

2008 年度修士論文

静的および動的筋力発揮中の腱組織の動態

Behavior of tendinous tissues during static and dynamic
contractions in humans

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科
スポーツ科学専攻 身体運動科学研究領域

5007A032-8

清水 美奈

Mina Shimizu

研究指導教員：川上 泰雄教授

静的および動的筋力発揮中の腱組織の動態

身体運動科学研究領域

5007A032-8 清水 美奈

研究指導教員：川上 泰雄 教授

緒言

身体運動は筋の発揮した張力が腱組織を介し骨に伝達することで生じる。腱組織は弾性体であるため、筋の発揮した張力により長さが変化する(Fukashiro et al.1995, Ito et al.1998)。この腱組織の長さ変化は筋束(筋線維の束)の長さや収縮速度に影響を及ぼし、筋束の発揮可能な張力を変化させる(Kawakami et al. 2006)。そのため筋力発揮中の腱組織の長さ変化を検討することは、筋束の発揮した張力が関節トルクとして発現するまでの過程を理解する上で重要である。

これまで、人間生体の腱組織の力学的特性は、静的筋力発揮中の腱組織の長さ変化と腱張力との関係から調べられてきた(Fukashiro et al.1995;Kubo et al.1999)。しかし、人間生体を対象に動的筋力発揮中の腱組織の長さ変化と腱張力との関係について検討した Sugisaki et al.(2005)によると、動的筋力発揮中の腱組織の長さ変化は腱張力だけでなく筋収縮様式や筋腱複合体長の影響を受けることが確認されている。このことは静的筋力発揮中に求めた腱組織が実際の身体運動中の腱組織の動態を反映しないことを示唆する。

そこで本研究は、静的筋力発揮中と動的筋力発揮中の腱組織の長さ - 力関係の差を明らかにすることを目的とした。

方法

被検者は健康な成人男性 8 名とした。測定姿勢は股関節角度 80 度(完全伸展位：0 度)の座位とし、最大努力による静的筋力発揮と動的筋力発揮を行わせた。静的筋力発揮は、膝関節角度 70 度にて、安静から 5 秒かけて最大随意筋力に達するランプ状の筋力発揮とした。動的発揮は膝関節 110 度から 20 度までの等速性筋力発揮とし、膝関節伸展角速度は 30 度/秒、60 度/秒、120 度/秒、180 度/秒の 4 速度に設

定した。筋力計が動き出す閾値は膝関節 110 度における受動トルクに 5Nm を加えた値とした。取得した膝関節トルクを膝関節モーメントアーム (Van Leeuwen and Spoor 1992)で除し、腱張力(F)に変換した(Ichinose et al.2000)。動的筋力発揮中の筋腱複合体の長さ変化は膝関節角度変化と膝関節モーメントアームの積から算出した(Kawakami et al.2002)。超音波装置を用いて筋力発揮中の外側広筋(VL)の深部腱膜と筋束の交点の移動(ΔD_{ip})を観察した。静的筋力発揮中は、最大腱張力を 100%として 10%毎に分析を行った。動的筋力発揮中の ΔD_{ip} は、動作開始からピークトルクに至るまでの区間を 96Hz で分析し、動作中の腱組織長さ変化(ΔL_t)を減じることによって腱組織の長さ変化を算出した。さらに、腱組織の長さ変化を時間微分し、腱組織速度を求めた。腱組織長さ変化、腱組織速度の力学的パラメータについて動作開始からピークトルクに至るまでの時間を 100%としてスプライン補間を行い 1%ごとの値を算出した。

筋力発揮中の大腿直筋(RF)、内側広筋(VM)、大腿二頭筋(BF)および VL の EMG を双極誘導により導出した。EMG 振幅は全波整流の後、動的筋力発揮中の動作開始から超音波の分析対象区間の 70 度までの平均振幅 (mEMG) を求め静的筋力発揮中の mEMG で正規化した。

結果

本研究で得られた主要な結果は以下の 2 点であった。(1)静的筋力発揮と動的筋力発揮における腱組織の長さ - 力関係は一致せず、同一腱張力に対する腱組織の長さ変化は、動的筋力発揮が静的筋力発揮よりも有意に小さかった(図.1)。(2)動的筋力発揮における腱組織の長さ - 力関係は、角速度により異なった(図.1)。いずれの筋についても角速度による平均筋

電位の差は認められなかった。

考察

Sugisaki et al.(2005)は動的足関節底屈筋力発揮中の腓腹筋内側頭の腱組織について、最大努力の短縮性収縮で外部腱は発揮張力に応じて長さが変化するのに対し、腱膜の長さ変化はわずかであることを報告している。一方、Pearson et al.(2007)は静的筋力発揮中の膝蓋腱(外部腱)の長さ - 力関係が、安静から最大まで 3 秒間でトルクを増加させる Fast 試行と 10 秒間で増加させる Slow 試行で異なり、Fast 試行は Slow 試行に比べ有意に膝蓋腱のステイフネスが高いことを示した。その要因として彼らは粘性の影響を挙げている。これら 2 つの先行研究と動的筋力発揮における腱組織の伸長速度が静的筋力発揮におけるそれよりも有意に高かったという本研究の結果をふまえると、動作開始時(腱張力 0N～約 4000N の区間における)動的筋力発揮と静的筋力発揮の腱組織の長さ・力関係の差は、主として腱組織の伸長速度の差、すなわち、トルクの立ち上げ方の違いによりもたらされていたものと考えられる。

本研究における動作開始の関節角度は静的筋力発揮が 70 度、動的筋力発揮が 110 度であり、関節角度の違いにより腱組織の長さ - 力関係が異なった可能性がある。先行研究において、Fukashiro et al.(1995)は足関節 90, 105, 120 度で静的筋力発揮を行わせ、動作開始の関節角度の違いで腱組織の初期長が変化すること、一方、腱張力と腱組織の長さ変化は類似の線形を示すことを報告している。従って、計測対象とした部位の違いはあるものの、本研究の腱組織の長さ - 力関係の差異は動作開始の関節角度の違いによって生じたものではないと考えられる。

以上の結果と動物を用いた先行研究の腱組織の長さ変化は筋収縮様式の影響を受ける(Huijing and Ettema 1988/1989)といった報告をあわせて考えると、腱組織は運動課題(関節運動を伴うか否か、筋活動の有無、トルクの立ち上がり速度、筋腱複合体長)に応じて長さ変化のパターンを変えるため、静的筋力発揮により得られた力学的特性を必ずしも反映しないことが予想される。

Maganaris et al(2001)は、静的足関節背屈筋力発揮中の人間の前脛骨筋の中間腱膜の幅の変化を観察し、腱膜の末端部よりも中央部の方がその広がり大きいことを報告している。同様に、Muraoka et al(2003)も人間の前脛骨筋を対象として、静的筋力発揮や筋長の変化に伴う腱膜の幅と筋束長の変化を計測し、腱膜の幅と筋束長との間に負の相関関係があることを報告している。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が人間生体においても確認されており、これは腱組織の長軸方向の長さ変化を制限する要因になるものと考えられる。

本研究において腱張力 0～4000N の区間、関節角度変化の影響がほとんどなかった区間については、腱組織が筋束の配置や腱膜の形状の変化よりも、トルクの立ち上がりによる腱組織の粘性の影響が大きく、角速度による腱組織の長さ - 力関係の差は生じなかったものと考えられた。一方、膝関節角度約 107 度～ピークトルク発現角度の区間においては、関節角度の変化による筋長の変化や筋力発揮に伴う筋束の短縮に伴い腱膜の単軸方向の幅が増加し、長軸方向の腱組織の長さ変化を制限されたことが、腱組織の長さ - 力関係の差を生じさせた要因であると考えられた。しかし、上記のみで角速度の差による腱組織の長さ - 力関係の違いを説明しきれず、今後さらなる検討が必要である。

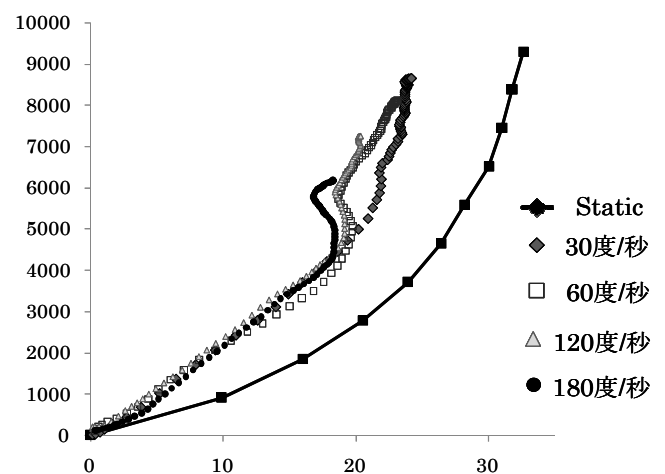


図 1. 静的筋力発揮と動的筋力発揮の腱組織の長さ - 力関係。

目次

1	緒言	1
2	研究小史および目的	2
2-1	研究小史	
2-2	目的	
3	方法	9
3-1	被検者	
3-2	実験セッティング	
3-3	試行	
3-4	膝関節伸展トルクおよび角度	
3-5	表面筋電図(EMG)	
3-6	腱組織の長さ変化の計測	
3-7	筋腱複合体長変化の推定	
3-8	統計処理	
4	結果	13
5	考察	28
	参考文献	33

1 緒言

身体運動は筋束(筋線維の束)の発揮した張力が腱組織を介し骨に伝達することで生じる。腱組織は筋束の発揮した張力によりその長さを変化させる(Fukashiro et al. 1995;Kubo et al. 2001;Ito et al. 1998)。この腱組織の長さ変化は筋束の長さ変化や収縮速度と相互に作用しあう(Kawakami et al. 2006)。従って、筋力発揮中の腱組織の長さ変化を明らかにすることは、筋束の発揮した張力が関節トルク発現へと至るまでの機序を理解する上で重要である。

これまで人間生体の腱組織の弾性特性は、静的筋力発揮中の腱張力と腱組織の長さ変化の傾きにより表されてきた(Fukashiro et al. 1995;Ito et al. 1998)。また、腱組織の弾性特性と動作パフォーマンスとの関係についても検討されている(Kawakami et al. 2002)。しかし、Sugisaki et al. (2005)は、人間生体における動的筋力発揮中の腱組織の長さ変化が筋収縮様式や筋腱複合体長の影響を受けることを報告している。このことは、実際の身体運動における腱組織の長さ変化は静的筋力発揮によりえられた腱組織の弾性特性を反映しないことを示唆する。我々が日常的に行う身体運動の多くは動的筋力発揮により生みだされることを考慮すると、身体運動における腱組織の機能的役割を検討するためには、静的筋力発揮よりも動的筋力発揮における腱組織の長さ変化を明らかにする必要がある。

そこで本研究は、静的筋力発揮と動的筋力発揮における腱組織の長さ変化を計測し、腱組織の長さ変化の差異を明らかにするとともに、腱組織の機能的役割について検討することを目的とした。

2 研究小史および目的

2-1 研究小史

腱組織の力学的特性

腱組織は弾性を有し、筋内の直列弾性要素の大部分は腱組織に存在することが知られている(Alexander and Bennet Clark 1977). 腱組織の長さとの力の関係は、通常 3 つの領域に分けられる(図. 2-1). 腱組織が弛緩している(スラックの)状態から伸長され、腱組織がわずかな力の増加に対して大きく伸長する領域はトゥリージョン(toe region)と呼ばれる. トウリージョンにおける腱の伸長は、腱組織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 et al. 1959). トウリージョンに続きストレインがおおよそ 4-5%に至るまで、腱組織の長さとの力の関係が線形になる領域はリニアリージョン(linear region)と呼ばれる(Wainraight et al. 1982). この領域の腱組織の変形はコラーゲン線維の伸長によるとされる. 腱組織の弾性の指標として用いられるスティフネスやヤング率の評価には通常、このリニアリージョンが用いられる. リニアリージョンを超えて腱を伸長させると、腱に塑性変形が生じ、さらに伸長を続けると破断が生じる(破断リージョン). 破断が生じる負荷強度も腱組織の力学的指標のひとつである.

