ECC 試行や SSC 試行中に腱膜の伸張が認められなかった理由として、背屈動作開始前の等尺性関節トルク発揮時に既に腱膜が伸張されていたとは考え難い。ECC 試行および SSC 試行時に腱膜の伸張が観察されなかった要因として考えられることの一つとして、腱膜の形状がシート状であり、その幅が筋線維長の影響を受けることが挙げられる。Scott と Loeb (1995) や van Donkelaar ら(1999)は、動物の摘出筋において、筋活動や筋の短縮に伴う筋線維の短縮に伴って腱膜の幅が増加することを報告している。また、ヒトの腱膜に関しても、Maganaris ら(2001) や Muraoka ら(2003)の結果によると、腱膜の幅が筋活動あるいは筋束の短縮に伴い増加する。この腱膜の幅の増加は、腱膜の長軸方向への長さ変化を制限する要因となりうると考えられる。筋は等尺性筋活動や短縮性筋活動と比較して、伸張性筋活動において、より大きな張力を発揮することが可能である(Kats, 1939)。活動中の腓腹筋内側頭の筋線維が力-長さ関係の上行脚にある(Kawakami ら2000; Maganaris 2003)ことを考慮すると、伸張性筋活動においては、短縮性筋活動や等尺性筋

活動と同等の張力を、より短い筋線維長で発揮することになる。このことから、伸張性足関節底屈トルク発揮時には、等尺性足関節トルク発揮時と比較して腱膜の幅が広く、これが腱膜の伸張を制限する一つの要因となった可能性が考えられる。しかしながら、腱張力とは無関係に、筋長の増加に伴って腱膜長が増加するという報告(Ettema と Huijing, 1989)もあること、また最大下強度の場合にも伸張が認められなかったことを考えると、上記の要因だけで本実験の結果を説明することは困難である。従って、そのメカニズムに関しては、今後腱膜の形状や筋張力などの要因を総合的に検討する必要がある。

一方、CON 試行においては、全ての試行においてアキレス腱張力の減少に伴う外部腱の短縮が認められた。しかし、腱膜に短縮が認められたのは CONmax のみであった。このように CON30%や CON60%で腱膜に短縮が認められなかったのは、関節動作開始前の伸張が小さかったこと、およびアキレス腱張力減少の程度が小さかったことによると推察される。すなわち、足関節背屈位での ISO 試行において、力発揮レベルが低い場合には腱膜の伸張は僅かであった(30%MVC でおよそ 1.0 mm、60%でおよそ 2.0 mm、**図 3-8**)。それゆえ、CON30%および CON60%においては、足関節底屈動作開始前の等尺性関節トルク発揮における腱膜の伸張が僅かであり、その後の足関節底屈動作に伴うアキレス腱張力低下時にも腱膜の短縮が認められなかったものと考えられる。一方、CONmax においては、動作開始前の等尺性足関節底屈トルク発揮における腱膜の伸張が CON30%や CON60%と比較して大きく(**図 3-8**)、また動作終了時には CON60%と同等までアキレス腱張力が低下(**図 3-4**)したことから腱膜に短縮が認められたものと考えられる。

外部腱には、全ての試行において、張力の増減に伴い伸張あるいは短縮が認められた。この結果からは、身体運動中の腱の長さ変化は主として外部腱によるものであり、腱の中で弾性エネルギーの蓄積および解放という機能を担っているのは、外部腱であると考えられる。しかしながら、SSC 試行における外部腱長とアキレス腱張力の関係は、反時計回りのループを描いた。通常、粘弾性体であれば、長さ-力関係は時計回りのヒステリシスループを描くはずである。従って、この結果は、腱膜の場合と同様、外部腱についても、等尺性関節トルク発揮時に得られた外部腱長と腱張力の

関係から、身体運動中の外部腱の正確な動態を推定することが困難であることを示すものといえる。また、この結果は、第2章の跳躍動作において観察された腱長-腱張力関係の反時計回りのループは、外部腱の動態によるものであることを示唆している。本章の SSC 試行においては、背屈局面初期から筋活動が行われており、筋活動が無い局面は無かった。このことから考えると、本章の SSC 試行における外部腱に反時計回りのループが観察されたのは、伸張性足関節底屈トルク発揮と短縮性足関節底屈トルク発揮とで外部腱長-腱張力関係に差があるためであると予測される。ただし、伸張性筋活動においては等尺性あるいは短縮性筋活動時よりも力発揮能力が高いにも関わらず、ECC 試行時の腱張力は、CON 試行時の腱張力とほぼ同程度であった(図3-5参照)。このことを考慮すると、SSC 試行の背屈局面での筋活動レベルが底屈局面での筋活動レベルよりも低かったことが、SSC 試行の背屈局面と底屈局面における外部腱長-腱張力関係の差(反時計回りのループ)の原因となった可能性も否定できない。

一方、本研究において腓腹筋内側頭の外部腱と定義した部分には、ヒラメ筋の腱膜と共通の部分が含まれる(図1-2および図3-3参照)。先行研究においては、腱膜長と腱張力の関係が筋活動様式や筋活動の有無の影響を受けることが報告されている(Huijing と Ettema, 1988/89)。したがって、反時計回りのループが認められた要因として、ヒラメ筋の腱膜と共通の部分が、筋の活動状態の影響を受けた可能性も考えられる。

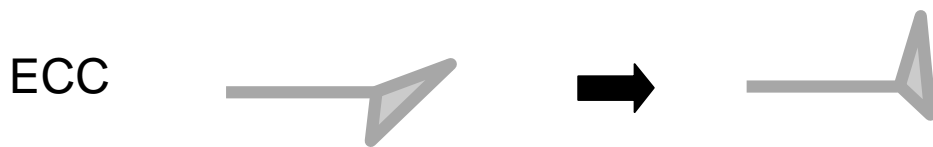
要約

第3章では、等速性筋力計を用いて、随意での短縮性、伸張性および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行い、その際の外部腱と腱膜それぞれの動態を超音波法により観察した。関節動作中の外部腱長もしくは腱膜長と腱張力の関係を検討したところ、伸張性足関節底屈トルク発揮および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮においては、腱張力の変化に拘わらず、腱膜長の有意な変化は認められなかった。また、伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮中の外部腱長と腱張力の関係は、反時計回りのループを描いた。以上の結果から、腱にお

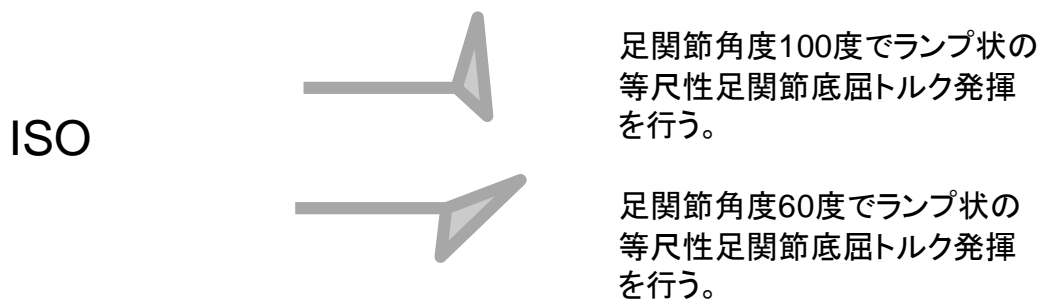
ける弾性エネルギー蓄積の役割は主に外部腱が担っていること、および跳躍動作において観察された反時計回りのループは、外部腱において生じていることが示唆された。



足関節角度100度での等尺性足関節底屈トルク発揮に続き、60度までの短縮性足関節底屈トルク発揮を行う。



足関節角度60度での等尺性底屈筋力発揮に続き、100度までの伸張性足関節底屈トルク発揮を行う。



足関節角度60度での等尺性足関節底屈トルク発揮後、100度まで伸張性足関節底屈トルク発揮を行い、直ちに切り返して、60度まで短縮性足関節底屈トルク発揮を行う。

図3-1 第3章における測定対象動作。

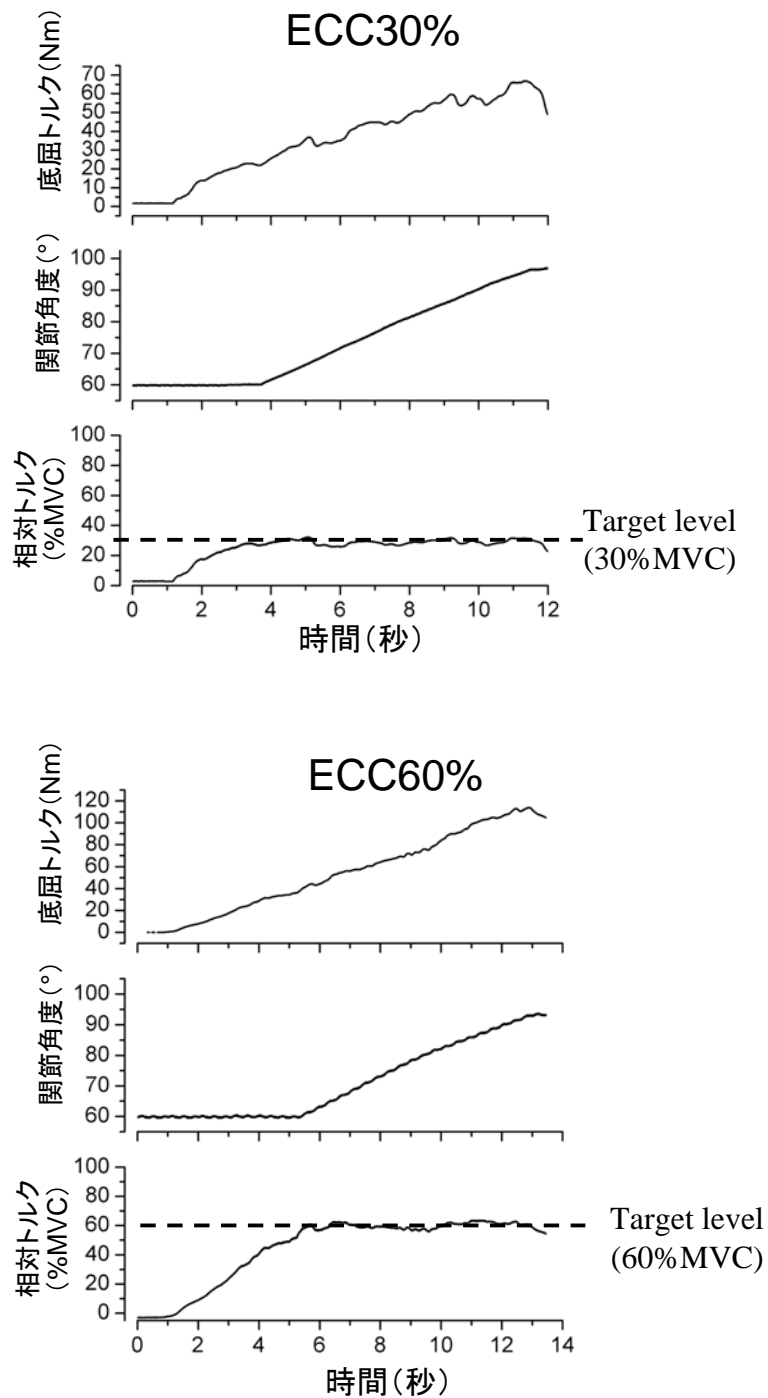


図3-2 最大下努力試行におけるトルク、角度および相対トルクの典型例(ECC30%およびECC60%)。

被検者に各関節角度における相対的努力度(%MVC)を視覚フィードバックすることで、動作全域を通して一定の筋力発揮レベルを維持させた。

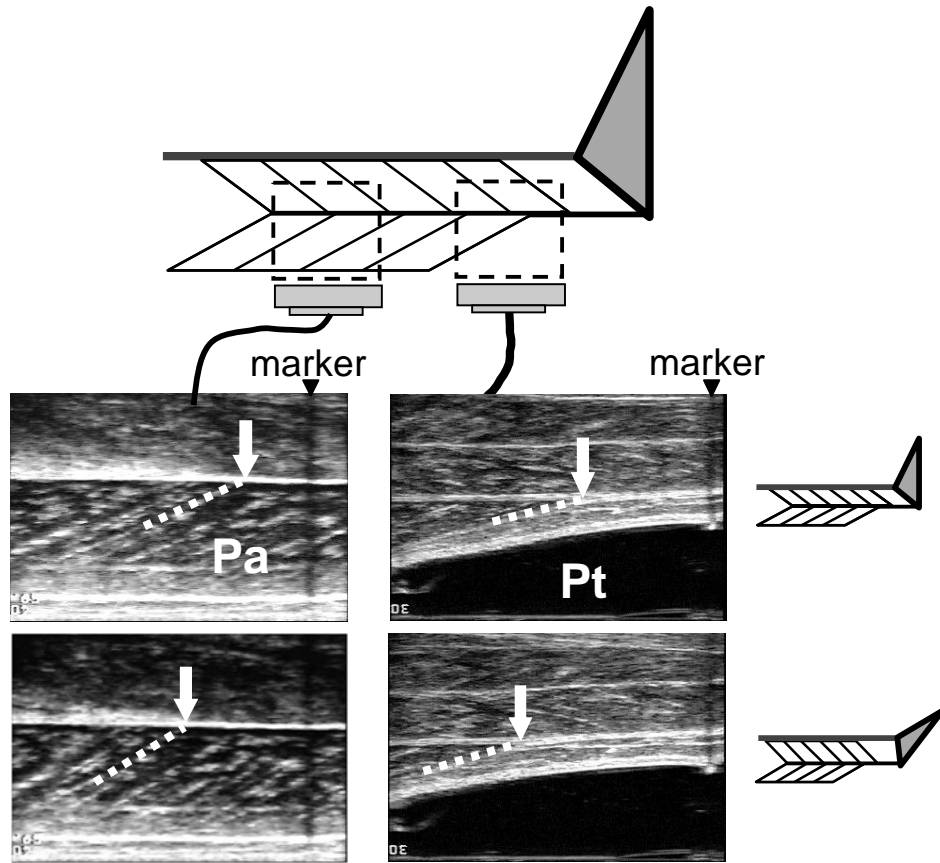


図3-3 超音波プローブの配置と各プローブで得られた画像の典型例。プローブは、遠位筋腱移行部上、および筋腹部に直線上に位置するように配置した。図中のPtは遠位筋腱移行部、Paは筋腹部における筋束と深部腱膜との交点を示す。各超音波画像につき、これらのポイントとリファレンスマーカーとの距離を測定し、動作中の各ポイントの移動量を測定した。

