

【課程内】

博士（スポーツ科学）学位論文

協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の
筋疲労による変化

Muscle fatigue changes fascicle-tendon behavior and
neuromuscular activity of synergistic muscles

2010年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

光川 眞壽

Mitsukawa, Naotoshi

研究指導教員： 川上 泰雄 教授

目次

第1章	緒言	2
1-1.	序	2
1-2.	研究小史	9
1-2-1.	筋疲労の定義と判定方法	
1-2-2.	筋疲労時の協働筋の筋電図に関する研究	
1-2-3.	筋腱複合体の形状変化とその協働筋間差に関する研究	
1-3.	先行研究のまとめと課題	49
1-4.	本研究の目的と構成	49
第2章	最大努力での反復的な足底屈トルク発揮課題における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動 (Muscle and Nerve 40 : 395-401, 2009)	52
第3章	最大下努力での持続的な足底屈トルク発揮課題における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動	71
3-1.	5%MVC 課題	71
3-2.	40%MVC 課題	81
第4章	腓腹筋内側頭のみ筋疲労が足関節底屈トルク発揮における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動に及ぼす影響 (Journal of Biomechanics, Submitted)	91
第5章	総括論議	102
5-1.	協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の筋疲労による変化	103
5-2.	協働筋間に生じる筋腱動態の相互作用	104
結論		116
参考文献		117
謝辞		131

第 1 章

緒言

1-1. 序

身体運動によって骨格筋の力あるいはパワー発揮能力が減退することを筋疲労という (Gandevia, 2001)。筋疲労の機序については、1890 年代から神経系および代謝系の観点から検討されており、中枢神経系の興奮水準の低下や筋内のエネルギー源の枯渇などによって筋疲労が生じることが明らかにされている (Bigland-Ritchie, 1981 など)。

人間の関節運動は、筋線維組成が異なる (Johnson ら, 1973 など) 複数の筋 (協働筋) の筋張力によって発現する。筋疲労の程度は筋線維組成の影響を受けるため、筋疲労をとともなう関節運動時の神経系および代謝系の活動、さらには筋張力の変化に協働筋間差が生じると考えられている。事実、これまでに筋電図法を用いて、筋疲労をとともなう運動課題時の筋電図パターンに協働筋間差があることが示されている (Ochs ら, 1977 など)。しかしながら、筋電図は運動単位の動員数や発火頻度といった神経-筋活動を捉えたものであり、筋疲労時には筋張力を反映しない (Bigland-Ritchie, 1981)。そのため、協働筋それぞれの筋張力がどの程度低下しているかについて、筋電図から明らかにすることはできない。競技スポーツやスポーツ活動において、どの筋の筋張力がどの程度低下したかを知ることが、筋機能を回復させるコンディショニングを適切に実施するために必要不可欠なことである。

1990 年代より、Brightness (B) モード超音波法を用いた研究によって、発揮する関節トルクの増加にともない筋線維が短縮し腱が伸長されることが報告されている (Ito ら, 1998 など)。この報告は、筋線維および腱の長さ変化 (筋腱動態) が筋張力の変化を反映することを示すものである。それゆえ、協働筋の筋腱動態の筋疲労による変化を定量することによって、協働筋の筋張力の変化を捉えられる可能性がある。しかし、協働筋の筋腱動態の筋疲労による変化や、筋疲労時の筋腱動態と筋張力との関連は不明である。そこで本論文は、B モード超音波法を用いて、筋疲労をとともなう異なる強度の関節トルク発揮課

題における協働筋の筋腱動態を明らかにし、筋電図の観察もあわせて協働筋各筋の筋張力や神経-筋活動の筋疲労による変化について検討することを目的とした。本論文において得られる知見は、協働筋各筋の筋疲労の定量化に役立つ基礎的なデータになると考えられる。

本論文で用いる用語の説明

疲労／筋疲労 (**fatigue/muscle fatigue**)

これまでの先行研究において、「疲労」と「筋疲労」を同一論文内において別々に定義した報告はなく、「疲労」と「筋疲労」のいずれかが用いられていることが多い。猪飼 (1973) は、「疲労」とは、運動をしていくことによって、身体各部の器官や組織のエネルギーの消耗、あるいは調整の低下によって機能の減退がおり、これが全体として作業や運動の成果 (**performance**) を低下させるようになった時の状態をいい、このとき多くの場合に疲労感を伴うものである、と定義している。一方、Gandevia (2001) は、「筋疲労」とは、身体運動によって骨格筋の力あるいはパワー発揮能力が減退することであり、中枢性および末梢性因子によって引き起こされる、と定義している。これらの定義から「疲労」と「筋疲労」の定義の違いを考えると、「疲労」は精神的な疲労感を含んだ広義の意味として捉え、「筋疲労」は精神的な状態を含まない狭義の意味として捉えているといえる。本論文では、筋疲労の協働筋間差について筋腱動態および神経-筋活動から検討することを目的としているため、「筋疲労」という用語を用いる。

筋束 (**muscle fascicle**)

筋線維は筋原線維の束であり、数十から数百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いう。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 (図 1-1)。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

束の走行方向をあらわしているとされる (Kawakami ら, 1993 ; Herbert と Gandevia, 1995)。したがって、超音波画像上では、腓腹筋内側頭の筋束の長さ (筋束長) は、腓腹筋内側頭の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。なお、ヒラメ筋は両羽状筋であるため、ヒラメ筋の中間腱膜と浅部腱膜との間の反射エコーの長さを筋束とした (図 1-1)。

腱／外部腱／腱膜 (tendon／outer tendon／aponeurosis)

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下腿三頭筋のような羽状筋では、腱は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に分けられる (Herzog, 2007 : 図 1-2A)。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。しかし、腓腹筋内側頭の外部腱は、腱膜および外部腱を含んでいる。すなわち、腓腹筋内側頭の「外部腱」の近位部 (ヒラメ筋の筋腱移行部の遠位端から腓腹筋内側頭の筋腱移行部の遠位端まで) の形状はシート状であり、遠位部 (踵骨隆起からヒラメ筋の筋腱移行部の遠位端) の形状は筒状でありヒラメ筋の外部腱と重なり合っている (図 1-2B)。本論文で「外部腱」という用語は、特に断りがない限りヒラメ筋の外部腱およびの腓腹筋内側頭の外部腱の遠位部を指し、腓腹筋内側頭の外部腱をいう場合には、「腓腹筋内側頭の外部腱」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部分を指している。

筋腱動態 (fascicle-tendon behavior)

本論文では、筋束および腱の長さ変化を総じて筋腱動態とする。本論文においては、関節角度を一定にしてトルク発揮課題を行うため、関節角度変化 (筋腱複合体長変化) にともなう筋腱動態はほとんど生じず、筋線維の張力発揮によって生じる筋腱動態が観察される。本論文では、筋腱動態に加えて、張力発揮にともなう羽状角や筋厚の変化を総じて、筋形状変化として表記する。また、筋線維の張力発揮にともない腱長が長くなることを腱

伸長 (tendon elongation) と表記する。本論文では、特に断りがない限り、腱伸長は外部腱と腱膜の伸長をあわせた結果を示している。

筋力／関節トルク／筋張力 (muscle strength/joint torque/muscle force)

一般的に、「筋力」は、生体が自然の状態で大脳の支配のもとに力を発揮したときの力を指す (猪飼, 1973)。人間の発揮する筋力は、関節を介して身体外部に発揮されるため、筋力は発揮された力の回転作用、すなわち、「関節トルク」として計測される。本論文においては、筋力を関節トルクとして表記する。本論文中で用いる「関節トルク発揮」とは、人間が随意で筋力を発揮することを意味している。また、身体の内部で協働筋各筋が発揮している力を「筋張力」と表記する。

筋電図／神経-筋活動 (electromyogram/neuromuscular activity)

筋電図 (electromyogram : EMG) は、筋線維の活動電位 (action potential) を記録したものである (Enoka, 2008)。複数の筋線維の筋電図が重なりあった信号を interference EMG という (Enoka, 2008)。表面電極から双極誘導法にて得られる筋電図 (表面筋電図 : surface EMG) は interference EMG である。Farina ら (2004) によると、表面筋電図の振幅は運動単位の活動の総和と関連する。つまり、筋電図の振幅は複数の運動単位の動員数や発火頻度の指標となる。言い換えると、筋電図から得られる振幅は、神経-筋にて生じる電氣的な活動を捉えたものである。また、運動単位の動員や発火頻度は、中枢神経系の興奮水準の影響を受けていることから、中枢神経系からの入力も反映している (Farina ら, 2004)。そこで、本論文では筋電図の振幅によって計測される中枢神経系からの入力や運動単位の動員様相や発火頻度、神経-筋接合部における活動電位の伝達といった中枢および末梢神経および筋に生じる電氣的な活動を「神経-筋活動」 (neuromuscular activity) として表記する。

本研究で対象とする筋

本研究で対象とする協働筋として、足関節底屈筋群の腓腹筋内側頭（*medial gastrocnemius muscle* : MG）およびヒラメ筋（*soleus muscle* : SOL）を選択した。これらの筋の形状（Fukunaga ら, 1996; Kawakami ら, 1998, 2000b; Maganaris ら, 1998）、筋線維組成（Johnson ら, 1973; Edgerton ら, 1975）および収縮特性（収縮速度、弛緩時間、最大張力）（Vondervoort と McComas, 1983）が異なることはすでに知られている。特に、MG の筋線維内に占める遅筋線維の割合は約 51%であり、SOL のそれ（約 87%）よりも低く（Johnson ら, 1973）、その差は約 36%である。この値は、筋疲労に関する先行研究において用いられている他の筋群（膝関節伸展筋群と肘関節屈曲筋群）の協働筋における筋線維組成の差と比べても大きい（内側広筋と大腿直筋：約 17%、上腕二頭筋と腕橈骨筋：約 6%、Johnson ら, 1973）。遅筋線維は疲労耐性が高く、速筋線維は疲労耐性が低いことから（Burke ら, 1973）、MG と SOL の疲労耐性の差は他の筋群の疲労耐性の協働筋差よりも顕著であると考えられる。本論文では、筋疲労の協働筋間差を筋腱動態および筋電図の側面から検討することを目的としているため、疲労耐性の協働筋間差が顕著であると考えられる MG と SOL を選択した。

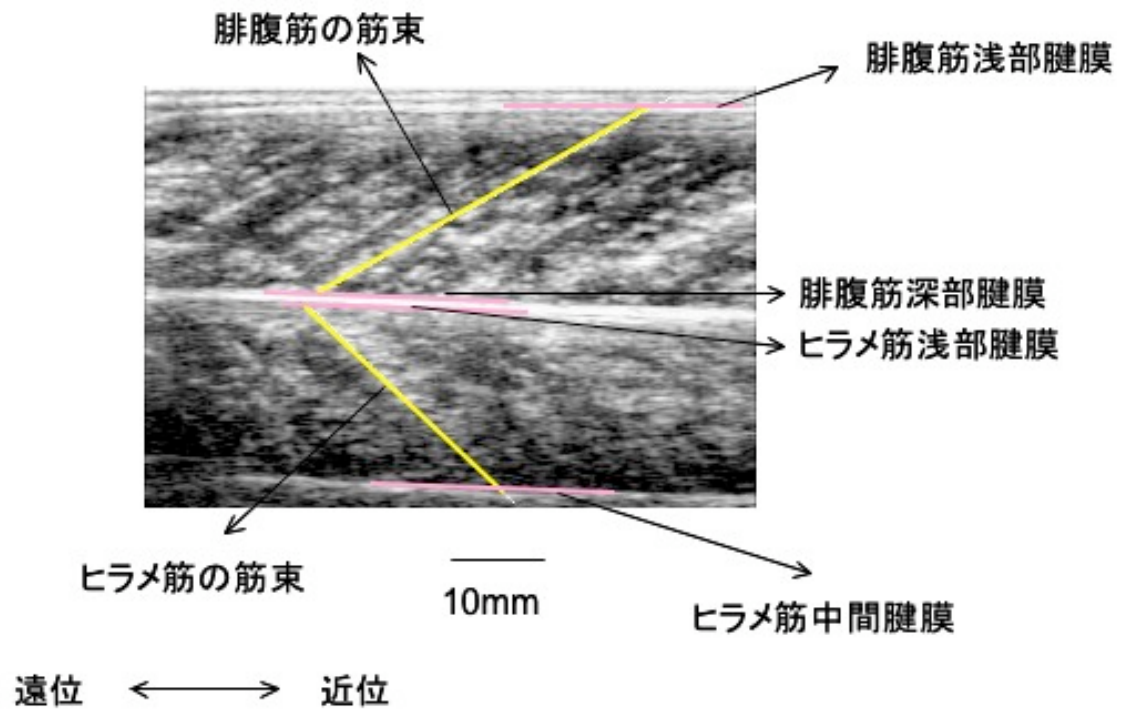
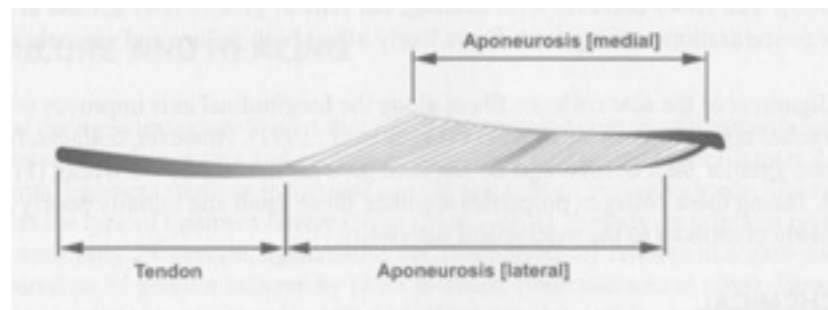


図 1-1. 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の超音波縦断画像

(A)



(B)

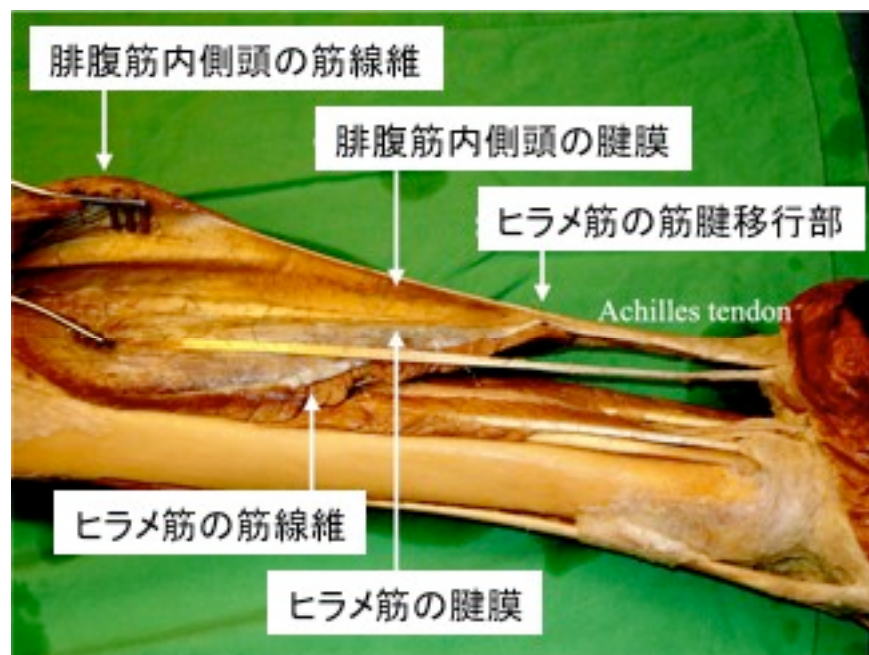


図 1-2. (A) 羽状筋における筋腱複合体の構造 (Herzog, 2007 より引用)、(B) 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の解剖学的な配置 (Bojsen-Møller ら, 2004 を改変)

1-2. 研究小史

1890年にMossoがエルゴメーターを考案し、随意最大収縮（Maximal voluntary contraction torque : MVC）によって発揮した関節トルクの低下を定量したことをきっかけに、筋疲労の機序について、中枢および末梢神経系（Bigland-Ritchie, 1981 ; Edwards, 1981 ; Enoka and Stuart, 1992 ; Gandevia, 2001 ; Taylor と Gandevia, 2008 ; Enoka と Duchateau, 2008）、代謝系（Sahlin ら, 1998）、細胞機構（Fitts, 1994 ; Allen ら, 2008）やクロスブリッジ機構（Fitts, 2008）などの側面から数多くの検討がなされてきた。本論文の研究小史においては、はじめに、「1-2-1. 筋疲労の定義と判定方法」について整理する。次に、本論文は、筋疲労時の協働筋の筋電図に加えて、筋腱動態を明らかにすることを目的としているため、「1-2-2. 筋疲労時の協働筋の筋電図に関する研究」「1-2-3. 筋腱複合体の形状変化と協働筋間差に関する研究」について概説する。

1-2-1. 筋疲労の定義と判定方法

はじめて筋疲労を量的に測定したのはMosso（1890）である。Mosso（1890）は、中指の屈曲筋力のみで重りを持ち上げる装置を作成し、中指の屈曲運動を反復すると、時間経過とともに挙上高が低下することで筋疲労を定量した（図 1-3）。表 1-1 に示したように、これまでの先行研究の「筋疲労」の定義は、いずれも筋の力発揮能力やパワーの減退を指している。現在、ある運動課題によって筋の力発揮能力の減退だけでなく、要求された筋張力を維持できなくなる状態も「筋疲労」として捉えられている（Enoka と Dechateau, 2008）。

Mosso（1890）の報告以来、筋疲労にともなう諸器官の機能の変化が検討されてきた。Bigland-Ritchie（1981）は、筋疲労の発現部位を的確な図で示した（図 1-4）。彼は、8つの筋疲労の発現部位を大きく3つに分類している。つまり、1）中枢神経系から筋までの電気的な活動の伝達に関連する部位（site 1~5）、2）収縮機構への様々な代謝によるエ

エネルギー供給過程 (site 7~8)、3) 興奮収縮連関過程 (site 6) である。Fitts (1994) は、神経筋接合部以降の興奮収縮連関過程に着目し、この過程における疲労の発現部位について詳細にまとめている (図 1-5)。Enoka (2008) は、Bigland-Ritchie (1981) の概念図に、血流量と末梢神経系からの求心性のフィードバック機構を加えた図を描いている (図 1-6)。また、Gandevia (2000) は、末梢神経系からの求心性フィードバック機構に加え、中枢神経系の運動野レベルでの疲労発現部位についても言及している (図 1-7)。以上のよう、筋疲労の発現部位は様々な器官において生じることが明らかにされている。

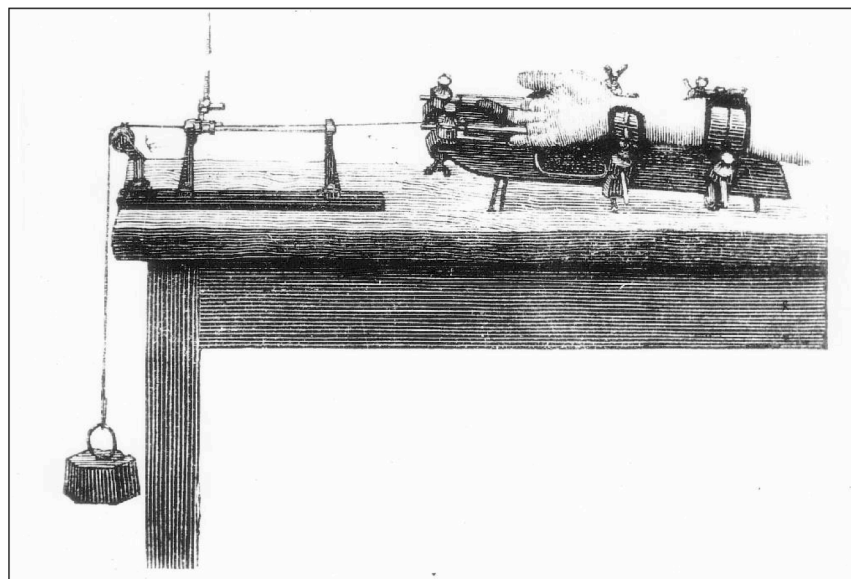
上記のような様々な器官における筋疲労を研究する方法について、Allen と Westerblad (2008) は、4つのアプローチ法の利点と不利点について言及している (表 1-2)。つまり、1) ヒト生体の筋、2) 摘出した筋、3) 摘出した筋線維、4) 摘出した skinned fiber である。これまで疲労時の細胞機構 (Fitts, 1994; Allen ら, 2008) やクロスブリッジ機構 (Fitts, 2008) については、3) 摘出した筋線維、4) 摘出した skinned fiber を用いて検討されている。一方、中枢および末梢神経系 (Bigland-Ritchie, 1981; Edwards, 1981; Enoka and Stuart, 1992; Gandevia, 2001; Taylor と Gandevia, 2008; Enoka と Duchateau, 2008)、代謝系 (Sahlin ら, 1998) の観点から疲労を検討した研究は 1) ヒト生体の筋や 2) 摘出した筋を対象に行われていることが多い。

Cairns ら (2005) は、筋疲労の定量する手法とその実験機材、また、筋疲労に関連する指標について表 1-3 のように報告している。彼らは、筋疲労を定量するものとして、1) 関節トルク (等尺性、動的)、2) 筋短縮の程度 (すなわち: displacement)、3) 仕事 (muscle work)、4) 筋の短縮速度、5) パワー (筋、関節、全身) があると述べている。これらを測定する実験機材として、1) ストレインゲージやロードセル、2) 腱トランスデューサ (例: バックル型トランスデューサ、オプティックファイバー)、3) 床反力計、4) optical length detectors、があると述べている。

これまでのヒト生体の筋を対象とした先行研究における筋疲労の判定方法としては、1) 随意最大収縮による関節トルクが低下すること、あるいは 2) 運動神経あるいは筋腹への

電気刺激によって誘発される関節トルクが低下することを筋疲労の判定基準として用いていることが多い。前者は、筋疲労における中枢性および末梢性因子が複合されており、後者は末梢性因子のみを抽出するために用いられている（矢部，1977）。

(A)



(B)

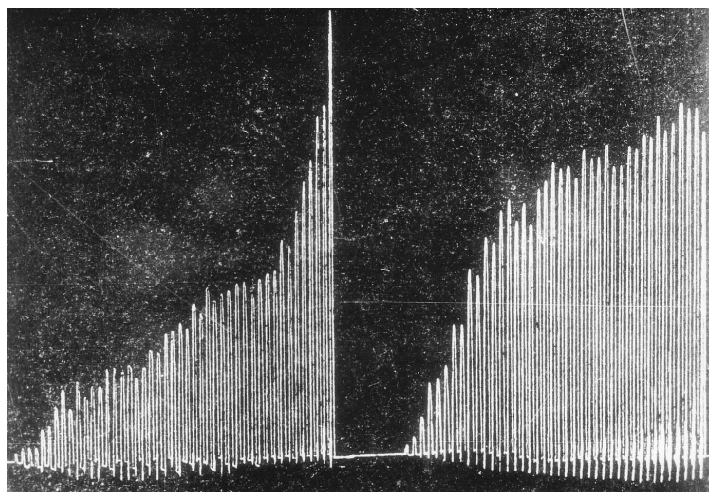


図 1-3. (A) Mosso が考案したエルゴメータ、(B) エルゴメータから記録された挙上高の経時変化：右から左にかけて時間が経過している。時間経過にともない挙上高が低下することがわかる。

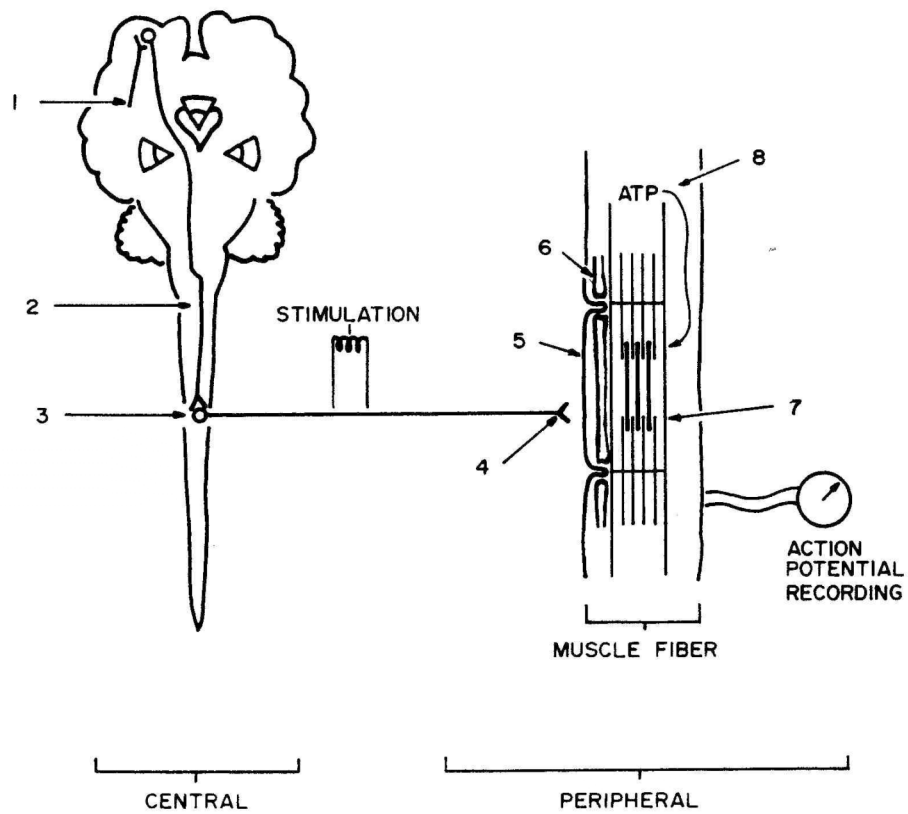


図 1-4. Bigland-Ritchie (1981) が提案した筋疲労の発現部位。大きく中枢性因子 (1~3) と末梢性因子 (4~8) に分けられる。それぞれの数字は、1: 運動野への興奮入力、2: 運動神経への興奮伝達、3: 運動神経興奮度、4: 神経-筋の興奮伝達、5: 筋膜興奮度、6: 筋興奮収縮連関、7: 筋収縮メカニズム、8: 筋代謝エネルギー供給をあらわしている。

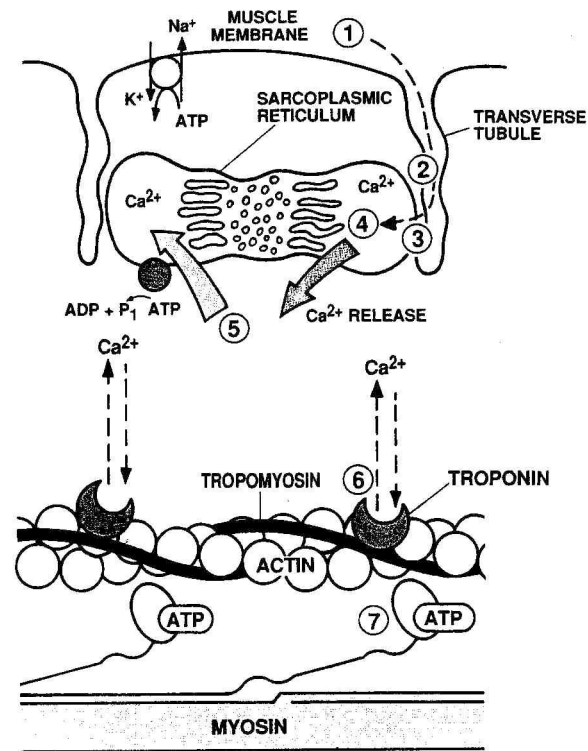


図 1-5. Fitts (1994) が提案した興奮収縮連関過程における筋疲労の発現部位。それぞれの数字は、1: surface membrane、2: T tubular charge movement、3: mechanisms coupling T tubular charge movement with sarcoplasmic reticulum (SR) Ca²⁺ release、4 : SR Ca²⁺ release、5 : SR Ca²⁺ reuptake、6 : Ca²⁺ binding to troponin、7 : myosin binding to actin, ATP hydrolysis, and cross-bridge force development and cycle rate を示している。