人間の腱組織の弾性は生体での計測が困難であったため、主として屍体が用いられてきた(Benedict et al. 1968; Blanton and Biggs 1970). しかし、生体内画像化技術の進歩により、人間生体の腱組織の力学的特性の定量が可能になった. Fukushima et al. (1995) は、静的筋力発揮中の前脛骨筋の超音波画像から、前脛骨筋の筋束と深部腱膜の交点の移動を腱組織の長さ変化とみなし、腱張力の増加に伴う腱組織の長さ変化を計測した. そして、人間生体の腱組織の弾性係数を報告した. さらに、異なる関節角度で静的筋力

発揮を行わせ、関節角度を変えても腱組織の長さ - 力関係の傾きは変わらないことを示した。

これ以降、同様の手法による腱組織の力学的特性の計測が前脛骨筋(Maganaris and Paul 2000)、腓腹筋内側頭(Muramatsu et al. 2001)、外側広筋の腱組織(Kubo et al. 1999; Bojsen-Møller et al. 2003)で行われている。Magnusson et al. (2001)は、下腿三頭筋の遠位腱を対象として最大ストレイン、最大ストレス、ヤング率を計測しそれぞれ、4.4-5.6%, 41.6 ± 3.9 MPa, 1048-1474MPa とその値を報告している。同様に、Kubo et al. (2002)は腓腹筋内側頭の腱を対象として計測し、ヤング率を 280MPa、弾性係数の逆数で腱組織の伸展性の指標であるコンプライアンスを $0.31 \pm 0.66 \times 10^{-2}$ mm/N と報告した。さらに、Bojsen-Møller et al. (2003)は、外側広筋の内部腱膜を含む腱のコンプライアンスについて $0.31 \pm 0.07 \times 10^{-2}$ mm/N と報告した。以上のように、超音波法を用いて様々な部位の腱組織の力学的特性に関して計測が実施されているが、対象とした部位や筋が同じであっても、先行研究により値やその傾向は異なる。

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）によっても変化することが動物を対象とした実験で確認されている。Huijing and 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腱張力と腱組織の長さの関係を受動的伸長と等尺性の筋活動条件で比較した。その結果、腱組織の長さとの関係はそれぞれ異なり、等尺性筋活動時の方が受動的伸長時よりも同一張力に対する腱長が短いことを示した。また、彼らは等尺性筋活動、短縮性筋活動および伸張性筋活動の違いによる、腱張力と腱組織の長さとの関係についても調べた。その結果、等尺性筋活動と短縮性筋活動の際の腱張力と腱組織の長さ変化に差がみられなかったのに対し、伸張性筋活動においては、等尺性筋活動、短縮性筋活動と比較して同一腱張力に対する腱組織の長さ変化が大きかった。同様の結果が Zuubier et al. (1994)や、Lieber et al. (2000)によっても報告されている。ただし上記にあげたいずれの先行研究においても対象とされた部位は腱膜であり、外部腱ではないことに注意せねばならない。

腱組織は弾性ととともに粘性を有する。粘性とは、ある物体に力を加えたとき物体はその力によって変形するが、その変形が力を取り除いても戻らない性質のことをいう。従って、腱組織はクリープ(creep)現象とヒステリシス(hysteresis)現象を示す(Rigby et al. 1959;Ker 1981)。クリープ現象は、一定の応力のもとで時間にともない変形が増加する現象である。ヒステリシス現象は、物体にかけて負荷を除く際に、上行脚の軌跡をたどらない現象のことをさす(Ker et al. 1981)(図. 2-2)。具体的には、腱組織を伸長させた後に負荷を除き短縮させた際の腱組織の長さ - 力関係を描くと、時計回りのループ(ヒステリシスループ)が描かれる。動物の腱組織を対象とした研究(Wang et al. 1995;Bennett et al. 1986)においてヒステリシスの値は3-20%と報告されている。同様に Kubo et al. (2002)は人間生体の腱組織のヒステリシスについて腓腹筋内側頭の腱組織について計測し $22.2 \pm 8.8\%$ という値を報告した。

腱組織の力学的特性と動作パフォーマンスの関係

Kawakami et al. (2002)は、腱組織の弾性が動的筋力発揮中のピークトルク - 角度関係におよぼす影響について検討した。その結果、ピークトルクの出現する角度は角速度の増大に伴い膝関節伸展位へシフトした。このピークトルク出現角度の差から推定される筋腱複合体長の変化は、ランプ状の静的筋力発揮中に観察された腱組織の長さ変化とほぼ一致した。これは静的筋力発揮中の腱組織の力学的特性が、筋束の動態に関与し、動的筋力発揮時の身体外部への出力と関連していることを示唆する。また、Kubo et al. (1999)は、跳躍と腱組織の弾性特性の関係について検討した。その結果、外側広筋の腱組織のスティフネスが低い被検者ほど反動効果が大きい傾向があることを示した。一方、Bojsen-Møller et al. (2005)は成人男性 16 名を対象に同様の実験を行ったが、反動効果の大きさと外側広筋の腱組織のスティフネスには相関関係は認められなかった。さらに、彼らは腱組織のスティフネスと力の立ち上がり速度との関係についてスティフネスが高い被検者ほど力の立ち上がり速度や跳躍高が高いことを報告している。このよう

に、静的筋力発揮によりえられた腱組織の弾性特性と動作パフォーマンスの関係について検討がなされているものの、先行研究により見解が異なる。

単関節の動的筋力発揮中の腱組織の動態

人間生体の動的筋力発揮中の腱組織の動態について検討したものは少ない。Sugisaki et al. (2005)は最大および最大化での短縮性、伸張性の動的筋力発揮、また静的筋力発揮中の腓腹筋内側頭の外部腱および腱膜の長さ変化を超音波法により観察した。その結果、伸張性の動的筋力発揮において外部腱が腱張力の増大に伴い長さを変化させるのに対し、腱膜は最大努力試行であってもその長さ変化がほとんど観察されなかった。このことから、彼らは伸張性筋活動における張力伝達過程において外部腱が弾性エネルギーの蓄積、腱膜が筋線維張力の伝達の役割を有するであろうと考察している。

また、静的筋力発揮中の腱膜の長さ変化が観察されたのに対し、動的筋力発揮中の腱膜の長さは最大、最大下に関わらずほとんど変化しなかった。この結果は静的筋力発揮中にえられた腱組織の力学的特性が、動的筋力発揮中のそれとは異なることを示唆する。しかし、彼らは筋活動様式、腱組織の部位差にのみ着目しており、静的筋力発揮と動的筋力発揮といった筋力発揮方法の違いによる腱組織の動態については検討していない。また、彼らは 5 度/秒の角速度の動的筋力発揮を行わせているが、実際の身体運動の動作速度はそれよりも速いことが多い。

2-2 本研究の目的

これまで人間生体の腱組織の弾性は、主として静的筋力発揮中の腱組織の長さ変化と腱張力の関係から調べられてきた。また、腱組織の弾性特性が動作パフォーマンスと関連があることも報告されている。しかし、腱組織の長さ変化は、腱張力だけでなく筋収縮様式や筋腱複合体長の影響(Sugisaki et al. 2005)、さらに伸長速度(Pearson et al. 2007)の影響をうけることが確認されており、動的筋力発揮中の腱組織の長さ変化は静的筋力発揮中のそれとは異なる可能性がある。この点について検討した Sugisaki et al.

(2005)の研究においても、1つの角速度のみの測定に限られ、動作速度を変えた際の動的筋力発揮中の腱組織の動態については明らかにされていない。

身体運動は静的筋力発揮よりも動的筋力発揮による場合が多いことを考慮すると、身体運動における腱組織の機能的役割について検討する際には、動的筋力発揮中の腱組織の動態を明かにする必要がある。そこで本研究は、静的筋力発揮中と様々な角速度の動的筋力発揮中の腱組織の長さ - 力関係の差異を明らかにするとともに、動的筋力発揮中の腱組織の機能的役割を検討することを目的とした。

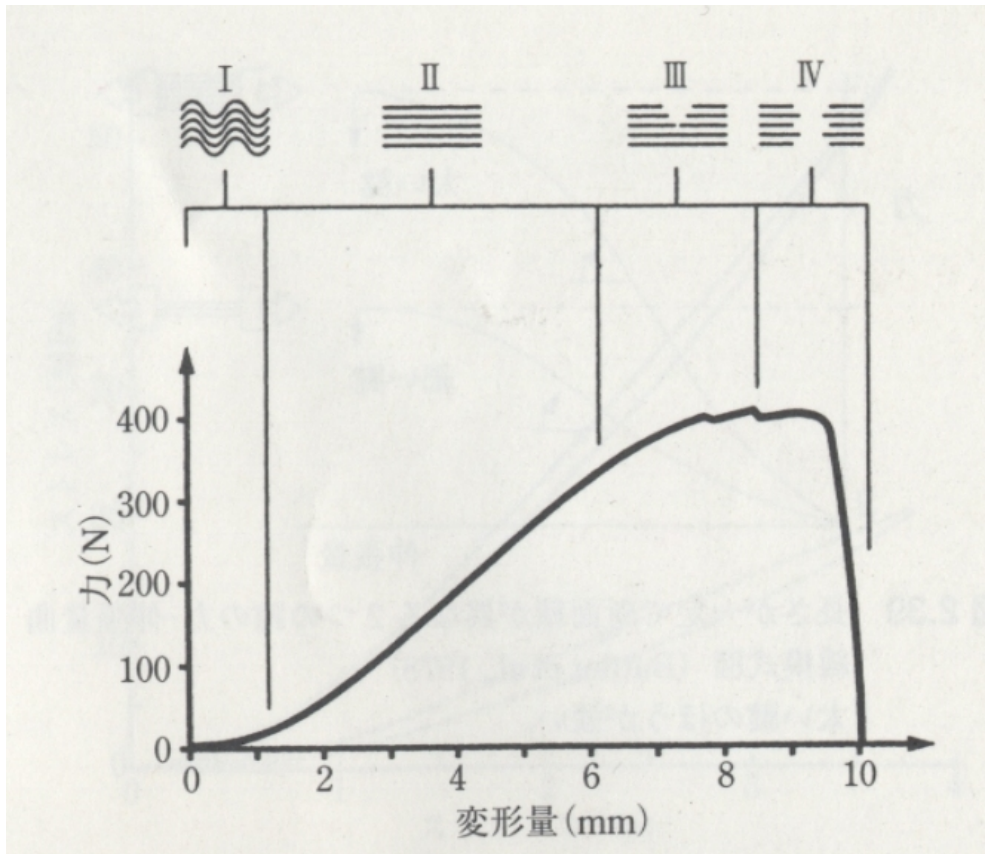


図.2-1 腱に破断強度まで負荷をかけた時の力 - 変形量関係 (Herzog and Loitz 1994).