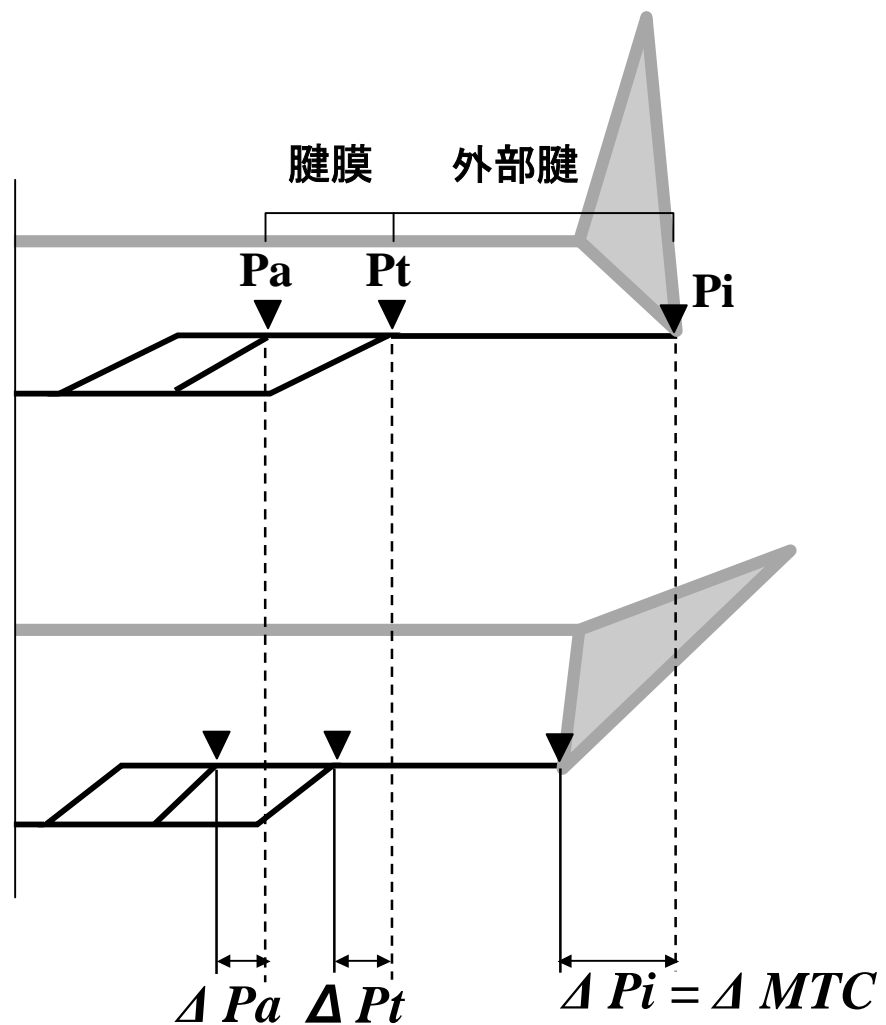


図3-4 外部腱長と腱膜長の算出方法。

Muraokaら(2002)と同様の方法を用いて、超音波画像上で測定したPaとPtの移動、およびPi(アキレス腱停止部)の移動から、外部腱長および腱膜長の変化を算出した。なお、Piの移動は、筋腱複合体長変化(ΔMTC)と等しい。そのため、Piの移動は、足関節角度変化と腓腹筋筋腱複合体長変化の関係を報告したGrieveら(1978)の式を用いて推定した。

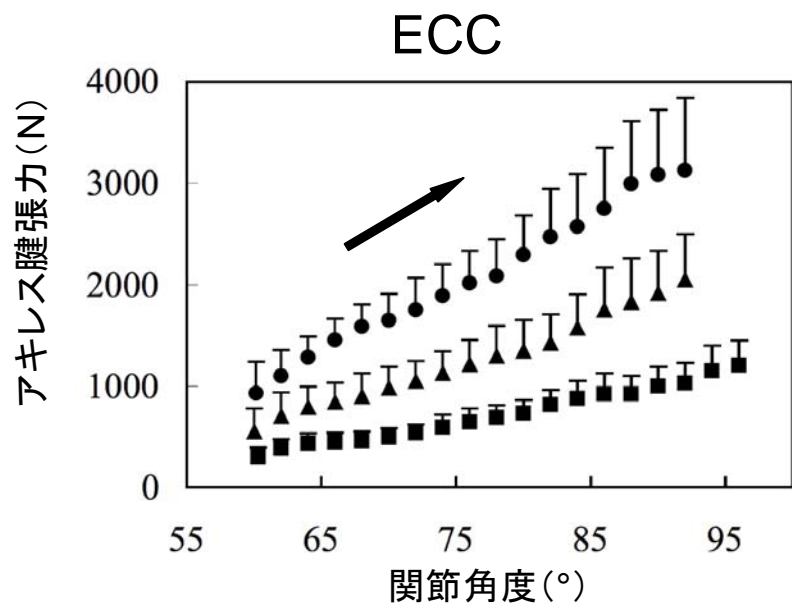
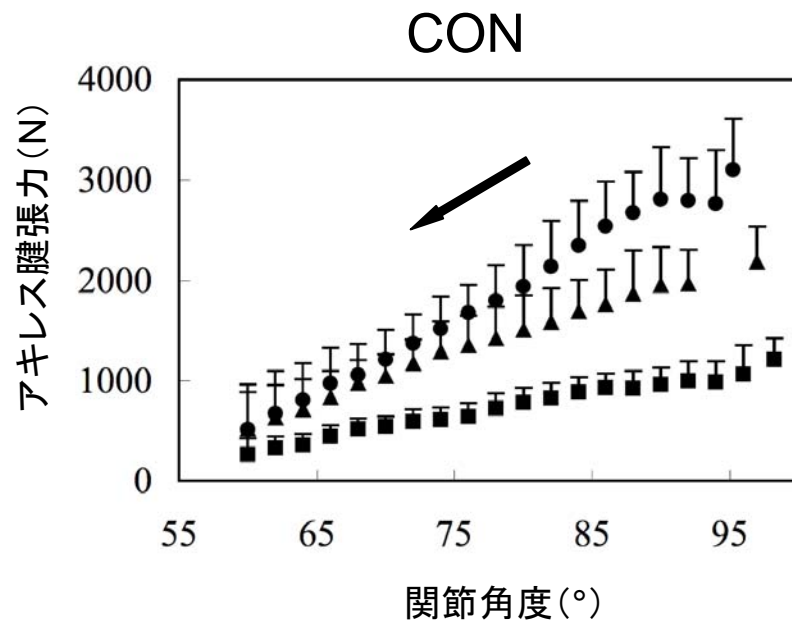