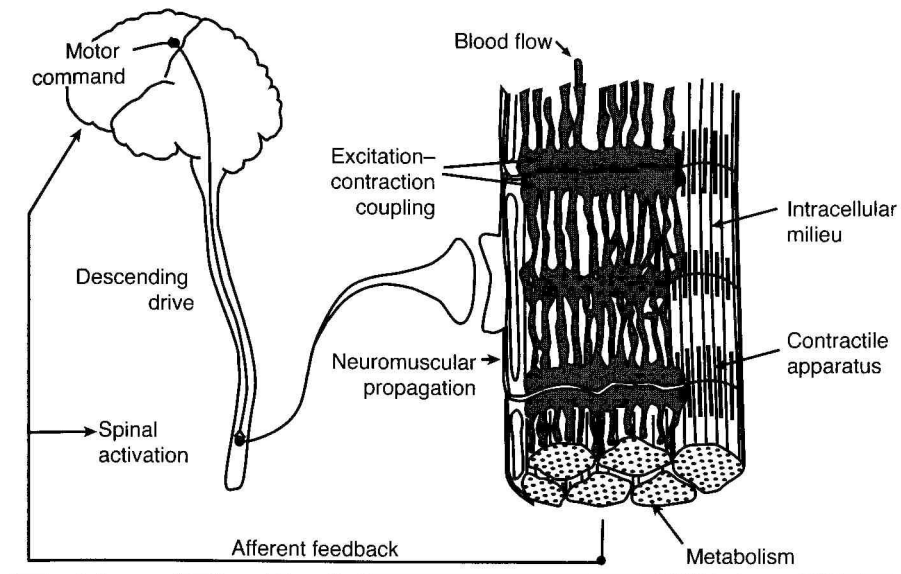


図 1-6. Enoka (2008) が提案した疲労の発現部位。Bigland-Ritchie (1981) の図に求心性フィードバック機構を加えている。

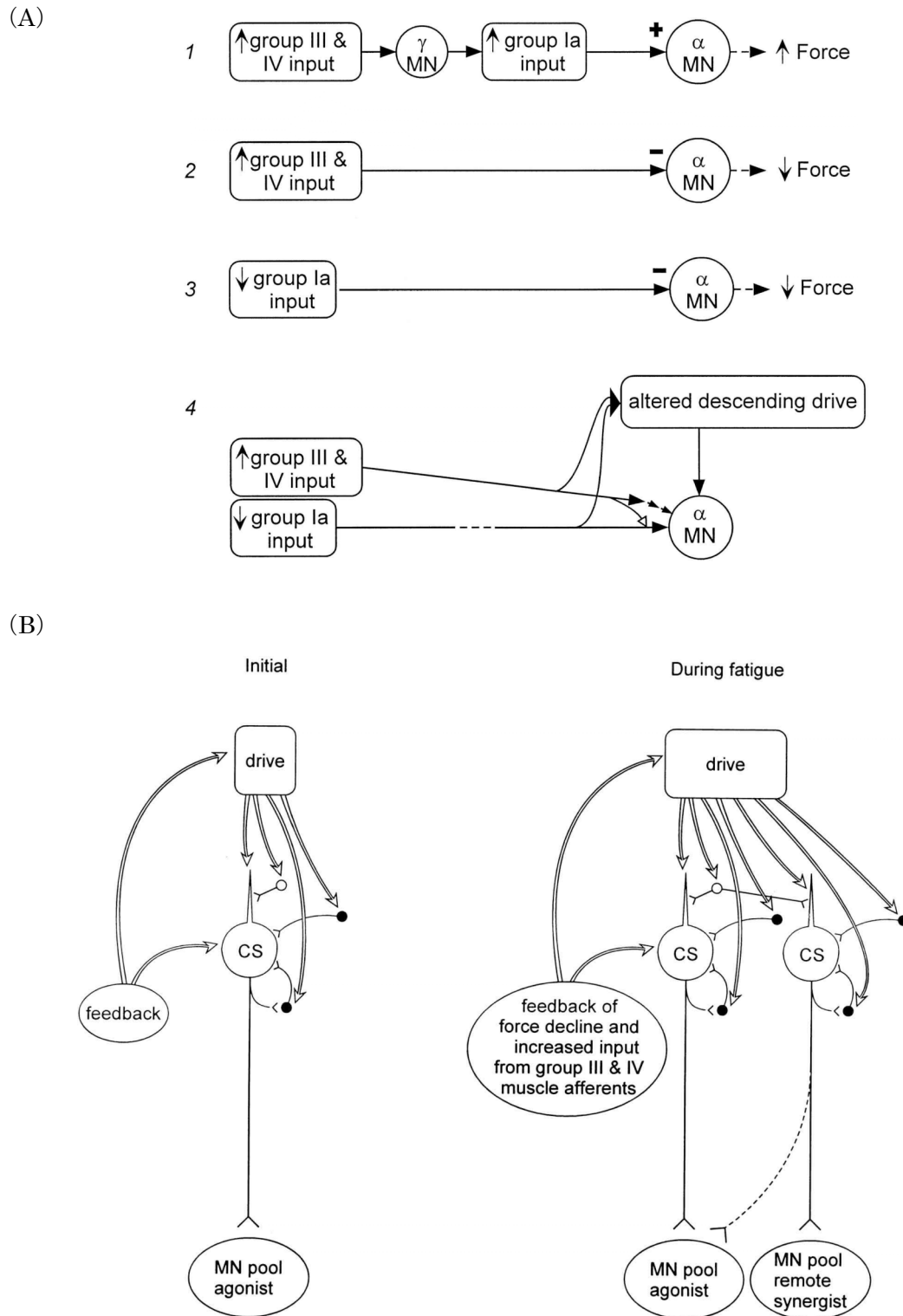


図 1-7. Gandevia (2000) が提案した、(A) 末梢神経系からの求心性のフィードバック機構における筋疲労による変化および (B) 中枢神経系の運動皮質活動における筋疲労による変化。CS : 皮質脊髄細胞、MN : 運動神経

表 1-1. 先行研究における筋疲労の定義

年	著者	定義
1972	StephensとTaylor	Failure to maintain the required force is referred to as muscle fatigue.
1973	猪飼	疲労とは、作業、あるいは運動をしていくことによって、身体各部の器官や組織のエネルギーの消耗、あるいは調整の低下によって機能の減退がおこり、これが全体として作業や運動の成果(performance)を低下させるようになった時の状態をいい、このとき多くの場合に疲労感を伴うものである。
1978	FittsとHolloszy	A reversible state of force depression, including a lower rate of rise of force and a slower relaxation.
1981	Edwards	The failure to maintain a required or expected force.
1981	Bigland-Ritchie	A reduction in the capacity of the neuromuscular system to generate force or to perform work.
1984	Bigland-RitchieとWoods	Any reduction in the force-generating capacity (measured by the maximam voluntary contraction), regardless of the task performed.
1986	Bigland-Ritchie, Furbushと Woods.	A loss of maximal force generating capacity.
1988	Vøllestad	Muscle fatigue is a decline in the maximal contractile force of the muscle.
1990	矢部	力をくりかえし出すと、筋力は次第に低下してくる。これが筋疲労である。
1992	EnokaとStuart	Any reduction in a person's ability to exert force or power in response to voluntary effort, regardless of whether or not the task itself can still be performed successfully.
1994	Fitts	Historically, muscle fatigue has been defined as the failure to maintain force output, leading to a reduced performance.
1995	Millerら	Reduction in the maximal force generating capability of the muscle during exercise.
1997	Vøllestad	Any exercise-induced reduction in the maximal capacity to generate force or power output.
1998	Sahlinら	Limitations in energy supply is a classical hypothesis of muscle fatigue.
2000	Gandevia	Any exercise-induced reduction in the ability of a muscle to generate force or power, it has peripheral and central causes.
2001	AllenとWesterblad	Intensive activity of muscles causes a decline in performance, known as fatigue.
2002	Loristら	Performing a motor task for long periods of time induces motor fatigue, which is generally defined as a decline in a person's ability to exert force.
2002	McCully	The development of less than expected amount of force as a consequence of muscle activation.
2007	Kallenbergら	Fatigue is known to be reflected in the EMG signal as an increase of its amplitude and a decrease of its characteristic spectral frequencies.
2008	EnokaとDuchateau	Muscle fatigue, it seems, can refer to a motor deficit, a perception or a decline in mental function, it can describe the gradual decrease in the force capacity of muscle or the endpoint of a sustained activity, and it can be measured as a reduction in muscle force, a change in electromyographic activity or an exhaustion of contractile function.
2008	TaylorとGandevia	Fatigue is a common symptom in most kinds of illness, including infections, neoplasms, metabolic disorders, neurological impairments, cardiac and respiratory diseases, and mental illness.
2008	Fitts	By definition, muscle fatigue is characterized by a loss of muscle power that results from a decline in both force and velocity.
2008	AllenとWesterblad	One definition of fatigue is any decline in muscle performance associated with muscle activity.
2009	AmentとVerkerke	The physical and biochemical changes during exercise are physiological effects. In exercise physiology these effects are defined as 'fatigue', and can be monitored objectively.

表 1-2. 筋疲労の研究のアプローチ法とその利点および欠点 (Allen と Westerblad, 2008
より引用)





<p>Muscle in vivo</p> 	<p>Advantages</p> <p>Disadvantages</p>	<p>All physiological mechanisms present Fatigue can be central or peripheral All types of fatigue can be studied Stimulation patterns appropriate for fiber types and stage of fatigue</p> <p>Mixture of fiber types Complex activation patterns Produces correlative data; hard to identify mechanisms Experimental interventions very limited</p>
<p>Isolated muscle</p> 	<p>Advantages</p> <p>Disadvantages</p>	<p>Central fatigue eliminated Dissection simple</p> <p>Mixture of fiber types Inevitable extracellular gradients of O₂, CO₂, K⁺, lactic acid Mechanisms of fatigue biased by presence of extracellular gradients Drugs cannot be applied rapidly because of diffusion gradients</p>
<p>Isolated single fiber</p> 	<p>Advantages</p> <p>Disadvantages</p>	<p>Only one fiber type present Force and other changes (ionic, metabolic) can be unequivocally correlated Fluorescent measurements of ions, metabolites, membrane potential, etc. possible Easy and rapid application of extracellular drugs, ions, metabolites, etc.</p> <p>Dissection difficult Environment different to in vivo K⁺ accumulation and other in vivo changes absent Prone to damage at physiological temperatures Small size makes analysis of metabolites difficult</p>
<p>Skinned fiber</p> 	<p>Advantages</p> <p>Disadvantages</p>	<p>Precise solutions can be applied Possible to study myofibrillar properties, SR release and uptake, AP/Ca²⁺ release coupling Metabolic and ionic changes associated with fatigue can be studied in isolation</p> <p>Relevance to fatigue can be questionable May lose important intracellular constituents Relevant metabolites to study must be identified in other systems</p>

表 1-3. 筋疲労の定量方法と実験機材 (Cairns ら, 2005 より引用)

Common fatigue measures and devices used to quantify fatigue
Measurement variables (fatigue measures)
Muscle force (isometric, dynamic)
Extent of muscle shortening (<i>i.e.</i> , displacement)
Muscle work
Velocity of muscle shortening
Power (muscle, limb, whole body)
Measurement devices
Strain gauges and load cells ^a
Tendon transducers (<i>e.g.</i> , buckle transducers, optic fiber technique)
Force plates ^b
Optical length detectors ^c
Associated variables (fatigue indicators)
Ratings of perceived exertion
Intramuscular pressure
Electromyogram signals
Stiffness (joint, extremity, whole body)
^a Strain gauges and load cells can assess isometric forces or dynamic forces (<i>e.g.</i> , pedal forces for cycle ergometry).
^b Force plates can assess, for example, external ground reaction forces.
^c Optical length detectors measure the extent of shortening in isolated muscle fibers.
Note: The time to exhaustion or task failure (<i>i.e.</i> , cessation of exercise or task or inability to maintain a certain velocity) is regarded as being distinct from the above mechanical measures.

1-2-2. 筋疲労時の協働筋の筋電図に関する研究

関節トルク発揮中の筋電図の筋疲労による変化を定量した研究は、古くは 1950 年代からおこなわれてきた (Merton, 1954 ; Edwards と Lippold, 1956 など)。本節では、はじめに単一筋を対象として筋疲労時の筋電図について検討した先行研究を、その後協働筋を対象として筋疲労時の筋電図を検討した研究を概説する。

1950 年代より、上腕二頭筋や SOL といった単一筋を対象に、最大強度や最大下強度 (20%MVC~80%MVC) のトルク発揮を継続した際の筋電図が検討されてきた (Edwards と Lippold, 1956 ; Stephens と Taylor, 1972 ; Gamet と Maton, 1989)。1956 年、Edwards と Lippold は、25%MVC の足関節底屈トルクを維持できなくなるまで継続した際に、ヒラメ筋の筋電図振幅が時間経過にともない増加することを確認した。この結果は、疲労した筋がある一定の筋張力を維持するために、新たな運動単位の動員、運動単位の動員の同期化や発火頻度を増加させたことを意味している。Stephens と Taylor (1972) は、第一背側骨間筋を対象に、最大関節トルク発揮をできる限り維持した際の筋電図を観察したところ、持続時間の前半において筋電図の振幅の低下とともに関節トルクが低下することを明らかにした。Stephens と Taylor (1972) の報告は、神経-筋活動の低下が関節トルクの低下に影響したことを示している。Bigland-Ritchie (1981) は、上記のような 2 つのトルク発揮課題における筋電図パターンを的確な図で示した (図 1-8)。つまり、最大下の運動課題においては、筋張力の低下を防ぐためにある一定の筋張力に対して神経-筋活動を高めること、最大強度でのトルク発揮課題では、活動しうる神経-筋活動が低下するために筋張力が低下することが明らかにされている。しかしながら、1970 年代後半になるまで協働筋各筋の神経-筋活動の筋疲労による変化とその協働筋間差については明らかにされていなかった。

1977 年に、Ochs らが、最大努力での足関節底屈トルク発揮課題を用いて、協働筋の筋電図の筋疲労による変化を観察したことをきっかけに、様々な関節トルク発揮課題における筋疲労時の筋電図の協働筋間差について検討されてきた。これまでの先行研究の結果か

ら、関節トルク発揮課題の強度によって協働筋の筋電図の様相が異なることが示されている（課題依存性：Task dependency；Enoka と Stuart, 1992；白澤ら, 1998；田巻ら, 1995）。また、本論文では下腿三頭筋を対象に実験をおこなうため、下腿三頭筋の等尺性収縮による足関節底屈トルク発揮課題を用いて、協働筋の筋電図の筋疲労による変化に関する研究について強度毎に分けて概説する。

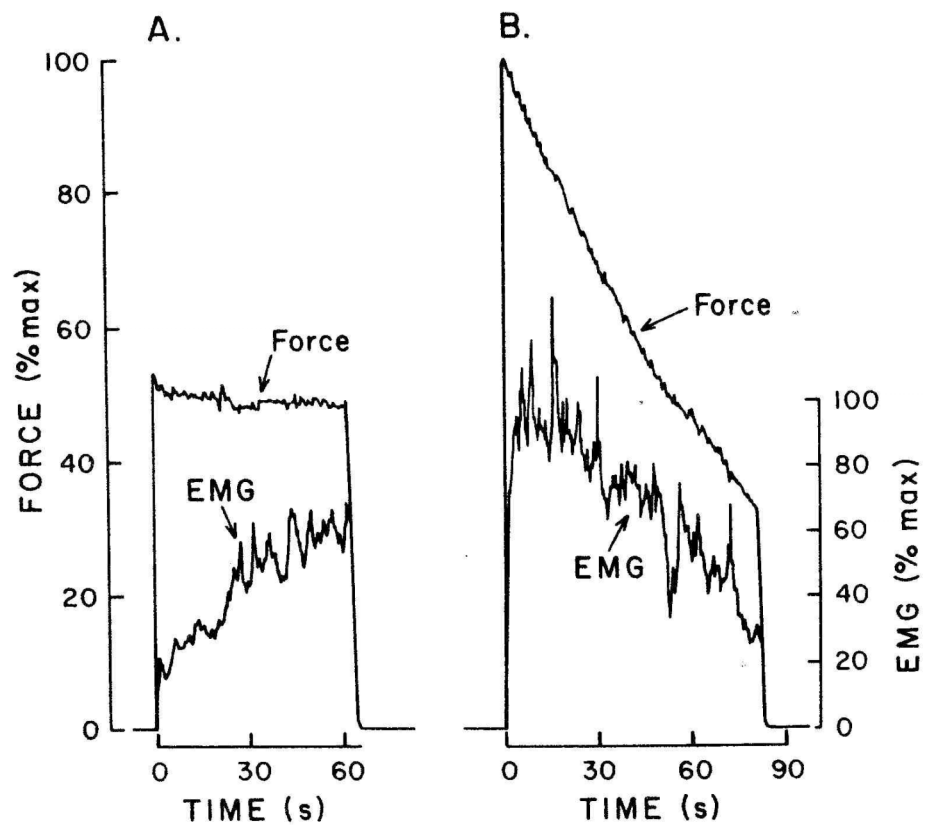


図 1-8. 最大下努力 (50%MVC) および最大努力での肘関節屈曲トルク発揮課題における筋電図パターン。(A) 50%MVC を 60 秒維持した際には、時間の経過とともに筋電図の振幅が漸増する。(B) 最大努力でのトルク発揮を持続した際には、トルクの低下とともに筋電図の振幅が低下する。(Bigland-Ritchie, 1981 より引用)

筋疲労をともなう最大努力での関節トルク発揮課題

最大努力での関節トルク発揮を運動課題として、筋電図の筋疲労による変化の協働筋間差に着目した報告は、筋電図振幅の経時変化に協働筋間差がみられているものが多く (Ochs ら, 1977 ; Moritani ら, 1985 ; Nordlund ら, 2004 ; Moritani ら, 1990)、協働筋間差がみられないとする報告は数例である (Kouzaki ら, 1999 ; Kawakami ら, 2000a)。

Ochs ら (1977) は、膝関節 90 度屈曲位にて足関節底屈トルクを毎分 90 回の頻度で疲労困憊に至るまで発揮した時の腓腹筋外側頭 (lateral gastrocnemius muscle : LG) およびヒラメ筋 (soleus muscle : SOL) の表面筋電図を記録した。その結果、SOL と比較して、LG で積分筋電値の低下が大きいことが観察された (図 1-9A)。

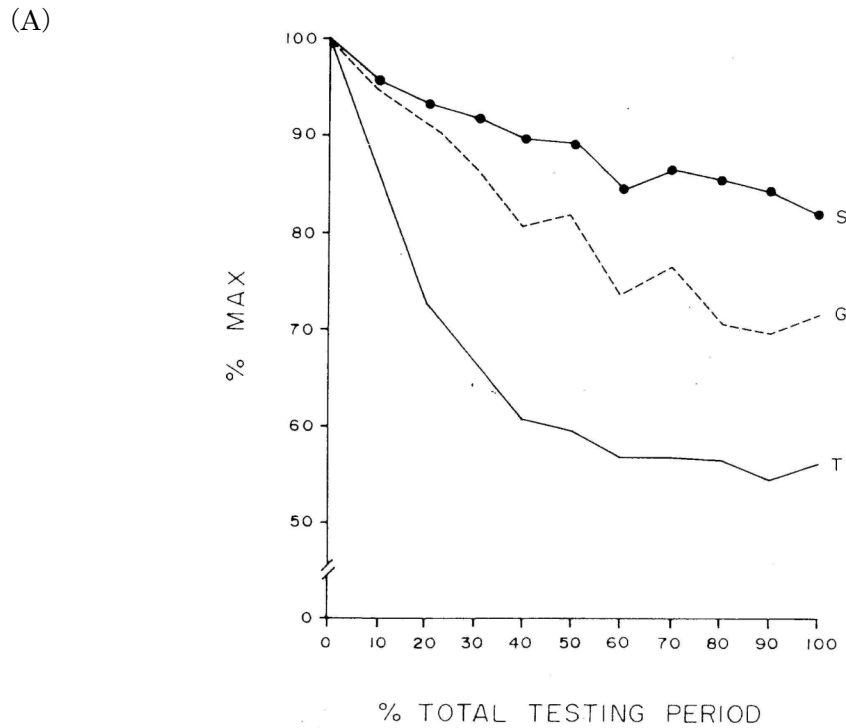
Ochs ら (1977) は、この結果に基づき、足関節底屈筋力が低下している時には、SOL と比較して、LG で運動単位の発火頻度の低下および神経-筋接合部での興奮伝達不全が大きいと結論づけている。ワイヤー電極を用いた Nordlund ら (2004) の結果では、膝関節完全伸展位で随意最大足関節底屈トルク発揮を 90 回反復した時の腓腹筋内側頭 (medial gastrocnemius muscle : MG) の筋電図の振幅は有意に減少し、SOL の振幅に有意な変化は認められていない (図 1-9B)。

Nordlund ら (2004) の結果は、SOL と比較して MG で運動単位の活動の低下が大きく、中枢神経系からの入力低下を示唆するものである。

以上のように、下腿三頭筋を対象とした最大努力での足関節底屈トルク発揮課題によって筋疲労が生じた際には、SOL と比較して MG および LG の神経-筋接合部あるいは筋線維膜上での興奮伝達の機能低下、運動単位の活動やそれを支配する中枢神経系からの入力低下することが明らかにされている。このように筋疲労時の神経筋活動に協働筋間差が生まれる要因として、筋線維組成に依存した疲労耐性の違いが挙げられる。つまり、疲労耐性の低い大きな運動単位と速筋線維を多く含む MG および LG は、トルク発揮を重ねるにつれて神経-筋活動が低下し、疲労耐性の高い遅筋線維を多く含む SOL では MG および LG よりも神経-筋活動の低下が少ない特性を有している。

一方、筋電図の結果に協働筋間差がみられていない報告があることから (Kouzaki ら,

1999 ; Kawakami ら, 2000a)、筋電図のみの結果から筋疲労時の協働筋の神経-筋活動を考察する際には、その解釈に注意すべきである。Kouzaki ら (1999) は筋音図を併用することによって、Kawakami ら (2000a) は膝関節伸展位および屈曲位でのトルクの低下率の違いから筋疲労の協働筋間差を確認した。いずれの研究においても、筋電図では筋疲労の協働筋間差を捉えきれなかった可能性を指摘している。Kouzaki ら (1999) および Kawakami ら (2000a) の報告の共通点として、1) 反復的で比較的数秒間 (1-3 秒間) 持続する等尺性の随意最大トルク発揮課題である、2) 表面電極を使用していることが挙げられる。それゆえ、上記のような実験条件の場合には、筋電図の結果から筋疲労時の協働筋の神経-筋活動を解釈するには他の指標と併せて考察する必要がある。



(B)

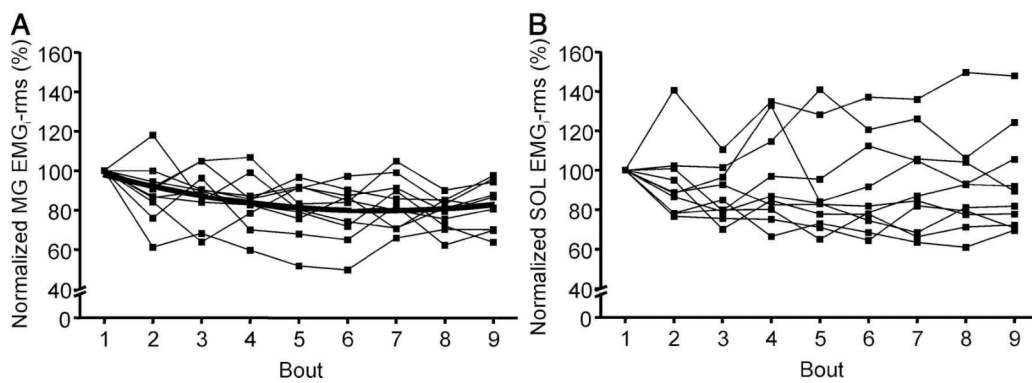


図 1-9. (A) 最大努力での反復的な足関節底屈運動時の腓腹筋外側頭およびヒラメ筋の筋電図振幅: T は足関節底屈トルク、G は腓腹筋外側頭、S はヒラメ筋を示す (Ochs ら, 1977 より引用)。(B) 最大努力での反復的な足関節底屈運動時の腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋電図振幅: A は腓腹筋内側頭、B はヒラメ筋を示す。2 つの報告ともに、筋電図振幅の低下がヒラメ筋よりも腓腹筋において顕著である (Nordlund ら, 2004 より引用)。

筋疲労をともなう最大下努力での関節トルク発揮課題

筋疲労をともなう最大下努力での関節トルク発揮課題のなかでも、その収縮強度は様々である。これまでに、筋疲労をともなう最大下努力での異なる強度の関節トルク発揮課題を対象に、単一筋あるいは協働筋の筋電図の筋疲労による変化が検討されている。ここでは最大下強度のなかでもさらに強度別（①2.5%~20%MVC、②20~40%MVC、③40%MVC~60%MVC）に分類して先行研究を概説する。

2.5~20%MVC

2.5~20%MVC の収縮を持続すると、協働筋間で活動と休息を交互に繰り返す活動交代 (alteranate muscle activity) が観察される (Tamaki ら, 1998 ; 田巻ら, 1995, 2004 ; Kouzaki ら, 2002, 2005)。田巻ら (1995) は、足関節角度底屈 20 度 (解剖学的正位 : 0 度) で 10%MVC を 3 時間半持続する課題 (10%MVC 課題) において、下腿三頭筋の筋電図を観察したところ、下腿三頭筋各筋は筋電図の活動と休止を繰り返し、3 筋間で互いに活動交代する現象を観察している (図 1-10)。10%MVC 課題中に主として活動している筋の組み合わせは、MG と SOL が最も多く、全運動時間の前半と後半において、活動交代が発現する間隔は、後半の方が短くなる傾向にあることを報告している。筋電図がみられる時間 (T_a) と著しく活動が低下するか休止する時間 (T_s) の比 (T_a/T_s) をとると、MG と SOL の比は LG のそれよりも有意に高く、MG と SOL の活動時間は LG のそれよりも長いことが示されている。下腿三頭筋の T_a/T_s を全運動時間の前半と後半で比較すると、MG および LG ではその比は高くなる傾向を示し、SOL では低くなる傾向を示した。つまり、後半では前半よりも腓腹筋の総活動時間が長く、SOL はその逆となる。

20~40%MVC

最大足関節底屈トルクの 20~40% をできる限り維持した場合、下腿三頭筋の筋電図の振幅は全ての筋で増加し、その増加率に協働筋間差があることが報告されている (Löscher

ら, 1994 ; 白澤ら, 1998 ; Mademli ら, 2005)。Löscher ら (1994) は、30%MVC を維持できなくなるまで発揮した際には、MG の振幅は課題終盤に急激に増加し、SOL の振幅は比較的ゆるやかに増加することを観察している (図 1-11)。Löscher ら (1994) は、MG は速筋線維を多く含んでいるため、新たな運動単位の動員や、運動単位の同期化が SOL よりも多く生じていたことが、MG の急激な振幅の増加に関与していたと述べている。以上のように、20~40%MVC の収縮強度では、時間経過とともに、すべての筋の筋電図の振幅が増加し、その増加の様相に協働筋間差がある。特に速筋線維を多く含む筋においては持続時間にもなう振幅の増加が大きいことが報告されている (Löscher ら, 1994 ; 白澤ら, 1998)。

40%MVC~60%MVC

40%MVC よりも高い強度においては、前述のような全ての筋で振幅を増加させる筋電図を示さないことも確認されている。白澤ら (1998) は、40%MVC および 60%MVC 課題において、LG および SOL の筋電図積分値の増加率が大きく、MG では振幅が減少することを観察している (図 1-12)。また、Sirin と Patla (1987) は、50%MVC の足関節底屈筋力を持続した際の振幅を観察し、全被検者の半数において、MG と SOL、あるいは LG と SOL のいずれかの筋間に負の相関がみられている。これらの知見は、収縮強度が 40%MVC 以上になると、20~40%MVC の結果とは異なることを示している。また、その制御には必ずしも速筋線維を多く含む筋の筋電図振幅が増加するわけではないことも示されている。以上のように、40%MVC 未満では、主に腓腹筋の神経-筋活動が増加し、40%MVC 以上ではむしろ MG の神経-筋活動は減少することが報告されている。

以上のように、先行研究の知見から、筋疲労をともなう最大下強度のトルク発揮課題においては、運動課題の強度によって、協働筋間の神経-筋活動の筋疲労による変化は異なることが示されている。つまり、2.5~20%MVC では、協働筋間で活動が交代し、20~40%MVC では、協働筋すべての神経-筋活動が漸増し、40%MVC 以上では、協働筋のいずれかの筋

の神経-筋活動が漸増するが、ある筋の神経-筋活動は減少する様相が観察されている。

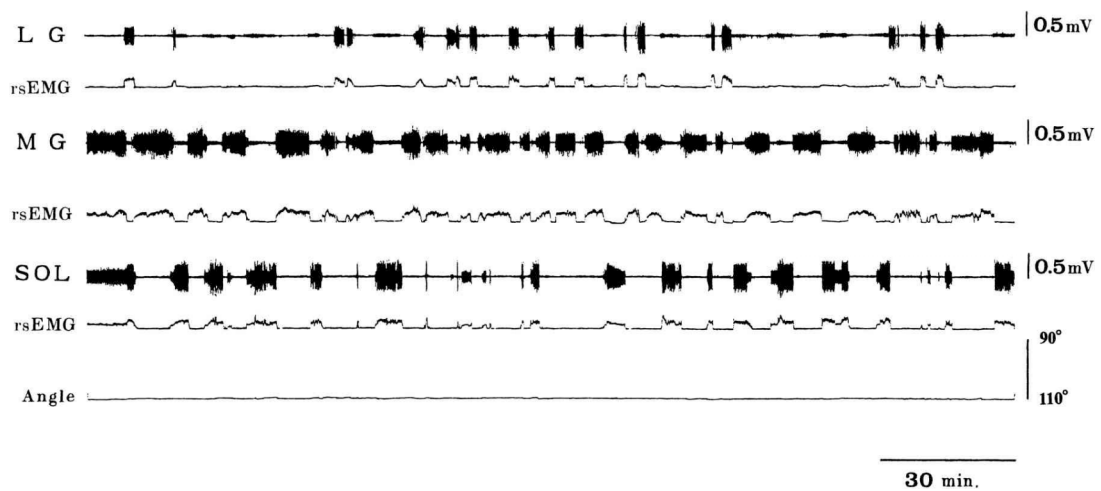


図 1-10. 10%MVC の足関節底屈トルクを 3 時間半維持した際の下腿三頭筋各筋の筋電図および足関節角度。各筋が活動と活動休止を繰り返している。MG と SOL の間で頻りに活動交代が生じていることがわかる (Tamaki ら, 1998 より引用)。