I : トウリージョン, II : リニアリージョン,
IIIおよびIV : 破断リージョン.

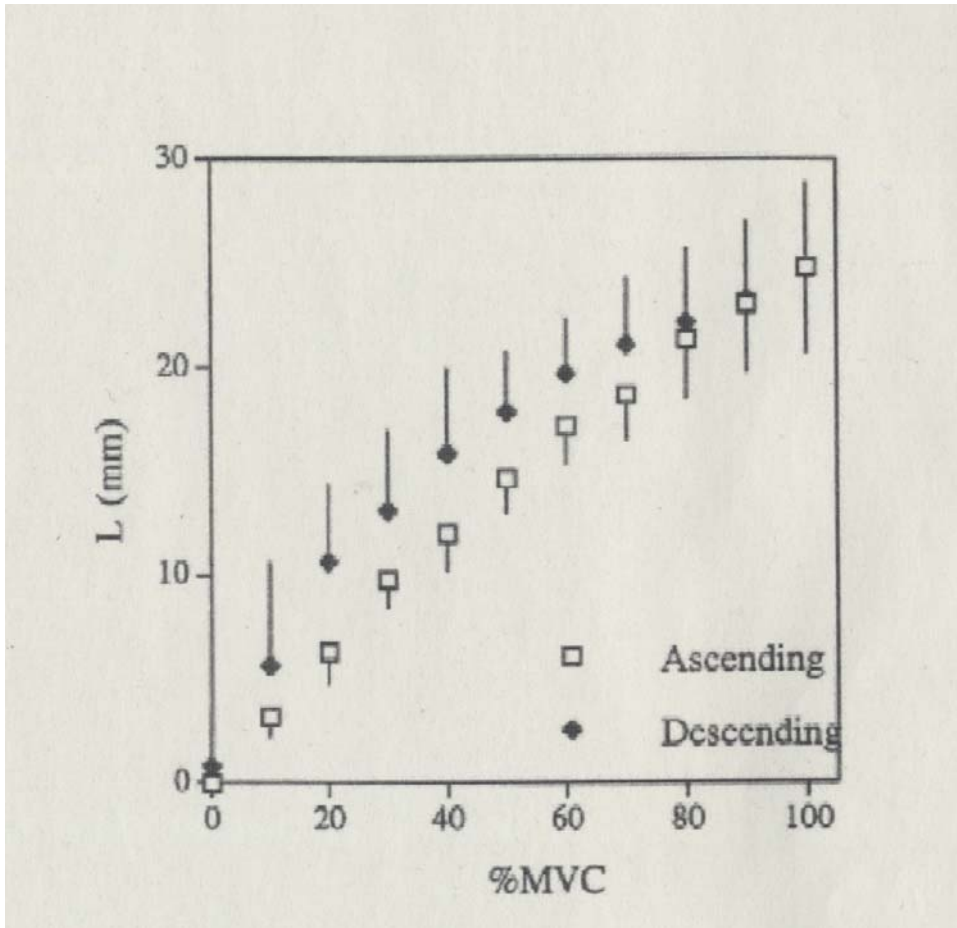


図.2-2 腱組織の長さ - 力関係. 力の上向脚と下向脚で異なる軌跡を描くヒステリシスループが観察される. (Kubo et al.2002)

3 方法

3-1 被検者

被検者は、健康な成人男性 8 名(27.3 ± 3.8 歳, 172.9 ± 6.0 cm, 67.0 ± 7.9 kg)であった。実験に先立ち被検者に対して実験の目的および実験の参加に伴う危険性について説明を行い、参加の同意を書面により得た。本実験は早稲田大学学術研究倫理委員会の承認を得て実施された。

3-2 実験セッティング

等速性筋力計(CON-TREX, CMV AG, Switzerland)を用いて、右側の膝関節伸展筋力を測定した。測定姿勢は股関節 80 度(完全伸展位を 0 度とした)の座位とした。膝関節と筋力計の回転中心が一致していることを確認した後、下腿の遠位部をアタッチメントに固定した。また、測定中に姿勢の変化が起こらないようにベルトとストラップを用いて股関節と体幹を固定した。

3-3 試行

最大努力による静的筋力発揮と動的筋力発揮を十分な休憩をはさみながら行わせた。なお、被検者には動的筋力発揮に慣れさせるため予備日を設け最大下および最大での力発揮を行わせ、後日、本測定を実施した。

3-3-1 静的筋力発揮

膝関節 70 度(完全伸展位 : 0 度)における最大努力での静的筋力発揮および、安静から 5 秒かけて最大随意筋力に達するランプ状の静的筋力発揮を行わせ、その際のトルクを測定した。それぞれ 2 回以上の測定を行い、トルクの差が 10%以内におさまるまで測

定した。数回の試行のうちもっともトルクが高かった試行を分析対象とした。

3-3-2 動的筋力発揮

膝関節の角速度を筋力計により 30 度/秒, 60 度/秒, 120 度/秒, 180 度/秒に設定した。筋力計が動き出す閾値は膝関節 110 度における受動トルクに 5Nm を加えた値とした。筋力発揮の再現性を確保するため、試行の順番は関節角速度の低速試行から高速試行、もしくは高速試行から低速試行のいずれかとした。各角速度条件につきそれぞれ 2 回以上測定を行い、ピークトルクの値の差が 10%以内になるまで測定を行った。数回の試行のうち超音波画像の分析可能な試行を採用試行とした。動作範囲は膝関節 110 度から 20 度とした。また、受動張力の補正を行うため、筋力計によって他動的に膝関節を動かす受動試行をすべての角速度において実施した。

3-4 膝関節伸展トルクおよび角度

筋力計から出力されたトルクおよび角度信号は A/D 変換器(Power lab/16SP, AD Instruments, Australia)を介してサンプリング周波数 1kHz でコンピュータに取り込んだ。

取得されたトルクは、下記の式を用いて腱張力(F)に変換した(Ichinose et al. 2000)。

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

ここでの TQ, MA はそれぞれ膝関節トルク, モーメントアームを表わす。MA は, Van Leeuwen and Spoor(1992)が報告している関節角度と MA の関係を 4 次の多項式で回帰し, その回帰式からそれぞれの膝関節角度における MA を算出した。

3-5 表面筋電図(EMG)

膝関節伸展筋力発揮中の大腿直筋(RF), 外側広筋(VL), 内側広筋(VM)及び, 大腿二頭筋(BF)の EMG を双極誘導により導出した。紙ヤスリとアルコール綿を用いて皮膚表面の皮脂及び角質の処理を行った。その後, プリアンプを内蔵した Ag/AgCl 電極(DE-2.3,

Delsys 社,USA,電極間距離 10mm)を各筋の筋腹中央部に,アース電極を左脚の膝蓋骨上に貼付した.得られた EMG 信号は EMG アンプシステム(Bagnoli Desktop EMG Systems, Delsys 社,USA,フィルター周波数 50Hz)で増幅された後,A/D 変換器(Power lab/16SP, AD Instruments, Australia)を介してサンプリング周波数 1kHz でコンピューターに取り込んだ. EMG 信号は全波整流した後,平均筋電位(mEMG)を求めた. 静的筋力発揮ではピークトルクを含む 1 秒間の mEMG を算出した. 動的筋力発揮中では動作開始から 70 度までを分析区間とした. その後,動的筋力発揮中の mEMG は,静的筋力発揮中の mEMG で正規化した.

3-6 腱組織の長さ変化の計測

腱組織は筋線維の付着の有無に基づき,大きく内部腱膜と外部腱とに分けられる(Zajac 1989). 本研究では VL の外部腱から超音波画像で撮像した腱膜の交点まで,すなわち外部腱から腱膜を含む一連の腱組織を対象に,その長さ変化を計測した.

B モード超音波装置(SSD-6500SV,Aloka,Japan)を用いて,静的筋力発揮中と動的筋力発揮中の VL の超音波縦断画像を撮像した. 超音波画像において VL の筋腹付近で腱膜のエコーが鮮明に撮像できる部位を確認し,その位置に両面テープと生体用テープを用いてプローブを固定した. また,試行中はプローブに検者が手を添えてその位置がずれないように配慮した. ビデオタイマー(TM-A140S,Victor,Japan)を用いて,超音波画像とトルク,角度信号をトリガー信号により同期した. 静的筋力発揮中の超音波画像は 30Hz で VHS ビデオに録画した. 動的筋力発揮中の超音波画像はサンプリング周波数 96Hz で超音波装置内のコンピューターに記録した. 得られた超音波画像から,安静時を基準として動作中の深部腱膜と筋束の交点の移動(ΔD_{ip})を求めた(図. 4-1). 静的筋力発揮の場合には最大腱張力を 100%として 10%毎に分析を行った. 動的筋力発揮の場合には,動作開始からピークトルクまでの区間を 1/96 秒毎に分析した.

その後、下記の式を用いて動作中の腱組織長変化(ΔL_t)を推定した(図. 4-2).

$$\Delta L_t = \Delta D_{ip} - \Delta L_{mtc}$$

求められた腱組織の長さ変化を 1/96 秒で除し、腱組織の伸長速度を求めた. 静的筋力発揮中の腱組織の平均伸展速度についても、動作開始からピークトルクまでの時間で腱組織の長さ変化を徐すことにより求めた.

3-7 筋腱複合体長変化の推定

動的筋力発揮中の筋腱複合体の長さ変化(ΔL_{mtc})は下記の式を用いて算出した(Kawakami et al. 2002).

$$\Delta L_{mtc} = \overline{MA} \cdot \Delta \theta$$

ここでの $\overline{MA}$ は分析区間の隣り合う 2 点の平均のモーメントアーム長、 $\Delta \theta$ は関節角度変化を表わす. また、求められた筋腱複合体長変化を 1/96 秒で除し筋腱複合体長の短縮速度を求めた.

被検者によりピークトルクの出現角度が異なったため、腱組織長変化、MTC 長変化と力学的パラメータについて動作開始からピークトルクに達するまでの時間を 100% としてスプライン補間を行い、1%ごとの値を算出し平均値化した.