図3-5 関節角度-アキレス腱張力関係。

●は最大努力、▲は60%MVC、■は30%MVCを表す。値は
 平均値+標準偏差。

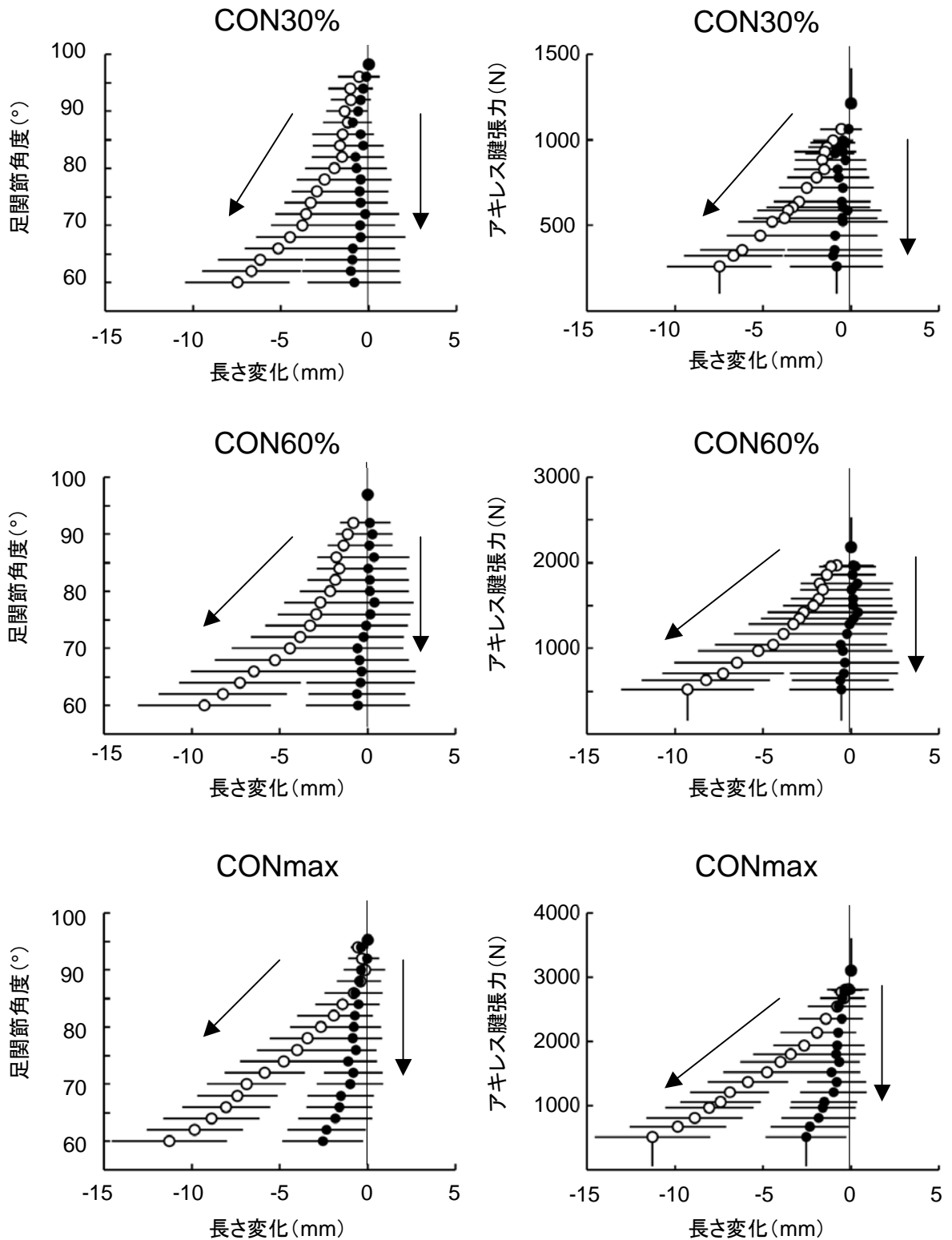


図3-6 CON試行における腱膜と外部腱の長さ変化。

左:関節角度変化に対する長さ変化 右:アキレス腱張力に対する長さ変化

●は腱膜、○は外部腱を表す。値は平均値±標準偏差。

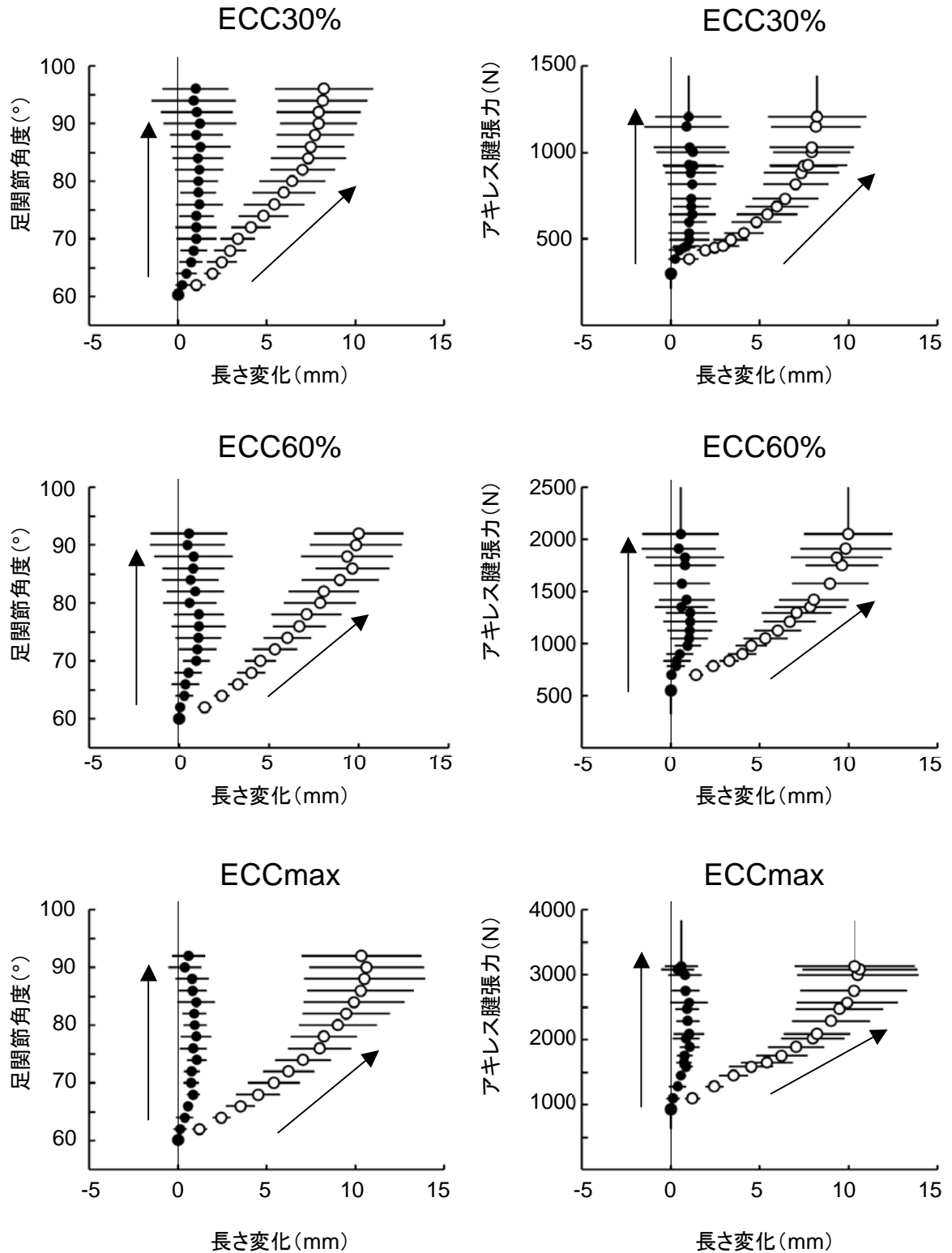


図3-7 ECC試行における腱膜と外部腱の長さ変化。

左: 関節角度変化に対する長さ変化 右: アキレス腱張力に対する長さ変化

●は腱膜、○は外部腱を表す。値は平均値±標準偏差。

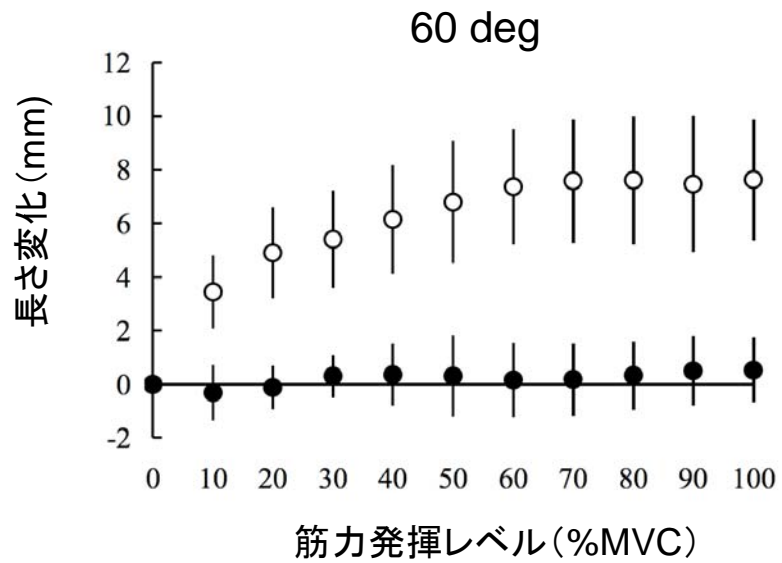
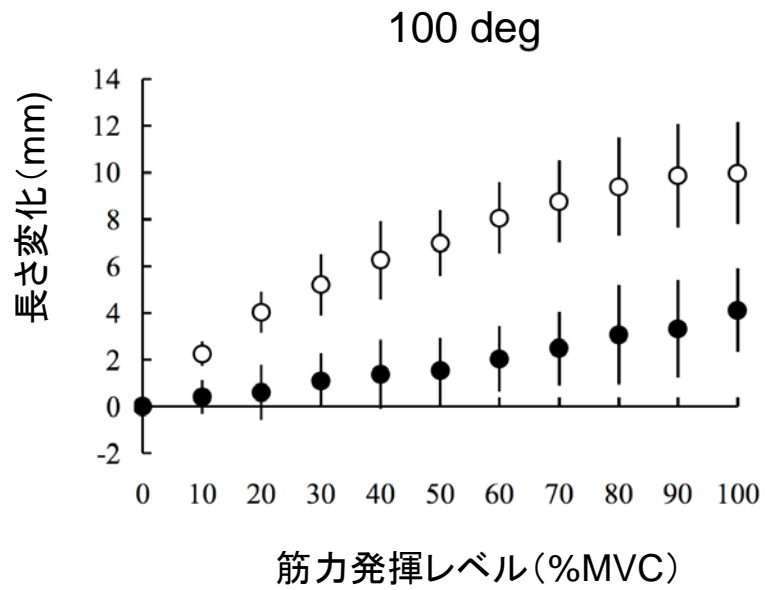


図3-8 ISO試行における筋力発揮レベル-長さ変化関係。
●は腱膜、○は外部腱を示す。値は平均値±標準偏差。

表3-1 腱膜と外部腱の長さ変化（単位：mm）

	Aponeurosis	Tendon
CONmax	-2.5 ± 1.2 [†]	-11.3 ± 3.3 ^{†*}
CON60%	-0.6 ± 2.0	-9.3 ± 3.7 ^{†*}
CON30%	-0.8 ± 2.2	-7.4 ± 2.9 ^{†*}
ECCmax	0.6 ± 1.5	10.3 ± 3.3 ^{†*}
ECC60%	0.6 ± 2.0	9.9 ± 2.4 ^{†*}
ECC30%	0.9 ± 1.8	8.2 ± 2.7 ^{†*}

値は、平均値±標準偏差。[†]は長さ変化が有意であることを示し、*は腱膜と外部腱の間に有意差があることを示す (p < 0.01)。

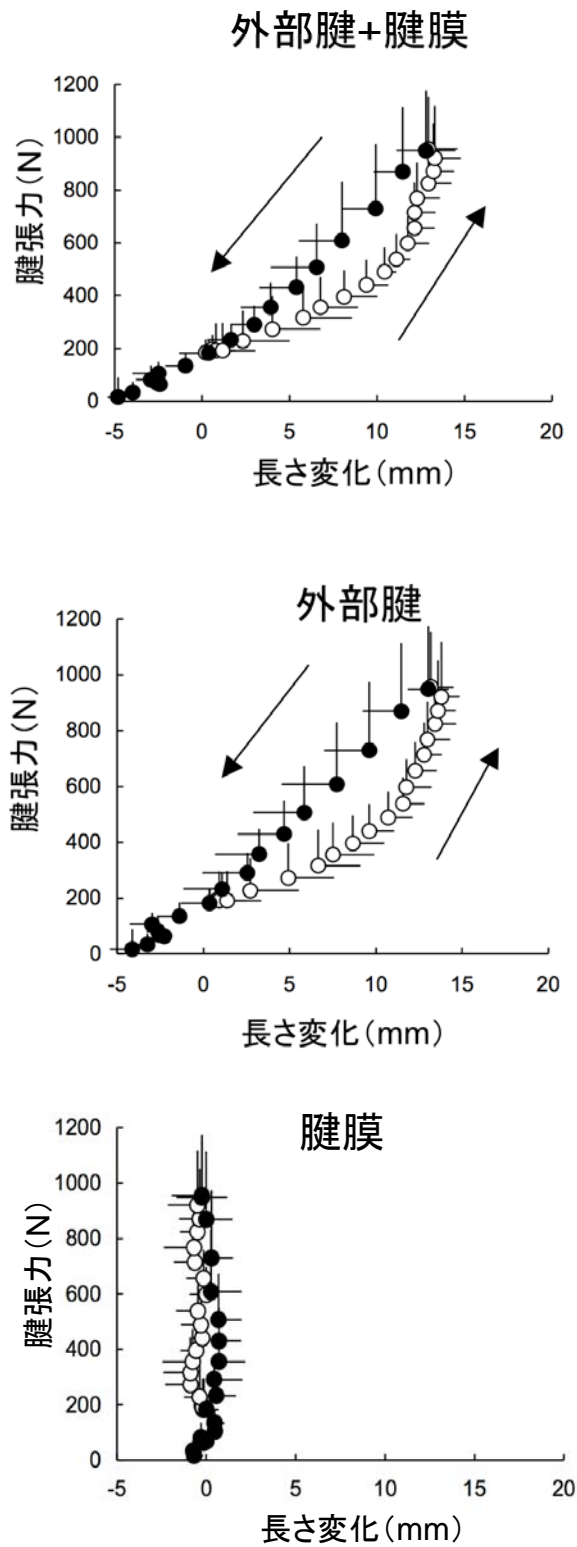


図3-9 SSC試行中の腱張力-長さ変化関係。

○は背屈局面、●は底屈局面を示す。値は、平均値±標準偏差。

第4章

単一筋電気刺激による動的足関節底屈トルク発揮時の

腓腹筋内側頭外部腱の動態

目的

第2章の実験では、腱長と腱張力の関係が反時計回りのループを示した。また、第3章においても、SSC 試行時の外部腱長と腱張力の関係には反時計回りのループが観察された。これらの結果は、動的な関節トルク発揮中の腱の動態が、等尺性関節トルク発揮時の腱長と腱張力の関係から求めた腱の粘弾性特性に基づいて予測されるものとは異なる可能性を示唆するものである。このような現象が観察される要因として、外部腱長と腱張力の関係が、筋活動様式や筋活動の有無(あるいはレベル)の影響を受けることが考えられた。しかしながら、随意での動的な関節トルク発揮においては、関節動作中に筋活動レベルが著しく変化する可能性があり、筋活動様式と筋活動の有無のどちらが外部腱長-腱張力関係に影響を及ぼすかを区別することができない。そこで本章では、筋活動の有無および筋活動様式が外部腱長-腱張力関係に及ぼす影響を検討することを目的として、一定強度での電気刺激(筋腹刺激)により腓腹筋内側頭の筋活動を誘発して動的な足関節底屈トルク発揮を行い、その際の外部腱長と腱張力の関係を観察した。

方法

被検者

6名の健康な成人男性(23.6 ± 2.5 歳、171.5 ± 4.9 cm、62.8 ± 3.9 kg)が本実験に参加した。被検者には本実験の目的および実験参加に伴う危険性についての説明を行い、全ての被検者から書面による同意を得た。

測定姿勢

被検者の測定時の姿勢は、右膝関節完全伸展位、股関節 100 度(解剖学的正位 180 度、屈曲方向をマイナスとする)とし、膝関節の動きを防ぐために、大腿部をストラップにより固定した。また、右足部をダイナモメーター (CON-TREX, CMV AG) のアタッチメントにストラップを用いて固定した。この際ダイナモメーターの回転中心と足関節の回転軸が一致するように細心の注意を払った。

電気刺激

電気刺激には、アイソレーター (SS-1963, 日本光電) と接続した電気刺激装置 (SEN-3301, 日本光電) を用いた。刺激電極の配置は、陰極 (5 × 3 cm, ニコレー・バイオメディカル・ジャパン) は腓腹筋内側頭筋腹の神経支配帯上、陽極 (5 × 4 cm, ニコレー・バイオメディカル・ジャパン) はアキレス腱上とした。刺激条件は、持続時間 0.2 ms、刺激頻度 40 Hz であった。刺激強度 (刺激電圧) は、下に示す方法で導出した各筋の筋電図波形を確認しながら、徐々に強度を高め、腓腹筋内側頭以外の筋に筋電図信号が認められる直前の強度とした。

筋電図

腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋および前脛骨筋の筋電図を、双極誘導法により導出した。電極は表面電極 (直径 1.5 cm, ブルーセンサー N-00-S 25, メッツ) を用い、電極間距離 2 cm で筋腹上に筋線維の走行に沿って貼付した。筋電図信号は、生体アンプ (AB-610J, 日本光電) により増幅したのち、16 ビットの A/D 変換器 (PowerLab 16SP, ADInstruments) を介して、サンプリング周波数 4 kHz でパーソナルコンピューターに取り込んだ。