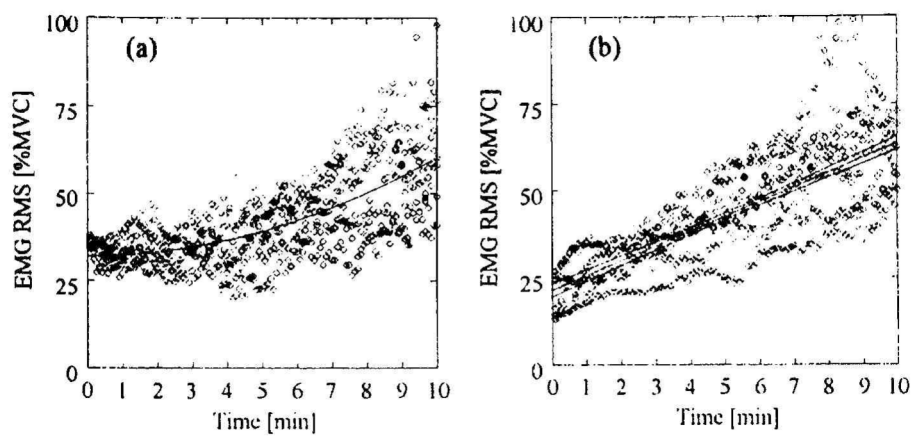


図 1-11. 30%MVC の足関節底屈トルクを 10 分間持続した際の (a) 腓腹筋内側頭および (b) ヒラメ筋の筋電図振幅。時間経過にともない両筋の筋電図振幅が漸増する。特に、腓腹筋内側頭は課題終盤に振幅が急激に増加する (Löscher ら, 1994 より引用)。

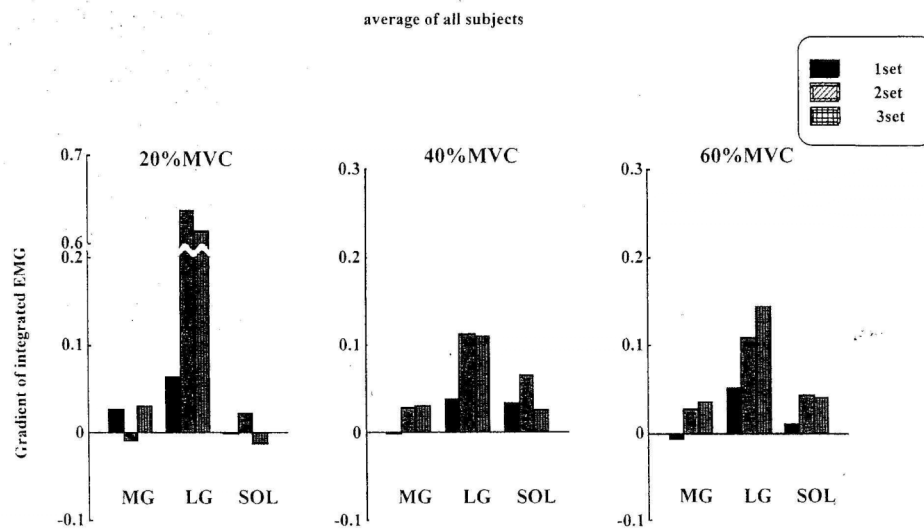


図 1-12. 20%MVC、40%MVC、60%MVC をある一定時間（MVC をできるかぎり維持した際の力積の 50%と等しくなる時間）持続する課題を 3 セット行った際の腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋の筋電図積分値の変化。40%MVC および 60%MVC 課題の 1 セット目に着目すると、時間経過にともなう MG の筋電図振幅の増加がみられないことがわかる（白澤ら，1998 より引用）。

1-2-3. 筋腱複合体の形状変化とその協働筋間差に関する研究

筋腱複合体の形状変化は、1) 筋腱複合体長が一定の状態での関節トルク発揮時 (Fukashiro ら, 1995 ; Kawakami ら, 1998 など)、2) 関節角度変化 (筋腱複合体長変化) 時 (Herbert ら, 2002 ; Narici ら, 1996 など)、3) 動的な関節トルク発揮時 (Kawakami ら, 2002 ; Fukunaga ら, 2001) に生じる。本論文では、筋腱複合体長が一定な条件における関節トルク発揮時の筋線維の短縮および腱の伸長等の観察を通じて、筋疲労にともなう各筋の筋張力の変化を検討するため、本節では、1) 筋腱複合体長が一定の状態での関節トルク発揮時の筋腱複合体の形状変化について概説する。

単発的な関節トルク発揮

1990年代後半から、Bモード超音波法によって、ヒト生体の筋収縮による筋腱複合体の形状変化が定量されるようになった (Fukashiro ら, 1995 ; Fukunaga ら, 1997 ; Ichinose ら, 1997 ; Ito ら, 1998 ; Kawakami ら, 1998 ; 2000b ; Maganaris ら, 1998)。これらの研究の多くは、等尺性収縮を対象に、前脛骨筋、外側広筋、腓腹筋内側頭といった単一の筋の形状変化について検討している。いずれの報告においても、発揮トルクの増加にともない、筋束が短縮し、腱が伸長することが示されている (Ito ら, 1998 : 図 1-13 ; Fukashiro ら, 1995 ; Fukunaga ら, 1997 ; Ichinose ら, 1997 ; Kawakami ら, 1998 ; 2000b ; Maganaris ら, 1998)。また、腱張力と腱伸長の関係から、腱の力-長さ関係や腱の力学的特性を推定可能であることが報告されている (Ito ら, 1998 : 図 1-13 ; Kubo ら 1999 ; Maganaris ら, 1999)。

協働筋について着目した Kawakami ら (1998) は、下腿三頭筋を対象として複数の膝関節および足関節角度の組み合わせで安静時ならびに随意最大足関節底屈トルクを発揮した際の各筋の筋束長および羽状角を測定した。彼らは、膝関節および足関節角度によって筋束の短縮ならびに羽状角の増加の程度は異なるものの、すべての関節角度で関節トルク

発揮に伴い各筋の筋束が短縮し羽状角が増加することを観察した。Maganaris ら (1998) は、最大下強度から最大努力までの異なるトルク発揮レベルで足関節底屈筋力を発揮した際の下腿三頭筋の筋束長および羽状角に加えて、筋内の部位差についても検討している。その結果、下腿三頭筋いずれの筋においてもトルク発揮レベルの増加にともない筋束が短縮し、羽状角が増加することが確認された (図 1-14)。また、彼らはトルク発揮にともなう各筋の筋束長および羽状角の変化は、筋内で有意な差がみられないことを報告している (表 1-4)。

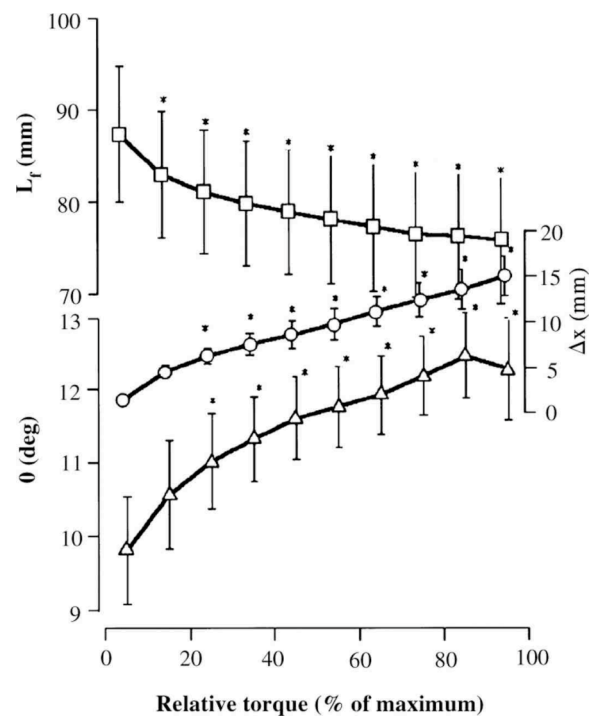
筋収縮による筋腱複合体の形状変化の協働筋間差に関する研究は、2000年代から数多く報告されるようになった (Bojsen-Møller ら, 2004; Ishikawa ら, 2006; Maganaris ら, 2006; Oda ら, 2007; Chino ら, 2008; Sousa ら, 2008)。特に、関節トルク発揮中の筋腱動態の協働筋間差について各筋の発揮する筋張力と関連づけて考察を深めたのは Bojsen-Møller ら (2004) である。彼らは、膝関節伸展位と屈曲位の姿勢で、足関節底屈トルクを発揮した際の MG および SOL の筋腱動態を検討した。膝関節伸展位では足関節底屈トルクに対する MG の筋張力が屈曲位よりも相対的に高く、屈曲位では MG の筋張力はほとんどトルクに貢献しないことが報告されていることから (Herzog ら, 1991)、彼らは膝関節角度の変化にともなう MG の筋張力の変化に応じて MG および SOL の腱伸長が変化すると予想した。その結果、膝関節屈曲位では SOL の腱伸長が MG のそれよりも大きく、膝関節伸展位では、MG の腱伸長が SOL よりも大きかった (図 1-15)。この結果を受けて Bojsen-Møller ら (2004) は、関節トルクに対する両筋の筋張力の大きさの違いが腱伸長の差として表れたと述べている。Bojsen-Møller ら (2004) の知見に加えて、Maganaris ら (2006) は、膝関節伸展位において、足関節底屈トルクを様々なレベルで発揮した際の MG および SOL の筋腱動態に着目したところ、70%MVC 以上において、SOL の腱伸長がほとんど生じなくなり、MG の腱組織は MVC 付近まで伸長することを観察している (図 1-16)。彼らは、この結果から、ある一定の足関節底屈トルクに対する SOL の筋張力は 70%MVC 以上になるとほとんど増大しないと述べている。これらの研究の視点

は、協働筋個々の形状変化がそれぞれの筋張力と対応しているという考えに基づいている。

上記のような、関節トルクに対する筋張力の協働筋間差という視点とは別に、筋線維組成に基づく収縮特性の協働筋間差に着目して筋腱動態を検討したのは、Oda ら（2007）と Chino ら（2008）である。Oda ら（2007）は、経皮的な脛骨神経刺激によって誘発される下腿三頭筋の単収縮中の MG および SOL の筋腱動態を（図 1-17）、Chino ら（2008）は、等速性関節トルク発揮を対象に、異なる角速度での短縮性および伸張性収縮中の MG および SOL の筋腱動態を観察した（図 1-18）。どちらの報告においても、MG と SOL の筋線維組成の違いから足関節底屈筋力発揮中の各筋の収縮速度が異なることが予想されたが、両筋の収縮に伴う腱組織の長軸方向への短縮および伸張速度には有意な差は認められなかった（図 1-17, 18）。その要因として、Oda ら（2007）や Chino ら（2008）は、MG および SOL の筋腱動態に共通の腱の長さ変化の影響や筋間の結合組織による力学的な結合が影響した可能性を指摘している。

歩行（Ishikawa ら，2005）や跳躍（Sousa ら，2007）といった多関節動作中の協働筋の筋腱動態を観察した報告においては、動作中の MG および SOL の筋腱動態に差があることを確認している。Sousa ら（2007）は、スレッジ台で低強度から高強度のドロップジャンプをした際の MG および SOL の筋腱動態を観察した。彼らは、ドロップジャンプ中の MG の腱伸長は SOL よりも大きかったことから、ドロップジャンプに対する両筋の役割には違いがあると述べている。しかし、これらの長さ変化の違いが各筋の筋張力とどのように対応しているかについては言及されていない。

(A)



(B)

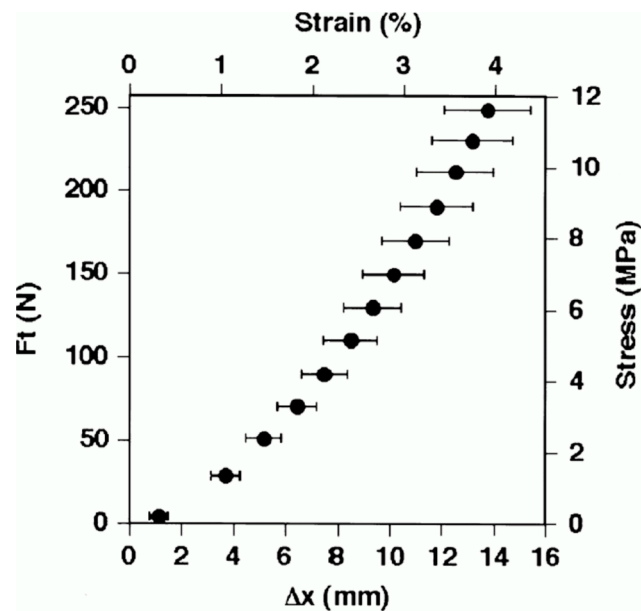


図 1-13. (A) 等尺性収縮にて足関節背屈トルクを安静時から最大努力まで発揮した際の前脛骨筋の筋束長、羽状角および腱伸長、(B) 腱張力-腱伸長、ストレス-ストレイン関係 (Ito ら, 1998 より引用)。

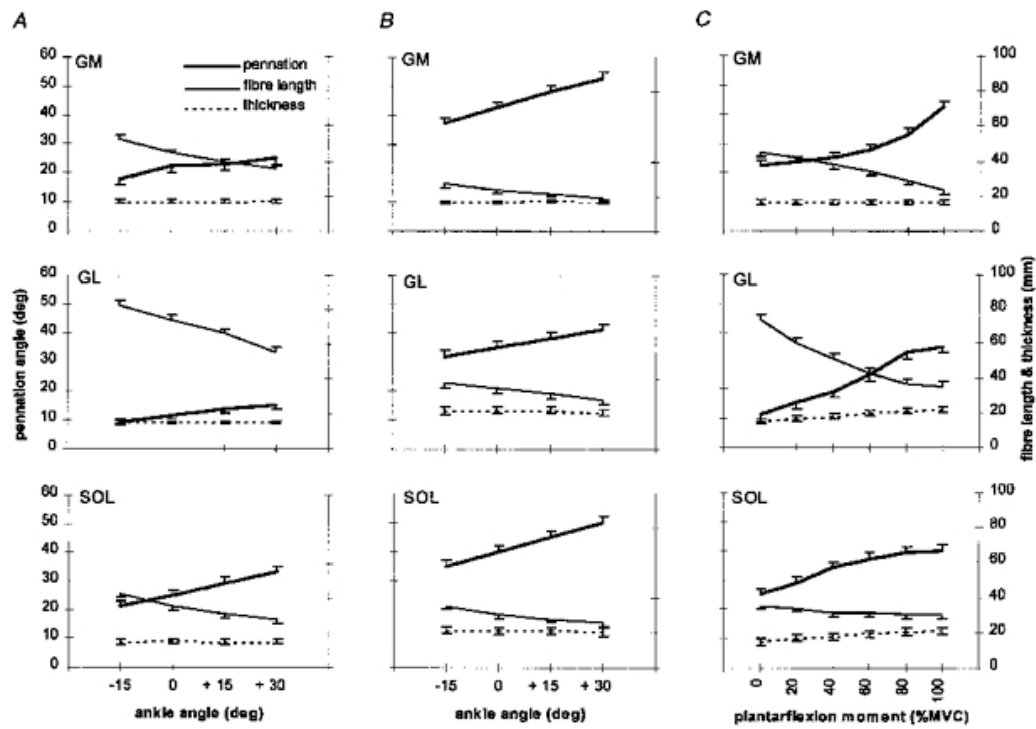


図 1-14. C: 等尺性収縮による足関節底屈トルクを安静時から最大努力まで発揮した際の下腿三頭筋の筋束長、羽状角および筋厚。A: 異なる足関節角度における安静時の筋束長、羽状角および筋厚。B: 異なる足関節角度における最大足関節底屈トルク発揮中の筋束長、羽状角および筋厚 (Maganaris ら, 1998 より引用)。

表 1-4. 等尺性収縮による足関節底屈トルク発揮中の腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の羽状角、筋束長および筋厚の部位差 (Maganaris ら, 1998 より引用)

(A)

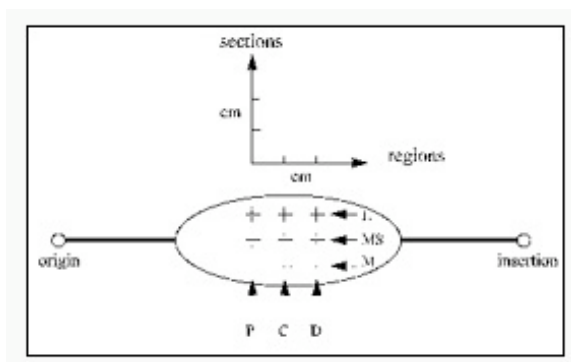
GM architecture									
	Pennation angle (deg)			Fibre length (mm)			Thickness (mm)		
	P	C	D	P	C	D	P	C	D
Rest									
M	21.4 ± 1.1	21.8 ± 1.4	21.5 ± 2.1	43.0 ± 2.0	43.9 ± 2.2	44.1 ± 1.7	16.3 ± 2.0	16.6 ± 1.0	17.0 ± 2.0
MS	21.5 ± 2.0	22.3 ± 2.0 [‡]	22.3 ± 1.7	45.9 ± 3.1	45.0 ± 2.3 [‡]	45.2 ± 2.2	17.6 ± 2.6	17.1 ± 1.3 [‡]	17.0 ± 1.6
L	22.0 ± 2.1	22.1 ± 1.9	22.3 ± 2.0	45.4 ± 2.3	45.0 ± 1.8	45.0 ± 3.0	17.6 ± 1.6	17.0 ± 1.4	17.3 ± 3.1
MVC									
M	42.5 ± 2.5	41.7 ± 1.9	41.5 ± 3.2	25.0 ± 1.5	23.0 ± 1.9	22.6 ± 2.2	16.8 ± 2.0	16.5 ± 1.0	17.2 ± 2.2
MS	43.4 ± 2.9	42.5 ± 2.2 [‡]	43.0 ± 3.4	25.0 ± 3.0	23.4 ± 1.9 [‡]	24.4 ± 1.9	17.0 ± 2.5	16.9 ± 1.5 [‡]	17.0 ± 2.0
L	42.0 ± 3.4	42.4 ± 2.2	42.6 ± 2.0	23.0 ± 2.0	23.0 ± 2.2	24.0 ± 2.0	17.1 ± 2.0	16.8 ± 1.2	16.5 ± 2.9

Analysis of GM architecture at the neutral ankle position along (regions P, C and D) and across (sections M, MS and L) its belly (see Fig. 3), at rest and during an ankle plantarflexor MVC. Mean ± s.d. values from three subjects on which all measurements were taken are presented, except [‡]values from all six subjects.

(B)

SOL architecture									
	Pennation angle (deg)			Fibre length (mm)			Thickness (mm)		
	P	C	D	P	C	D	P	C	D
Rest									
M	25.7 ± 2.6	24.2 ± 2.4	24.9 ± 2.5	36.0 ± 2.8	36.9 ± 2.2	37.2 ± 2.5	14.0 ± 2.0	13.9 ± 2.2	14.2 ± 0.7
MS	25.0 ± 2.2	25.0 ± 2.6 [‡]	24.4 ± 2.8	36.8 ± 2.7	35.4 ± 3.5 [‡]	36.4 ± 3.5	14.0 ± 2.4	15.1 ± 2.2 [‡]	15.0 ± 3.1
L	23.5 ± 2.0	23.8 ± 1.9	22.8 ± 1.7	37.4 ± 2.0	37.0 ± 3.0	37.9 ± 3.0	16.9 ± 1.9	16.0 ± 3.2	15.0 ± 2.5
MVC									
M	39.1 ± 2.5	40.0 ± 0.9	41.3 ± 3.2	32.0 ± 3.8	31.1 ± 2.9	31.5 ± 2.0	20.0 ± 3.0	20.9 ± 2.0	20.1 ± 2.4
MS	40.0 ± 3.4	40.0 ± 3.3 [‡]	39.5 ± 2.5	29.5 ± 2.7	30.2 ± 1.9 [‡]	30.0 ± 3.0	21.2 ± 2.2	21.0 ± 2.7 [‡]	21.8 ± 2.5
L	41.6 ± 3.0	40.4 ± 3.0	39.0 ± 2.1	31.7 ± 3.2	31.7 ± 0.4	32.0 ± 1.9	21.4 ± 3.0	21.8 ± 2.9	22.0 ± 2.2

Analysis of SOL architecture at the neutral ankle position along (regions P, C and D) and across (sections M, MS and L) its belly (see Fig. 3) at rest and during an ankle plantarflexor MVC. Mean ± s.d. values from three subjects on which all measurements were taken are presented, except [‡]values from all six subjects.



左図は測定位置をあらわしている。

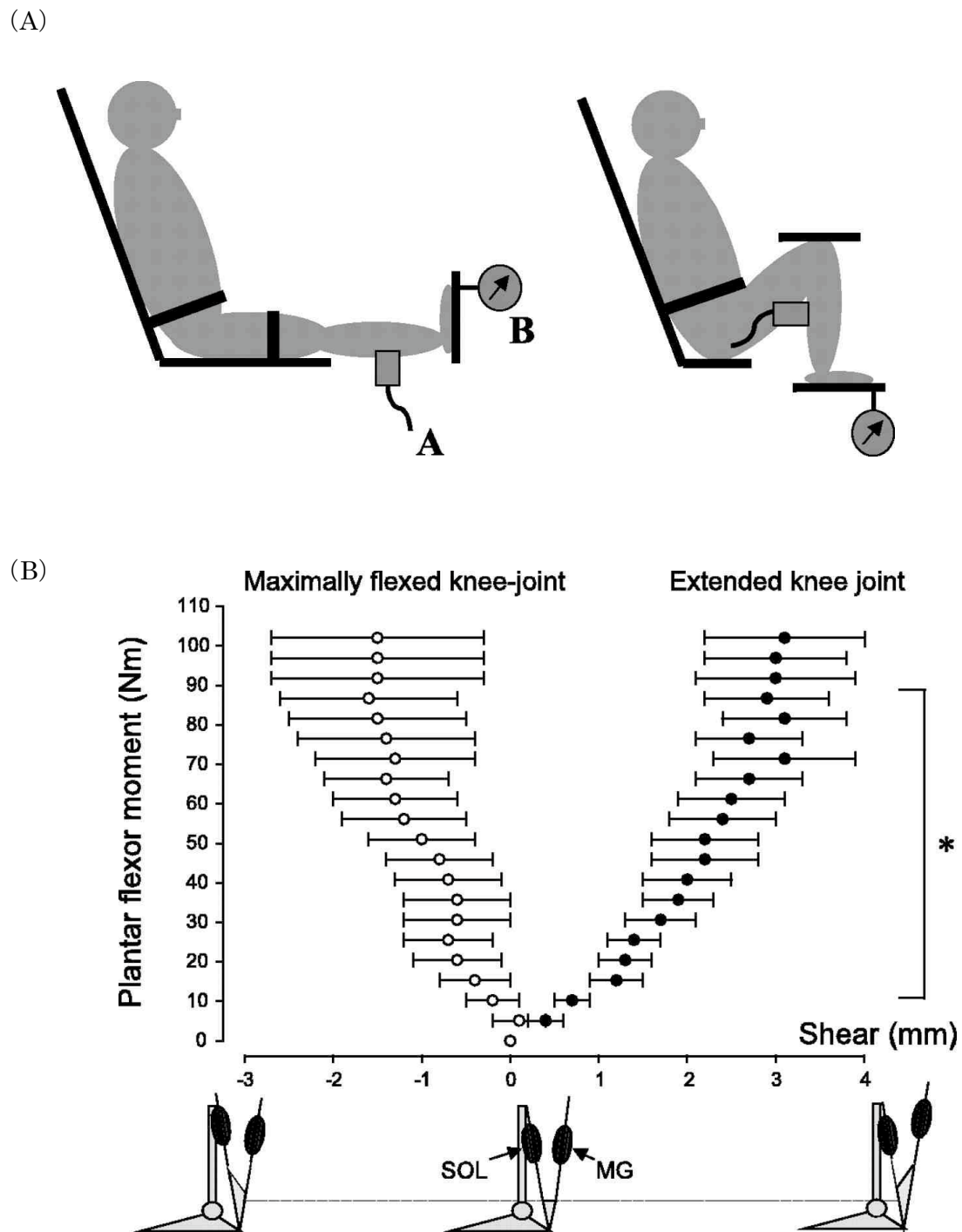


図 1-15. (A) 膝関節完全伸展位および 120 度屈曲位において、(B) 安静時から約 100 Nm まで足関節底屈トルクを発揮した際の腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の腱伸長の差：正が MG の腱伸長が SOL よりも大きい、負はその逆 (Bojsen-Møller ら, 2004 より引用)。

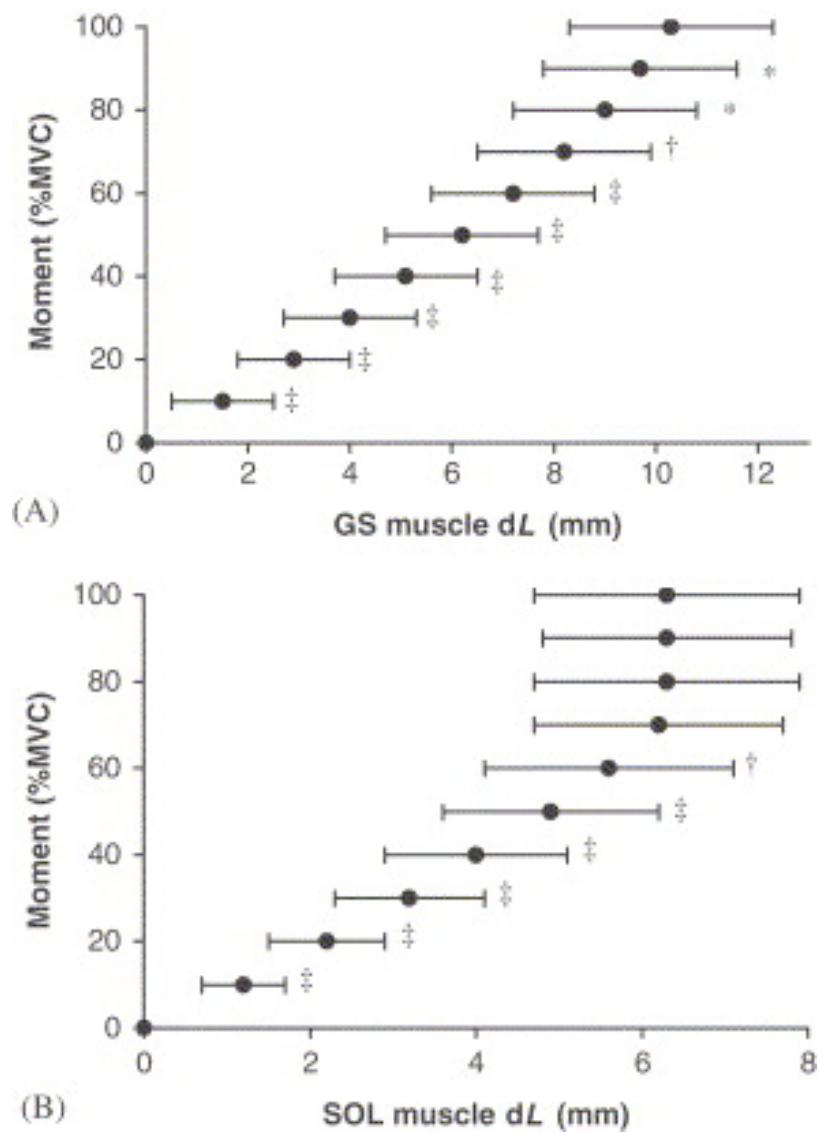


図 1-16. 膝関節完全伸展位において足関節底屈トルクを安静時から最大努力まで発揮した際の (A) 腓腹筋内側頭 (B) ヒラメ筋の腱伸長 (Maganaris ら, 2006 より引用)

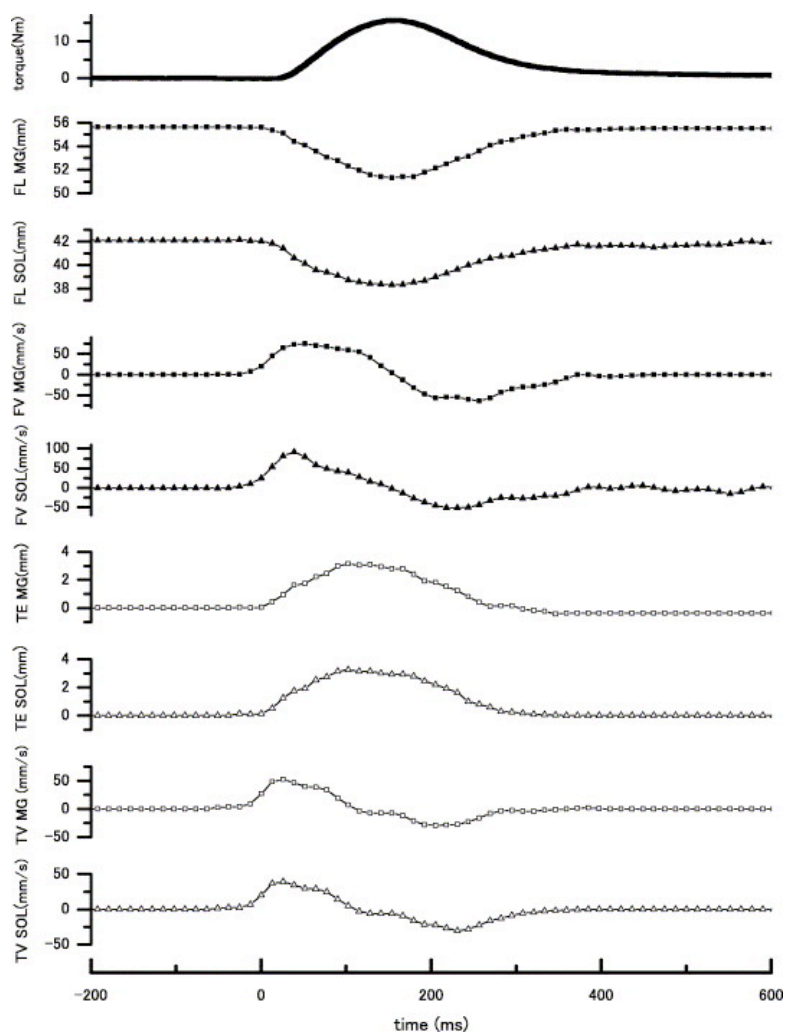


図 1-17. 脛骨神経刺激によって誘発された足関節底屈筋群の単収縮トルク発揮中の腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋束長、腱伸長および腱長速度 (Oda ら, 2007 より引用)

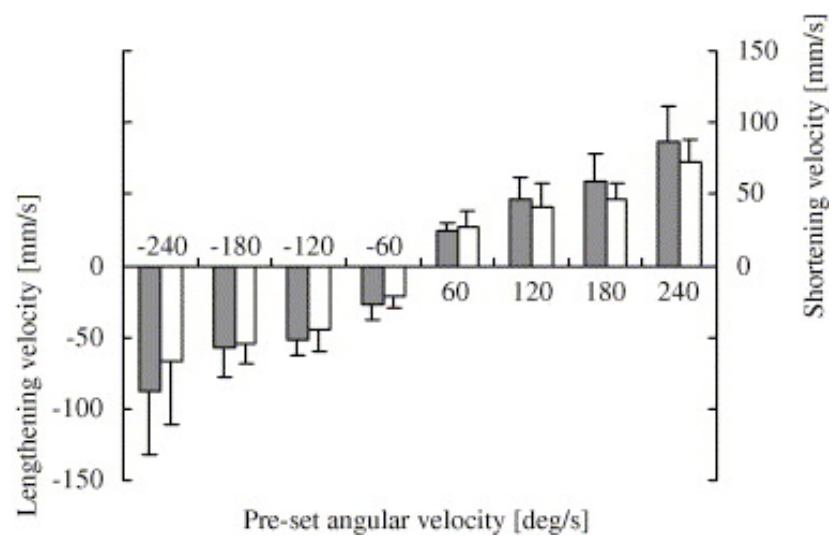


図 1-18. 異なる角速度における等速性足関節底屈トルク発揮中の腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の腱の短縮・伸長速度 (Chino ら, 2008 より引用)

反復的あるいは持続的な関節トルク発揮（トルク発揮課題前後の比較）

反復的あるいは持続的な筋収縮前後の筋束長、羽状角および筋厚を観察した報告はいくつかある（Kubo ら, 2001b ; Ishikawa ら, 2006 ; Rudroff ら, 2008）。Kubo ら（2001b）は、最大努力での膝関節伸展トルク発揮を 50 回反復した前後の安静時の外側広筋の筋厚および羽状角を測定したところ、トルク発揮後には筋厚と羽状角が 1 mm および 1 度それぞれ有意に増加することを確認している。Rudroff ら（2008）は、最大肘関節屈曲トルクの 20%を持続できなくなるまで持続した前後の上腕二頭筋、腕橈骨筋および上腕筋の筋厚および羽状角を測定した。その結果、運動課題後には腕橈骨筋で約 3 mm、上腕筋で約 6 mm の筋厚の増加がみられ、上腕二頭筋は有意な変化はみられなかった（表 1-5）。また、上腕筋の羽状角は約 6 度増加している（表 1-5）。Rudroff ら（2008）は、反応性充血（末梢血管を一時的に圧迫するとその後急激な血流増加がおこること）の指標として筋厚の変化を観察していることから、筋厚の増加には血流量の増大が関与していることがうかがえる。

一方、Ishikawa ら(2006)は、足関節のみを使用した反動跳躍動作を最大努力で 100 回以上反復する運動課題を用いて、運動課題後数日間の安静時および随意最大足関節底屈トルク発揮時のヒラメ筋の筋束長を測定している。彼らは、跳躍直後の安静時の筋束長（約 50 mm）は跳躍前のそれ（約 45 mm）よりも長くなること、羽状角は約 4 度低下することを確認している。この結果は、筋疲労によって筋形状が変化することを示唆している。

表 1-5. 20%MVC 肘関節屈曲トルクを維持できなくなるまで発揮した前後の上腕二頭筋長頭、腕橈骨筋および上腕筋の筋厚、羽状角（Rudroff ら，2008 より引用）

	Before	After
Biceps brachii—long head		
Muscle thickness, mm	7.1±1.6 (4.0–8.9)	7.0±1.5 (5.2–9.2)
Brachioradialis		
Muscle thickness, mm	22.8±4.8 [*] (14.4–29.6)	25.5±3.4 (19.0–31.0)
Brachialis		
Muscle thickness, mm	27.7±5.7 [*] (18.6–34.2)	30.9±3.5 (23.8–35.0)
Pennation angle, °	10.9±3.5 [*] (6.2–13.7)	16.5±4.8 (8.7–23.5)

Values are means ± SD with range in parentheses.