3-8 統計処理

データは平均値±標準偏差で示した. ピークトルク時の算出パラメータおよび腱組織の長さ変化の差の検定には繰り返しのある一元配置分散分析を用いた. mEMG の比較には、繰り返しのある二元配置(角速度条件×筋)分散分析を用いた. 交互作用ありの場合には、post-hoc テストとして Bonferroni の多重比較を行った. いずれの検定についても有意水準は 5%未満とした.

4 結果

図. 4-3 に 30 度/秒および 120 度/秒の動的筋力発揮中の膝関節伸展トルク，膝関節角度および VL, VM, RF, BF の筋活動の典型例を示した．いずれの角速度についても膝関節伸展トルクは単峰性の曲線を示した．ピークトルクの出現角度は角速度が高速になるにつれ膝関節伸展位へとシフトした(図. 4-4)．動的筋力発揮中のピークトルク時の腱張力と腱組織の長さ変化は 30 度/秒試行が 120, 180 度/秒試行よりも有意に高かった(表. 1)．図. 4-5-1, 2 に動作開始からピークトルクまでの膝関節伸展トルク，腱張力，腱組織長変化， 腱組織速度の経時変化を示す．腱組織の長さおよび速度は動作開始時に一気に伸長し，その後の長さ変化は小さかった．静的筋力発揮中と動的筋力発揮中の腱組織の長さ - 力関係は異なった(図. 4-6)．動的筋力発揮試行と静的筋力発揮試行の同一腱張力における腱組織の長さ変化の 180 度/秒試行における最大腱張力は，静的筋力発揮中の最大腱張力の 50%程度であった．そこで，静的筋力発揮中の 50%にあたる腱張力の時の腱組織の長さ変化を静的筋力発揮中と動的筋力発揮中で比較した．その結果，静的筋力発揮中の腱組織の長さ変化はいずれの角速度の動的筋力発揮中のそれと比べても有意に大きかった(表. 2)．静的筋力発揮中の腱組織の平均伸長速度は，いずれの動的筋力発揮中のそれよりも低く，動的筋力発揮中の腱組織の平均伸長速度に角速度間の差は認められなかった(表. 3)．

腱組織の長さ-力関係におよぼすモーメントアームの影響を検討するため，先行研究で報告されているいくつかのモーメントアームの値(Spoor and Van Leeuwen1992;

Marshall et al. 1999;Herzog and Read1993;Visser et al. 1990)を用いて腱組織の長さ - 力関係を求めた(図. 4-7)．その結果，いずれのモーメントアームを用いた場合にも(1)静的筋力発揮中がいずれの角速度の動的筋力発揮中よりも同一腱張力に対する長

さ変化が大きい(2)動的筋力発揮中の腱組織の長さ - 力関係は、力レベルの高いところではその長さ変化が異なったものの、力レベルの低い部分に角速度間の顕著な差はなかった、という点で一致していた。

VL, VM, RF, BF の mEMG に角速度の違いによる差は認められなかった(図. 4-8)。

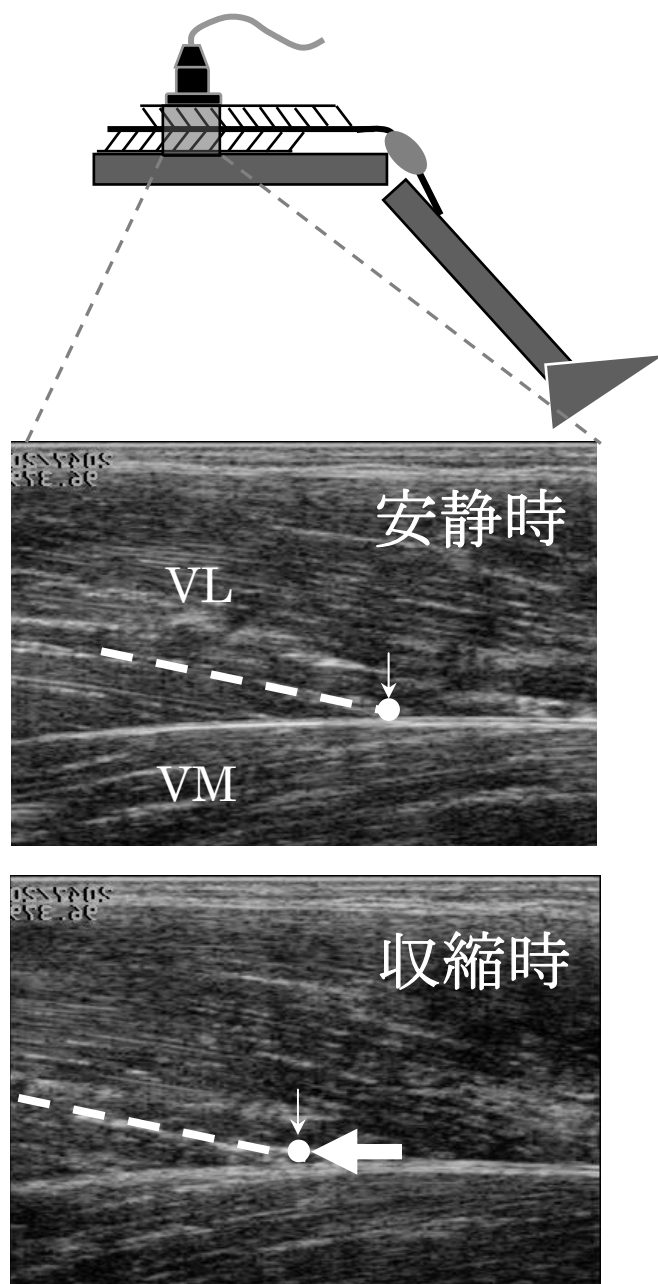
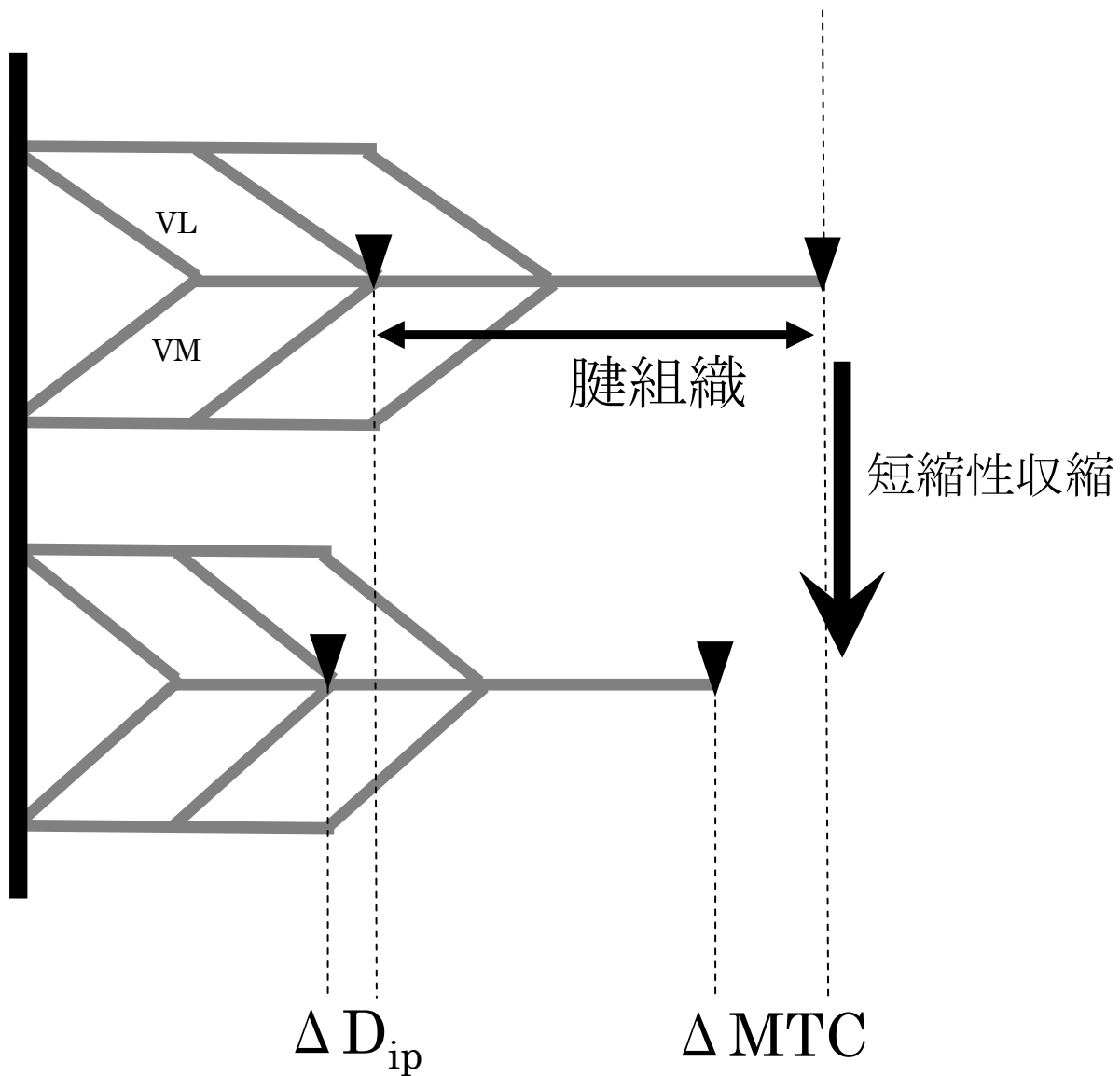


図.4-1 プローブの位置と，安静時と収縮時の超音波画像.