試行

以下に示す 4 種類の試行を行った。試行順はランダムとした (図 4-1)。

- 足関節角度 95 度 (解剖学的正位を 90 度、背屈方向をプラスとする) における 1 秒間の等尺性

足関節底屈トルク発揮に続く、55 度までの短縮性足関節底屈トルク発揮 (CON 試行)。

- 足関節角度 55 度における 1 秒間の等尺性足関節底屈トルク発揮に続く、95 度までの伸張性足関節底屈トルク発揮 (ECC 試行)。
- 足関節角度 55 度での 1 秒間の等尺性足関節底屈トルク発揮に続き、95 度まで伸張性足関節底屈トルク発揮を行った後、直ちに切り返し、55 度までの短縮性足関節底屈トルク発揮を行う試行 (SSC 試行)
- 足関節角度 55 度から 95 度までの受動背屈

なお、全ての試行において、関節角速度は 10 度/秒とした。

足関節角度およびトルクの測定

足関節角度および足関節トルクはダイナモメーター (CON-TREX, CMV AG) を用いて測定した。これらのデータは 16 ビットの A/D 変換器 (PowerLab 16SP, ADInstruments) を介して、筋電図信号と共にサンプリング周波数 4 kHz でパーソナルコンピュータに取り込んだ。

外部腱の長さ変化の測定

腓腹筋内側頭の外部腱長変化を B モード超音波法により測定した (図 4-2)。超音波装置 (SSD5500, ALOKA) のプローブを遠位筋腱移行部 (MTJ) 上に長軸方向に置き、縦断画像を取得した。なお、MTJ 付近は筋の凹凸が大きいため、プローブには、ウォーターバッグ (WB-2463, ALOKA) を装着した。試行中は、プローブをサージカルテープで固定した上で、検者が手で支え、プローブの位置がずれるのを防いだ。外部腱の長さは、MTJ からアキレス腱停止部 (踵骨隆起) までの距離と定義した。外部腱長変化の測定は、足関節角度 5 度ごとに行った。超音波画像上で認識できるように MTJ の遠位部皮膚上に貼付したマーカとアキレス腱の踵骨停止部 (超音波画像で確認) の距離を、メジャーを用いて測定し、この距離と超音波画像上で計測したマーカから MTJ までの距離を合計することで外部腱長を算出した。

腱張力の算出

アキレス腱張力(Ft)を以下の式を用いて算出した。

$$F_t = TQ \cdot MA^{-1}$$

ここで、TQ、MA は、それぞれ足関節トルク、アキレス腱のモーメントアームを表す。MA は、Ruggら(1990)のデータを用いて推定した。ダイナモメーターのアタッチメントの質量により発生するトルクは、ダイナモメーターにより測定されたトルクから差し引かれた。また、足部質量により発生するトルクも Winter(1990)の方法を用いて算出し、ダイナモメーターで測定されたトルクから差し引いた。

結果

図4-3に CON、ECC および SSC 試行における各パラメーターの経時変化の典型例を示した。CON 試行における足関節底屈トルクは、刺激開始後に増加し、定常状態に至ったあと、足関節底屈動作の開始と共に、動作終了まで減少し続けた。ECC 試行においては、刺激開始後、足関節底屈トルクはわずかに増加し、背屈動作開始とともに最大背屈位まで増加し続けた。SSC 動作においては、足関節底屈トルクは、刺激開始後にわずかに増加した後、背屈位での切り返しまで増加し続け、切り返し後急激に低下した後、引き続き最大底屈位まで減少し続けた。

図4-4に、CON と ECC 試行(上段)および SSC 試行(下段)における外部腱長とアキレス腱張力の関係を示した。CON および ECC 試行における外部腱長と腱張力の関係は、ほぼ同一曲線上にプロットされた。また、SSC 試行の足関節背屈局面(外部腱伸張局面)と底屈局面(外部腱短縮局面)における外部腱長と腱張力の関係にも差は認められなかった。

図4-5に動的関節トルク発揮条件(CON、ECC および SSC 試行)と受動背屈条件における外部腱長とアキレス腱張力の関係を示した。受動背屈条件における外部腱長は、動的関節トルク発揮条件における同一張力に対する外部腱長よりも長かった。

論議

本実験の結果、外部腱長とアキレス腱張力の関係に、CON 試行と ECC 試行との間で差は認められなかった。また SSC 試行の外部腱長と腱張力の関係においても、背屈局面と底屈局面との間に差は認められなかった。これまでに、外部腱長と腱張力の関係における筋活動様式間の差を検討した例はない。本研究の結果は、外部腱長と腱張力の関係が筋活動様式の影響を受けないことを示唆するものである。このことから、伸張-短縮サイクル動作時の腱(外部腱)長-腱張力関係における反時計回りのループが、筋活動あるいは関節トルク発揮の様式に因るものではないと考えられる。

一方、外部腱長とアキレス腱張力の関係は、受動背屈時と動的関節トルク発揮時とで異なり、同一腱張力に対する外部腱長は、動的関節トルク発揮時の方が短いことが明らかとなった。この結果から、腱長-腱張力関係における反時計回りのループは、外部腱長-腱張力関係が筋活動の有無(あるいは筋活動レベル)で異なることに起因すると考えられる。これまでに外部腱長と腱張力の関係を、受動伸張条件と筋活動条件で比較した報告は、**Huijing と Ettema (1988/89)**と **Lieber ら (2000)**の 2 例に限られる。**Huijing と Ettema (1988/89)**は、ラットのアキレス腱において、本研究と同様に、長さ-張力関係が筋活動条件と受動伸張条件とで異なることを認めている。彼らは、この差をもたらすメカニズムは不明であるとしつつも、可能性のある要因として粘性の影響を挙げている。また、**Lieber ら (2000)**は、カエルの半腱様筋を対象として、受動伸張時と電気刺激による等尺性筋活動時の外部腱長-腱張力関係を調べた。その結果、電気刺激時の急激な張力増加中の外部腱長は、粘性の影響のために、受動伸張時の同一張力における外部腱長と比較して短くなるが、最終的に張力の増加が止まり定常状態になると、外部腱長は受動伸張条件と同一になることを報告している。彼らは、この結果から、非生理学的なひずみ速度での実験によって得られたデータに基づいて腱の動態を推定する場合には、注意が必要であると結論づけている。本研究における受動背屈と動的関節トルク発揮における関節角速度は同一であり、両条件におけるひずみ速度も生理学的範囲を超えるものではない。また、仮に動的関節トルク発揮時の外部腱の動態が粘性の影響を受けているとすれば、SSC 試行における外部腱長と腱張力の関係は、時計回りのヒステリシスループを描くはずである。しかしながら、上述の通り、SSC 試行の伸張時(背屈時)と短縮時(底屈

時)の外部腱の動態に差はなく、ヒステリシスループは観察されなかった。これらのことから考えると、本実験で得られた受動伸張条件と動的関節トルク発揮条件における差が、粘性の影響によるものであるとは考えにくい。

上記のような受動条件と動的関節トルク発揮条件における外部腱長—腱張力関係の差をもたらした要因として、両条件におけるモーメントアームの違いが考えられる。**Maganaris ら (1998)** は、アキレス腱のモーメントアームが安静時よりも筋活動時の方が長いことを報告している。本研究では、受動条件と動的関節トルク発揮条件で同一のモーメントアームを用いて腱張力を算出した。そのため、モーメントアームの違いが受動背屈と動的関節トルク発揮の差に影響していることが考えられる。しかしながら、**図 4-5** に示されるように、同一外部腱長に対する動的関節トルク発揮条件と受動条件の腱張力の差は 2 倍近くに及んでいる。従って、動的関節トルク発揮条件と受動条件のプロットが重なるためには、動的関節トルク発揮条件におけるモーメントアーム長が受動条件の 2 倍近くに及ぶ必要がある。また、本実験においては電気刺激により腓腹筋内側頭のみを活動させており、この際のアキレス腱の張力は **Maganaris ら (1998)** が用いている随意最大足関節底屈トルク発揮の場合と比較して著しく小さい。これらのことから、筋活動に伴うモーメントアームの増加のみで、受動条件と動的関節トルク発揮条件の腱の動態の差を説明することは出来ないと考えられる。

腱膜に関しては、腱膜長と腱張力の関係が筋活動の有無によって異なり、受動伸張において筋活動時よりも同一張力に対する腱膜長が長いことが報告されている (**Huijing と Ettema, 1988/89; Zuurbier ら, 1994; Lieber ら, 2000**)。この現象のメカニズムとして、**Zuurbier ら (1994)** は、筋活動状態では腱膜が固定されることにより、幅が広く短い状態が維持されると考察している (**図 1-7**)。本章において対象とした部位は、外部腱であり、腱膜ではない。しかしながら、本章で腓腹筋内側頭と定義した部位の近位部分は、ヒラメ筋の腱膜との共通部分であり、腓腹筋内側頭の腱膜から移行した後もシート状を維持している。仮に筋活動によって腱膜(あるいは筋腹)の幅が広い状態に保たれたとすると (**Scott と Loeb, 1995; Muraoka ら, 2003** など)、この外部腱と定義した部分のうちの近位部の幅も広い状態を維持し、長軸方向の伸展性が制限された可能性も考えられる。いずれにしても、このような現象が実際に起こりうるかについては、筋活動に伴う筋全体の形状変化の

観察が必要であろう。

要約

本章では、電気刺激を用いて腓腹筋内側頭のみを活動させて、短縮性、伸張性および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行い、この際の外部腱の動態を観察した。また、これらと受動背屈における外部腱の動態を比較した。その結果、外部腱長と腱張力の関係に、筋活動様式間で差はなく、伸張-短縮サイクルにおいても反時計回りのループは観察されなかった。一方、一定腱張力に対する外部腱長は、動的関節トルク発揮時の方が受動背屈時よりも短いことが明らかとなった。これらの結果から、外部腱長-腱張力関係は筋活動の有無あるいは筋の活動レベルの影響を受けることが示された。また、身体運動中の腱で観察される反時計回りのループは、動作中に筋活動の有無、あるいは筋活動レベルに依存して、外部腱長と腱張力の関係が変化することによると考えられた。

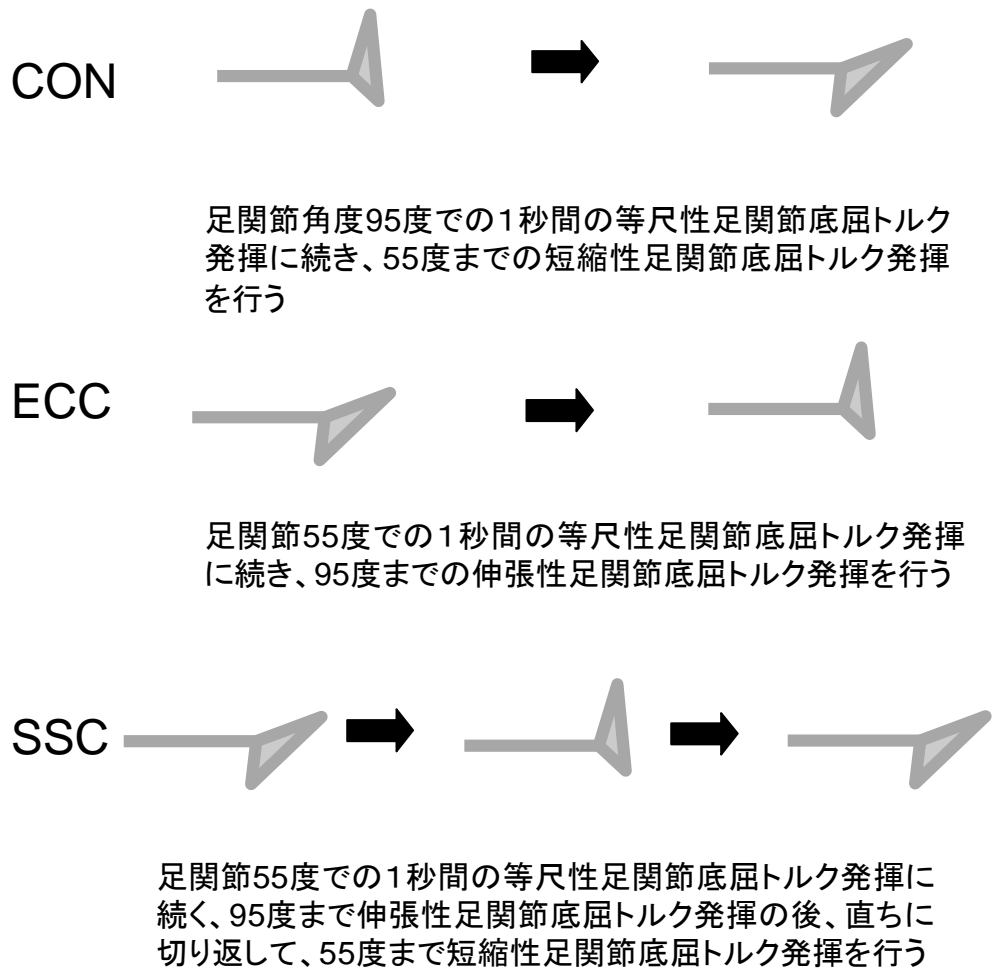


図4-1 分析対象とした動的関節トルク発揮試行

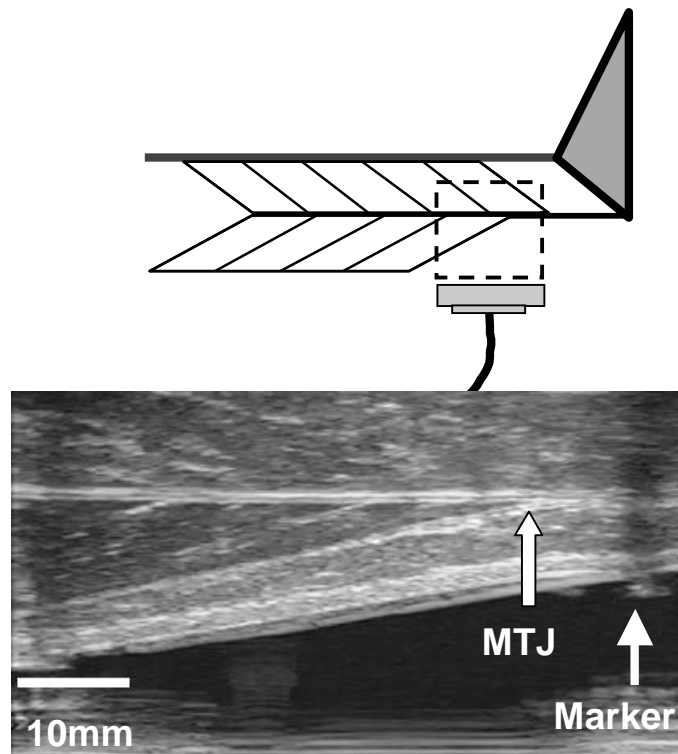


図4-2 外部腱長の算出方法。

外部腱長は下図の $a+b$ により算出した。 a については、超音波画像上でマーカーまでの距離を測定した。 b については、アキレス腱停止部からマーカーまでの距離をメジャーで測定した。