^{*} $P < 0.05$ compared with After.

反復的あるいは持続的な関節トルク発揮（トルク発揮課題中）

Maganaris ら（2002）は、80%MVC の足関節底屈筋力発揮を 10 回反復した際の MG の筋束長、羽状角および腱伸長を測定し、筋束長は 34 ± 4 mm（収縮 1 回目）から 30 ± 3 mm（収縮 10 回目）へ短くなること、羽状角は 35 ± 3 度から 42 ± 3 度、筋腱移行部の移動は 5 ± 3 mm から 10 ± 3 mm へと増加することを報告している（図 1-19）。彼らはこの要因として、腱の塑性変化（クリープ）が生じたためであると結論づけている。また、収縮 5 回目まで筋束長や腱伸長が変化し、それ以降は変化がないことから、収縮回数を重ねるごとにクリープの程度は小さくなったことを報告している。Mademli ら（2005）は、40%MVC 持続課題開始時と終了時の MG の筋束長および羽状角を比較すると、筋束長は 47.1 ± 8 mm から 41.8 ± 6.7 mm へ短縮すること、羽状角は 23.5 ± 4.1 度から 26.3 ± 2.2 度へ増加することを確認している（図 1-20）。彼らは Maganaris ら（2002）と同様に、腱のクリープによって筋束が短縮したと述べている。これらの報告は、クリープによって筋束長が変化する可能性を示したものである。それゆえ、ある運動課題中にある一定トルクに対する筋腱動態が変化した際には、クリープによる影響を考慮して解釈すべきである。

Mademli ら（2005）は、40%MVC 課題中の筋束長に加えて、筋電図も同時に計測しており、MG の筋束の短縮が、筋の長さ-力関係上力発揮ポテンシャルの低い位置へシフトさせ、結果として MG の筋電図振幅の増加を引き起こしたと考察している。この結果は、筋疲労時の筋形状変化が筋電図活動に影響を及ぼすことを示唆している。しかし、彼らは筋形状は持続時間の初期から変化しているにもかかわらず、筋電図の振幅は中盤以降で増加していることから、筋形状と筋電図の経時的な変化は一致しないことを報告している。Shi ら（2007）は、最大肘関節屈曲トルクの 80%を 30 秒間持続した際の、上腕二頭筋の筋厚を測定したところ、持続時間 8 秒時点まで急激に筋厚が増加し（ $0.3 \pm 0.19\% / s$ ）、それ以降はほとんど変形しないことを確認している（ $0.067 \pm 0.024\% / s$ ）。彼らも筋電図を記録しており、筋電図の振幅と筋厚の増加の様相が一致しないことを報告している。以上のことから、持続的あるいは反復的な運動課題中に筋の形状が変化し、筋電図に影響する可能性

が示されているが、その関係については未だ不明な点が多い。

反復的あるいは持続的な関節トルク発揮が腱の力学的特性に与える影響

反復的あるいは持続的な関節トルク発揮が腱の力学的特性に与える影響についても検討されている。Kubo ら (2001a) は、4つの異なるトルク発揮課題 (ET1: 最大努力での伸張性膝伸展トルク発揮を3秒間かけて行う試行×50回、ET2: 最大努力での1秒間の等尺性膝伸展トルク発揮を50回行う試行×3セット、ET3: 最大努力での等尺性膝伸展トルク発揮を3秒間維持する試行×50回、ET4: 50%MVCの強度で等尺性膝伸展トルク発揮を6秒間維持する試行×50回) 前後で、腱の力-長さ関係から弾性特性と腱の伸長性を比較した (図 1-21A)。その結果、力発揮レベルは大きいですが、発揮時間の短い ET1 と ET2 の運動課題前後では腱の弾性特性・伸長性に有意な差は認められなかった (図 1-21B)。しかし、力発揮時間の長い ET3 と ET4 の運動課題後では、腱の弾性特性・伸長性が有意に増加した (図 1-21B)。Kubo ら (2001a) は、腱の弾性特性・伸長性に影響を与える因子として、筋のトルク発揮レベルやトルク発揮様式ではなく、トルク発揮時間が重要であると述べている。Mademli ら (2006) は、40%MVC を持続する課題と、70%MVC の等速性筋力発揮を疲労困憊まで繰り返した前後の腓腹筋内側頭の腱の伸長性を検討したが、両課題前後に腱の伸長性が変化することはなかった。一方、ドロップジャンプを100回繰り返した後の腱の弾性特性・伸長性には有意な変化は確認されていない (Kubo ら, 2005)。

以上のように、等尺性収縮を用いて 50%MVC 以上で比較的収縮時間が長い筋力発揮課題の場合、腱の弾性特性と伸長性が変化することが示されている。つまり、最大強度の筋力発揮課題や 50%以上の持続的なトルク発揮課題では、腱の弾性特性・伸長性の変化によってある一定の関節トルクに対する筋束長および腱伸長が変化する可能性がある。そのため、上記ような運動課題前後や課題中の筋腱動態の結果を解釈する際には、腱の弾性特性・伸長性の変化の影響を考慮する必要がある。

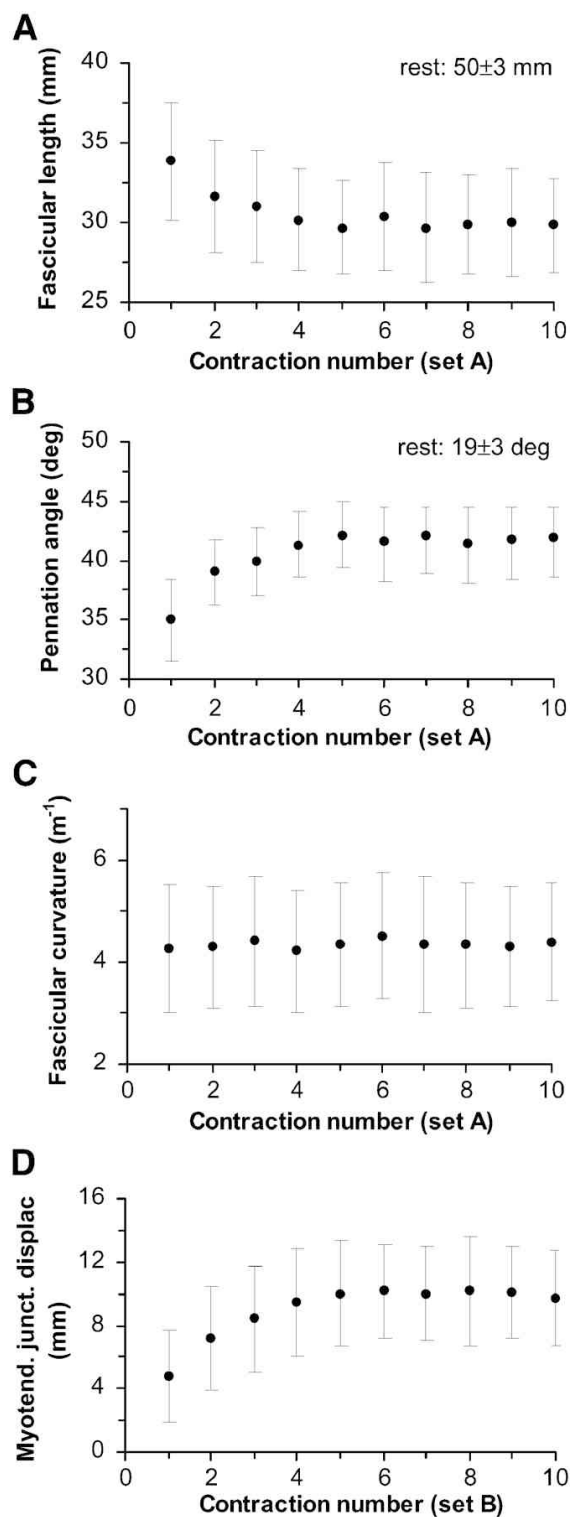


図 1-19. 80%MVC 足関節底屈トルクを 10 回反復した際の腓腹筋内側頭の (A) 筋束長、(B) 羽状角、(C) 筋束の湾曲および (D) 腱伸長 (Maganaris ら, 2002 より引用)

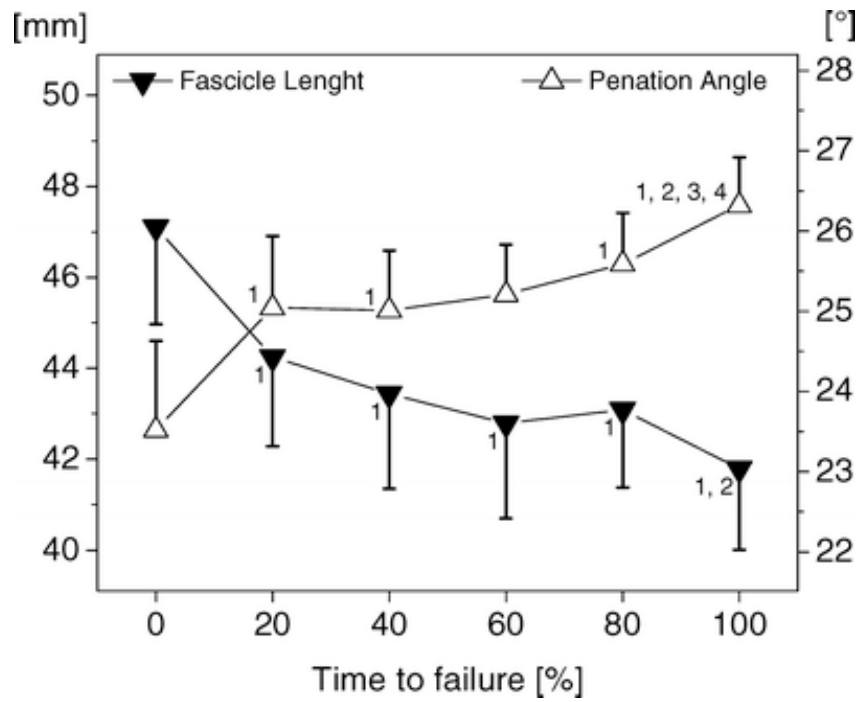


図 1-20. 40%MVC を維持できなくなるまで発揮した際の腓腹筋内側頭の筋束長および羽状角 (Mademli ら, 2005 より引用)

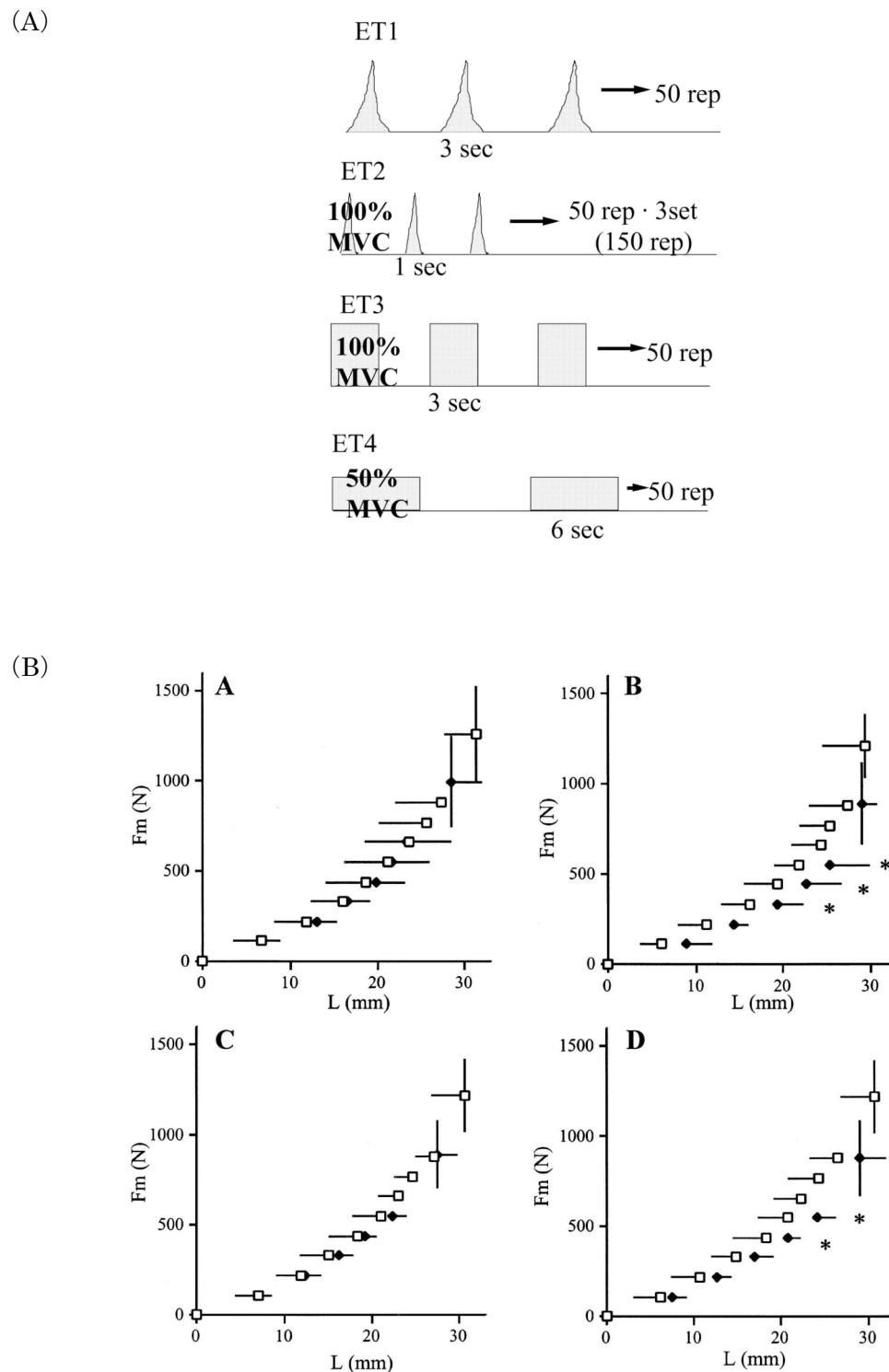


図 1-21. (A) 異なる 4 つの運動課題および (B) 各運動課題前後における外側広筋の筋張力と腱伸長の関係 (課題前: □, 課題後: ◆)、A: ET1、B: ET2、C: ET3、D: ET4 (Kubota, 2001a より引用)

1-3. 先行研究のまとめと課題

先行研究の知見から、筋疲労をともなう関節トルク発揮中の筋電図パターンは協働筋間で異なり、その活動パターンもトルク発揮課題の強度によって変化することは明らかである。しかし、筋電図は、運動単位の動員数や発火頻度といった神経-筋で生じる電気的な活動を捉えたものである。そのため、筋疲労時の筋電図の観察から、筋疲労によって協働筋それぞれの筋張力がどの程度低下したかについては結論づけることはできない。一方、Bモード超音波法による一連の研究によって、関節トルク発揮にともなう筋束および腱の長さ変化（筋腱動態）は筋張力と関係があること、関節トルクに対する筋腱動態の協働筋間差は筋張力の差と関連することが示されている。それゆえ、筋疲労をともなう関節トルク発揮中の協働筋の筋腱動態を明らかにすることで、協働筋各筋の筋張力の変化を捉えることができる可能性がある。しかし、1) 協働筋の筋腱動態の筋疲労による変化、2) 筋疲労時の筋腱動態と筋張力の変化との関連は不明である。また、トルク発揮課題の強度によって、筋疲労にともなう協働筋の筋電図パターンは変化することからも、異なる強度の関節トルク発揮課題を対象に筋腱動態の筋疲労による変化について検討する必要がある。

1-4. 本論文の目的と構成

本論文は、腓腹筋内側頭（MG）およびヒラメ筋（SOL）を対象として、筋疲労をともなう異なる強度の足関節底屈トルク発揮課題における筋腱動態を明らかにし、筋電図の観察とあわせて協働筋各筋の筋張力や神経-筋活動の筋疲労による変化について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4つの実験を行った。第1の実験においては、強度の高い足関節底屈トルク発揮にともなう筋疲労時の協働筋の筋腱動態を明らかにするために、随意最大足関節底屈トルク発揮課題を用いて、MG および SOL の筋腱動態と筋電図を検討した（第2章）。次に、最大下強度でのトルク発揮にともなう筋疲労時の協働筋の筋腱動態を検討した（第3章）。特に、時間経過にともなう協働筋の筋電図パターンが異なる2つの強度（5%MVC：第1節、40%MVC：第2節）に着目し、MG お

および SOL の筋腱動態と筋電図を明らかにした。

また、以上の実験においては、随意によるトルク発揮課題を用いているため、程度の差はあるものの協働筋すべてが疲労する。そのため、単純に協働筋の 1 つの筋が疲労した際の協働筋の筋腱動態、つまり筋疲労による筋張力変化と筋腱動態の関係を明らかにすることができない。そこで、第 4 の実験として、選択的に MG のみに電気刺激することによって、MG を疲労させた状態で足関節底屈トルク発揮した際の MG および SOL の筋腱動態と筋電図を観察した（第 4 章）。

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：最大努力での反復的な足底屈トルク発揮課題における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動

随意最大努力での等尺性収縮による足関節底屈トルク発揮を 60 回反復する課題を行った。この際の MG および SOL の筋腱動態および筋電図を、B モード超音波法および表面筋電図法を用いて記録した。運動課題中の足関節底屈トルクの変化とそれぞれの指標の対応から、筋疲労時の筋張力の変化パターンや神経-筋活動の協働筋間差について検討した。

第 3 章：最大下努力での持続的な足底屈トルク発揮課題における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動

最大下努力での等尺性収縮による足関節底屈トルク発揮を持続する課題を行った。第 1 節では、5%MVC を 1 時間保持する課題とし、第 2 節では 40%MVC を持続できなくなるまでトルクを発揮する課題を用いた。いずれの課題においても MG および SOL の筋腱動態および筋電図を、第 2 章と同様の手法を用いて測定した。トルク発揮課題中の足関節底屈トルクとそれぞれの指標の関係から、筋疲労時の筋張力の変化パターンや神経-筋活動の協働筋間差について検討した。

第4章：腓腹筋内側頭のみの筋疲労が足関節底屈トルク発揮における腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動に及ぼす影響

阻血環境下でMGのみに対して、経皮的に持続的な電気刺激を行い、MGを疲労させた。刺激課題前後に安静時から最大努力までの足関節底屈筋力発揮を行った際のMGおよびSOLの筋腱動態および筋電図を、Bモード超音波法および表面筋電図法を用いて測定し、筋疲労時の筋腱動態と筋張力の関係および協働筋の1つが疲労した時に他の筋の筋腱動態および神経-筋活動に及ぼす影響を検討した。

第5章：総括論議

以上の実験において得られた結果に基づき、「協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の筋疲労による変化」、「協働筋間に生じる筋腱動態の相互作用」について考察した。

第 2 章

最大努力での反復的な足底屈トルク発揮課題における 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動

目的

最大努力での足関節底屈トルク発揮を反復すると、トルク発揮に関わる複数の筋が疲労する。足関節底屈筋群である下腿三頭筋を構成する腓腹筋内側頭 (medial gastrocnemius muscle : MG) およびヒラメ筋 (soleus muscle : SOL) の筋線維組成は、MG では速筋線維の占める割合が SOL よりも高い (MG : 約 50%, SOL : 約 12% ; Johnson ら, 1973)。それゆえ、随意最大足関節底屈トルク発揮を反復した際には、MG と SOL の筋張力の低下に差が生じることが予想される。

これまでに、最大足関節底屈トルク発揮における下腿三頭筋の筋電図を調べた報告によると、MG の筋電図の振幅が SOL よりも顕著に低下する (Ochs ら, 1977 ; Moritani ら, 1985 ; Nordlund ら, 2004)。しかしながら、筋電図は、あくまで運動単位の動員数、運動単位の発火頻度変調、筋線維膜状の興奮伝導速度をあらわす指標であり (Farina ら, 2004)、筋張力に対しては間接的な指標となる (Bigland-Ritchie, 1981)。

一方、関節トルクの増加にともない筋束は短縮し、腱は伸長する (Ito ら, 1998)。このことは、筋束長や腱伸長が筋張力の大きさを反映することを意味している。それゆえ、最大足関節底屈トルク発揮を繰り返した際に、MG および SOL の筋張力の変化に応じた筋束および腱組織の長さ変化 (筋腱動態) が観察されることが考えられる。そこで、本研究は、最大足関節底屈トルク発揮を反復した際の MG および SOL の筋腱動態と神経-筋活動について検討した。

方法

被検者

被検者は健常な成人男性 7 名（年齢， 25.6 ± 2.6 歳；身長， 173 ± 6.5 cm；体重， 66.8 ± 7.7 kg；平均値 \pm 標準偏差）であった。本研究を実施するにあたり、被検者には本研究の目的、内容、安全性について説明し、書面上で実験参加の同意を得た。なお、本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て実施した。

実験設定

被験者は、足関節背屈 10 度（解剖学的正位：0 度）および膝・股関節完全伸展位の伏臥位姿勢で足関節底屈トルク発揮をおこなった。足関節底屈トルクは、足関節筋力計（VTF-002, VINE, Japan）を用いて測定した。右脚の足関節は筋力計のフットプレートにストラップを用いて固定した。被検者は両手の脇に備え付けたハンドグリップを握った状態で筋力発揮を行った。筋力計の張力センサーから得られた信号は、ストレインアンプ（DPM-611B, 共和電業, Japan）で増幅し、A/D 変換機（Power Lab 16SP, AD Instruments, Australia）を介してパーソナルコンピューター（Mac book pro, Apple, USA）にサンプリング周波数 4 kHz で取り込んだ。

各試行中における MG、SOL および前脛骨筋（tibialis anterior muscle：TA）の筋電図を、表面電極（ディスプレイ電極：Blue sensor, Ambu A/S, Denmark, measuring area: 134 mm²）から双極誘導（電極間距離：20 mm）によって導出した。基準電極位置は左脛骨内果とした。得られた筋電図信号は、低域遮断周波数 5 Hz および高域遮断周波数 3 kHz にて生体アンプ（MEG-6116M, 日本光電, Japan）により増幅した後、A/D 変換機を介してパーソナルコンピューターにサンプリング周波数 4 kHz で取り込んだ。

Brightness (B) モードに設定した超音波診断装置（SSD-6500, Aloka, Japan）を用いて、MG および SOL の縦断画像を 36 Hz にて取得した（図 2-1）。画像取得位置は MG の筋腹部付近（下腿長近位 30%）とし、電子リニアプローブ（UST-5712, 発振周波数; 7.5 MHz,

Aloka, Japan) を両面テープにて貼付した。取得した画像はトルクのデータと同期するためにビデオタイマー (VTG-55, 朋栄, Japan) を介して 30 Hz でデジタルビデオテープに記録した。記録した画像をパーソナルコンピュータに取り込み、画像解析ソフト (ImageJ 1.36b, National Institutes of Health) を用いて、MG および SOL の筋束長、羽状角および筋厚を計測した。MG の筋束長および羽状角は、MG の浅部腱膜と深部腱膜間に走行する筋束の長さとし深部腱膜と筋束のなす角度を羽状角とした。SOL の筋束長および羽状角は、SOL の浅部腱膜と中間腱膜の間に走行する筋束の長さとし、浅部腱膜と筋束のなす角度を羽状角とした。両筋の筋厚は、取得した縦断画像の中央部 (プローブの中央部) 位置でのそれぞれの腱膜間の距離を各筋の筋厚として採用した。

等尺性収縮による足関節底屈トルク発揮中においても、足関節角度が変化することが報告されている (Muramatsu ら, 2001 ; Karamanidis ら, 2005)。そこで、足関節および膝関節角度を観察するために、被検者の右側方からデジタルビデオカメラ (DCR-TRV900, SONY, Japan) を用いて下肢を撮影した。撮影した画像は 30 Hz でデジタルビデオテープに記録した。反射マーカは、右脚の大腿骨大転子、膝関節中心、足関節中心、第 5 中足骨遠位端の皮膚上に貼付した。関節中心は徒手で各関節角度を変化させ、検者の目視により決定した。発光式シンクロナイザー (PH-100D, DKH, Japan) をカメラの画角内に設置し、発光による信号と矩形波の出力により、トルクおよび超音波画像データと同期させた。

実験手順

被検者は、足関節底屈トルク発揮試行の準備運動として、最大下のトルク発揮を 4 回、最大努力のトルク発揮を 1 回おこなう試行を 3 セット実施した。準備運動終了 1 分後、随意最大収縮 (maximal voluntary contraction : MVC) で等尺性収縮による足関節底屈トルクを発揮する試行 (MVC 試行) を 2 分間の休息を挟んで 2 度行った。次に、被検者はオシロスコープ (CS-8010, Kenwood, Japan) に映し出されたトルク波形をみながら、

5 秒間かけて最大努力までトルクを発揮し、その力を 1 秒間維持するランプ状のトルク発揮（ランプ試行）を行った。

ランプ試行後、十分な休息を挟んだ後にトルク発揮課題を実施した。本研究のトルク発揮課題は、随意最大努力での足関節底屈トルク発揮を 60 回反復するものとした（MVC 課題）。MVC 課題中の力発揮および休息時間はそれぞれ 2 秒間とし、被検者はメトロノームおよび検者のかけ声に合わせてトルク発揮を行った。なお、収縮 10、20、30、40、50 回目後の休息時間は 8 秒間とした。MVC 課題終了から 3 分後にランプ試行を実施した。