$$\Delta L_t = \Delta D_{ip} - \Delta MTC$$

図.4-2 腱組織の長さ変化の計算に用いたモデル.
 ΔL_t : 腱組織長変化 ΔD_{ip} : 深部腱膜と交点の移動
 ΔMTC : 筋腱複合体長変化

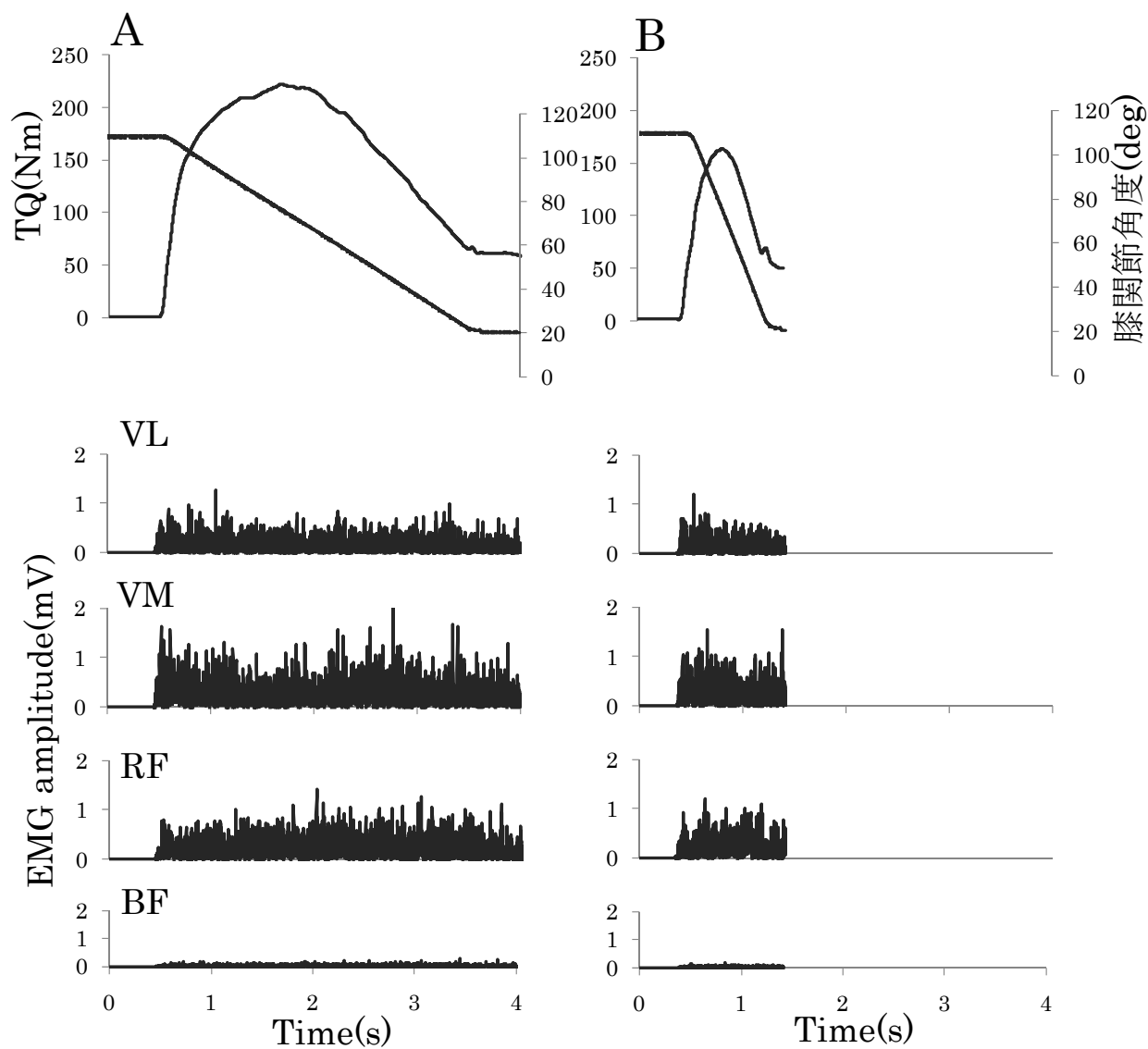


図.4-3 動的筋力発揮中(Aは角速度30度/秒試行, Bは120度/秒試行)の膝関節伸展トルク, 膝関節角度, およびEMGの経時変化の典型例.

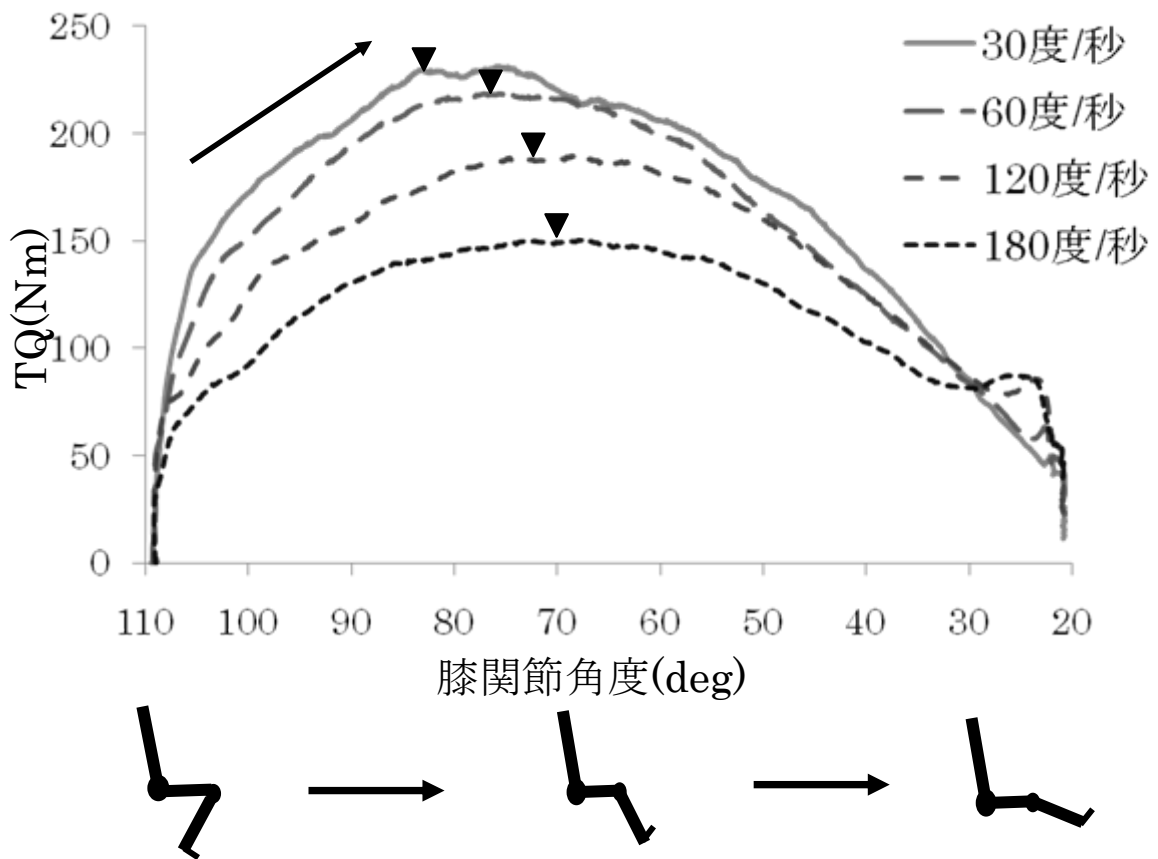


図.4-4 動的筋力発揮中(ラインの一番上から順に30度/秒試行, 60度/秒試行, 120度/秒試行, 180度/秒試行を示す)の膝伸展位と関節角度関係の典型例. 図中の黒矢印はピークトルクを示す.

角速度	TQ(Nm)	腱張力(N)
30度/秒	207.3±35.5	8613.4±1216.5
60度/秒	192.5±34.1 *	7905.5±1328.1
120度/秒	177.0±22.8 * #	7003.9± 995.0 * #
180度/秒	152.0±17.9 * # \$	5852.6± 761.8 * #

角速度	MTC長変化(mm)	腱組織長変化(mm)
30度/秒	-11.7±2.6	24.3±4.9
60度/秒	-12.3±3.1	23.1±5.2
120度/秒	-14.5±2.4 #	21.4±3.7 * #
180度/秒	-15.9±2.1 * #	18.3±5.9 * #

角速度	MTC速度 (mm/s)	腱組織の伸長速度 (mm/s)
30度/秒	-12.6±05.0	4.9±16.2
60度/秒	-24.8±10.1 * #	-6.0±29.8
120度/秒	-54.2±11.4 * # \$	9.6±54.0
180度/秒	-87.7±75.8	0.8±75.8

表.1 動的筋力発揮におけるピークトルク発現時の膝関節伸展トルク，腱張力，MTC長変化，腱組織の長さ変化，MTC速度，腱組織の伸長速度の値.

* は30度/秒，#は60度/秒，\$は120度/秒試行と有意な差があることを示す.

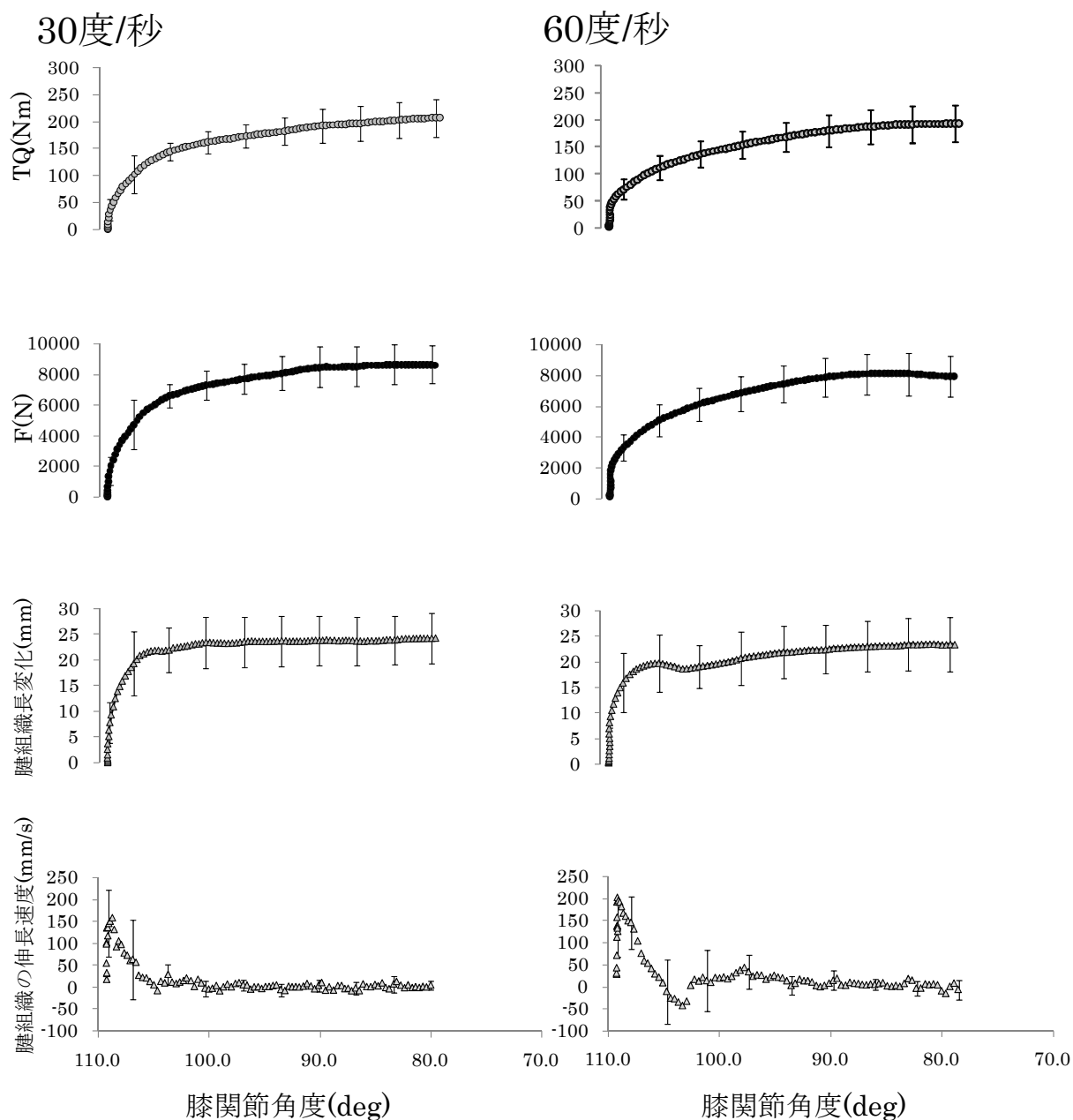


図.4-5-1 膝関節角速度30度/秒および60度/秒試行における膝関節伸展トルク，腱張力，腱組織長変化(+が伸長)，腱組織の伸長速度の経時変化．膝関節角度に対する各測定項目の変化を動作開始からピークトルクまでを示した．