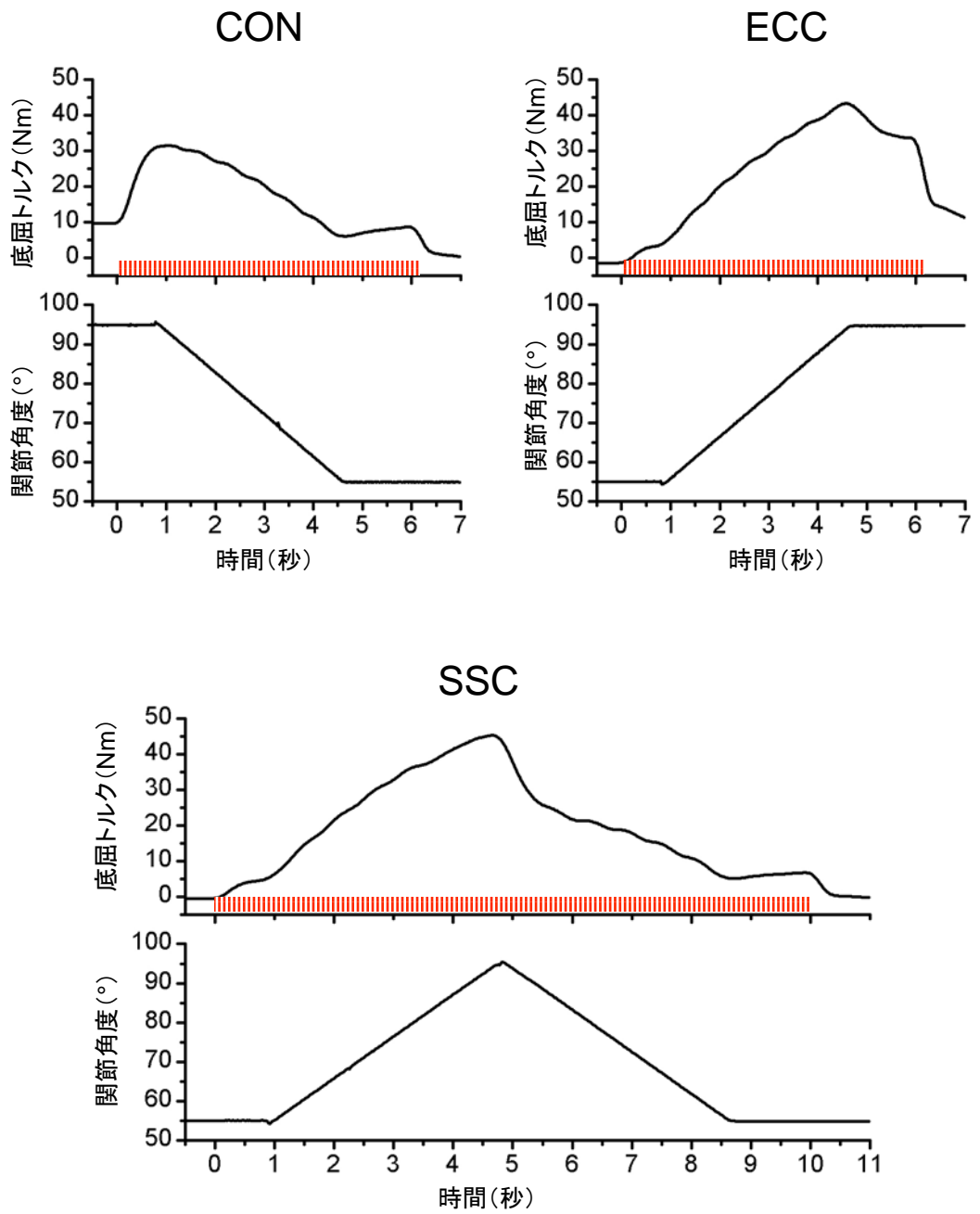
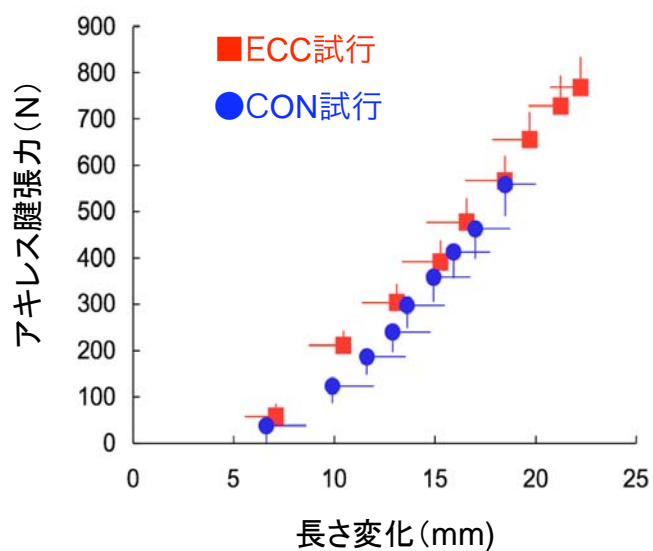


図4-3 各試行における足関節底屈トルクおよび関節角度の経時変化の典型例。
0秒時点から刺激を開始し、赤の縞で示した区間刺激を継続した。

CON試行およびECC試行



SSC試行

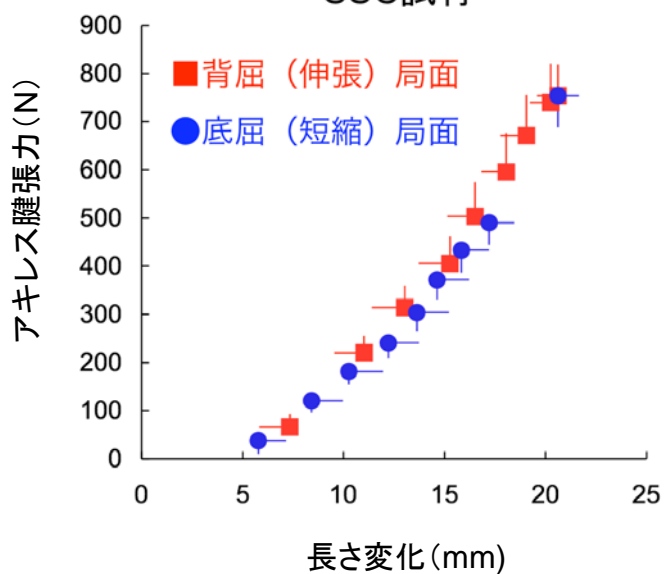


図4-4 動的関節トルク発揮(CON, ECCおよびSSC)時の
 腱張力-外部腱長関係
 長さ変化は、足関節角度55度での安静時を0とする。

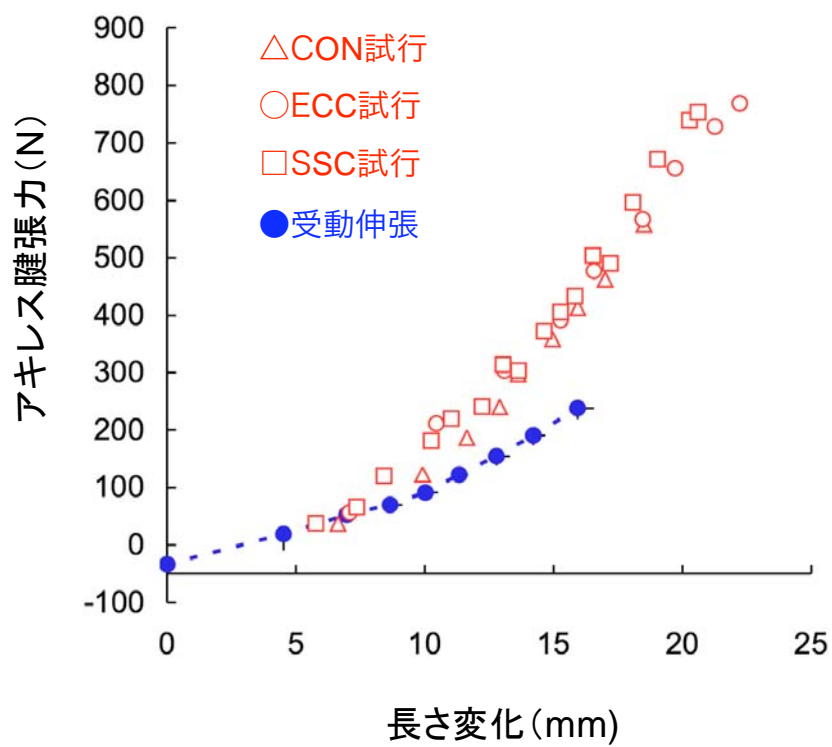


図4-5 動的関節トルク発揮時および受動伸張時の腱張力と外部腱の長さ変化の関係
足関節角度55度での安静時の長さを0 mmとする。

第5章

総括論議

本研究は、動的な関節トルク発揮時のヒトの腱の動態を明らかにすることを目的とした。各章で得られた主要な結果は以下通りである。

第2章では、足関節を用いた跳躍動作中の腓腹筋内側頭の腱の動態を観察した。その結果、筋腱複合体長変化の大部分(33~80%)は腱長変化によるものであること、および跳躍動作中の腱長と腱張力の関係は、反時計回りのループを描くことが明らかとなった。

第3章では、等速性筋力計での短縮性、伸張性、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮中の外部腱と腱膜それぞれの動態を観察した。その結果、伸張性足関節トルク発揮および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮においては、腱張力の変化に拘わらず、腱膜長に有意な変化は無く、腱長変化は外部腱によるものであることが明らかとなった。また、伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮時の外部腱長と腱張力の関係は、反時計回りのループを描いた。

第4章では、電気刺激によって腓腹筋内側頭を活動させて、短縮性、伸張性、および伸張-短縮サイクルによる足関節底屈トルク発揮を行った際の外部腱長-腱張力関係を観察した。また、これらの条件における外部腱長-腱張力関係と、受動背屈(伸張)条件におけるそれとを比較した。その結果、外部腱長-腱張力関係に、筋活動様式(関節トルク発揮様式)間で差はなく、伸張-短縮サイクル動作においても反時計回りのループは観察されなかった。一方、一定腱張力に対する外部腱長は、動的な関節トルク発揮時の方が受動伸張時よりも短いことが明らかとなった。

本章では、上記の知見に基づき、1) 関節動作における腱の動態、2) 外部腱と腱膜の機能的役割、および3) 身体運動のパフォーマンスと腱の力学的特性に関して考察を行う。

1) 関節動作中の腱の動態

本研究で得られた結果は以下のようにまとめられる。すなわち、1) 関節動作中の腱の長さ変化は主として外部腱によるものであり、腱膜は腱張力が変化しても長さを変えない。2) 動作中の腱長と腱張力の関係は、外部腱長-腱張力関係が変化することにより、ヒステリシスとは反対の反時計回りのループを示す。電気刺激により筋活動レベルを一定に保った状態では、伸張-短縮サイクル動作中の外部腱長-腱張力関係にループが観察されなかった。これに対し、動的な関節トルク発揮時の外部腱長-腱張力関係の傾きは、受動的な関節角度変化時のそれよりも大きかった。このことから、外部腱長-腱張力関係は、関節トルク発揮(筋活動)様式ではなく、筋活動の有無に依存すると考えられる(第4章)。ただし、外部腱長-腱張力関係への影響が筋活動の有無という二者択一で決定するとは考えにくく、筋活動レベルの大小が外部腱長-腱張力関係に影響を及ぼすと考えるのが自然である。そこで、第3章の ECC 試行中の外部腱長変化-腱張力関係を 3 つの筋力発揮レベル(ECC30%, ECC60%, ECCmax)間で比較すると、同一外部腱長に対する腱張力は、力発揮レベルが高いほど大きな値となる傾向が観察された(図5-1)。一方、先行研究においては、等尺性筋活動時(等尺性関節トルク発揮時)の腱スティフネスは、筋腱複合体長(関節角度)、もしくは筋長に依存しないことが報告されている(Fukashiro ら, 1995 図1-4右上図; Ettema と Huijing, 1989)。これらの点を考慮すると、図5-2に示すような、筋活動レベルと筋腱複合体長の影響を受ける外部腱長-腱張力関係を示す概念図を作成することができ、本研究の各章の試行における腱の動態は、次のように説明することが出来る(図5-3)。すなわち、第2章の PFJ および CMJ 試行における反時計回りのループは、背屈局面では受動的な筋腱複合体の伸張に続いて筋活動が起こり、底屈局面(筋腱複合体短縮局面)では局面を通して筋活動が維持されたという、背屈および底屈の各局面における筋活動の有無および筋活動レベルの違いによるものであると考えられる。また、第3章の RJ 試行および第4章の SSC 試行については、動作全体を通して筋活動が維持されていたものの、底屈局面における筋活動レベルが背屈局面の筋活動レベルを上回ったことによって、外部腱に反時計回りのループが生じたと説明できる。