測定項目および分析方法

MVC 試行時の足関節底屈トルクの最大値を算出し、2 回の試行のうち最大値の高い方の値を最大足関節底屈トルクとした。MVC 課題中に発揮したトルクについては、各トルク発揮におけるトルクの最大値を計測し、5 回のトルク発揮ごと（収縮 1-5 回目、収縮 6-10 回目、・・・、収縮 56-60 回目）の平均値を求めた。

MVC 課題中の筋電図は、ソフトウェア上（Chart v4.3, AD Instruments, Australia）で全波整流を行った後に、足関節底屈トルク発揮中の筋電図の振幅の平均値を算出した。筋電図の算出区間は、各トルク発揮におけるトルクの最大値を含む 0.5 秒間とした（図 2-1）。足関節底屈トルクのデータ処理と同様に、5 回ごとの平均値を算出した。MVC 試行時の各筋の振幅を 100%として、それぞれ相対値で表した。ランプ試行時の分析は、足関節底屈トルクが 10%MVC、20%MVC、.....、90%MVC に達した時点の前後 0.25 秒（計 0.5 秒間）の振幅の平均値を算出した。

MVC 課題中の超音波画像の分析は、収縮 1、9、19、29、39、49、59 回目を対象とし、それぞれの最大トルク発揮時の筋束長および羽状角の値をそれぞれ計測した（図 2-1）。MG および SOL の筋束が発揮した力が腱膜方向へどれだけ腱を伸長させたかを評価するために、Kawakami ら（1998）の手法を用いて腱組織の伸長（腱伸長）を推定した。腱伸長は、安静時から最大トルク発現時にいたる腱の長軸方向の長さ（安静時の筋束長×cos

羽状角-最大トルク時の筋束長 $\times \cos$ 羽状角) 変化とした。これらの分析は日を変えて計 3 回行った。3 回の分析値の平均値を代表値として採用した。3 回の計測における変動係数は、MG では筋束長 1.8%、羽状角 2.4%、SOL では筋束長 2.5%、羽状角 2.6%であった。ランプ試行時の分析は、足関節底屈トルクが 10%MVC、20%MVC、.....、90%MVC に達した時点の筋束長および羽状角を計測した。

関節角度は、記録した画像をパーソナルコンピューターに取り込んだ後、画像解析ソフト (ImageJ 1.36b, National Institutes of Health, USA) を用いて各反射マーカの座標から求めた。求めた座標から足関節および膝関節角度を算出した。足関節角度は膝関節中心-足関節中心-第 5 中足骨遠位端のなす角度とし、膝関節角度は大腿中点-膝関節中心-足関節中心のなす角度とした。収縮 1 回目および収縮 59 回目の足関節底屈トルク発揮にともなう足関節角度の変化は、底屈方向へそれぞれ 5.4 ± 1.7 度および 3.3 ± 1.4 度であった。各被検者における収縮 1 回目と収縮 59 回目の足関節角度変化の差は 2.0 ± 1.6 度 (範囲: -0.4 度から 4.3 度)、膝関節角度変化は 0.4 ± 2.4 度および -0.3 ± 1.4 度 (収縮 1 回目および収縮 60 回目) であった。しかしながら、5 度の足関節角度変化に対する MG の筋束長変化が 2 mm である (DeMonte ら, 2004) ことを考えると、本研究で観察された足関節角度変化による筋形状変化が MVC 課題中の筋腱動態に与える影響は無視できるといえる。

統計処理

各項目の測定結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。MVC 課題中のトルクの変化は、反復測定による一元配置の分散分析を用いて検定した。ランプ試行における腱伸長の課題前後比較およびトルク発揮レベル間の比較には反復測定による二元配置の分散分析 (課題前後 \times トルク発揮レベル: 2×7) を用いた。MVC 課題中の筋電図の振幅値、筋束長、羽状角および腱伸長の変化および筋間比較は、反復測定による二元配置の分散分析 (収縮回数 \times 筋: 12×2) を用いた。交互作用が認められた場合、すべての群間について、一元配置の

分散分析を行った。一元配置の分散分析の結果、 F 値が有意と認められた場合、多重比較検定を行った。多重比較検定は、Tukey HSD の方法を用いた。MVC 課題中の筋束長および腓伸長と足関節底屈トルクの関係を検討するため、ピアソンの積率相関係数を用いた。これらの統計処理は、統計処理ソフトウェア (SPSS 12.0J for windows) を用いて行った。なお、すべての検定において、有意水準は $P < 0.05$ とした。

結果

MVC 課題中の足関節底屈トルクは、最終的に収縮 1-5 回目の $49.4 \pm 8.4\%$ まで有意に低下した (図 2-2)。MG および SOL の筋電図の振幅は、収縮 1-5 回目と比較して、収縮 21-25 回目から有意に低下した (図 2-3A)。MG と SOL の筋電図の振幅の低下に有意な差はみられなかった。MG の筋束長は、収縮 1 回目 (38.1 ± 2.4 mm) と比較して収縮 29 回目 (48.8 ± 4.8 mm) 以降で有意に増加した (図 2-3B)。SOL の筋束長は、収縮 49 回目まで有意な変化はみられなかった (収縮 1 回目: 25.4 ± 3.0 mm, 59 回目: 29.1 ± 5.0 mm, 図 2-3B)。MG の羽状角は、収縮 39 回目と収縮 49 回目で有意に減少した (収縮 1 回目: 29.0 ± 0.4 度, 39 回目 23.4 ± 1.0 度, 49 回目 23.9 ± 2.7 度) が、SOL では有意な変化はみられなかった (図 2-3C)。MG の腓伸長は、収縮 19 回目以降 (4.3 ± 2.7 mm) で有意に減少したが、SOL では収縮 59 回目のみ有意に減少した (図 2-3D)。収縮 19 回目以降で両筋の腓伸長の変化に有意な差がみられた (図 2-3D)。図 2-4 に足関節底屈トルクと筋束長との関係の典型例を示した。MVC 課題中の足関節底屈トルクと MG の筋束長および腓伸長との関係を被検者ごとにみると、両者の間には強い相関関係がみられた (筋束長: $r = 0.917 - 0.987$, 腓伸長: $r = 0.909 - 0.986$)。一方、SOL では、両者の相関関係は低く ($r = 0.439 - 0.941$ and $0.258 - 0.902$) 7 名の被験者の内、3 名 (筋束長) あるいは 4 名 (腓伸長) において相関関係はみられなかった。

図 2-5 は MVC 課題前後のランプ試行および課題中の筋電図の振幅値と足関節底屈トルクの関係 (振幅-トルク関係) を示したものである。MG の MVC 課題中の振幅-トルク関

係は、課題前のランプ試行の振幅-トルク関係とほぼ同一の関係であった。一方、SOL では40~60%MVCの振幅が、課題前のランプ試行と比較して増加する傾向が観察された。

図2-6にMVC課題前後のランプ試行およびMVC課題中の腓伸長と足関節底屈トルクの関係を示した。MGのMVC課題中の腓伸長は、課題前のランプ試行時の腓伸長と比較して40%~60%MVCの範囲で減少する傾向が観察された。一方、SOLでは課題前のランプ試行の腓伸長とMVC課題中の腓伸長は同程度であった。また、MGの課題後のランプ試行の腓伸長は、課題前のそれと比較して40、50および60%MVCで有意に減少し、SOLでは課題前後の腓伸長に有意な差は認められなかった。課題前後における各筋の腓伸長の変化の関係をみると、有意な相関関係がみられ、課題後のランプ試行においてMGの腓伸長が減少した被検者ほど、SOLの腓伸長も減少していることが確認された(図2-7)。

MVC課題前後の安静時の筋厚および羽状角は、MGで 18 ± 2 mmから 20 ± 2 mmへ、 20 ± 1 度から 21 ± 1 度へそれぞれ有意に増加した。一方、SOLでは有意な変化はみられなかった。MVC課題前後のランプ試行時の筋厚を比較すると、MGにおいて、どのトルク発揮レベルでも課題後で有意に増加した。60%MVC時点での筋厚の増加分と課題前後のランプ試行時のMGの腓伸長の差分との関係をみると、MGにおいて正の相関がみられ、SOLでは相関傾向が示された(図2-8)。MVC課題後のランプ試行において60%MVCに対する腓伸長が減少した被検者ほど、筋厚の増加が大きいことが示された。

考察

本研究の主知見は、MVC課題中の筋束長および腓伸長に筋間差がみられ(図2-3B, D)、ある一定の足関節トルクに対するMGの腓伸長が減少し、SOLでは一定に保たれていたことである(図2-6)。Maganarisら(1998)は、足関節底屈トルクの増加に伴いMGおよびSOLの筋束長が短縮し腓が伸長することから、筋束長および腓伸長は、筋張力と関連があることを報告している。それゆえ、本研究の結果は、MVC課題中のMGおよびSOLの筋張力の低下に差が生じていたことを示している。また、本研究において、MVC

課題中の足関節底屈トルクと筋束長および腱伸長の関係を観察すると、MG では有意な関係がみられたが、SOL ではみられなかった (図 2-4)。これらの結果は、MVC 課題中のトルクの低下は MG の筋張力の低下によるものであり、SOL の筋張力は維持されていたことを意味している。

Kawakami ら (2000a) は、反復的な足関節底屈トルク発揮課題において、膝関節屈曲位での試行に比べ、膝関節伸展位での試行で有意に関節トルクが低下することを報告している。彼らは、膝関節伸展位での足関節底屈トルクの低下には、MG の筋張力の低下が主として貢献していると述べているが、両筋の筋張力における経時的な変化パターンについては言及していない。本研究において、MG の腱伸長が収縮 19 回目以降に有意に減少し、SOL の腱伸長が収縮 49 回目まで有意な変化がみられなかったことは、MG の力が収縮 20 回目以降に低下し、SOL の力は収縮 49 回目まで維持されていたことを意味している。MG は SOL よりも速筋線維が占める割合が多く (Johnson ら, 1973)、SOL に比べ疲労しやすい。そのため、MVC 課題において、MG の疲労が早期に出現し、筋張力の低下が SOL よりも大きかったと考えられる。以上のことから、MVC 課題中の協働筋の筋腱動態の観察を通じて、各筋の経時的な筋張力の変化を捉えられることが示された。

ある一定の関節トルクに対する MG の筋張力が低下した際には、その低下を補うために SOL を含む他の協働筋の筋張力が増加すると予想される。協働筋各筋で筋張力に応じて筋束長および腱伸長が変化するならば、ある一定のトルクに対して MG の筋張力が減少し、SOL の筋張力が増加した場合には次のようなことが観察されるはずである。すなわち、MVC 課題前のランプ試行におけるトルクと腱伸長の関係に MVC 課題中のトルクと腱伸長の関係を重ねると、MG ではある一定トルクに対する腱伸長が減少し、SOL ではある一定トルクに対する SOL の腱伸長が増加する。しかし、本研究の結果、SOL の腱伸長に有意な変化はみられなかった。この結果は、ある一定の関節トルクに対する SOL の筋張力の増加が、SOL の腱伸長の増加として検出することができない可能性を示唆している。この要因は明らかではないが、1) 収縮強度の高い時では、収縮強度の低い時と

比較して SOL の筋張力変化に対する腓伸長の変化が少ない (Maganaris ら, 2006) こと、
2) MG の腓伸長の減少が SOL の筋腱動態に影響したことが考えられる。1) の要因が本研究の結果に影響していた否かについて検討するためには、本研究よりも低いある一定の関節トルク発揮レベルに対する SOL の筋張力が増加するような条件下の SOL の筋腱動態を明らかにする必要がある。一方、本研究の結果、MVC 課題後のランプ試行における MG と SOL の腓伸長の減少とは相関がみられた (図 2-7)。したがって、MG の腓伸長の減少が SOL の腓伸長に影響を及ぼした可能性がある。この点については、MG だけの収縮や SOL だけが収縮した際に、隣り合う筋の筋形状がどのような変化を示すかについて検討する必要があるだろう。いずれにしても、本研究の結果から、協働筋の筋腱動態から両筋の筋張力の変化に差が生じていたことが明らかとなったが、筋張力の変化と一致するか否かについては上記のような問題点を解決する必要があることが示された。

MG および SOL の筋電図の振幅の低下率には MG と SOL の間に有意な差はみられなかった (図 2-3A)。この結果に対する解釈として、2 つの可能性がある。1 つ目に、両筋の神経-筋活動の低下が同程度であったこと、2 つ目として、表面筋電図の振幅からでは両筋の神経-筋活動の差を捉えることができなかったことがあげられる。Nordlund ら (2004) は、筋内ワイヤー電極を用いて、反復的な足関節底屈筋力発揮中の筋電図の振幅の低下が SOL よりも MG において大きいことを報告している。一方、Kawakami ら (2000a) は、反復的な足関節底屈トルク発揮中の下腿三頭筋の筋電図の振幅の低下率に、筋間差はみられないことを報告しており、本研究においても表面筋電図を用いて筋間差がみられなかった。これらのことから、表面筋電図を用いた際には、筋疲労時の協働筋の神経-筋活動の差を捉えることが困難であることが予想される。仮に、本研究において、神経-筋活動が SOL で低下していたならば、SOL の力は低下する。しかしながら、SOL の筋束長および腓伸長は、収縮 49 回目まで有意な変化はみられなかったことから、MVC 課題中の SOL の筋張力は MVC 課題終盤までは維持されていたといえる。さらに、MVC 課題前後のランプ試行における SOL の振幅-トルク関係を比較すると、課題後のランプ試

行における 40~60%MVC に対する振幅が、課題前のランブ試行と比較して増加する傾向が観察された (図 2-5)。この結果は、収縮終盤では SOL の筋張力を維持するために神経-筋活動を高めていたと解釈できる。以上のことから、MVC 課題中の SOL の神経-筋活動は SOL の表面筋電図の振幅の低下率から推測される神経-筋活動よりも低下していなかったと考えられる。

MVC 課題前後のランブ試行における MG の腱伸長を比較すると、課題後の 40%MVC から 60%MVC の範囲において腱伸長が有意に減少した。Kubo ら (2002) は、3 秒間の最大努力での足関節底屈トルク発揮を 50 回反復した後は、ある一定のトルクに対する腱伸長が増加し、腱の伸長性が高まることを報告している。本研究の結果は、Kubo ら (2002) の報告とは逆の結果となった。Kubo ら (2002) と本研究の結果が異なった要因として、MVC 課題後の MG の筋張力に違いがあったことがあげられる。Kubo ら (2002) は、ランブ試行時の下腿三頭筋各筋の筋電図振幅に課題前後で差がなかったことから、各筋の筋張力は変化しておらず、反復的な筋収縮によって MG の腱の伸長性が高まったとしている。本研究においては、課題中の SOL の筋電図振幅において、ある一定トルクに対して振幅が増加傾向であったこと、MVC 課題中に MG の腱伸長の低下が大きかったことを考慮すると、MVC 課題後のランブ試行において、ある一定の関節トルクに対する MG の筋張力が低下していたと考えられる。つまり、本研究の結果は、課題後のある一定の関節トルクに対する筋張力が減少したために、ある一定の関節トルクに対する MG の腱伸長が減少したと解釈できる。以上のことから、本研究において MG の腱伸長が減少した結果は、腱の伸長性が低下したと解釈するよりは、MG の筋張力の低下によって生じたものと判断することが適切だといえる。

反復的あるいは持続的な筋収縮に伴い、腱にクリープが生じることがいくつかの研究において報告されている (Maganaris ら, 2002, 2003, 2006)。Maganaris ら (2002) は、反復的な筋収縮が腱のクリープを引き起こすが、5 回の収縮以降はほとんど起こらないと述べている。本研究においては、MVC 課題前に、最大トルク発揮を 5 回以上度実施 (準

備運動と MVC 測定) しており、MVC 課題中に腱にクリープが起こっていた可能性は低い。また、Maganaris ら (2006) は、足関節底屈トルクを 11 回 (MVC × 1 回 → 30%MVC × 3 回 → 70%MVC × 3 回 → 90%MVC × 3 回 → MVC × 1 回) 発揮した際の MG および SOL の腱伸長を測定し、SOL ではクリープが生じなかったことを報告している。本研究において、仮に MG のみにクリープが生じ、ある一定の関節トルクに対して MG 筋束が短縮することで、腱伸長の協働筋間差が小さくなったとしても、本研究の結果には協働筋間差がみられているため、筋腱動態の協働筋間差は筋張力の差を反映していると結論づけられる。

まとめ

本研究の結果、MVC 課題中に MG の筋束長が有意に増加し、腱伸長が減少したが、SOL では有意な変化はみられなかった。また、MG の筋束長、腱伸長の変化は、足関節底屈トルクの変化と相関がみられた。これらの結果から、最大努力での反復的な足関節底屈トルク発揮課題においては、MG の筋張力の低下が大きいことが MG の筋腱動態から示唆された。一方、ある一定の関節トルクに対する SOL の神経-筋活動が増加することが示された。

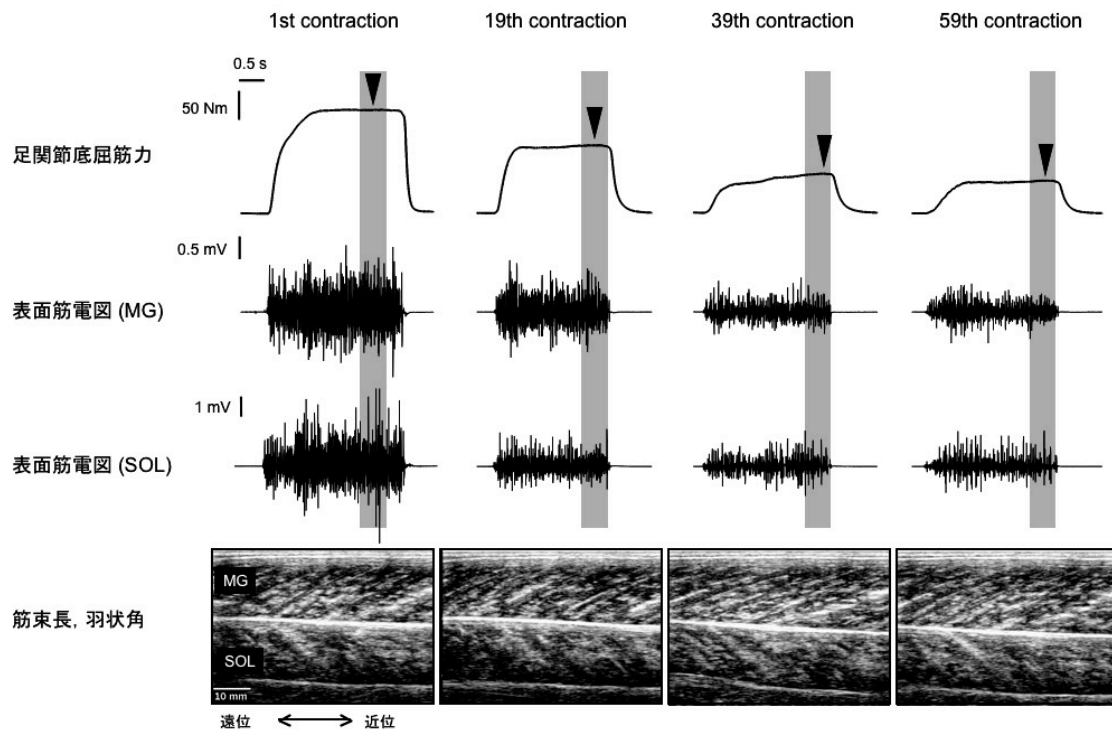


図 2-1

MVC 課題中の足関節底屈筋力、表面筋電図 (MG および SOL)、超音波画像 (MG および SOL) の経時変化。

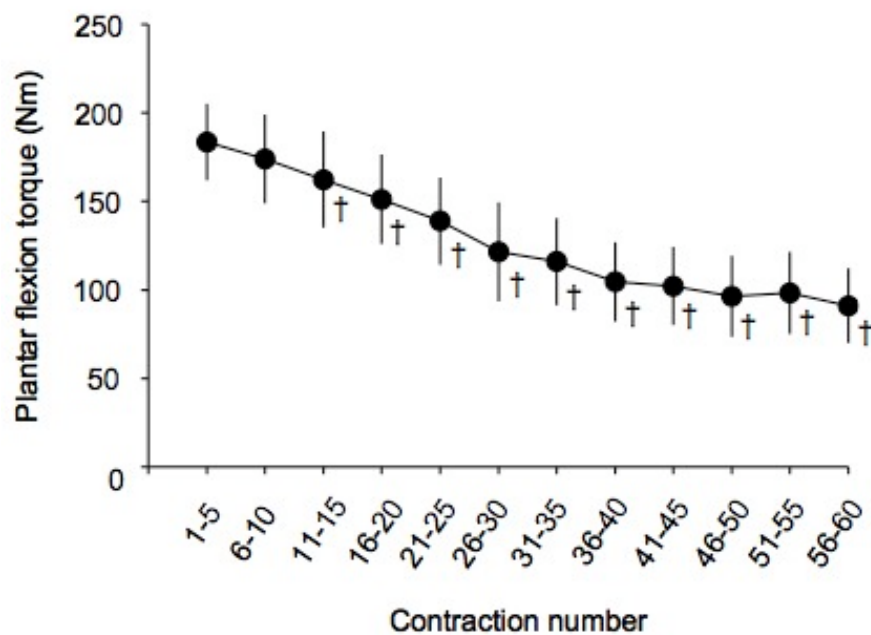


図 2-2

MVC 課題中の足関節底屈トルクの経時変化。収縮 5 回毎に平均した値を代表値としている。†は、収縮 1-5 回と比較して有意に低下していることを示している。

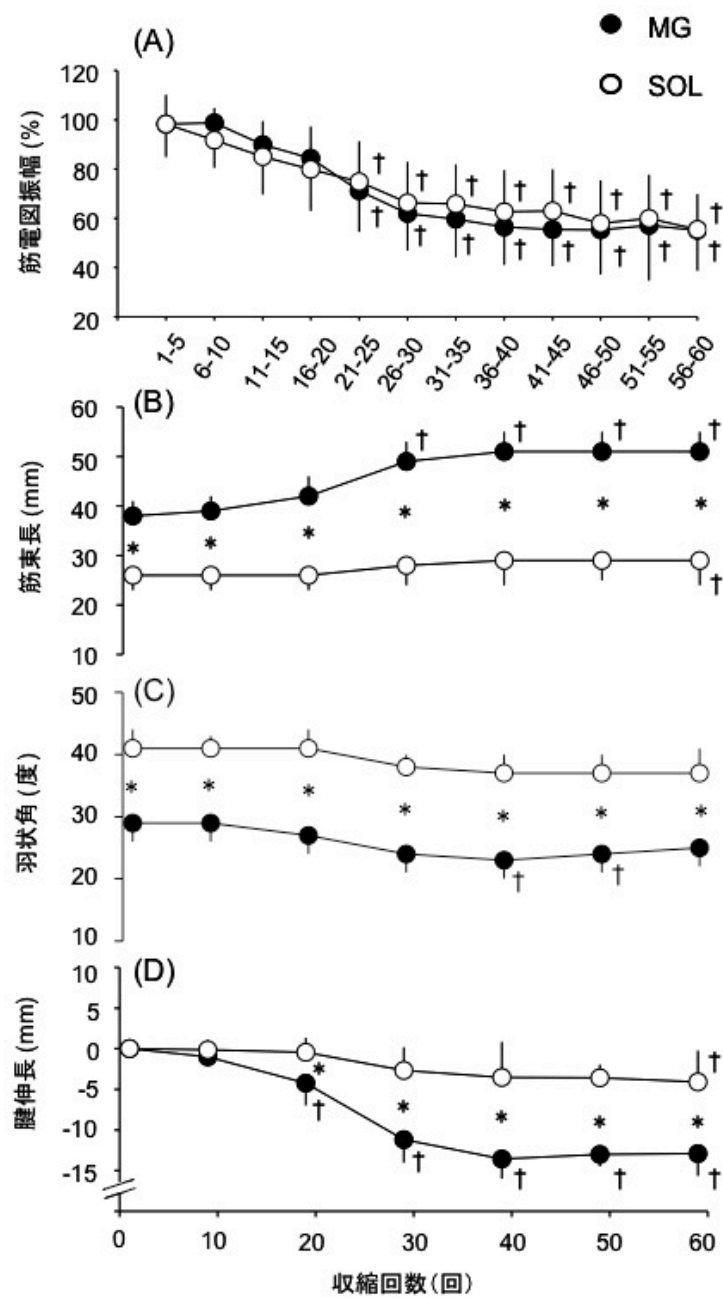


図 2-3

MVC 課題中の筋電図振幅、筋束長、羽状角および腱伸長。†は収縮初期から有意な変化を示し、*は筋間差を示している。

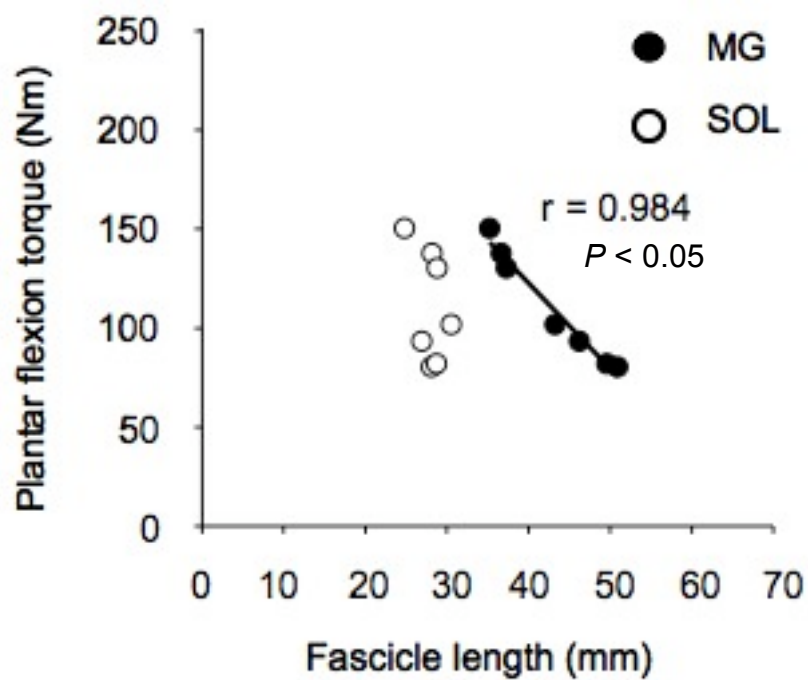


図 2-4

MVC 課題中の足関節底屈トルクと筋束長の関係。足関節底屈トルクの低下に伴い MG の筋束が長くなることがわかる。

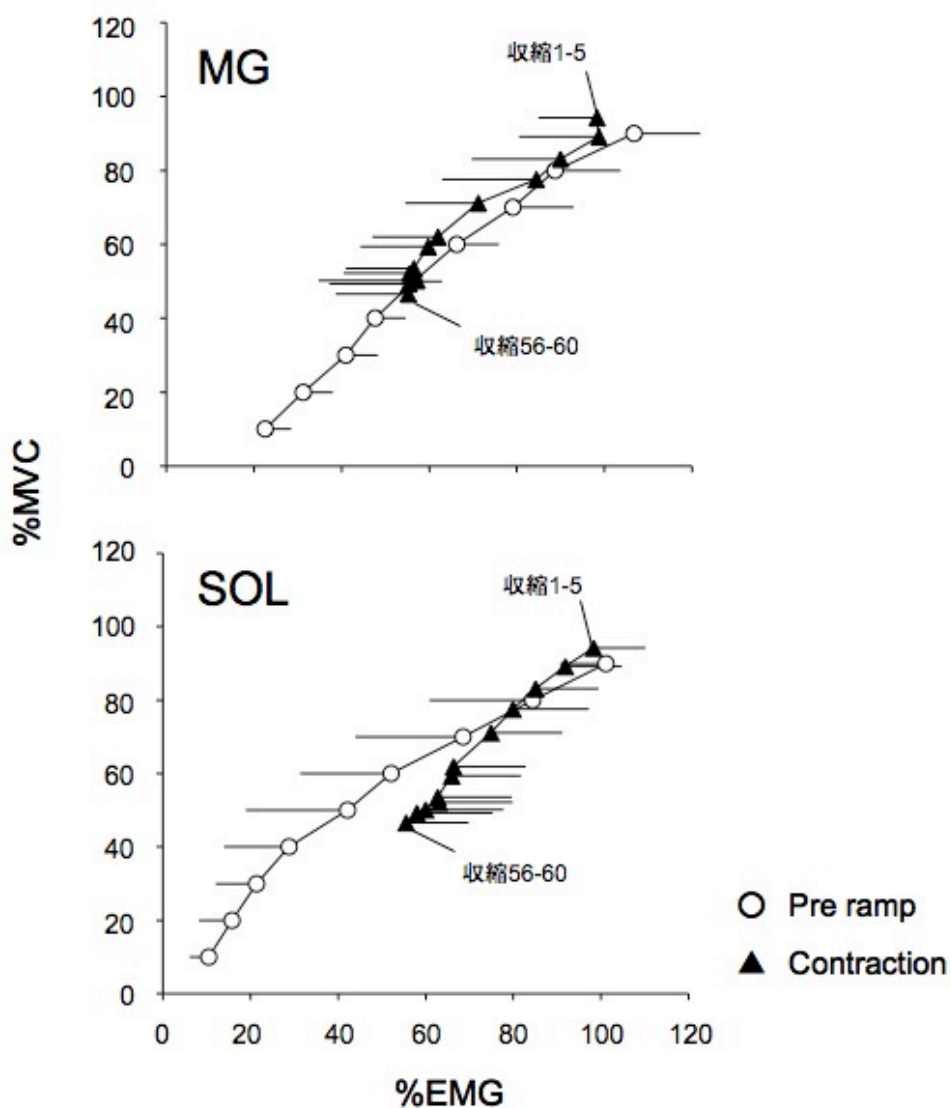


図 2-5

MVC 課題前のランプ試行および MVC 課題中における足関節底屈トルクと筋電図の振幅の関係。MG においては、課題前のランプ試行と MVC 課題中で同じ関係が保たれていたが、SOL では 40% から 60% MVC の範囲で振幅が増加する傾向がみとれる。なお、図中の収縮 1-5 および収縮 56-60 は収縮回数を示している。