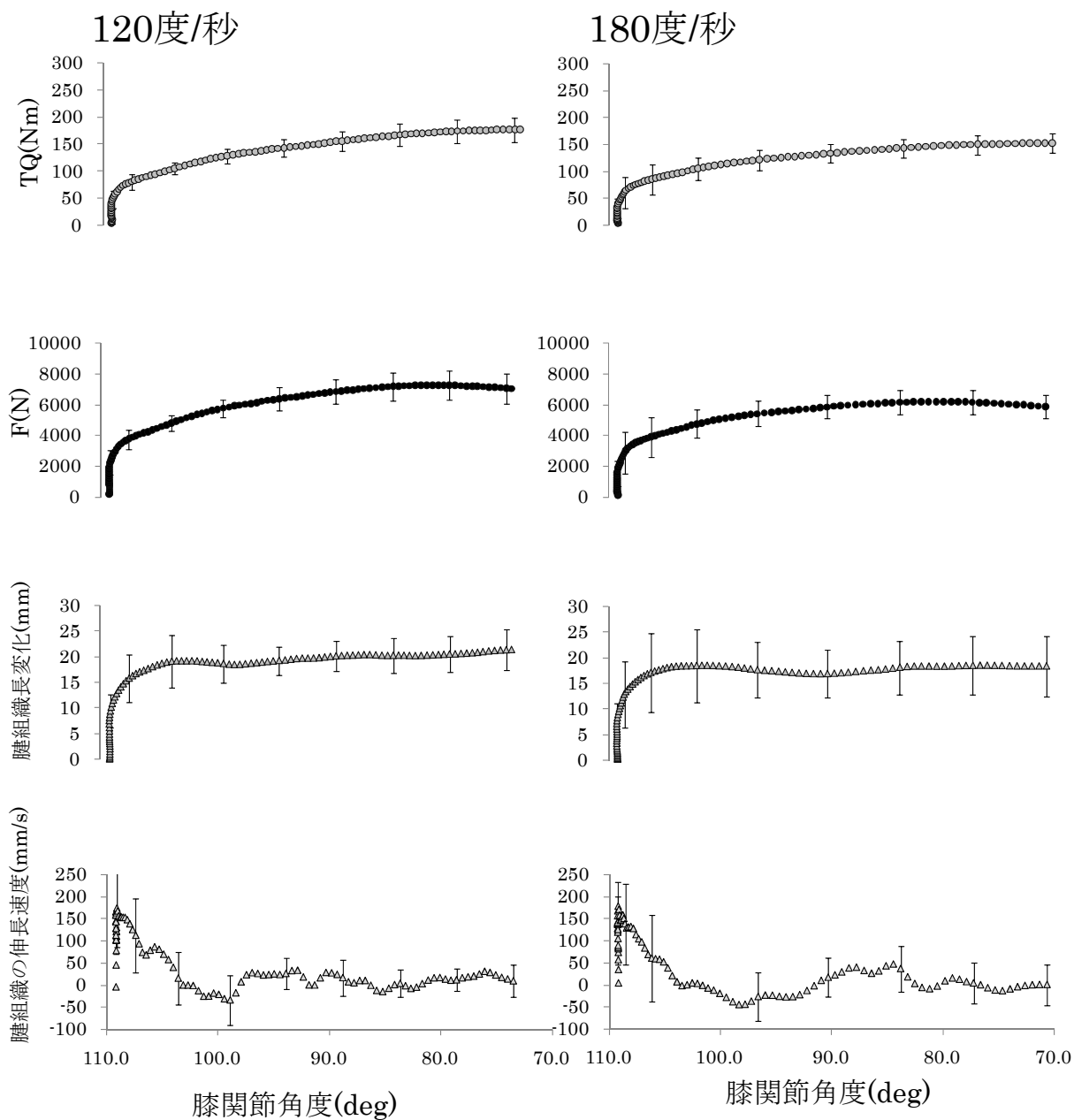


図.4-5-2 膝関節角速度120度/秒および180度/秒試行における膝関節伸展トルク，
 腱張力，腱組織長変化(+が伸長)，腱組織の伸長速度の経時変化．膝関節角度に対す
 る各測定項目の変化を動作開始からピークトルクまでを示した．

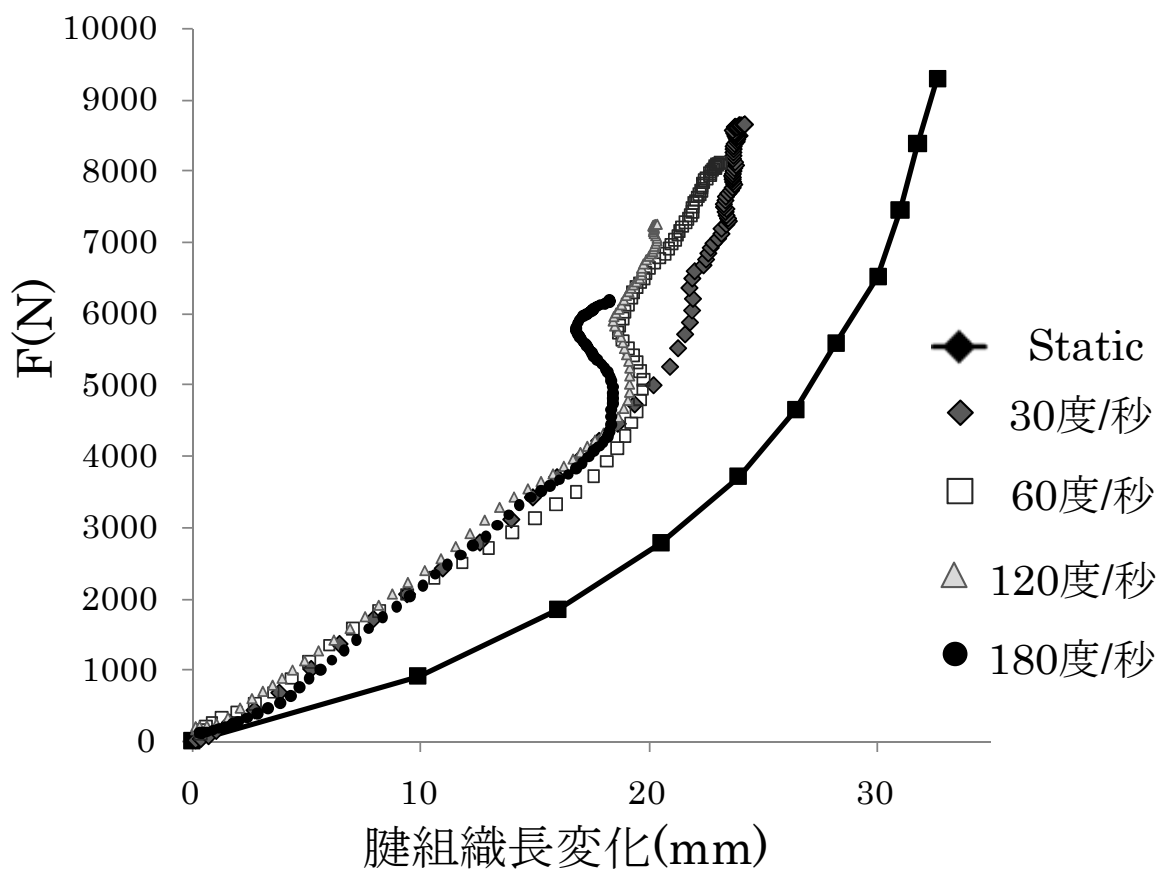


図.4-6 静的筋力発揮(Static)と動的筋力発揮の
腱組織の長さ - 力関係.

試行	腓組織の長さ変化(mm)
静的筋力発揮時	24.6±3.3
30度/秒	19.0±4.7 *
60度/秒	19.9±5.7 *
120度/秒	18.0±4.6 *
180度/秒	18.2±6.1 *

表.2 同一負荷(静的最大筋力の50%)に対する腓組織の長さ変化.

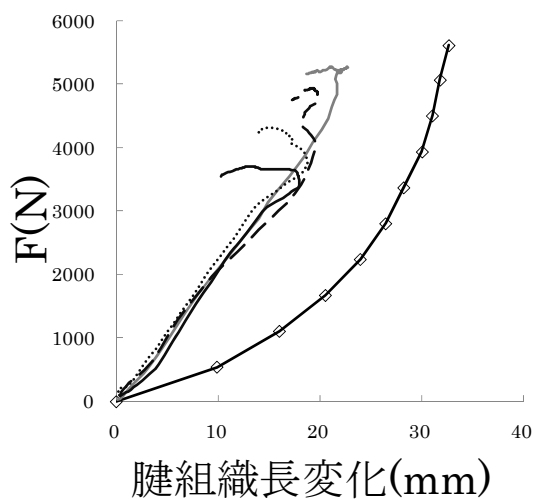
静的筋力発揮は動的筋力発揮に比べ同一負荷に対する腓組織の長さ変化が有意に大きかった. 一方, 動的筋力発揮の腓組織の長さ変化に角速度による差は認められなかった.

*は, 静的筋力発揮と有意な差があることを示す.

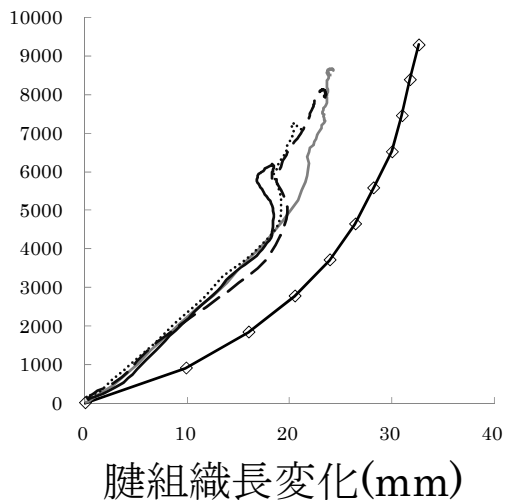
角速度	平均腱組織速度(mm/s)
静的筋力発揮時	6.0± 1.1
30度/秒	27.7±13.6 *
60度/秒	45.3±12.6 *
120度/秒	53.5± 9.5 *
180度/秒	60.7± 1.1 *

表.3 静的筋力発揮および，動的筋力発揮の腱組織の平均伸長速度. * は静的筋力発揮と有意な差があることを示す.