動的な関節トルク発揮中に腱膜長が変化しないことや、外部腱長-腱張力関係が筋活動レベルに依存することの原因は明らかではない。しかし、この原因に関わる問題として、腱の動態を検討する際に用いた筋腱複合体モデルを考える必要がある。本研究では、従来の先行研究 (Ettema, 1990 など) (図5-4)と同様の、外部腱-腱膜-筋線維が直列に配列され、腱膜張力が外部腱張力と同一となるモデルを採用した。しかしながら、最近 Epstein ら (2006) は、筋線維と腱膜で囲まれる筋腹が、外部腱と直列に配列されるモデルを提案している (図5-5上段)。このモデルでは、筋内の結合組織 (図中 C) の剛性が高まると、筋線維から腱膜、外部腱への張力伝達機序が変化し、一定外部腱張力に対する腱膜張力が減少するとともに、伸張-短縮サイクルを模した力発揮において、腱膜張力-外部腱張力関係は反時計回りのループを描く。実際に、結合組織の剛性が腱膜張力に影響を及ぼすとすれば、動的関節トルク発揮において腱張力変化に拘わらず腱膜長に変化が認められなかったという結果は、筋内結合組織の剛性が高まったことにより、腱膜にかかる張力に変化が生じなかったことによると説明することができる。しかしながら、本研究では、外部腱に反時計回りの長さ-腱張力関係が観察されており、筋内結合組織の剛性の変化に伴う腱膜張力の変化のみで、腱の動態を説明することは出来ない。

一方、上記のような筋腱複合体モデルの問題以外に、腱長-腱張力関係に影響を及ぼしうる要因として、腱の横ひずみが挙げられる。動物やヒトを対象とした先行研究では、筋活動や筋長変化に伴って筋腹あるいは腱膜に横方向のひずみが生じることが確認されている (Scott & Loeb, 1995 など)。このような横方向のひずみは、腱膜の長軸方向の長さ変化やスティフネスに影響を及ぼす可能性がある。また、腓腹筋内側頭の外部腱のうち、近位部分は腱膜からの連続性が保たれたシート状の形状をしており、筋腹や腱膜の幅の変化に伴って、外部腱近位部の幅も変化することが予想される。従って、本研究で観察された腱の動態は、筋活動や筋腱複合体長 (あるいは筋線維長) の変化に伴う腱膜の幅の変化に影響されたものである可能性が高い。

いずれにしても、図5-2のモデルが示すように、これまでに報告されてきたような等尺性関節トルク発揮や受動的な関節動作時の腱長と腱張力の関係は、関節動作中に腱がとりうる動態の一部を表すにとどまると考えられる。従って、身体運動における腱の動態や機能的役割を検討する際に

は、動的な関節トルク発揮時の腱の動態を観察する必要があるといえる。

2) 外部腱と腱膜の機能的役割

羽状筋は外部腱に加えて筋の内部にも腱膜を有しており、紡錘状筋と比較して長い腱を有するという特徴を持つ(Zajac, 1989)。動物の腱膜を対象とした研究や、ヒトの等尺性関節トルク発揮時の腱膜の伸張を調べた研究の多くは、腱膜が外部腱よりも伸展性に富むことが報告されており、腱膜の存在により、羽状筋は弾性エネルギーの蓄積に優れると考えられてきた(Lieber ら, 1991; Kawakami と Lieber, 2000; Maganaris と Paul 2000)。本研究の第2章の跳躍動作においても、羽状筋である腓腹筋内側頭の筋腱複合体長変化の大部分が腱長変化によるものであることが示され(図2-6)、動作中の腱長変化と腱張力から算出した腱による仕事は、筋腱複合体全体の仕事の85%に及んだ(表2-1)。このことは、ヒトの身体運動においても、腱に蓄積された弾性エネルギーが筋腱複合体の仕事に貢献し、条件によっては、その貢献度はターキー(60%: Roberts ら, 1997)やワラビー(92-97%: Biewener ら, 1998)などの動物のロコモーションの場合と同程度に至ることを示唆するものである。しかしながら、第3章における伸張性関節トルク発揮および伸張-短縮サイクルによる関節トルク発揮において、外部腱と腱膜の動態を個別に観察したところ、腱張力の変化にかかわらず、腱膜には有意な長さ変化が認められなかった(図3-7および図3-9)。この結果は、身体運動中に腱の弾性エネルギー利用の役割を担うのは、主として外部腱であることを意味する。これに対して、羽状筋における腱膜の存在意義は、弾性エネルギーの蓄積そのものを担うというよりもむしろ、筋線維が発揮した張力を外部腱に伝達することや、筋の生理学的横断面積を大きくすることで筋の力発揮能力を増し(Alexander と Vernon, 1975)、外部腱の大きな伸張を可能にすることにあるといえる。

以上のように、本研究の結果からは、腱の弾性エネルギー利用は主として外部腱が担うと考えられる。しかしながら、長い外部腱を有する腓腹筋内側頭においても、外部腱長は腱長の50%程度を占めるにとどまる。そのため、外部腱に蓄積可能な弾性エネルギーの量が、本研究で観察された腱のエネルギー量と対応するかを検討する必要がある。ここで、腱長を l 、断面積を A 、ヤング率

を E 、引張強度を τ 、密度を ρ とすると、腱に蓄積することのできる弾性エネルギーは $1/2A\tau^2/E$ により算出することができる (Alexander 2003)。哺乳類の腱の力学的特性を調べた Bennett ら (1986) の報告をもとに、最大引張強度 100 MPa (100 N/mm²) およびヤング率 1.5 GPa (1.5 × 10⁹ N/m²) を代入すると、この式は、 $1/2 \times (1.0 \times 10^8)^2 / (1.5 \times 10^9) \times Al = 3.33 \times 10^6 \times Al$ と表される。ヒトのアキレス腱の断面積としては、これまでのところ 60-105 mm² (Kubo ら, 2004; Louis-Ugbo ら 2004; Westh ら, 2007 など) といった値が報告されている。仮に、アキレス腱断面積を 80 mm² とし、腓腹筋内側頭の腱の占める割合が筋の生理学的横断面積比 (16%; Fukunaga ら, 1996) と等しいとすると、腓腹筋内側頭の腱断面積は 12.8 mm² となる。また、本研究で定義した腓腹筋内側頭的外部腱の長さは、およそ 190 mm であった。これらの値を上のに式に代入すると、腓腹筋内側頭的外部腱に蓄積可能なエネルギーは 8.1 J となる。この値は、第2章の RJ 試行において、背屈局面中に腱に蓄積されたエネルギー (8.6 J) に極めて近い値である。さらに、上記の推定式は腱のストレス-ストレイン関係の非線形性を無視しており、エネルギー量を過少評価する (Alexander, 2003) ことや、ヒトのアキレス腱 (腓腹筋腱) に関して報告されているヤング率は 1.5 GPa よりも小さい (559 MPa; Louis-Ugbo ら, 2004 など) ことを考慮に入れると、腓腹筋内側頭的外部腱には 8.1 J よりもさらに大きなエネルギーを蓄積できる可能性がある。従って、身体運動中に腱に蓄積されたエネルギーの大部分が外部腱によるものであるすることには一定の合理性があるといえる。

一方、第2章の3種類の跳躍動作における腱、および第3章での伸張-短縮サイクル動作における外部腱はヒステリシスとは反対回りのループを描いた (図 2-7 および 図 3-9)。この関係から腱のエネルギーを算出した場合、背屈 (伸張) 局面において腱に蓄積されるエネルギーよりも、底屈 (短縮) 局面に腱から解放されるエネルギーの方が多く、受動要素であるはずの腱がエネルギーを生み出すこととなる。このような現象は、粘弾性体には起こりえないことであり、腱による仕事や貢献度の解釈においては注意が必要である。この反時計回りのループは、筋活動の有無、あるいは筋活動レベルの違いによって腱長-腱張力関係が変化することにより生じると考えられるが (図 5-2)、仮に、この腱長-腱張力関係の変化が、筋 (線維) の幅の影響などによって、腱の長軸方向の長さが増えることに起因するとすれば、腱の長軸方向の変化が必ずしも弾性変形によるものではない

いこととなる。また、本研究では、足部セグメントを剛体と見なし、その形状変化は検討対象としなかった。しかしながら、足部は、アキレス腱が停止する踵骨を含む複数の骨が、靭帯などの軟組織で結合されることによって構成されている。従って、足関節底屈トルク発揮や足関節角度変化に伴う軟組織の変形や、それに付随する骨の位置変化が生じることが考えられる。このような変形は、筋-関節系における弾性変形の一部を担っている可能性があり、Bモード2次元超音波法での局所的な観察に基づく腱長変化の推定においては、(外部)腱長変化に含まれる。さらに、Bモード2次元超音波法では、観察対象部位以外は直線であることを仮定しており、可視化されていない部位が弛んだ(スラック)状態にあった場合には、腱長変化を過大評価するという問題を含む。以上のことから、身体運動中に観察される腱長と腱張力の関係をもとに算出される腱の仕事は、実際の腱の仕事よりも過大評価されている可能性があり、本研究で示された値は、当該動作において腱がなしうる仕事の上限值と考えることが妥当であろう。

3) 身体運動のパフォーマンスと腱の力学的特性

これまでに、垂直跳びにおける反動効果の大きさ(Kubo ら, 1999; 2000c; 2007; Bojsen-Møller ら, 2005)や、陸上短距離走のタイム(Kubo ら, 2000b; Arampatzis ら, 2007)などといった、身体運動のパフォーマンスと腱の力学的特性の関係について、いくつかの研究報告がなされている。しかしながら、これらの先行研究では一致した見解が得られていない。例えば、Kubo ら(1999; 2000c)は、垂直跳びにおいては、外側広筋の腱スティフネスが低いほど反動の効果が大きいことを示しているのに対し、Bojsen-Møller ら(2005)は、反動効果の大きさと腱スティフネスには相関関係がないとしている。また、スプリント走やいわゆるプライオメトリクス動作の場合には、関節スティフネスを高めることが優れたパフォーマンスにつながる(Mero と Komi, 1986; Bobbert ら, 1987)。関節の動きは、筋腱複合体の動態によって決定するが、本研究の2章の CMJ 試行や RJ 試行から明らかのように、伸張-短縮サイクル動作中の筋腱複合体長変化の大部分は、腱長変化によるものである。従って、身体運動中の関節スティフネスには、腱のスティフネスが大きく関与するものと思われる。しかしながら、先行研究においては、等尺性関節トルク発揮を用いて推定した腱スティフネスと、ド

ロップジャンプ時の関節スティフネスとの間に相関関係がないことが示されている(Kubo ら, 2007)。

上記のように、身体運動のパフォーマンスと腱の力学的特性の関係に一致した見解がみられないことや、関節スティフネスと腱の力学的特性に相関関係が認められないことの要因として、先行研究では、被検者のトレーニング状況が異なる(Bojsen-Møller ら, 2005)、あるいは関節スティフネスは腱ではなく筋の特性(the properties of muscle [active cross-bridge])に関係している(Kubo ら, 2007)との考察がされている。しかしながら、本研究の結果に示されるように、等尺性関節トルク発揮時の腱長と腱張力の関係から推測される腱の動態と、動的関節トルク発揮時の腱の動態が異なることも、その要因であると考えられる。すなわち、先行研究においてヒトの腱のスティフネスとして採用されているのは、等尺性関節トルク発揮時の腱長-張力関係の傾きであるが、身体運動中の関節動作には、受動的な関節角度変化や動的な(短縮性および伸張性)関節トルク発揮も含まれる。図5-2で示されるように、腱長-腱張力関係の傾きは、等尺性関節トルク発揮 > 動的関節トルク発揮 > 受動的関節角度変化であり、且つ、筋活動レベルの影響も受ける。従って、身体運動パフォーマンスと腱の特性との関連を論じる際には、等尺性関節トルク発揮において得られるスティフネスやヒステリシスのみならず、様々な筋活動レベルでの動的な関節トルク発揮時の腱の動態も含めた検討が必要であると考えられる。