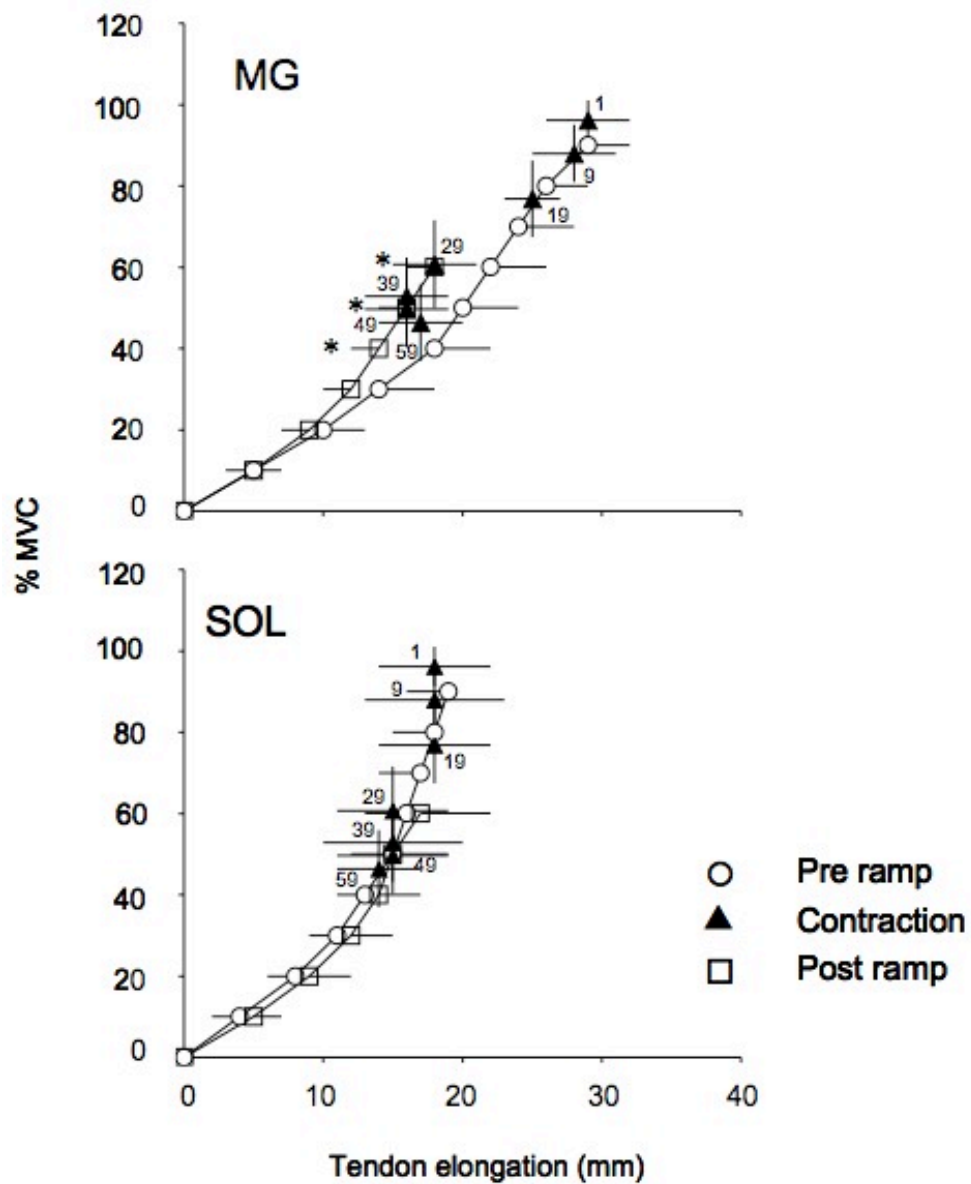


図 2-6

MVC 課題前後のランプ試行および MVC 課題中の足関節底屈トルクと腱伸長の関係。MG では、MVC 課題中の収縮 29 回目以降で課題前と比較してトルクに対する腱伸長が減少した。SOL ではいずれの試行においても一定であった。なお、図中の数字は収縮回数を示している。

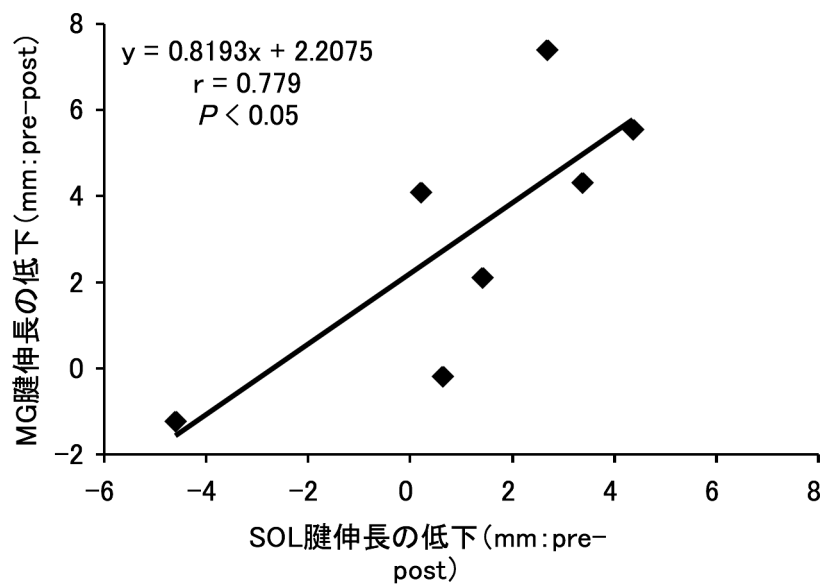


図 2-7

MVC 課題前後のランプ試行における各筋の腱伸長の変化の関係

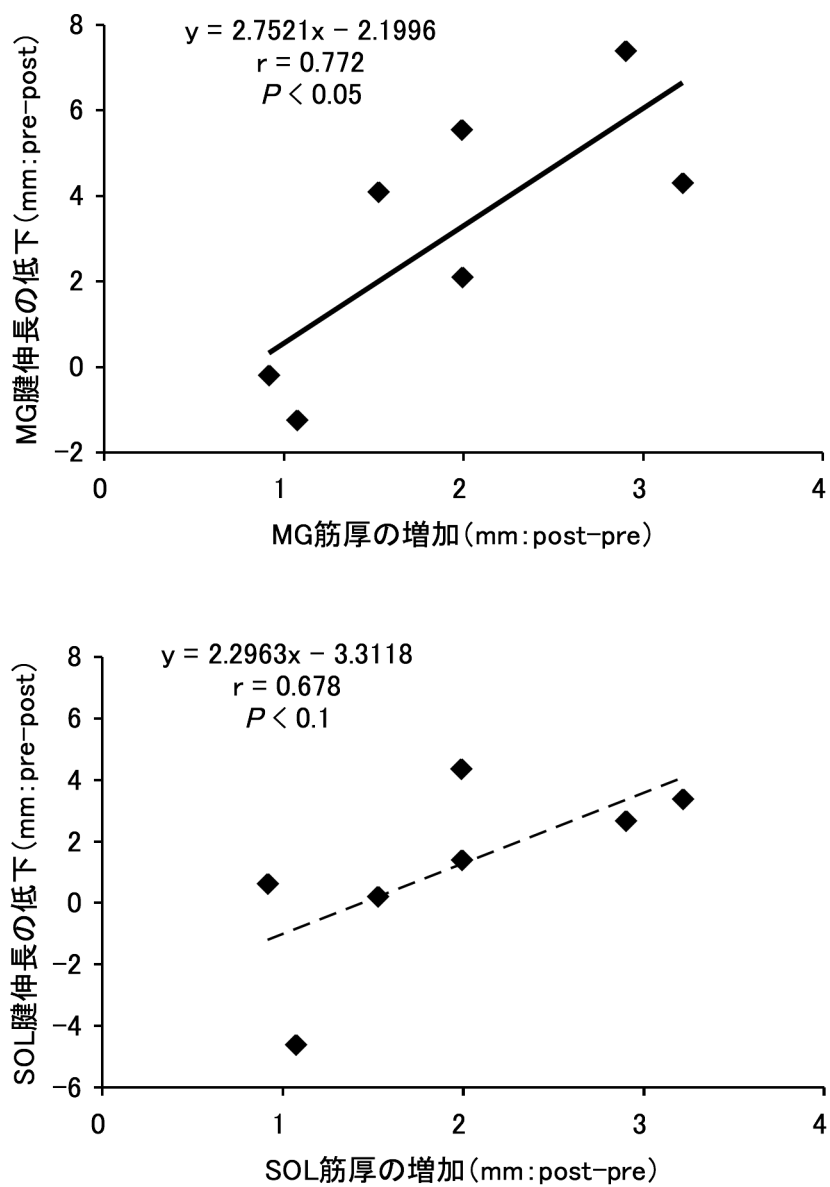


図 2-8

MVC 課題前後のランブ試行における 60%MVC 時の筋厚の差分と腱伸長の差分との関係をみた。MG では筋厚が増加する被検者ほど MG の腱伸長が減少した。SOL においても同様の傾向が示された。

第 3 章

最大下努力での持続的な足底屈トルク発揮課題における 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の筋腱動態と神経-筋活動

最大下努力にてある一定の関節トルクをできるかぎり維持する課題を行うと、持続時間の経過にともない筋は疲労する。その際の神経-筋活動には協働筋間差が観察され、その様相は強度によって変化することが知られている（田巻ら, 1995 ; 白澤ら, 1998）。その際の協働筋の筋電図パターンは大きく 2 つに分けられる。1 つは、ある筋は活動させてその他の筋は活動させずに一定トルクを保つといった神経制御であり、もう 1 つは、ある一定の関節トルクに対して、協働筋すべてを活動させながら一定トルクを保つものである。しかし、これらの神経制御に関連して、各筋の筋張力が変化するか否か、あるいは、一定に保たれているか否かについては十分に検討されていない。本章では、最大下強度での持続的な関節トルク発揮をできるかぎり維持した際の下腿三頭筋の筋腱動態および神経-筋活動を明らかにすることを目的とした。

第 1 節 5%MVC 課題

目的

最大下強度でのトルク発揮課題では、協働筋の筋電図パターンが収縮強度によって変化する（白澤ら, 1998 ; 田巻ら, 1995）。例えば、随意最大筋力の 2.5%~20%の強度の筋収縮を長時間持続すると、協働筋間で活動と休止を繰り返す活動交代（Alternate muscle activity）という現象が出現する（Sjøgaard ら, 1986 ; Tamaki ら, 1998 ; Kouzaki ら, 2002 ; 2006）。活動交代は、できるだけ各筋が疲労を起こさずに長時間の運動を持続するための神経機構であると考えられている（Enoka と Stuart, 1992 ; Tamaki ら, 1998 ; Kouzaki ら, 2002 ; 2006）。これまでに、筋電図法を用いて下腿三頭筋の活動交代時の出現機構につ

いて検討した報告によると、活動交代の頻度は時間経過に伴い増加すること、活動する筋の組み合わせはMGとSOLの間で最も多いことが明らかにされている(Tamakiら, 1998)。活動交代時には、ある一定の足関節底屈トルクに対してある1つ、あるいは2つの筋が活動し、その他の筋の活動が休止することから、関節トルクに対する各筋の筋張力が変化することは明らかである。協働筋各筋の筋腱動態はそれぞれの筋張力に応じて変化する可能性が示されていることから(Maganarisら, 2006など)、活動交代時にはMGおよびSOLの筋腱動態が筋電図の有無に応じて変化するすると予想される。そこで、本研究では5%MVC持続中にみられる活動交代時のMGおよびSOLの筋腱動態について検討した。

方法

被検者

被検者は、健常な成人男性7名(年齢, 26.0 ± 2.0 歳; 身長, 174.7 ± 4.3 cm; 体重, 67.9 ± 6.5 kg; 平均値 \pm 標準偏差)であった。本研究を実施するにあたり、被検者には、本研究の目的、内容、安全性について説明し、書面上にて実験参加の同意を得た。本研究は、早稲田大学スポーツ科学学術院の倫理委員会の承認を得て実施した。

実験設定

被検者は、右脚股関節60度(完全伸展位0度)、膝関節完全伸展位、足関節0度(解剖学的正位)の状態に筋力計(CONTREX MJ, CMV AG, Switzerland)の所定の台上に座位姿勢をとった。右脚の足部は足関節中心が筋力計の回転中心と一致するようにアタッチメント上に置き、ストラップを用いて筋力発揮に伴う関節の動きが生じないようにしっかりと固定した。筋力計から出力された信号は、AD変換機(PowerLab 16SP, ADInstruments, Australia)を介してパーソナルコンピュータに記録した。本研究においては、MG、SOLおよび前脛骨筋(tibialis anterior muscle: TA)に加えて、腓腹筋外側頭(lateral gastrocnemius muscle: LG)の筋電図も取得した。生体用アンプの設定、サンプリング周

波数、MG および SOL の超音波画像取得のための使用機材および取得方法については第 2 章と同様とした。足関節角度は、ゴニオメータ (SG110/A, Biometrics, UK) を用いて計測した。

実験手順

被験者は、足関節底屈トルク発揮試行の準備運動として、最大下および最大努力での筋力発揮を数回実施した後、随意最大収縮 (maximal voluntary contraction : MVC) で等尺性収縮による足関節底屈トルクを発揮する試行 (MVC 試行) を 2 分間の休息を挟んで 2 度行った。MVC 試行後、被験者は安静時から 5 秒かけて最大努力まで足関節底屈トルクをランプ状に発揮する試行を行った (ランプ試行)。ランプ試行の後、被験者は MVC の 5% の強度 (5%MVC 課題) を 1 時間維持する運動課題をおこなった。5%MVC 課題終了 3 分後に、ランプ試行を実施した。

測定項目および分析方法

2 度の MVC 試行のうち最大値の高い試行の値を随意最大足関節底屈トルクとした。記録した筋電図は、ソフトウェア (Chart v5.4, ADInstruments, Australia) 上にて全波整流した後、MVC 試行時の最大トルクを含む 0.5 秒間の区間の各筋の平均振幅にて正規化した。先行研究において、下腿三頭筋の中でも MG と SOL の間に最も活動交代が生じる (Tamaki ら, 1998) ことが報告されていることから、本研究においては、MG と SOL の筋電図活動と活動休止に着目した。各被験者の活動交代は課題中の 30 分以降に顕著に発現したことから課題開始 30 分時点以降の 30 分間において、MG の振幅が大きく SOL の振幅が著しく低下する 3 秒間 (MG 活動区間) と、その逆のパターンがみられる 3 秒間 (SOL 活動区間) を 1 箇所ずつ抽出した。なお、抽出した 3 秒間の LG の振幅はどちらも同程度の値であることを確認した。超音波画像の分析方法は第 2 章と同様とした。分析は、MG 活動区間および SOL 活動区間を対象に行った。ランプ試行の筋電図および超音波画像の分

析方法についても、第 2 章と同様とした。超音波画像の分析は日を変えて計 2 回行い、2 回の分析値の平均値を代表値として採用した。2 回の計測における変動係数は、MG の筋束長および羽状角ではそれぞれ 2.2%、1.7%、SOL の筋束長および羽状角ではそれぞれ 5.1%、4.6%であった。また、MG 活動区間と SOL 活動区間における足関節角度、5%MVC 課題前後のランプ試行中の各収縮強度における足関節角度変化に有意な差はみられなかった（統計処理は後述）。

統計処理

各項目の測定結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。MG 活動区間および SOL 活動区間における MG および SOL の筋電図の振幅、筋束長、羽状角および足関節角度の差の検定には t 検定を用いた。ランプ試行における腓伸長および足関節角度の課題前後比較およびトルク発揮レベル間の比較には反復測定による二元配置の分散分析（課題前後 \times トルク発揮レベル:2 \times 7）を用いた。これらの統計処理は、統計処理ソフトウェア (SPSS 12.0J for windows) を用いて行った。なお、すべての検定において、有意水準は $P < 0.05$ とした。

結果

5%MVC 課題中の下腿三頭筋の筋電図活動の典型例を図 3-1-1 に示した。持続時間の 30 分以降において、MG の筋電図の振幅が高く、SOL の振幅は著しく低下する区間（MG 活動区間）、また、その逆の活動様相（SOL 活動区間）がすべての被検者において観察された。両区間の発揮トルクに有意な差はみられなかった。MG 活動区間における MG、LG および SOL の筋電図振幅は、それぞれ $16.9 \pm 3.9\%$ 、 $3.5 \pm 1.8\%$ 、 $9.7 \pm 6.6\%$ 、SOL 活動区間では、 $4.0 \pm 1.2\%$ 、 $3.9 \pm 1.4\%$ および $17.8 \pm 3.8\%$ （MG、LG、SOL）であった（図 3-1-2A）。MG の振幅は、SOL 活動区間と比較して MG 活動区間で有意に高く、SOL の振幅は MG 活動区間よりも SOL 活動区間において有意に高かった（図 3-1-2A）。

MG 活動区間における MG の筋束長 (48.7 ± 4.0 mm) は、SOL 活動区間のそれ ($53.4 \pm$

4.2 mm) よりも有意に短かった (図 3-1-2B)。また、SOL の筋束長においても、SOL 活動区間の筋束長 (30.2 ± 4.0 mm) が MG 活動区間のそれ (32.4 ± 3.5 mm) よりも有意に短かった。MG の羽状角は、MG 活動区間で SOL 活動区間と比較して有意に高く、SOL はその逆であった (図 3-1-2C)。MG 活動区間における MG の腱伸長 (5.7 ± 2.9 mm) は、SOL 活動区間のそれ (0.4 ± 3.5 mm) よりも有意に大きく、SOL 活動区間の SOL の腱伸長 (2.9 ± 4.6 mm) は、MG 活動区間のそれ (5.5 ± 4.0 mm) よりも有意に大きかった (図 3-1-2D)。

5%MVC 課題前後のランプ試行における下腿三頭筋の筋電図の振幅は、いずれの発揮トルクにおいても有意な変化はみられなかった (図 3-1-3)。また、腱伸長においても同様に有意な変化は観察されなかった (図 3-1-3)。課題前後のランプ試行における腱伸長とトルクの関係のうえに、MG 活動区間および SOL 活動区間における MG と SOL の腱伸長の結果を重ねたところ、MG 活動区間の MG の腱伸長は、10%MVC 発揮時の MG の腱伸長とほぼ同値であり、SOL 活動区間の SOL の腱伸長においても、10%MVC 発揮時の SOL の腱伸長とほぼ同値であった (図 3-1-3)。なお、5%MVC 課題前後の安静時における MG および SOL の筋厚に有意な変化はみられなかった。

考察

本研究で得られた主な知見は、MG および SOL ともに筋電図振幅の増減に応じて筋束および腱の長さを変化したが、MG 活動区間における SOL の腱伸長は、課題前のランプ試行における 5%MVC 発揮時の SOL の腱伸長とほぼ同値であったことである。Bojsen-Møller ら (2004) は、ある一定の足関節底屈トルク発揮を膝関節屈曲位および伸展位にて実施した際の MG および SOL の腱伸長を測定した。その結果、膝関節屈曲位における SOL の腱伸長が膝関節伸展位と比べて有意に増加した。彼らは膝関節屈曲位では足関節底屈トルクに対する腓腹筋の筋張力が減少するため (Herzog ら, 1991)、SOL の腱伸長の増加は一定トルクに対する SOL の筋張力の増加を捉えていると考察している。Bojsen-Møller ら (2004) の結果は、ある一定トルクに対する協働筋各筋の腱伸長の変化がそれぞれの筋張

力の変化と一致する可能性を示唆している。仮に、協働筋各筋の筋張力の変化がそれぞれの筋束長の変化に反映されるならば、ランプ試行の 5%MVC に対する両筋の腱伸長がそれぞれの筋張力の増減に応じて変化することが予想される。本研究の結果、MG 活動区間では SOL 活動区間よりも MG の筋束が短縮し、SOL の筋束が長くなったが、MG 活動区間における SOL の腱伸長は、課題前のランプ試行における 5%MVC 発揮時の SOL の腱伸長とほぼ同値であった。これらの結果は、両筋の筋腱動態が各筋の筋張力の変化と一致しない可能性を示唆している。

MG 活動区間における MG の腱伸長は、課題前のランプ試行における 10%MVC 発揮時の MG の腱伸長とほぼ同値であった (図 3-1-3)。また、SOL 活動区間の SOL の腱伸長は、10%MVC 時の SOL の腱伸長と近い値であった (図 3-1-3)。これらの結果は、MG 活動区間の MG、あるいは SOL 活動区間の SOL の筋張力は、10%MVC 時に発揮される各筋の筋張力レベルに近い値まで増加していることを示唆している。

5%MVC 課題前後の足関節底屈トルクと腱伸長および筋電図振幅の関係を比較すると、課題前後で有意な変化はみられなかった。Kubo ら (2001) は、50%MVC の膝関節伸展トルクを 6 秒間持続する収縮を 50 回反復した後に、外側広筋の腱組織の伸長性が高まることを報告している。一方、本研究と同様の 40%MVC 課題を実施した Mademli ら (2006) によると、課題後には MG の腱の伸長性に有意な変化は認められていない (Mademli ら, 2006)。Mademli ら (2006) は、腱の伸長性が変化しなかった要因として、40%MVC は腱のストレインは 1.9% であり、腱の構造変化を引き起こすストレインが 2-3% (Abrahams, 1967) を越えるような負荷設定でなかったことを挙げている。本研究では 40%MVC よりも低い 5%MVC という負荷であったことから、本研究のトルク発揮課題は、腱の伸長性を変化させるほどの運動課題ではなかったと判断できる。それゆえ、5%MVC 課題中に観察された MG および SOL の筋束長の変化は、腱組織の伸長性の変化の影響を受けていないと考えられる。

まとめ

1時間の5%MVC持続中に生じる活動交代時のMGおよびSOLの筋腱動態と筋電図を観察した。その結果、MG活動区間のMGの筋束（腱伸長）はSOL活動区間のそれと比較して短く（大きく）、MG活動区間のSOLの筋束（腱伸長）はSOL活動区間のそれよりも長かった（小さかった）。しかし、MG活動区間におけるSOLの腱伸長は、課題前のランプ試行における5%MVC発揮時のSOLの腱伸長とほぼ同値であった。これらの結果は、両筋の筋腱動態が各筋の筋張力の変化と一致しない可能性を示唆している。

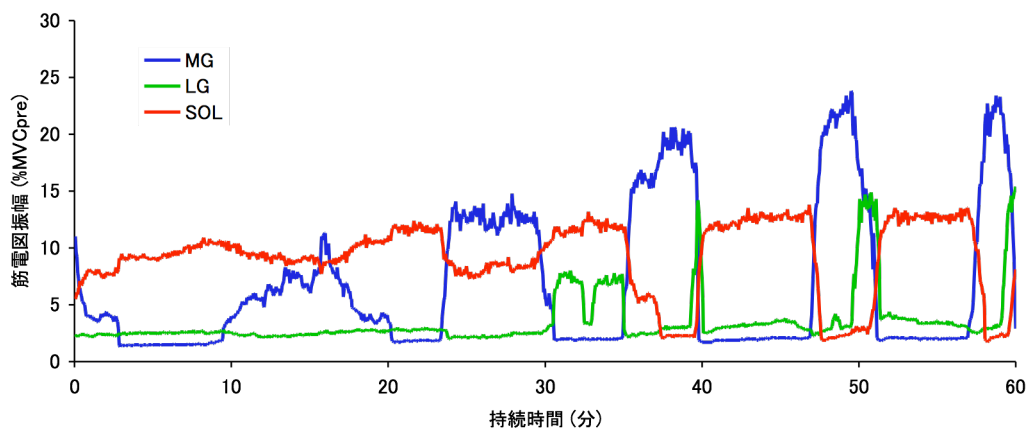


図 3-1-1

5%MVC 持続中における下腿三頭筋の筋電図の典型例

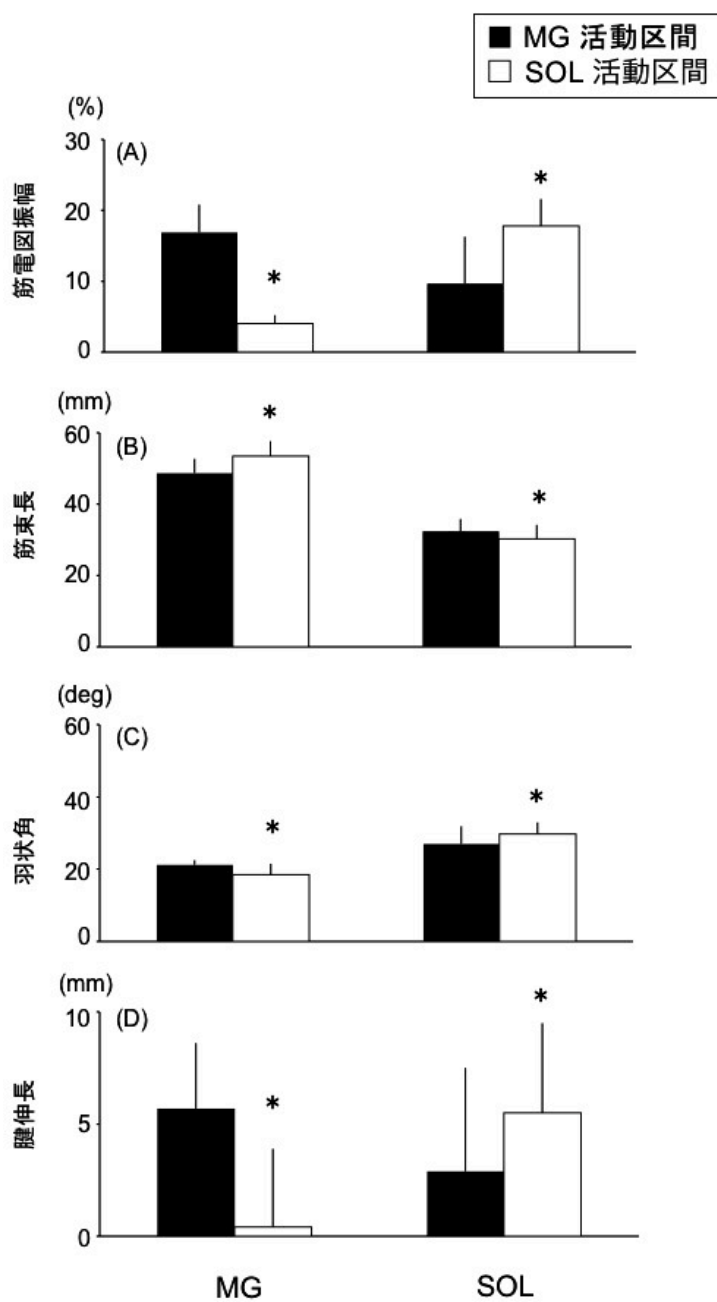


図 3-1-2

MG 活動区間および SOL 活動区間における MG および SOL の筋電図振幅、筋束長、羽状角および腱伸長。筋電図の振幅は MVC の振幅で正規化したものである。*は MG 活動区間と SOL 活動区間の差をあらわしている。

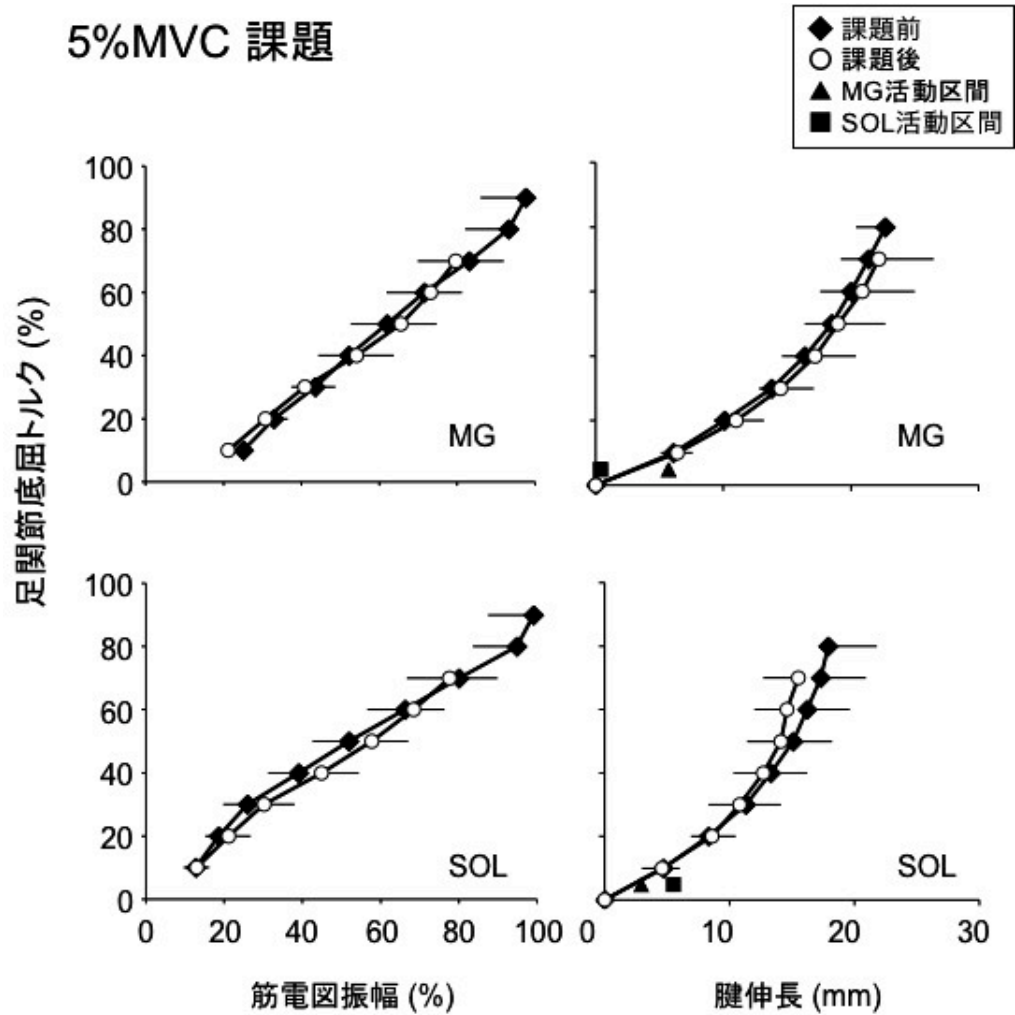


図 3-1-3

5%MVC 課題前後および MG・SOL 活動区間の足関節底屈トルク (%) と筋電図振幅および腱伸長の関係。MG および SOL とともに課題前後で有意な変化はみられなかった。