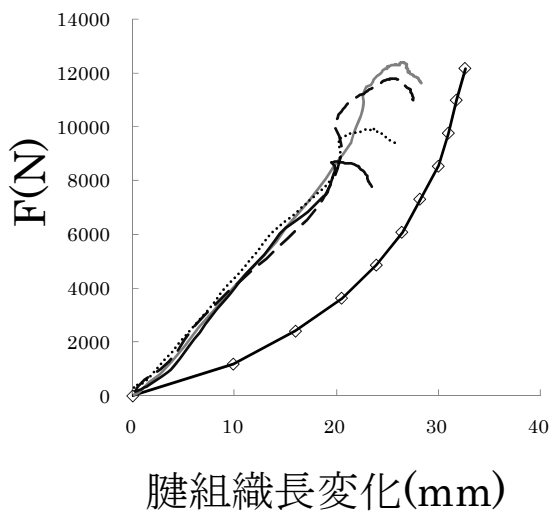
Marshall et al.(1999)



Spoor and Van Leewen(1992)



Visser et al.(1990)



Herzog and Read(1993)

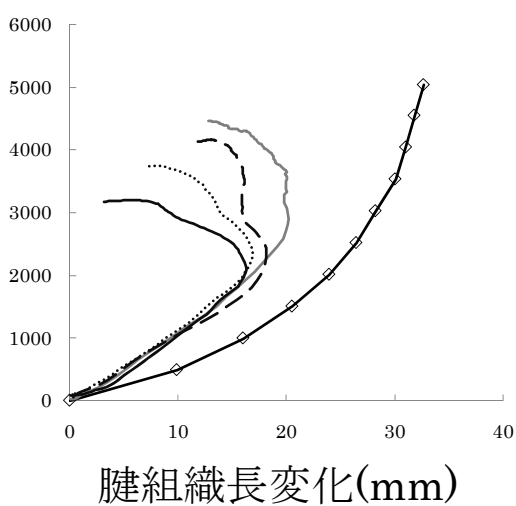


図.4-7 様々なモーメントアームを用いて算出した腱組織の長さ - 力関係.

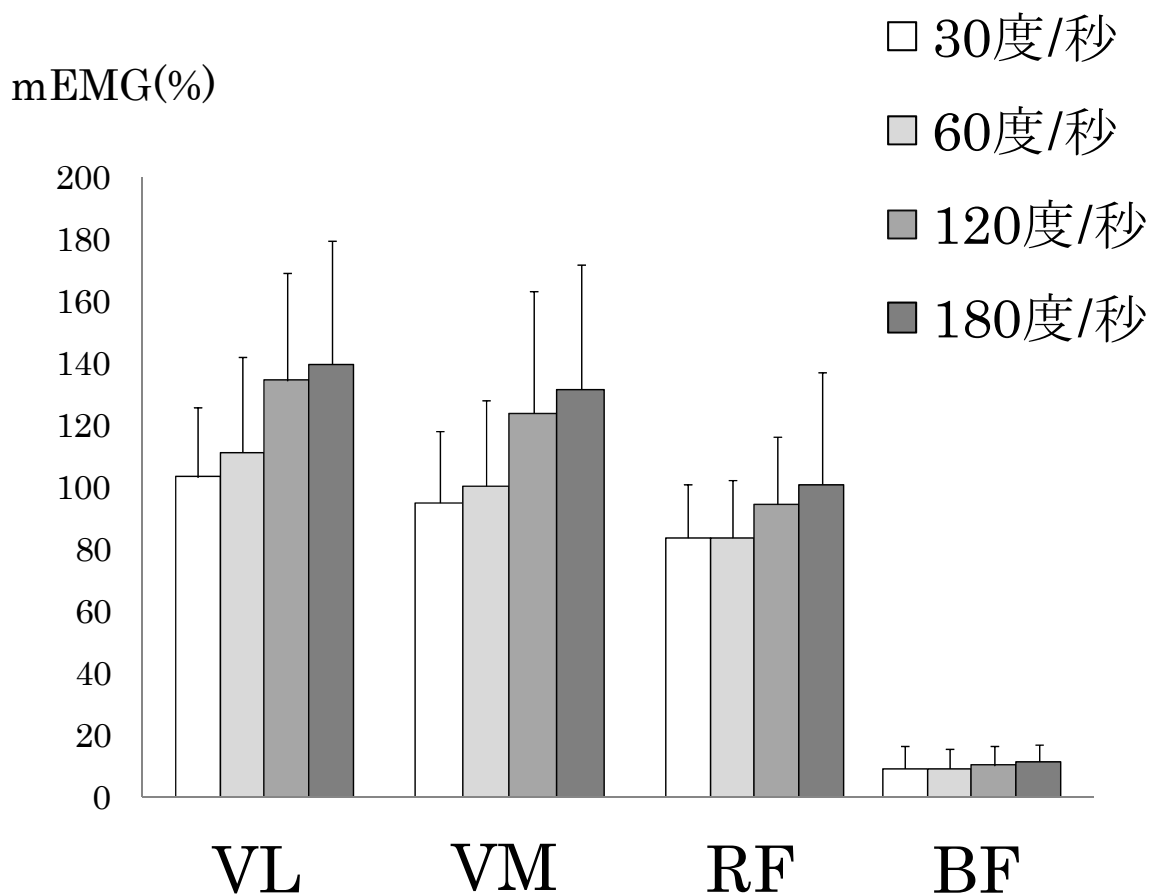


図.4-8 静的筋力発揮のmEMGにより標準化した動的筋力発揮の外側広筋(VL), 内側広筋(VM), 大腿直筋(RF), 大腿二頭筋(BF)のmEMG. いずれの筋のmEMGについても角速度による差は認められなかった.

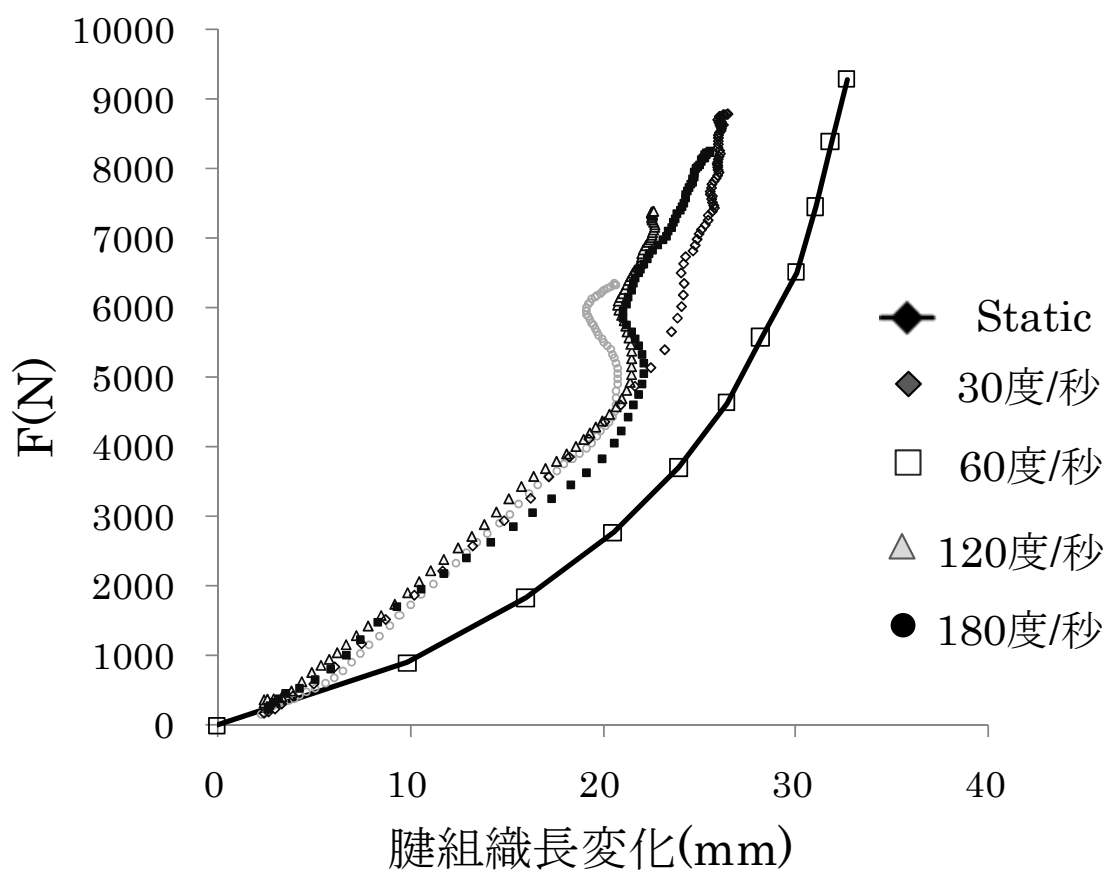


図.4-9 初期長および腱組織にかかる受動張力の差を考慮した腱組織の長さ - 力関係.

4 考察

本研究で得られた主要な結果は以下の 2 点であった。(1)静的筋力発揮と動的筋力発揮における腱組織の長さ - 力関係は一致せず、同一腱張力に対する腱組織の長さ変化は、動的筋力発揮が静的筋力発揮よりも有意に小さかった(図. 4-2)。(2)動的筋力発揮における腱組織の長さ - 力関係は、角速度により異なった(図. 4-2)。

静的筋力発揮と動的筋力発揮の長さ - 力関係は異なる

Sugisaki et al. (2005)は動的足関節底屈筋力発揮中の腓腹筋内側頭の腱組織について、最大努力の短縮性収縮で外部腱は発揮張力に応じて長さが変化するのに対し、腱膜の長さ変化はわずかであることを報告している。一方、Pearson et al. (2007)は静的筋力発揮中の膝蓋腱(外部腱)の長さ - 力関係が、安静から最大まで 3 秒間でトルクを増加させる Fast 試行と 10 秒間で増加させる Slow 試行で異なり、Fast 試行は Slow 試行に比べ有意に膝蓋腱のスティフネスが高いことを示した。その要因として彼らは粘性の影響を挙げている。これら 2 つの先行研究と動的筋力発揮における腱組織の伸長速度が静的筋力発揮におけるそれよりも有意に高かったという本研究の結果をふまえると、動作開始時(おおよそ腱張力 0N~4000N の区間における)動的筋力発揮と静的筋力発揮の腱組織の長さ・力関係の差は、主として腱組織の伸長速度の差、すなわち、トルクの立ち上げ方の違いによりもたらされていたものと考えられる。

本研究における動作開始の関節角度は静的筋力発揮が 70 度、動的筋力発揮が 110 度であり、関節角度の違いにより腱組織の長さ - 力関係が異なった可能性がある。先行研究において、Fukashiro et al. (1995)は足関節 90, 105, 120 度で静的筋力発揮を行わせ、動作開始の関節角度の違いで腱組織の初期長が変化すること、腱張力と腱組織の長さ変化は類似