本研究の知見は、筋は、発揮張力のみならず、筋活動レベルや筋(線維)長によっても腱の動態に作用することを示唆するものである。換言すれば、筋は、筋張力、筋活動レベルおよび筋(線維)長といった複数の要素を通じて、当該身体運動に適した筋腱複合体の出力が得られるように、腱の動態を制御していることになる。従って、身体運動中の腱の動態と共に、それを制御する筋の動態における個人差を明らかにすることも、身体運動のパフォーマンスを決定する要因の解明につながると考えられる。

アキレス腱張力(N)

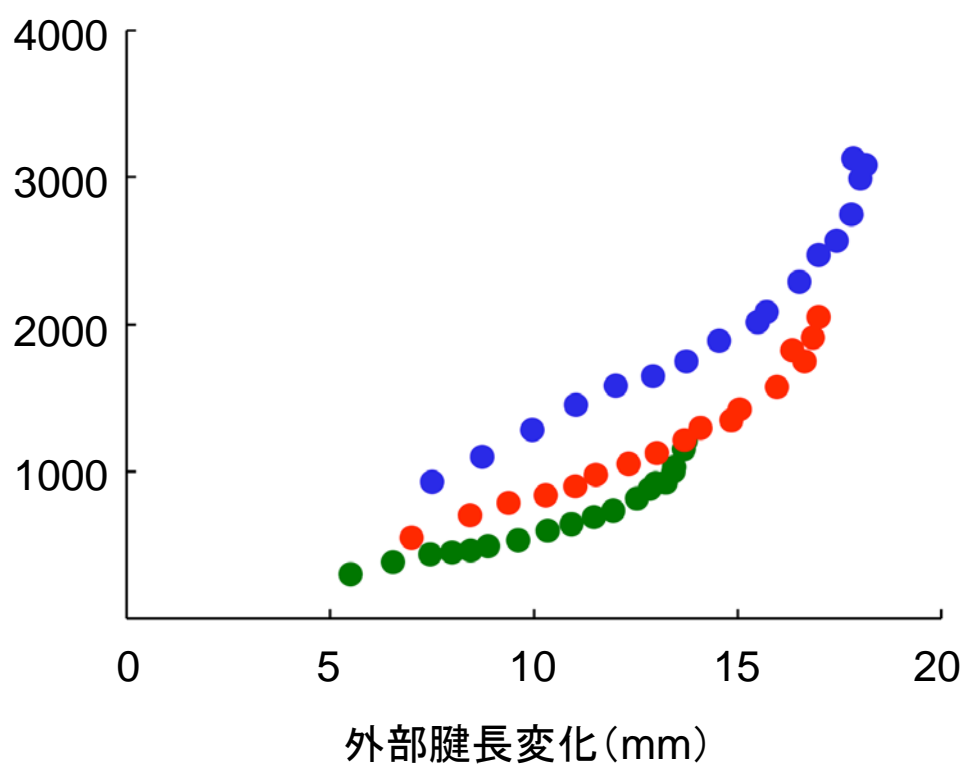


図5-1 第3章のECC試行中の外部腱長-腱張力関係
青:ECCmax、赤:ECC60%、緑:ECC30%。図中の値は7名の被検者の平均値を示す。筋力発揮レベルが高いほど、同一外部腱長に対する腱張力が高い傾向が観察できる。

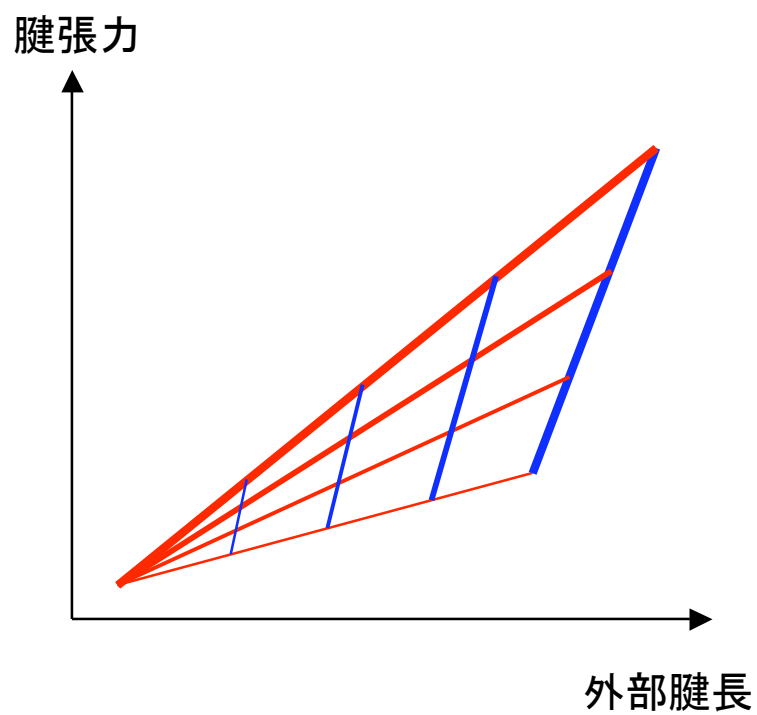


図5-2 身体運動中の腱張力-外部腱長関係のモデル図。
 赤線は筋活動レベル:太いほど高いことを表す。
 青線は筋腱複合体長:太いほど長いことを表す。

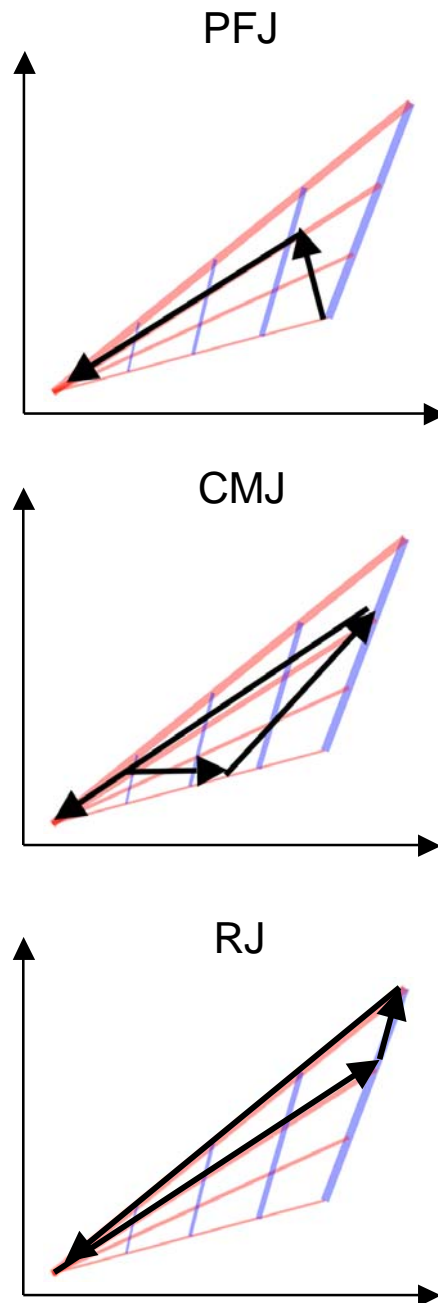


図5-3 第2章の各跳躍動作における腱の動態を示すモデル。
 PFJでは筋活動がなく、筋腱複合体長が長い状態から、筋活動レベルが増加しつつ、筋腱複合体長が短くなる。CMJでは筋腱複合体長が短い位置での筋活動状態から、一旦脱力しながら筋腱複合体長が増加する。続いて、筋腱複合体長が増加しながら筋活動も増加する。その後高い筋活動レベルを維持したまま筋腱複合体長が減少する。RJでは、筋腱複合体が伸張-短縮する間、筋は活動し続ける。この際、伸張局面での筋活動レベルが短縮局面でのそれよりも低い場合には、腱の動態は反時計回りのループを描くこととなる。

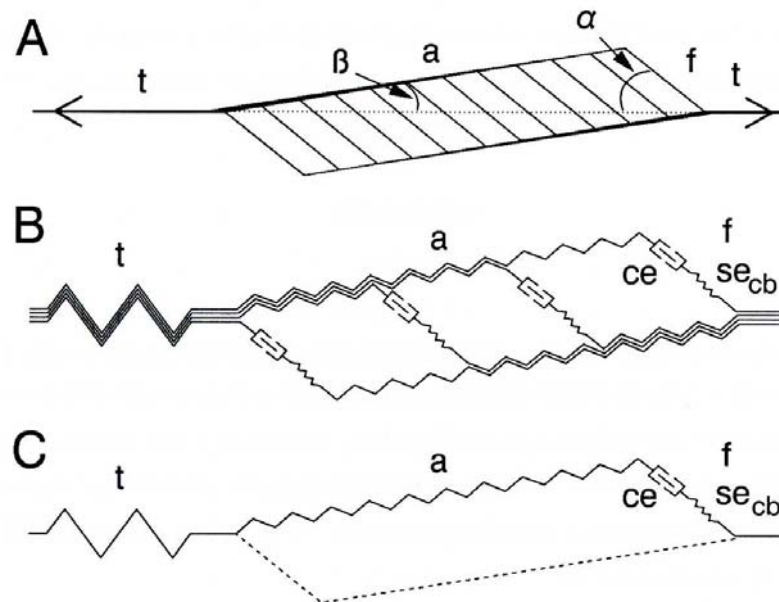


図5-4 筋腱複合体直列モデル(Ettema 1990)。

AはHuijingとWoittiez(1984)およびOtten(1988)で使用している平面モデル(腱膜の伸展性を考慮しないモデル)を図示したもの。Bは筋線維、腱膜および外部腱に弾性があることを模式的に表したモデル(Ettema 1990)。Cは一本の筋線維について簡易的に表した図。Cから明らかなように、筋線維、腱膜、および外部腱は直列に配列されている。

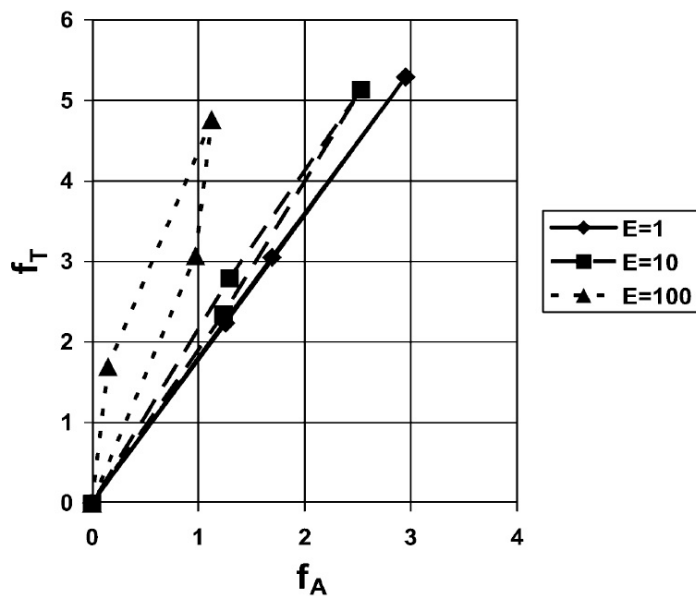
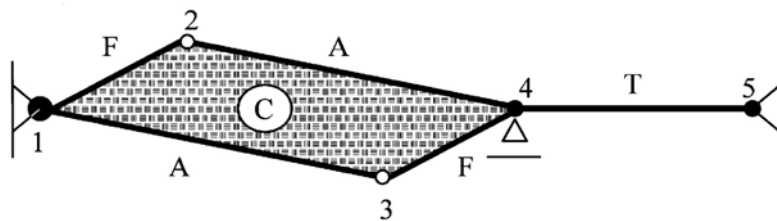


図5-5 Epsteinら(2006)の筋腱複合体モデル。

筋腹部を筋線維と腱膜で囲まれた平行四辺形で表し、これが外部腱と直列につながる(上段)。このモデルでは、平行四辺形の面積が変わらないという制限が加えられる。また、筋腹内の結合組織(C)の剛性(E)も考慮される。

結合組織の剛性が高まると、同一外部腱に対する腱膜張力が減少するとともに、受動伸張⇒等尺性筋活動⇒短縮性筋活動というサイクルにおいて、腱張力と腱膜長の関係が反時計回りのループを描く(下段)。

結論

本研究では動的な関節トルク発揮時の腱の動態の観察を行った。その結果、動的関節トルク発揮時の腱における弾性エネルギー蓄積の役割は、主として外部腱が担うことが示唆された。また、筋活動の有無あるいは筋の活動レベルによって腱張力と外部腱長の関係が変化するために、身体運動中の腱張力と腱長の関係が、ヒステリシスとは反対回りのループを描くことが明らかとなった。これらの結果は、動的な関節トルク発揮中の腱の動態が、等尺性関節トルク発揮時に得られた腱の弾性特性から推定されるものとは異なることを示すものである。よって、身体運動のパフォーマンスと腱の特性との関係を検討しようとする場合には、等尺性関節トルク発揮時だけでなく、動的な関節トルク発揮における腱の動態を考慮する必要があると考えられる。

引用文献

Abrahams, M.: Mechanical behaviour of tendon in vitro. A preliminary report. *Medical & Biological Engineering* 5(5): 433-43, 1967.

Alexander, R. M.: Energy requirements for locomotion. In: *Principles of Animal Locomotion*. Alexander, R. M., Princeton University Press, New Jersey, 2003, pp. 38-52.

Alexander, R. M., Bennet-Clark, H. C.: Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature* 265: 114-117, 1977.