第 2 節 40%MVC 課題

目的

前節の 5%MVC 課題中に観察された協働筋間の活動交代とは異なり、20~40%MVC の関節トルクをできるかぎり維持すると、時間の経過にともない協働筋すべての筋電図振幅が漸増し、その増加パターンには協働筋間差がみられる (Löscher ら, 1994; 白澤ら, 1998; Mademli ら, 2005; Rordoff ら, 2008)。一方、40~60%MVC では、時間経過にともなう筋電図振幅の増加がみられない筋が出現する場合がある (白澤ら, 1998; Sirin と Patla, 1987)。例えば、白澤ら (1998) は、40%および 60%MVC を持続する課題において、LG および SOL の筋電図振幅は時間経過にともない増加するが、MG の振幅が減少するといった活動を確認している (白澤ら, 1998)。以上のように、20~40%MVC と 40%MVC 以上のトルク発揮課題では、時間経過にともなう協働筋各筋の筋電図パターンは異なるが、すべての筋が活動しながら相補的に活動することが知られている。

これまでに、最大下強度での持続的な関節トルク発揮中の筋束長を観察したのは Mademli ら (2005) のみである。Mademli ら (2005) は、40%MVC の足関節底屈トルクを持続している際に、腱のクリープによって MG の筋束が短縮することを確認している。しかしながら、Mademli ら (2005) は、MG のみの観察であり、持続収縮中の協働筋各筋の筋腱動態は明らかにしていない。また、40%MVC 持続中の下腿三頭筋各筋の筋張力は一定に保たれているという仮定があった (Mademli ら, 2005)。しかし、この仮定は筋電図から推定したものであり、各筋の筋張力が一定であったかについては不明である。

第 2 章の MVC 課題では、一部筋張力の変化とは一致しない動態が観察されたが、前節の 5%MVC 課題では各筋の筋張力の変化に応じて筋腱動態が変化した。しかし、中程度の関節トルク持続課題に対して、協働筋の筋腱動態の筋疲労による変化については明らかにされていない。そこで、本節では、40%MVC の持続収縮中の下腿三頭筋の筋腱動態および神経-筋活動について検討した。

方法

被検者

被検者は、健常な成人男性 12 名（年齢, 25.6 ± 3.2 歳；身長, 171.7 ± 5.6 cm；体重, 66.2 ± 7.2 kg；平均値 \pm 標準偏差）であった。本研究を実施するにあたり、被検者には、本研究の目的、内容、安全性について説明し、書面上にて実験参加の同意を得た。本研究は、早稲田大学スポーツ科学学術院の倫理委員会の承認を得て実施した。

実験設定

筋力計、測定姿勢、筋電図および足関節角度の取得機材ならびに設定は、第 3 章第 1 節と同様とした。本節では、これまでの実験にて統一していた超音波画像取得位置を変更した。Mademli ら（2005）の報告によると、40%MVC 持続中に腱にクリープが観察されている。本研究においても、同様の現象が生じる可能性が高いことから、腱の長さ変化を詳細に検討できるように、MG の筋腹の遠位端で超音波画像を取得した。MG の筋腹遠位端はアキレス腱と連結しており、筋腱移行部を直接観察することが出来るため、腱の長さ変化を直接評価できる。さらに、LG の遠位端の縦断画像をもう 1 台の超音波装置 (SSD-5500 あるいは SSD-1000) を用いて撮像した。MG および SOL の撮像には、プローブに水袋をつけて MG の筋腱移行部と SOL の筋束と腱膜の交点をはっきりと映るようにサージカルテープで固定した。もう一つのプローブは LG の筋腱移行部が映るように両面テープで貼付した。

実験手順

被験者は、足関節底屈トルク発揮試行の準備運動として、最大下および最大努力での筋力発揮を数回実施した後、随意最大収縮（maximal voluntary contraction : MVC）で等尺性収縮による足関節底屈トルクを発揮する試行（MVC 試行）を 2 分間の休息を挟んで 2

度行った。次に、安静から最大努力まで 5 秒間かけて足関節底屈筋力を発揮するランプ状の力発揮を行った（ランプ試行）。15 分間の休息の後、40%MVC を出来る限り持続するトルク発揮課題を実施した（40%MVC 課題）。被検者が 40%MVC を 5 秒以上維持できなくなったと検者が判断した時点までの時間を持続時間とした。40%MVC 課題終了 3 分後にランプ試行を行った。

測定項目および分析方法

足関節底屈トルク、筋電図および足関節角度の分析方法は、本章第 1 節と同様とした。超音波画像の分析は、持続時間の 0%、20%、40%、60%、80%、100%時点の 2 秒間を対象に行った。MG の筋腱移行部の移動は、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。SOL は筋束と浅部腱膜の交点の移動を計測した。LG では、筋腱移行部の筋の長軸方向への移動距離から求めた。いずれも 0%時点の移動距離を 0 として、それぞれの時点の差分を求めることで、腱伸長の変化とした。

統計処理

各項目の測定結果は平均値 \pm 標準偏差で示した。40%MVC 課題中の下腿三頭筋の筋電図の振幅および腱伸長、ランプ試行における腱伸長の課題前後間比較およびトルク発揮レベル間の比較には反復測定による二元配置の分散分析（課題前後 \times トルク発揮レベル : 2 \times 7）を用いた。交互作用が認められた場合、すべての群間について、一元配置の分散分析を行った。一元配置の分散分析の結果、 F 値が有意と認められた場合、多重比較検定を行った。多重比較検定は、Tukey HSD の方法を用いた。これらの統計処理は、統計処理ソフトウェア (SPSS 12.0J for windows) を用いて行った。なお、すべての検定において、有意水準は $P < 0.05$ とした。

結果

40%MVC 課題における持続時間は、 184 ± 34 秒（範囲：130 秒-240 秒）であった。

40%MVC 課題中、LG および SOL の振幅値は、0%time と比較して 100%time 時に有意に増加した（図 3-2-1A）。一方、MG の筋電図振幅は、有意な変化はみられなかった（図 3-2-1A）。腱伸長は、いずれの筋においても有意な変化は観察されなかった（図 3-2-1B）。ランプ試行における下腿三頭筋の筋電図振幅および腱伸長においても、40%MVC 課題前後で有意な変化はなかった（図 3-2-2）。表 3-2-1 に、0%time および 100%time の各筋の筋電図振幅とその増加量を個人ごとに示した。0%time から 100%time までの振幅の増加量が 3 筋の中で LG が最も大きかった被検者が 7 名と最も多く、その次に SOL の 5 名であった。0%time において 3 筋の中で MG がもっとも高い振幅を示していた被検者は 12 名中 9 名であり、SOL が最も高かった被検者は 3 名であった。一方、3 筋中 SOL が最も低い振幅を示していたのは 6 名であり、LG が 5 名、MG が 1 名であった。0%time の振幅と増加量の関係をみると、0%time 時の振幅が低い筋ほど時間経過にともなう増加量が大きいことが確認された（LG と SOL で 5 名ずつ）。また、0%time 時の振幅が 3 筋の中で最も高い筋は、時間経過にともなう増分が小さいことが確認された（MG で 7 名、SOL で 1 名）。

考察

本研究の主知見は、100%time 時の LG と SOL の筋電図振幅が有意に増加したが、腱伸長はいずれの筋においても有意な変化はみられなかったことである。筋電図の結果は、LG と SOL の神経-筋活動が増大していることをあらわしており、腱伸長に有意な変化がみられなかったことは、下腿三頭筋各筋の筋張力が課題中一定に保たれていたことを示している。

持続時間の経過にともない LG と SOL の筋電図の振幅が有意に増加した（図 3-2-1A）。また、40%MVC 課題開始時の 0%time と 100%time における各筋の筋電図振幅とその増

加量をみてみると、0%time の振幅が 3 筋の中で最も低い筋が 100%time の振幅の増加量が大きくなること、0%time の振幅がもっとも高い筋は 100%time の振幅の増加量は最も小さいことが示された（表 3-2-1）。この結果は、ある一定のトルクに対する神経-筋活動が相対的に高い筋ほど動員を増やさずに、相対的に低い筋ほど神経-筋活動を高める協働筋の神経制御機構が存在することを示唆している。本研究では、3 筋のなかで MG の活動が 1 番高い状態にある被検者が最も多かったため、LG および SOL の筋電図振幅の増加が MG よりも大きくなったと考えられる。

白澤ら（1998）は、40%MVC を約 2 分 40 秒（被検者 5 名の平均値）持続する試行を 3 セットおこなう課題において、5 名の平均値でみると時間経過にともなう振幅の増加は LG、SOL、MG の順序で大きく、1 セット目では MG の筋電図の振幅は減少していることを確認している。Sirin と Patla（1987）は、50%MVC を持続した際の下腿三頭筋の筋電図を観察したところ、6 名中 3 名においてある筋の増加にともないある筋の振幅が減少するといった現象を確認している。下腿三頭筋の筋線維組成は、LG、MG、SOL の順で速筋線維の割合が高い（Johnson ら、1973）。速筋線維は遅筋線維と比べて、疲労耐性が低いため、持続収縮中の筋張力の低下が著しい。持続収縮中の筋張力を低下させないために、運動単位の新たな動員、発火頻度の増加がみられ、ある一定の筋張力に対する筋電図振幅が増加する（Edwards と Lippold, 1956）。そのため、持続収縮中の筋電図振幅の増加が大きいのは、LG、MG、SOL の順序になると予想される。しかし、本研究の結果や白澤ら（1998）と Sirin と Patla（1987）の報告は、単純に疲労耐性に依存した活動様相を示さなかった。これらの結果は、40%MVC 課題中の協働筋の神経-筋活動は、疲労耐性に依存したものではなく、中枢神経における協同運動としての制御機構が強く働いていることを示唆している。つまり、本研究の結果、40%MVC 課題開始時の神経-筋活動が相対的に高い筋ほど動員を増やさずに、相対的に低い筋ほど神経-筋活動を高める協働筋の神経制御機構が働くことが示唆された。

40%MVC 課題中の下腿三頭筋の腱伸長はいずれも有意な変化はみられなかった（図

3-2-1B)。Bojsen-Møller ら (2004) は、ある一定の足関節底屈トルク発揮を膝関節屈曲位および伸展位にて実施した際の MG および SOL の腱伸長を測定した。その結果、膝関節屈曲位における SOL の腱伸長が膝関節伸展位と比べて有意に増加した。彼らは膝関節屈曲位では足関節底屈トルクに対する相対的な腓腹筋の発揮する力が減少するため (Herzog ら, 1991)、膝関節屈曲位において SOL の腱伸長の増加は一定トルクに対する SOL の筋張力の増加を捉えていると考察している。この結果は、ある一定トルクに対する協働筋各筋の腱伸長の変化がそれぞれの筋張力の変化と一致することを意味している。このことから、40%MVC 課題中に下腿三頭筋の腱伸長が変化しなかったことは、下腿三頭筋各筋の筋張力は一定であったと考えられる。

一方、Mademli ら (2005) は、40%MVC を持続中に MG の筋束が短縮することを確認しており、その要因として腱のクリープを挙げている。しかし、本研究においては、いずれの筋においても、腱伸長に有意な変化はみられなかった。Maganaris ら (2002) は、80%MVC の力を繰り返し発揮した際には、腱のクリープによって、5 回目まで筋束の短縮および腱の伸長が観察され、5 回目以降は形状変化しないことを報告している。本研究では、40%MVC 課題前に MVC に近い力発揮を数回実施しており、クリープは 40%MVC 課題中には生じないと考えられる。また、本研究の結果、40%MVC 課題前後のランプ試行時の腱伸長を比較すると、いずれの筋においても有意な変化はみられなかった (図 3-2-2)。この結果は、40%MVC 持続課題前後に MG の腱の伸長性を比較した Mademli ら (2006) の結果を支持するものであり、40%MVC での負荷を数分間持続した場合には、腱の伸長性は変化しないことが示された。以上のことから、40%MVC 課題中に腱のクリープや伸長性が変化して、本研究の両筋の筋腱動態に影響した可能性はないといえる。

まとめ

本章では、40%MVC 持続中の下腿三頭筋の腱伸長および筋電図を観察した。その結果 40%MVC の足関節底屈トルクに対する各筋の腱伸長は一定に保たれており、LG および

SOL の筋電図振幅が時間経過にともない有意に増加した。また、40%MVC 課題開始時の相対的な振幅が最も低い筋が LG および SOL である被検者が 12 名中 11 名であった。これらの結果から、40%MVC 課題時には、課題開始時に神経-筋活動が相対的に最も低い筋の運動単位の動員や発火頻度を増加させながら、各筋で一定の筋張力を維持することが示された。

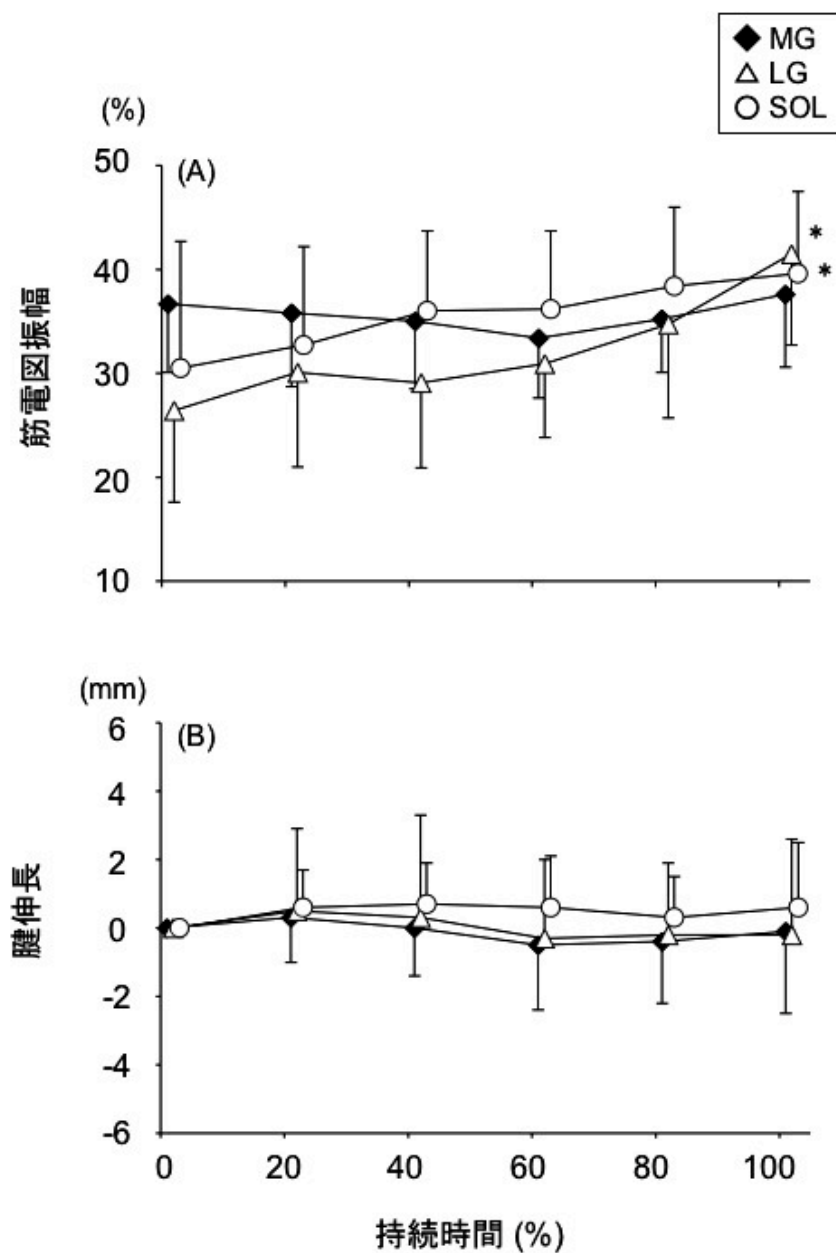


図 3-2-1

40%MVC 課題中の (A) 筋電図振幅、(B) 腱伸長。筋電図振幅は、LG および SOL において、初期値と比較して有意に増加した。腱伸長はいずれも持続時間に伴う有意な変化はみられなかった。* : 初期値から有意に増加, $P < 0.05$

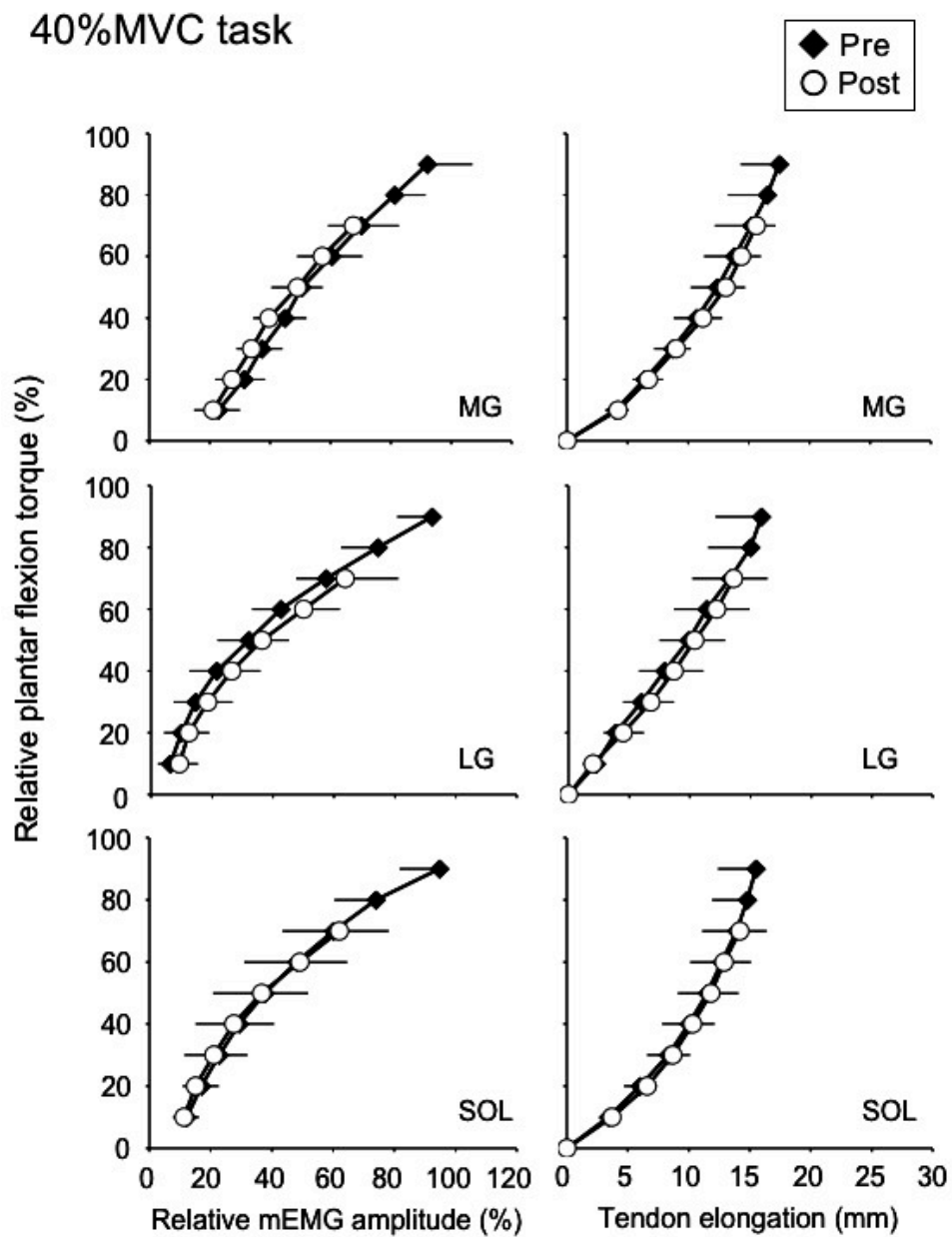


図 3-2-2

40%MVC 課題前後の足関節底屈トルクと筋電図振幅および腱伸長の関係。いずれの項目においても課題前後で有意な差はみられなかった。

表 3-2-1

0%time および 100%time の下腿三頭筋の筋電図振幅 (%) とその増加量

被検者	筋	0%time	100%time	増加量
A	MG(%)	31.6	32	0.4
	LG(%)	29.7	40	10.3
	SOL(%)	24.1	42.5	18.4
B	MG(%)	49.8	49.9	0.1
	LG(%)	11.6	32.8	21.2
	SOL(%)	41.2	41.3	0.1
C	MG(%)	36	28.8	-7.2
	LG(%)	30.2	43.9	13.7
	SOL(%)	11.6	31.1	19.5
D	MG(%)	40.5	41.6	1.1
	LG(%)	42.4	52.2	9.8
	SOL(%)	60.8	55.9	-4.9
E	MG(%)	30.3	42.9	12.6
	LG(%)	25.4	56.8	31.4
	SOL(%)	19.6	38	18.4
F	MG(%)	33.5	41.8	8.3
	LG(%)	27.3	38.9	11.6
	SOL(%)	28.9	36.8	7.9
G	MG(%)	27.8	29.6	1.8
	LG(%)	20.2	32	11.8
	SOL(%)	34.1	29.1	-5
H	MG(%)	31.1	27.8	-3.3
	LG(%)	25.3	54.1	28.8
	SOL(%)	36.1	48.8	12.7
I	MG(%)	37.5	37.8	0.3
	LG(%)	33.6	36.4	2.8
	SOL(%)	27.2	39.1	11.9
J	MG(%)	46.8	44.1	-2.7
	LG(%)	28.7	37.7	9
	SOL(%)	28.2	45.7	17.5
K	MG(%)	39.5	34	-5.5
	LG(%)	31.7	30.2	-1.5
	SOL(%)	24.9	36.4	11.5
L	MG(%)	36	40.3	4.3
	LG(%)	11.2	43.1	31.9
	SOL(%)	29.8	30.8	1

第 4 章

腓腹筋内側頭のみの筋疲労が足関節底屈トルク発揮における 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋の 筋腱動態と神経-筋活動に与える影響

目的

これまでの実験においては、随意による関節トルク発揮課題を用いて、筋疲労時の協働筋の筋腱動態および神経-筋活動を観察してきた。そのため、トルク発揮課題中にすべての協働筋が活動し、程度の差はあるもののすべての筋が疲労すると考えられるため、ある 1 つの筋が疲労した際の協働筋の筋腱動態は明らかにすることができなかった。これまでの実験において観察された MG および SOL の筋腱動態の協働筋間差が、筋張力の変化に起因するかを明確にするためには、ある 1 つの筋の疲労した際の協働筋の筋腱動態を明らかにする必要がある。協働筋の 1 つが疲労した状態で、ある一定の足関節底屈トルクを発揮する際には、他の協働筋が疲労した筋の筋張力を補うように筋張力を増大させ、協働筋各筋の筋張力の変化に応じた筋腱動態が観察されると考えられる。そこで本章では、ある一定の足関節底屈トルクに対する MG の筋張力を著しく低下させた条件において、足関節底屈トルクを発揮した際の MG および SOL の筋腱動態と神経-筋活動を検討した。

方法

被検者

被検者は、健常な成人男性 9 名（年齢， 27.8 ± 3.6 歳，身長， 173.1 ± 5.9 cm；体重， 67.3 ± 7.6 kg；平均値 \pm 標準偏差）であった。本研究を実施するにあたり、被検者には本研究の目的、内容、安全性について説明し、書面上で実験参加の同意を得た。なお、本研究は早稲田大学の（人を対象とする研究に関する）倫理委員会の承認を得た。

実験設定

筋力計、測定姿勢、足関節角度は第3章第1節と同様とした。筋電図および超音波画像の取得方法および設定は第2章と同様とした。

経皮的な筋腹刺激のための刺激電極 (30 × 50 mm) は、MG の筋腹の近位端と遠位端に貼付した。刺激強度は、強縮による誘発トルクが随意最大足関節底屈筋力の 20~30% になるように設定した。刺激設定は、刺激持続時間 0.2 ms、刺激周波数 30 Hz (Löscher ら, 1996) とした。

実験手順

被験者は、足関節底屈トルク発揮試行の準備運動として、最大下および最大努力での筋力発揮を数回実施した後、随意最大収縮 (maximal voluntary contraction : MVC) で等尺性収縮による足関節底屈トルクを発揮する試行 (MVC 試行) を 2 分間の休息を挟んで 2 度行った。次に、安静時から最大努力まで 5 秒間かけて足関節底屈筋力を発揮するランプ状の力発揮を実施した (ランプ試行)。十分な休息を挟んだ後、大腿部の近位に加圧用のカフを巻き、自動加圧装置 (E20 Rapid cuff inflator, Hokanson, USA) を用いて 250 mmHg で加圧し、MG の疲労を MG の筋腹刺激課題終了後まで持続するためにすべての試行が終わるまで加圧を継続した (Sacco ら, 1996)。

MG の筋腹刺激課題の前に、2 台の電気刺激装置 (SEN-3301; with a isolator, SS-1963; Nihon Kohden, Japan) を用いて、経皮的な脛骨神経刺激によって単収縮 (超最大強度, 刺激持続時間 : 0.5-ms, 周波数 : 100 Hz, 刺激回数 : 3 回) を、経皮的な筋腹刺激によって 1 秒間の強縮 (MG 筋腹刺激課題の条件と同じ) を誘発した。脛骨神経刺激のための刺激電極は陽極 (25 cm²) を膝蓋骨上端部に、陰極 (134 mm²) を膝窩部にそれぞれ貼付した (Ushiyama ら, 2005)。

以上の事前測定を終えた後に、MG の筋腹刺激課題 (MG 刺激課題) をおこなった。MG 刺激課題は 1 分間の電気刺激を 5 セット実施するものであった。セット間の時間は 30 秒

間とした。その際、SOLに電気刺激が伝わらないように、神経刺激した時のSOLのM波の最大振幅値に対して5%以下であることを確認した。

MG刺激課題後に、加圧を継続した状態で、単収縮誘発刺激および1秒間の強縮誘発刺激を行った。課題終了3分後にランブ試行を実施した。

測定項目および分析方法

随意最大足関節底屈トルク、ランブ試行における筋電図信号および超音波画像の分析方法は、第2章と同様とした。足関節角度については、第3章第2節と同様とした。

経皮的な脛骨神経刺激による単収縮トルクは、安静時から単収縮誘発トルクの最大値の差分の値を使用した。また、筋腹刺激による強縮誘発トルクにおいても、安静時から強縮トルクの最大値の差分の値を強縮トルクとした。

統計処理

結果はすべて平均値 ± 標準偏差で示した。MG刺激課題前後の単収縮誘発トルクおよび強縮誘発トルクの差の検定には対応のあるt検定を用いた。ランブ試行の筋電図の振幅値および腱伸長の検定には、反復測定による二元配置の分散分析を用いた(2×5, Pre-Post × exerted-torque level)。ランブ試行中の両筋の筋厚変化は反復測定による一元配置の分散分析を用いた。多重比較にはTukey HSDの方法を採用した。なお、すべての検定において、有意水準は $P < 0.05$ とした。

結果

MGの強縮誘発トルクはMG刺激課題後に $96.8 \pm 2.6\%$ 低下した(課題前: 45.1 ± 6.2 Nm, 課題後: 1.4 ± 1.1 Nm)。脛骨神経刺激による底屈筋群の単収縮誘発トルクも $14.7 \pm 6.2\%$ 有意に低下した(課題前: 69.3 ± 11.9 Nm, 課題後: 58.8 ± 9.6 Nm)。SOLの筋電図の振幅値は、MG刺激課題後のランブ試行の20~50%MVC区間において、課題前のランブ試

行時よりも有意に増加した (図 4-1B)。一方、MG の筋電図の振幅値は、課題後のランプ試行の 30~50%MVC 区間において有意に減少した (図 4-1A)。

MG の腱伸長は、課題後のランプ試行の 10~50%MVC 区間において有意に減少し (図 4-1C)、SOL においても腱伸長は 30~50%MVC の区間において有意に減少した (図 4-1D)。課題後ランプ試行の 50%MVC 時点における MG および SOL の腱伸長は同程度であった (MG : 10.3 ± 1.0 mm, SOL : 10.4 ± 1.5 mm)。MG 刺激課題後のランプ試行 50%MVC 時点における MG の腱伸長の低下分と SOL の腱伸長の低下分の関係をみると、有意な正の相関関係が得られた (図 4-2)。

MG 刺激課題前後の MG および SOL の筋厚および羽状角に有意な変化はみられなかったが、ランプ試行中の筋厚を観察すると、課題後のランプ試行の 30%-50%MVC 区間において、課題前の MG の筋厚と比較して有意に高くなることが確認された (図 4-3)。また、MG 刺激課題後のランプ試行において筋厚の増大が大きい被検者ほど、50%MVC 時点での MG および SOL の腱伸長の減少が大きいことが確認された (図 4-4)。