の線形を示すことを報告している。従って、計測対象とした部位の違いはあるものの、本研究の腱組織の長さ - 力関係の差異は、動作開始の関節角度の違いによって生じたものではないと考えられる。また、腱組織にかかる動作開始時の受動張力は静的筋力発揮と動的筋力発揮で異なり、その差は約 150N と推定された。しかし、それを考慮した場合であっても本研究の主たる結果への影響は認められなかった(図. 4-9)。

以上の結果と動物を用いた先行研究の腱組織の長さ変化は筋収縮様式の影響を受ける (Huijing and Ettema 1988/1989) といった報告をあわせて考えると、腱組織は運動課題(関節運動を伴うか否か、筋活動の有無、トルクの立ち上がり速度、筋腱複合体長)に応じて長さ変化のパターンを変え、静的筋力発揮により得られた力学的特性を必ずしも反映しないことが予想される。このことから、例えば Kawakami et al. (2002) や Kubo et al. (1999) が行ったような動的筋力発揮における腱組織の長さの経時変化を、静的筋力発揮中の腱組織の長さ変化により推定したり、動的な運動である跳躍パフォーマンスと静的筋力発揮によりえられた腱組織の弾性特性との関係を検討したりといった手法は適切でない可能性が高い。従って、今後は実際の運動中の腱組織の動態を計測し、さらなる検討を加えていく必要がある。

動的筋力発揮における腱組織の長さ - 力関係は角速度により異なる

いずれの角速度における動的筋力発揮においても腱張力 0~4000N の区間(図. 4-6)、すなわち膝関節角度 110 度~約 107 度の区間(図. 4-5-1,2)は、腱組織の長さ - 力関係はほぼ同様の線を描く。一方、腱張力 4000N 以降の区間すなわち膝関節角度が約 107 度以降について、腱組織の長さ - 力関係は角速度により異なった。

Maganaris et al. (2001) は、静的足関節背屈筋力発揮中の人間の前脛骨筋の中間腱膜の幅の変化を観察し、腱膜の末端部よりも中央部の方がその広がり大きいことを報告している。同様に、Muraoka et al. (2003) も人間の前脛骨筋を対象として、静的筋力発揮や筋長の変化に伴う腱膜の幅と筋束長の変化を計測し、腱膜の幅と筋束長との間に負

の相関関係があることを報告している．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が人間生体においても確認されており，これは腱組織の長軸方向の長さ変化を制限する要因になるものと考えられる．本研究において腱張力 0～4000N の区間，関節角度変化の影響がほとんどなかった区間については，腱組織が筋束の配置や腱膜の形状の変化よりも，トルクの立ち上がりによる腱組織の粘性の影響の方が大きく角速度による腱組織の長さ - 力関係の差は生じなかったものと考えられた．一方，膝関節角度約 107 度～ピークトルク発現角度の区間においては，関節角度の変化による筋長の変化や筋力発揮に伴う筋束の短縮に伴い腱膜の単軸方向の幅が増加し，長軸方向の腱組織の長さ変化を制限されたことが，腱組織の長さ - 力関係の差を生じさせた一要因であると考えられた．しかし，上記のみで角速度の差による腱組織の長さ - 力関係の違いを説明しきれず，今後，さらなる検討が必要である．

本研究の結果，角速度が高速になるにつれピークトルクは有意に低下し，その出現角度は，膝関節伸展位で観察された(図．4-4)．一方，角速度による腱組織の最大伸長速度および，平均伸長速度に差は認められなかった(表．3 および図．4-5-1,2)．Ichinose et al. (2000) は角速度 30 度/秒と 150 度/秒の膝関節伸展運動中の筋束動態を観察し，最大腱張力およびピークトルク発現時の筋束長は，角速度によらずほぼ一定であることを報告している．彼らの結果と本研究の結果をふまえると，角速度の増加に伴うピークトルクの伸展位シフトは，腱組織の弾性により生じたものであると考えられた．また，角速度の増加に伴うピークトルクは有意に低下した．これは，角速度の増加に伴い筋束の短縮速度も増加し，筋束の力 - 速度関係が不利な状態で力発揮を行わなければならなかったためと考えられる．以上のことより，本研究における動的筋力発揮において筋束が力出力および筋腱複合体の短縮速度出力器官として働くのに対し，腱組織は力の伝達という役割を有しているものと考えられた．

RF, VL, VM, BF の mEMG に角速度による差はみられなかった(図．4-8)．動的筋力発揮における mEMG は，いずれの角速度についても静的筋力発揮中の 84%以上の高い筋

活動レベルにあり、筋活動の差はなかったものと考えられた。また、外側広筋は膝関節 90 度から完全伸展位まで膝関節伸展に主働筋として働くものの、外側広筋の膝関節伸展トルクに対する貢献度は膝関節の伸展するにつれ低下する(Lieb and Perry1968)ため、トルクから推定された腱張力は実際に外側広筋が発揮した張力を過大評価している可能性がある。しかし、本研究の分析区間である膝関節 110 度から約 70 度までの区間については外側広筋のトルクに対する貢献度の変化はほとんどなく(Lieb and Perry 1968)、本研究の結果に影響をおよぼさない程度のものであると考えられた。

また、本研究において被検者個人のモーメントアームを実測しておらず、先行研究のモーメントアームを用いて腱張力および腱複合体長変化を推定し腱組織の長さ変化をもとめた。したがって、モーメントアーム値の誤差が本研究の結果に影響をおよぼす可能性があった。そこで、いくつかの先行研究で報告されたモーメントアームの値を用いて、それぞれ腱組織の長さ - 力関係を示した(図. 4-7)。その結果、いずれのモーメントアームの数値を用いても、動的筋力発揮は静的筋力発揮よりも同一負荷に対する腱組織の長さ変化が小さく、動的筋力発揮では角速度による腱組織の長さ - 力関係に差が生じるという結果に変わらなかった。このことから、本研究の結果が先行研究から引用したモーメントアームの影響によるものではなく、実際の腱組織の長さ変化を反映したものであると考えられた。しかしながら、今後、動的筋力発揮における腱組織の長さ変化を計測する場合には、筋腱複合体長変化を正確に推定することが必要不可欠であり、そのためにも被検者各人のモーメントアーム値を求めることも必要である。

結論

本研究の結果、静的筋力発揮と動的筋力発揮の腱組織の動態は異なった。そのため実際の身体運動中のパフォーマンスと腱組織の特性との関連を検討する際には、静的運動中に求めた腱の力学的特性のみならず、動的筋力発揮中の腱組織の動態を含めた検討が必要であると考えられた。また本研究における動的筋力発揮において、筋束は力出力および筋腱

複合体の短縮速度出力器であるのに対し，腱組織は主として力伝達の役割を有していたものと考えられた．

参考文献

Alexander RM, Bennet-Clark HC.Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*. 13;265(5590)114-7.1977

Bennett, RF Ker, NJ Dimery, Alexander. Mechanical properties of various mammalian tendons.*Journal of zoology*. 209;44.537-548. 1986

Bernard J. Rigby Nishio Hirai John D. Spikes and Henry Eyring. the mechanical properties rat tail tendon *The Journal of General Physiology*.43;265-283.1959

Blanton PL, Biggs NL.Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons.*J Biomech*.3(2)181-9.1970

Bojsen-Møller J, Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP.Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scand J Med Sci Sports*. 13(4);259-65.2003

Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P.Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures.*J Appl Physiol*.99(3);986-94.2005

Fukashiro S, Itoh M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo.*Eur J Appl Physiol Occup Physiol*.71(6);555-7.1995

Huijing PA, Ettema GJ. Length-force characteristics of aponeurosis in passive muscle and during isometric and slow dynamic contractions of rat gastrocnemius muscle. *Acta Morphol Neerl Scand*.26(1);51-62.1988-1989

Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Fukunaga T. Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat*. 159(2-3);78-83.1997

Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Kanehisa H, Fukunaga T. In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action. *J Appl Physiol*.88(3);851-6.2000

Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, Fukashiro S, Fukunaga T. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol*.85(4);1230-5.1998

Kawakami Y, Fukunaga T. New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exerc Sport Sci Rev*.34(1);16-21.2006

Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *Eur J Appl Physiol*.87(4-5);381-7.2002

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch - shortening cycle exercise in vivo. *J Sports Sci*.23(8);851-60.2005

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol*. 15(536);649-55. 2001

Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports*. 12(1);3-8. 2002

Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, Yoshinaga K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of series elasticity on the human knee extension torque-angle relationship in vivo. *Res Q Exerc Sport*. 77(4);408-16. 2006

Ker RF. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep. *J Exp Biol*. 93;83-302. 1981

Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendinous tissue stretch upon maximum muscle force generation. *J Biomech*. 33(11);1453-9. 2000

Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*. 586(1);71-81. 2008

Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol*. 90(5);1671-8. 2001

Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol*. 90(5);1671-8. 2001

Pearson SJ, Burgess K, Onambele GN. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech*. 22(6);712-7. 2007

Sugisaki N, Kanehisa H, Kawaka Y, and Fukunaga T. Behavior of Aponeurosis and External Tendon of the Gastrocnemius Muscle During Dynamic Plantar Flexion Exercise. *International Journal of Sport and Health Science*. Vol. 3 Special Issue 235-244. 2005

Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*. 40(1);6-12. 1976

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

Walker LB, Harris EH, Benedict JV. Stress-strain relationship in human cadaveric plantaris tendon: A preliminary study. *Med Electron Biol Eng*. 101;31-8. 1964

Wang XT, Ker RF, Alexander RM. Fatigue rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol*. 198;847-52. 1995

Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Crit Rev Biomed Eng. 17(4);359-411. 1989

Zuurbier CJ, Everard AJ, van der Wees P, Huijing PA. Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. J Biomech. 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教授の川上泰雄教授のもとで行われました。私が敬愛する作家、沢木耕太郎がゼミの指導教官とのかつを綴った「最初の人」という短いコラムがあります。学部3年当時の私にとって、その「最初の人」は川上泰雄教授でした。ありがとうございました。

鹿屋体育大学学長の福永哲夫学長にはユーモア溢れるお言葉で励ましていただきました。東京大学身体運動研究領域の金久博明教授には研究に対して的確な御助言を頂きました。早稲田大学スポーツ科学学術院の矢内利政教授には常に温かく見守って頂きました。心より感謝申し上げます。

矢内研究室助手の若原卓さん、川上研究室助手の宮本直和さん、岡田研究室助手の杉崎範英さんには実験から論文執筆に至るまで忍耐強くご指導いただきました。皆さんのお力添えなくしてこの論文の完成はありませんでした。心より感謝申し上げます。川上研究室、矢内研究室に所属しておられる高井洋平さん、光川眞壽さん、平山邦明さん、田村恵彦さん、福井俊太郎さん、福谷充輝さん、茂木康嘉さん、橋詰賢さんには被検者や検者として長時間の実験に快く協力して頂きました。心より感謝申し上げます。また修士論文作成にあたり、常に惜しみない協力をして下さったバイオメカニクス研究室のみなさんに心より感謝申し上げます。

最後に、わがままばかりの娘を許し、応援してくれている家族に感謝します。