Alexander, R. M., Vernon, A.: The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *Journal of Human Movement Studies* 1: 115-123, 1975.

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G., Stafilidis, S.: Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of Biomechanics* 40: 1946-52, 2007.

Benedict, J. V., Walker, L. B., Harris, E. H.: Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *Journal of Biomechanics* 1: 53-63, 1968.

Bennett, M. B., Ker, R. F., Dimery, N. J., Alexander, R. M.: Mechanical properties of various mammalian tendons. *Journal of Zoology* 209: 537-548, 1986.

Biewener, A. A., Konieczynski, D. D., Baudinette, R. V.: In vivo muscle force-length behavior during steady-speed hopping in tammar wallabies. *The Journal of Experimental Biology* 201(11): 1681-94, 1998.

Blanton, P. L., Biggs, N. L.: Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons. *Journal of Biomechanics* 3: 181-189, 1970.

Blevins, F. T., Hecker, A. T., Bigler, G. T., Boland, A. L., Hayes, W.C.: The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *The American Journal of Sports Medicine* 22(3): 328-33, 1994.

Bobbert, M. F., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G. J.: A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics* 19: 887-898, 1986.

Bobbert, M. F., Huijing, P. A., van Ingen Schenau G. J.: Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and science in sports and exercise*.19(4): 332-8, 1987.

Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P.: Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13: 259-65, 2003.

Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M., Aagaard, P.: Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology* 99(3): 986-94, 2005.

Elliot, D. H.: Structure and function of mammalian tendon. *Biological Reviews of the Cambridge Philosophical Society* 40: 392-421, 1965.

Epstein, M., Wong, M., Herzog, W.: Should tendon and aponeurosis be considered in series? *Journal of Biomechanics* 39(11): 2020-2025, 2006.

Ettema, G. J., Huijing, P. A.: Properties of the tendinous structures and series elastic component of EDL muscle-tendon complex of the rat. *Journal of Biomechanics* 22: 1209-1215, 1989.

Ettema, G. J.: Architecture and elastic properties of the series elastic component of muscle-tendon complex. In: *Series Elastic Properties and Architecture of Skeletal Muscle in Isometric and Dynamic Contractions*. VU University Press, Amsterdam, 1990, 93-107.

Finni, T., Ikegawa, S., Komi, P. V.: Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica* 177: 483-491, 2003.

Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 71: 555-557, 1995.

Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., Edgerton, V. R.: Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology* 80: 158-165, 1996.

Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., Maganaris, C. N.: In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings. Biological Sciences / The Royal Society* 268: 229-233, 2001.

Grieve, D. W., Pheasant, S., Cavanagh, P. R.: Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: *Biomechanics VI-A*, Asmussen, E., and Jørgensen, K. (Eds.), University Park Press, Baltimore, 1978, pp. 405-412.

Griffiths, R. I.: Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *The Journal of Physiology* 436: 219-36. 1991.

Hansen, P., Bojsen-Moller, J., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, SP.: Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 21(1): 54-8, 2006.

Haut, T. L., Haut, R. C.: The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. *Journal of Biomechanics* 30(1): 79-81, 1997. Erratum in: *Journal of Biomechanics* 30(3): 311, 1997.

Herbert, R. D., Gandevia, S. C.: Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *The Journal of Physiology* 484 (Pt 2):523-32, 1995.

Herzog, W.: Tendon/Aponeurosis. In *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. ed. Nigg, B. M., Herzog, W., pp.146-168, 2007.

Hoffer, J. A., Caputi, A. A., Pose, I. E., Griffiths, R. I.: Roles of muscle activity and load on the relationship between muscle spindle length and whole muscle length in the freely walking cat. *Progress in Brain Research* 80: 75-85; discussion 57-60, 1989.

Hooley, C. J., McCrum, N. G., Cohen, R. E.: The viscoelastic deformation of tendon. *Journal of Biomechanics*. 13(6): 521-8, 1980.

Hubbard RP, Soutas-Little RW. Mechanical properties of human tendon and their age dependence. *Journal of Biomechanical Engineering* 106(2): 144-50, 1984.

Huijing, P. A., Ettema, G. J.: Length-force characteristics of aponeurosis in passive muscle and during isometric and slow dynamic contractions of rat gastrocnemius muscle. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica* 26: 51-62, 1988/89.

Ikegawa, S., Kurihara, T., Kanehisa, H., Fukunaga, T., Kawakami, Y.: Aponeurosis and tendon length changes in tibialis anterior muscle upon contraction measured by 3D-ultrasonography. 12th Annual Congress of the European College of Sport Science, Book of Abstracts p. 315, 2007

Ishikawa, M., Finni, T., Komi, P. V.: Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercise in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica* 178: 205-213, 2003.

Ishikawa, M., Komi, P. V., Grey, M. J., Lepola, V., Bruggemann, G. P.: Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology* 99(2): 603-8, 2005.

Ishikawa, M., Pakaslahti, J., Komi, P.V.: Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait and Posture* 25: 380-4, 2007.

Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S., Fukunaga, T.: Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology* 85(4): 1230-5, 1998.

Ito, M., Akima, H., Fukunaga, T.: In vivo moment arm determination using B-mode ultrasonography. *Journal of Biomechanics* 33: 215-218, 2000.

Kats, B.: The relation between force and speed in muscular contraction. *The journal of Physiology* 96: 45-64, 1939.

Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukunaga, T.: Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of Applied Physiology* 85: 398-404, 1998.

Kawakami, Y., Kumagai, K., Huijing, P. A., Hijikata, T., Fukunaga, T.: The length-force characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles in vivo. In: *Skeletal Muscle Mechanics*. 2000, 327-341.

Kawakami, Y., Lieber, R. L.: Interaction between series compliance and sarcomere kinetics determines internal sarcomere shortening during fixed-end contraction. *Journal of Biomechanics* 33(10): 1249-55, 2000.

Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The*

Journal of Physiology 540(2): 635-46, 2002.

Ker, R. F.: Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). The Journal of Experimental Biology 93: 283-302, 1981.

Kubo, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. Journal of Applied Physiology 87(6): 2090-6, 1999.

Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Fukunaga, T.: In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. Acta Physiologica Scandinavica 170: 127-135, 2000a.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. Acta Physiol Scand 168: 327-35, 2000b.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. European Journal of Applied Physiology 81: 181-187, 2000c.

Kubo, K., Kawakami, Y., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports 12: 3-8, 2002.

Kubo, K., Akima, H., Ushiyama, J., Tabata, I., Fukuoka, H., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. British journal of sports medicine 38(3): 324-30, 2004.

Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: Comparison of elasticity of human tendon and aponeurosis in knee extensors and ankle plantar flexors in vivo. Journal of Applied Biomechanics 21(2): 129-42, 2005.

Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. European Journal of Applied Physiology 99: 235-43, 2007.

Kurokawa, S., Fukunaga, T., Fukashiro, S.: Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. Journal of Applied Physiology 90: 1349-1358, 2001.

Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A., Fukashiro, S.: Interaction between fascicles and tendinous

structures during counter movement jumping investigated in vivo. *Journal of Applied Physiology* 95(6): 2306-14, 2003.

Lieber, R. L., Leonard, M. E., Brown, C. G., Trestik, C. L.: Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *The American Journal of Physiology* 261(1-1): C86-92, 1991.

Lieber, R. L., Leonard, M. E., Brown-Maupin, C. G.: Effects of muscle contraction on the load-strain properties of frog aponeurosis and tendon. *Cells Tissues Organs*. 166(1): 48-54, 2000.

Loren, G. J., Lieber, R. L.: Tendon biomechanical properties enhance human wrist muscle specialization. *Journal of Biomechanics* 28(7): 791-9, 1995.

Louis-Ugbo, J. Leeson, B., Hutton, W. C.: Tensile properties of fresh human calcaneal (Achilles) tendons. *Clinical Anatomy* 17: 30-35, 2004.

Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., Sargeant, A. J.: Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: in vivo observations in man. *The Journal of Physiology* 510 (3): 977-85, 1998.

Maganaris, C. N., Paul, J. P.: Hysteresis measurements in intact human tendon. *Journal of Biomechanics* 33: 1723-1727, 2000a.

Maganaris, C. N., Paul, J. P.: Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *The Journal of Experimental Biology* 203: 751-756, 2000b.

Maganaris, C. N., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Changes in aponeurotic dimensions upon muscle shortening: in vivo observations in man. *Journal of anatomy* 199(4): 449-56, 2001.

Maganaris, C. N.: Force-length characteristic of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy* 16: 215-223, 2003.

Magnusson, S. P., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M.: Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *The Journal of Physiology* 531: 277-88, 2001.

Magnusson, S. P., Hansen, P., Aagaard, P., Brond, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Moller, J., Kjaer, M.: Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo.

Acta Physiologica Scandinavica 177: 185-195, 2003.

Mero, A., Komi, P. V.: Force-, EMG, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 55(5): 553-61, 1986.

Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y., Fukunaga, T.: Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology* 90: 1671-1678, 2001.

Muraoka, T., Muramatsu, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukunaga, T.: Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. *Cells Tissues Organs* 171: 260-268, 2002.

Muraoka, T., Muramatsu, T., Kanehisa, H., Fukunaga, T.: Transverse strain of aponeurosis in human tibialis anterior muscle at rest and during contraction at different joint angle. *Journal of Applied Biomechanics* 19: 39-48, 2003.

Noyes, F. R., Butler, D. L., Grood, E. S., Zernicke, R. F., Hefzy, M. S.: Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume* 66(3): 344-52, 1984.

Pollock, C. M., Shadwick, R. E.: Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. *The American Journal of Physiology* 266: R1016-R1021, 1994.

Rack, P. M., Ross, H. F.: The tendon of flexor pollicis longus: its effects on the muscular control of force and position at the human thumb. *The Journal of Physiology* 351:99-110, 1984.

Rigby, B. J., Hirai, N., Spikes, J. D., Eyring, H.: The mechanical properties of rat tail tendon. *The Journal of General Physiology* 43: 265-283, 1959.

Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., Taylor, C. R.: Muscular force in running turkeys: The economy of minimizing work. *Science* 275: 1113-1115, 1997.

Rugg, S. G., Gregor, R. J., Mandelbaum, B. R., Chui, L.: In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *Journal of Biomechanics* 23: 495-501, 1990.

Scott, S. H., Loeb, G. E.: Mechanical properties of aponeurosis and tendon of the cat soleus muscle during whole-muscle isometric contractions. *Journal of Morphology* 224(1): 73-86, 1995.

Trestik, C. L., Lieber, R. L.: Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *Journal of Biomechanical Engineering* 115(3): 225-30, 1993.

van Bavel, H., Drost, M. R., Wielders, J. D., Huyghe, J. M., Huson, A., Janssen, J. D.: Strain distribution on rat medial gastrocnemius (MG) during passive stretch. *Journal of Biomechanics* 29(8): 1069-74, 1996.

van Donkelaar, C. C., Willems, P. J. B., Muijtjens, A. M. M., Drost, M. R.: Skeletal muscle transverse strain during isometric contraction at different lengths. *Journal of Biomechanics* 32, 755-762, 1999.

van Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F., de Haan, A.: Mechanics and energetics of the stretch-shortening cycle: A stimulating discussion. *Journal of Applied Biomechanics* 13: 484-496, 1997.

Viidik, A.: Functional properties of collagenous tissues. *International Review of Connective Tissue Research* 6:127-215, 1973.

Wainwright, S. A., Biggs, W. D., Currey, J. D., Gosline, J. M.: *Mechanical Design in Organisms*. Princeton University Press, Princeton, NJ. pp. 88-93, 1982.

Wang, X. T., Ker, R. F., Alexander, R. M.: Fatigue rupture of wallaby tail tendons. *The Journal of Experimental Biology* 198: 847-852, 1995.

Westh, E., Kongsgaard, M., Bojsen-Moller, J., Aagaard, P., Hansen, M., Kjaer, M., Magnusson, S. P.: Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, (in press).

Winter, D. A.: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley, New York, 1990.

Zajac, F. E.: Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17: 359-411, 1989.

Zuurbier, C. J., Everard, A. J., van der Wees, P., Huijing, P. A.: Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *Journal of Biomechanics* 27 (4): 445-53, 1994.

謝辞

本研究は、早稲田大学スポーツ科学学術院 福永哲夫教授の指導のもとに行われました。福永先生のもとでなければ、学位論文執筆はおろか、博士課程への進学すらなかったと思います。心より感謝の意を表します。

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。金久博昭 東京大学教授には、研究テーマの決定から論文校正に至るまで、本論文に関わるすべての事柄において、厳しくも暖かいご指導を頂きました。川上泰雄 早稲田大学教授には、データの解釈や論文の構成、論議の内容について、多くのご指導を頂きました。岡田純一 早稲田大学准教授には、早稲田大学でスポーツ科学の勉強を始めるきっかけを与えて頂くとともに、スポーツ科学の基礎を教えて頂きました。柳谷登志雄 順天堂大学准教授には、研究室に参加して以来、常にお気遣い頂き、論文執筆や実験の基礎を教えて頂きました。彼末一之 早稲田大学教授には、副査として貴重なご意見を頂きました。

また、早稲田大学 福永・川上研究室、東京大学 金久研究室の皆さんには、実験や論文執筆において惜しみない協力を頂きました。感謝致します。

最後に、常に心の支えとなり、力の源となっている家族に感謝致します。