考察

MG 刺激課題後に MG が発揮した強縮誘発トルクが約 97%低下した。この結果は、MG 刺激課題によって MG の筋張力がほぼ完全に低下したことを示している。また、脛骨神経刺激により底屈筋群が発揮した単収縮トルクが約 15%低下した。足関節底屈筋群全体の生理学的横断面積に占める MG のそれは約 16%である (Fukunaga ら, 1996)。したがって、本研究の結果は、MG 刺激課題後の発揮足関節底屈トルクに MG の筋張力が貢献していなかったこと強く示唆している。

腱は筋張力に応じて伸長することから (Bojsen-Møller ら, 2004; Maganaris ら, 2006)、ある一定の足関節底屈トルクに対して MG の筋張力が低下した際には、MG の腱伸長が MG 刺激課題前と比べて減少すると予想された。本研究の結果、MG 刺激後のランプ試行において、MG の腱伸長は 10%MVC よりも高い強度で刺激前のランプ試行の腱伸長と比

べて有意に減少した (図 4-1C)。この知見は、疲労前後のある一定の足関節底屈トルクに対する MG の腱伸長を比較することによって、MG の筋張力の低下を判断できることを示している。しかしながら、MG の筋張力はほぼ完全に低下したにも関わらず、課題後のランブ試行中に MG の腱伸長は SOL のそれと同様であった。この要因として、外部腱の伸長が影響したと考えられる。Oda ら (2007) は、MG のみに電気刺激を行った時の MG および SOL の筋束長を観察したところ、同程度の長さ変化が示されている。彼らは、これらの要因として、共有する外部腱の存在を挙げている。本研究では、Oda ら (2007) の実験条件とは異なるが (Oda らの報告は MG のみが筋張力を発揮、本研究は SOL のみが筋張力を発揮)、同様の原因が考えられる。つまり、MG が筋張力を発揮しない状況においても、SOL の筋張力は外部腱に作用し、その大きさに応じて外部腱を伸長させる。その結果、外部腱の腱伸長が MG の腱伸長として観察されたと考えられる。以上のことから、MG の筋張力が低下した状況では、MG の筋張力がなくても共有する外部腱が SOL の筋張力によって伸長することで MG の腱伸長が観察されることが示された。

一方、MG 刺激課題後のランブ試行の SOL の腱伸長は 30~50%MVC の収縮強度において有意に減少した (図 4-1D)。本研究の実験条件では MG の筋張力をほぼ完全に低下させたため、刺激課題後には一定の足関節底屈トルク発揮に対して、MG 以外の協働筋の筋張力が増大すると予想した。本研究の結果、MG 刺激課題中、SOL の筋電図は最大 M 波の 5%以下であった。このことは、MG 筋腹刺激によって SOL はほとんど収縮していないことを意味している。そのため、MG 刺激課題後の SOL は疲労していないといえる。また、MG 刺激課題後のランブ試行において、ある一定のトルクに対する SOL の筋電図の振幅が有意に増加した (図 4-1B)。このことは、一定のトルク発揮に対して SOL の筋張力が増加したことを示している。以上のように、本研究の MG 刺激課題後のランブ試行においては、ある一定トルクに対して SOL の筋張力は増加していると判断できる。従来の協働筋各筋の腱伸長と筋張力の関係からすると (Bojsen-Møller ら, 2004; Maganaris ら, 2006)、MG 課題後のランブ試行における SOL の腱伸長の減少は足関節底屈トルクに対する SOL

の筋張力が低下したとも解釈できるが、前述のように SOL の筋張力はむしろ増加していたと考えられるため、SOL の腱伸長の減少を SOL の筋張力の低下と解釈するのは適切ではない。本研究の結果から、SOL の腱伸長の減少が示す力学的な意味は明らかにすることはできないが、本研究の知見は、協働筋の1つが疲労している際には、協働筋各筋の腱伸長と筋張力の関係が変化する可能性を示唆している。

MG 刺激課題後において、SOL の筋張力の変化に応じた筋腱動態が観察されなかった要因を本研究の結果から明らかにすることはできないが、この結果を説明する要因として、1) トルク発揮にともなう筋形状変化パターンが変化したこと、2) MG と SOL の腱膜間の力学的な結合による影響があったことが挙げられる。本研究の結果、MG 刺激課題後のランプ試行時の 30%-50%MVC 区間の MG の筋厚が有意に増加した (図 4-3)。この結果は、トルク発揮にともなう MG の筋形状変化パターンが疲労前のそれと異なることを示している。また、筋収縮にともなう筋内圧が増加すると横方向への腱の変形が起こることが報告されている (Maganaris ら, 2001)。本研究の課題後のランプ試行において、SOL の筋張力が課題前と比べて増加していたことから、横方向への腱の変形が大きく、縦方向への腱伸長が増大しなかったことも考えられる。

一方、課題後のランプ試行における MG の腱伸長の低下と SOL の腱伸長の低下には相関関係がみられた。この結果は、MG の腱伸長が SOL の腱伸長の減少に関与していることを意味している。その要因は明らかではないが、協働筋の一つが疲労した際には、疲労前と比べて筋収縮にともなう筋形状の変化パターンが変化する、疲労前の腱の長さや筋張力との関係が変化する可能性が示唆される。

まとめ

本研究の結果、MG の筋張力が発揮されない状態においても、SOL の筋張力によって伸長された外部腱の伸長によって MG の腱が伸長した。一方、SOL の筋張力が課題後に増加していると考えられたが、SOL の腱伸長は減少した。また、課題後のランプ試行におい

て、1) 発揮トルクの増加にともない MG の筋厚が増加した、2) MG と SOL の腱伸長の減少に有意な相関がみられた。これらの結果から、MG が疲労した際には、両筋の筋張力とは関連しない筋腱動態が観察され、その要因として、トルク発揮にともなう筋形状変化パターンの変化や両筋の腱膜間にある力学的な結合が影響していることが示唆された。

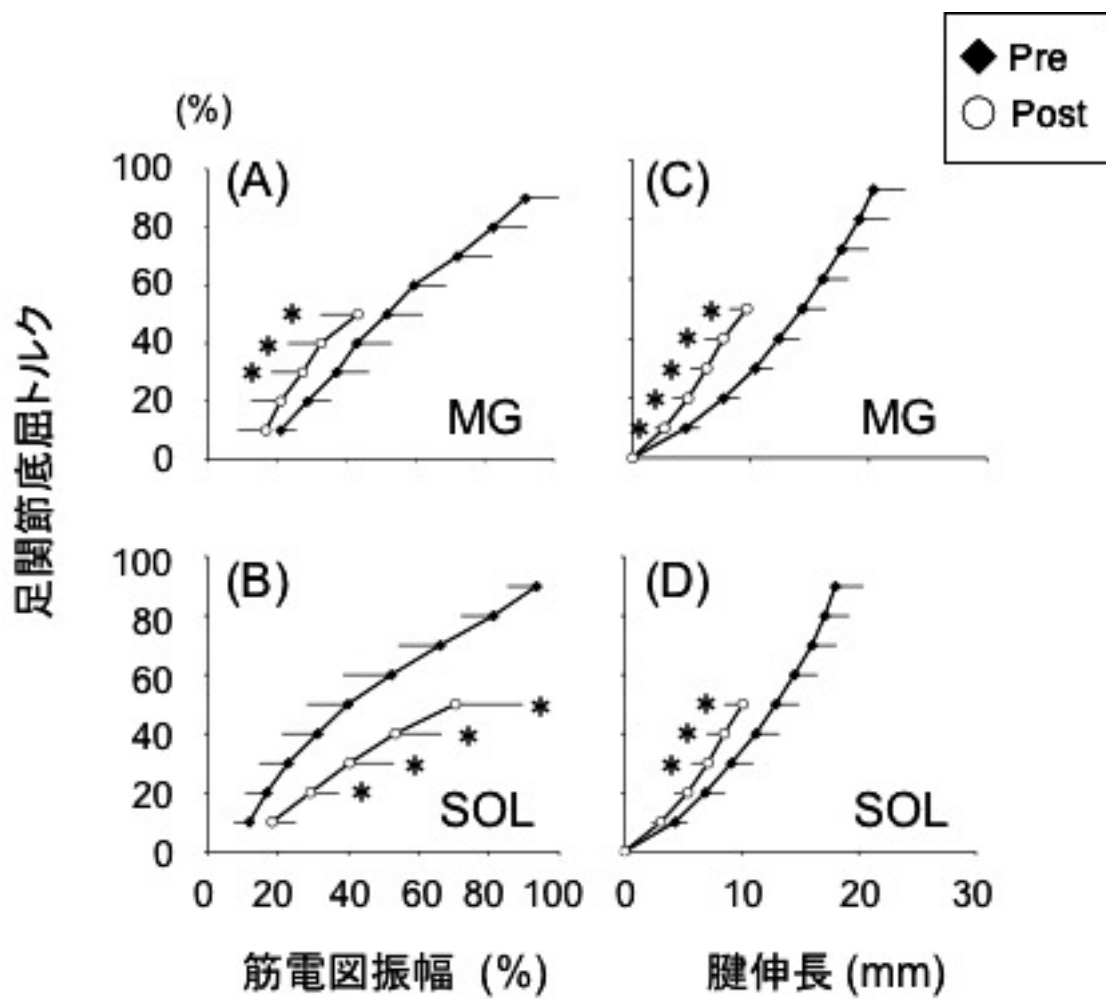


図 4-1

MG 刺激課題前後の足関節底屈トルクと筋電図振幅および腱伸長の関係。*は課題前後間の差が有意であることを示している。

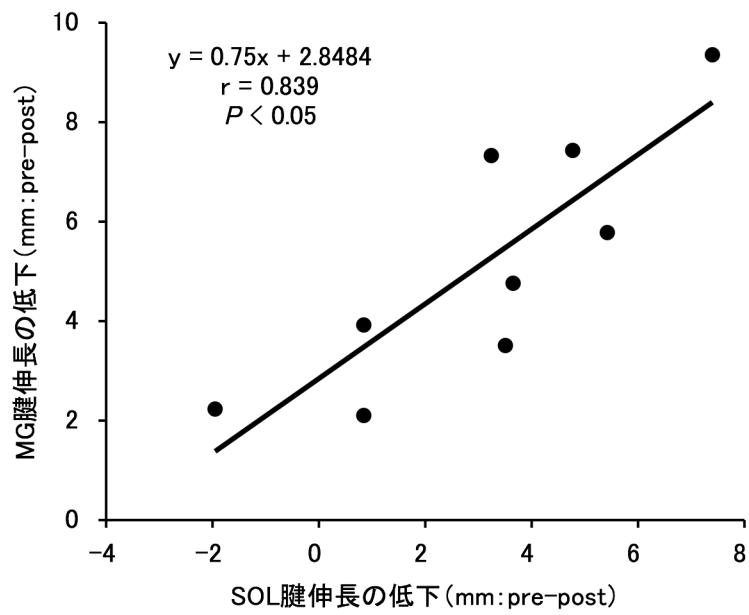


図 4-2

MG 刺激課題前後のランブ試行 50%MVC 時点における MG 腱伸長の差分と SOL 腱伸長の差分の関係

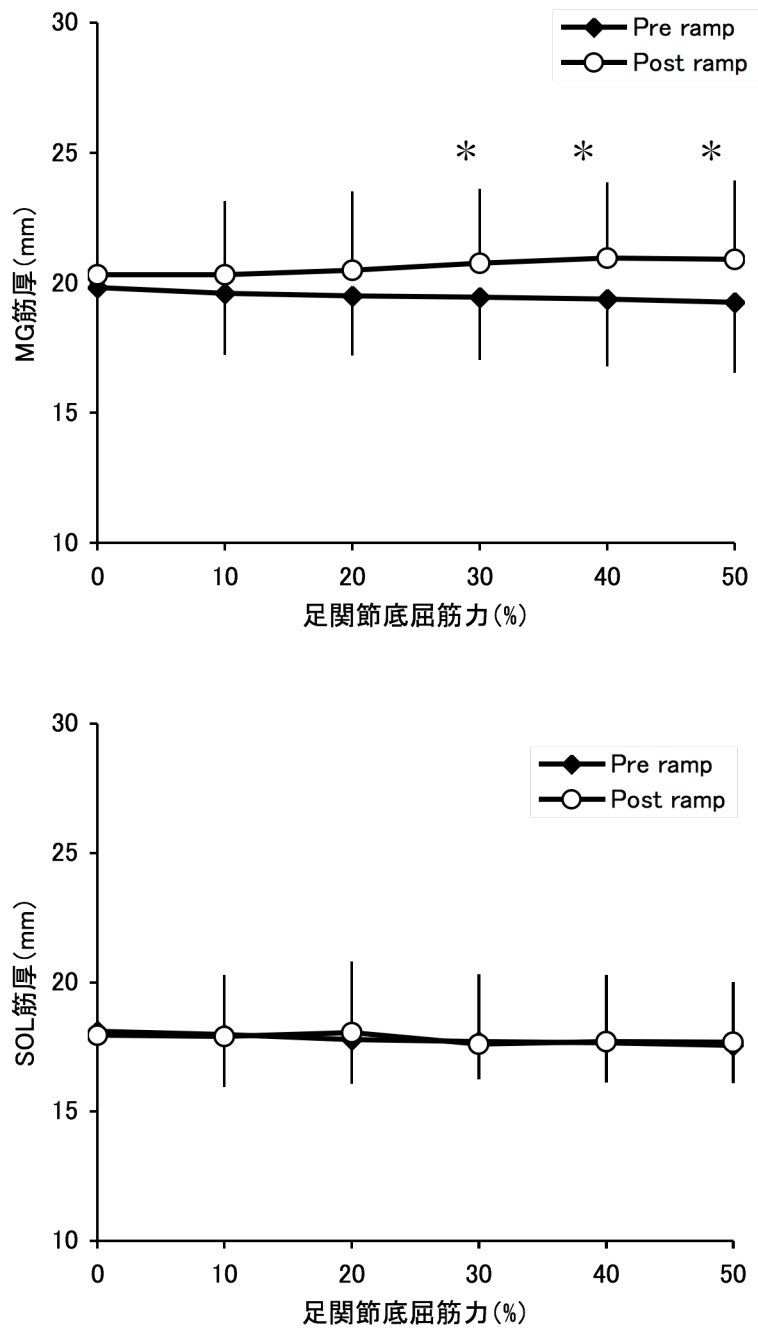


図 4-3

MG 刺激課題前後のランプ試行における筋厚。MG において課題後の 30%から 50%MVC の区間において筋厚が高くなった。* : 安静時との差が有意であることを示している ; $P < 0.05$

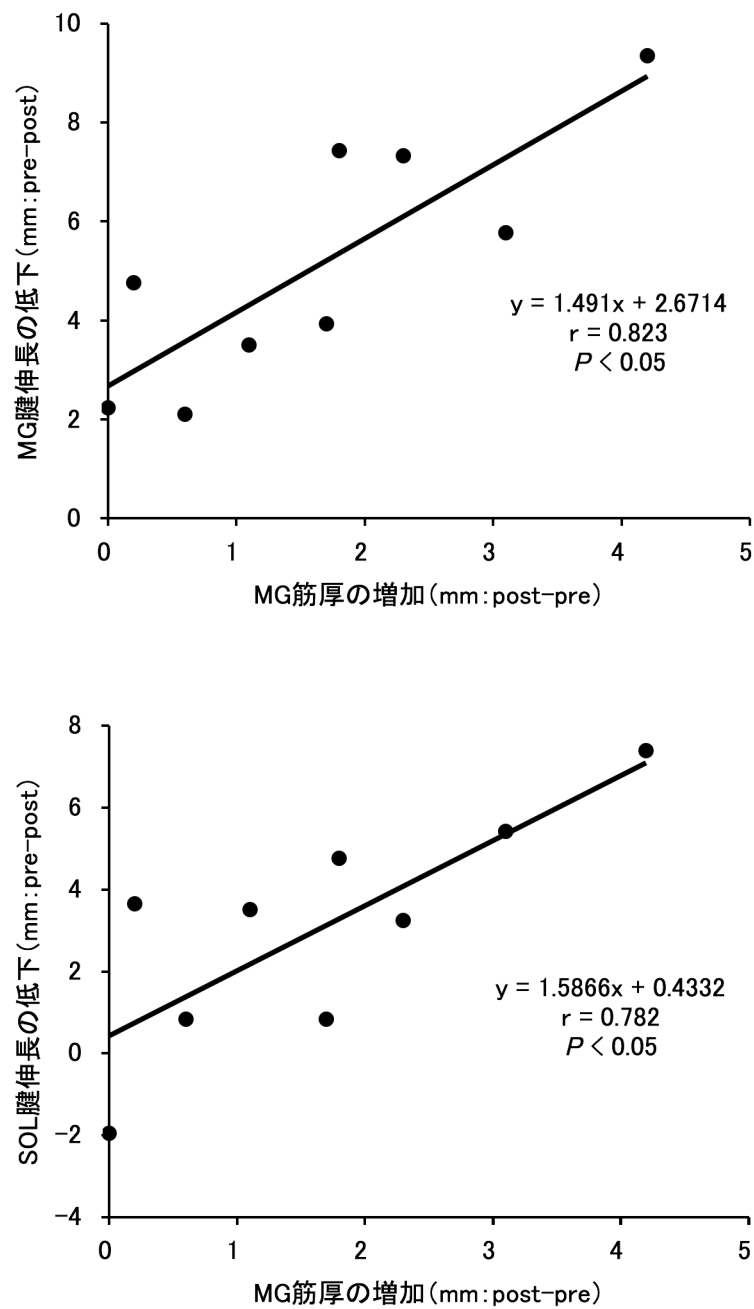


図 4-4

MG 刺激課題前後の MG の筋厚の増加分と課題後のランプ試行時の腱伸長の低下との関係。

MG の筋厚が増加した被検者ほど MG および SOL の腱伸長が減少した。

第 5 章

総括論議

本論文は、足関節底屈筋群の協働筋である腓腹筋内側頭（medial gastrocnemius muscle : MG）およびヒラメ筋（soleus muscle : SOL）を対象に、第 2 章および第 3 章において筋疲労をともなう異なる強度の足関節底屈トルク発揮課題における筋腱動態を明らかにし、第 4 章の結果をうけて協働筋各筋の筋張力および神経-筋活動の筋疲労による変化を検討した。各章で得られた知見は以下の通りである。

第 2 章では、最大努力での足関節底屈トルク発揮を 60 回反復した時の MG および SOL の筋腱動態と筋電図を観察した。トルク発揮を重ねるにつれて、ある一定の足関節底屈トルクに対する MG の筋束は長くなったが、SOL の筋束長は一定のままであった。一方、筋電図は、ある一定の足関節底屈トルクに対する振幅が SOL において増加し、MG では一定であった（図 5-1）。

第 3 章では、最大下努力での持続的な足関節底屈トルク発揮課題を対象に、MG および SOL の筋腱動態および筋電図を検討した。5%MVC 課題（第 1 節）では、5%MVC トルクに対する MG の筋電図の振幅が増加し SOL の振幅が減少する区間において、MG の筋束が短縮し SOL の筋束は一定であった。逆の筋電図パターンがみられる区間にもいては、SOL の筋束が短縮し MG の筋束は長くなった（図 5-2）。40%MVC 課題（第 2 節）においては、SOL の筋電図振幅が課題終盤に有意に増加し、MG の振幅に有意な変化はみられなかった。一方、40%MVC 課題中の MG および SOL の腱伸長に有意な変化は観察されなかった（図 5-2）。

第 4 章では、電気刺激法を用いて MG のみを疲労させることで、ある一定の足関節底屈トルクに対する MG の筋張力が低下し、SOL の筋張力が増加する条件を設定した。その際、ある一定トルクに対する SOL の筋電図の振幅は有意に増加し、MG の振幅は有意に減少した。一方、MG および SOL の腱伸長は有意に減少した（図 5-1）。

以上の結果を、図 5-3 にまとめて示した。この図からある一定の足関節底屈トルクに対する MG および SOL の筋電図振幅と筋腱動態の筋疲労による変化がトルク発揮課題の強度によって変化することがわかる。これらの知見から、「協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の筋疲労による変化」、「協働筋間に生じる筋腱動態の相互作用」について考察した。

協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の筋疲労による変化

本論文の各章で得られた筋電図振幅の結果をまとめると、図 5-3 のようになる。すなわち、MVC 課題では、筋疲労にともないある一定の関節トルクに対する振幅が SOL で増加し、MG では一定に保たれ、5%MVC 課題では MG の振幅が高まると SOL の振幅が減少した。40%MVC 課題では、SOL の振幅を増加させ MG は一定にする活動様相が示された。また、MG 刺激課題では、MG の振幅が減少し、SOL の振幅が増加した。本研究の結果は、同程度の強度で検討した先行研究の筋電図パターンと一致した (Tamaki ら, 1998 ; 白澤ら, 1998)。すべてのトルク発揮課題を通じて言えることは、筋電図振幅の経時変化に協働筋間差が観察され、ある一定の関節トルクに対して、どちらかの筋の神経-筋活動が高まっていることがわかる。以上のように、協働筋各筋の神経-筋活動の筋疲労による変化はトルク発揮課題の強度によって変化する。その制御機序は本研究の結果から特定することはできないが、要求された課題を達成するために、各筋を支配する α 運動神経への様々なシナプス入力の変調によって、各筋の筋疲労の程度に応じて協働筋間で相補的に活動を変化させる中枢神経系の制御機構が運動課題毎にそれぞれ働いたと考えられる。

一方、協働筋の筋腱動態の筋疲労による変化は、筋電図の振幅の結果とは異なるものであった (図 5-5)。当初、筋束の短縮および腱の伸長が協働筋各筋の筋張力と関連することが示されていることから (Bojsen-Møller ら, 2004 ; Maganaris ら, 2006)、第 2 章および第 3 章において観察された筋腱動態の筋疲労による変化が捉えているものは筋張力の変化に関する指標となると考えた。すなわち、従来の筋張力と筋腱動態との関係に基づくと、筋疲労をとまなうトルク発揮課題によってある一定の関節トルクに対する協働筋各筋の筋

張力が変化した場合、その筋張力の変化に応じた筋腱動態が観察されると予想した。しかしながら、第4章の結果、筋疲労時の筋腱動態の変化には筋疲労による筋張力の変化と関連しない動態が含まれていることが明らかとなった。MVC課題とMG刺激課題におけるSOLの筋腱動態の結果を従来の知見から解釈すると、MVC課題ではある一定の足関節底屈トルクに対するSOLの筋張力が一定に保たれたことになる。また、MG刺激課題においては、SOLの筋張力は減少したと解釈される。しかし、両課題ではMGの筋張力の低下を補うためにMG以外の筋張力が増加する条件であり、SOLの筋張力とSOLの筋腱動態が一致しない。また、MG刺激課題において、MGの筋張力が発揮されていない状態で、SOLと同様の腱伸長が観察された。これらの結果は、MGの筋張力とMGの筋腱動態が一致しないことを意味している。協働筋各筋の筋腱動態と筋張力の筋疲労による変化に不一致が生じる要因については、次節で考察するが、筋疲労時には関節トルクとMGあるいはSOLの筋腱動態の関係が変化するため、両筋の筋張力の変化を判断することは困難であることが示された。

協働筋間に生じる筋腱動態の相互作用

本論文の結果を解釈するにあたって、関節トルク発揮にともなう協働筋各筋の筋腱動態は独立しているか否かという問題がある。同じ筋束長や腱伸長でも、それが自らの張力発揮による長さ変化なのか、隣り合う協働筋の張力発揮によるものなのかを明らかにしなければ、筋束長や腱伸長の変化が持つ力学的な意味の解釈を間違える可能性がある(MaasとSandercock, 2008)。

MGおよびSOL筋腱移行部の解剖学的な位置関係をみると図5-4のようになる。踵骨より近位にまずSOLの筋腱移行部の遠位端(以下:SOLの筋腱移行部)が観察される。踵骨からSOLの筋腱移行部までの部位は外部腱である。SOLの筋腱移行部をさらに近位へ移動するとMGの筋腱移行部(以下:MGの筋腱移行部)があらわれる(図5-4)。腱を直列弾性要素とし、MGとSOLを別個の張力発生器官(筋間の力学的な結合がないとい

う条件)として、各筋の解剖学的な配置を考慮しながら筋骨格モデルを作成すると図 5-5 のようになる。筋線維の発揮する力は腱の長軸方向に伝達されるため、MG の筋張力は SOL の筋腱移行部に作用し、SOL の筋腱移行部より遠位にある腱、つまり、外部腱を伸長させる。したがって、SOL の筋張力が発揮されない場合においても、MG の筋張力が発揮された場合には、SOL の筋腱移行部は近位に移動する (図 5-5C)。Oda ら (2007) は、MG のみを筋腹刺激により単収縮させたところ、自ら張力を発揮していない SOL においても MG と同様の筋束長および腱長変化がみられることを報告している。この結果は、前述のモデルからも説明することができる (図 5-5C)。つまり、張力発揮にともなう協働筋 1 つの筋腱動態は完全に独立しておらず、他の協働筋の張力発揮によって生じる外部腱の伸長の影響を受けることを示唆している。

一方、SOL の筋張力は SOL の筋腱移行部に作用するが MG の筋腱移行部には作用しない。つまり、MG の筋張力が低下し、SOL が一定の筋張力を維持あるいは増加させた場合には、SOL の筋腱移行部の腱伸長が一定になり、それよりも近位部の筋束と腱膜の交点は増加する (図 5-5D)。第 3 章の 5%MVC 課題では、SOL 活動区間では SOL の筋束が短縮し、MG の筋束が長くなり、MG 活動区間ではその逆であったが、MG 活動区間の SOL の腱伸長はランブ試行時のそれと同様であった。また、第 2・4 章の SOL の筋張力が増大する条件において、ある一定の足関節底屈トルクに対する SOL の腱伸長は 2 章では一定のままであり、4 章では減少した。これらの結果は、前述したような筋骨格モデルがあてはまらない条件があることを意味している。また、これらの結果は、いずれの強度による筋疲労時においても筋張力と筋腱動態の関係が疲労前後に変化する可能性をも示唆している。

上記のような現象が生じる原因を特定することができない。しかしながら以下の要因が本研究の結果に影響していた可能性がある。すなわち、1) 腱の長さ-力関係の使用域の違い、2) 腱膜間の結合が強く、ある筋の動態が隣り合う筋の動態に影響した、3) トルク発揮にともなう筋形状の変化パターンが変化した、4) 筋内の筋腱動態に部位差が生じた、5)

拮抗筋、腓腹筋外側頭（lateral gastrocnemius muscle : LG）および下腿三頭筋以外の協働筋の筋張力が変化したことである。

まず、腱の長さ-力関係の使用域の違いについて考察する。腱の長さ変化は収縮強度の低い領域（toe-region）においてより伸長しやすいため（Butler ら, 1978）、同じ 5%MVC の筋張力の変化に対する腱伸長は収縮強度が低いほど大きくなる。一方、SOL では発揮トルクの増加にともなう腱の伸長が 70%MVC 以上ではほとんどみられないことが報告されている（Maganaris ら, 2006）。それゆえ、協働筋間で筋張力が変化したとしても、SOL の筋張力が高い状態では、強度の低い状態と比較して、筋張力の増加にともなう筋束の短縮や腱の伸長が小さくなる。このような腱の長さ-力関係の使用域の違いが、5%MVC では SOL の筋張力に応じた筋腱動態が観察され、MVC 課題では観察されなかったことに影響したと考えられる。しかしながら、腱の長さ-力関係の使用域の違いからでは、MG 刺激課題後に SOL の腱伸長が減少したことを説明できない。

次に、MG と SOL の腱膜間の結合について論議する。MVC 課題および MG 刺激課題後のランプ試行における MG の腱伸長の低下と SOL の腱伸長の課題前後の変化の関係をみると、両者には有意な相関関係があることが示された（図 5-6）。すなわち、ある一定の足関節トルクに対する MG の腱伸長の低下にともない SOL の腱伸長も低下した。この結果は、ヒト生体の MG と SOL の腱膜間には何らかの力学的な結合が存在し、MG の筋腱動態が SOL の筋腱動態に影響している可能性を示唆している。Bojsen-Møller ら（2004）は、屍体解剖の結果から、SOL の筋腱移行部付近までは MG 腱膜と SOL 腱膜間の結合は比較的容易に分離することができたが、SOL の筋腱移行部に近づくにつれてその結合は強くなることを報告している。また、Hodgson ら（2006）も、屍体解剖の結果から、MG と SOL の腱膜はほとんど分離するが、SOL の筋腱移行部の近位 5cm の範囲では結合が強固であるとしている。これらの報告から、外部腱以外の MG と SOL の腱膜部分においても協同して動く部分が存在し、このような腱膜間の結合が SOL の腱伸長の減少に影響していたと考えられる。

3 つ目の可能性として、筋疲労後にトルク発揮にともなう筋形状の変化パターンが変化することが挙げられる。MVC 課題と MG 刺激課題前後のトルク発揮中の MG の筋厚を比較すると、課題後のトルク発揮中に MG の筋厚が有意に増加した。このことは、疲労前のトルク発揮にともなう MG の形状変化パターンが、MG の疲労後に変化したことを意味している。また、MVC および MG 刺激課題において、課題後の MG の筋厚の増大と SOL の腱伸長の低下には有意な相関関係がみられている。この結果から、単純に原因と結果を特定することはできないが、SOL の腱伸長に MG の形状変化パターンの変化が影響していることが示唆される。一方、筋収縮にともなう筋内圧が増加すると横方向への腱の変形が起こることが報告されている (Maganaris ら, 2001)。MVC および MG 刺激課題後のランブ試行においては、SOL の筋張力が課題前と比べて増加していたことから、SOL では横方向への腱の変形が大きく、縦方向への腱伸長が増大しなかったことも考えられる。

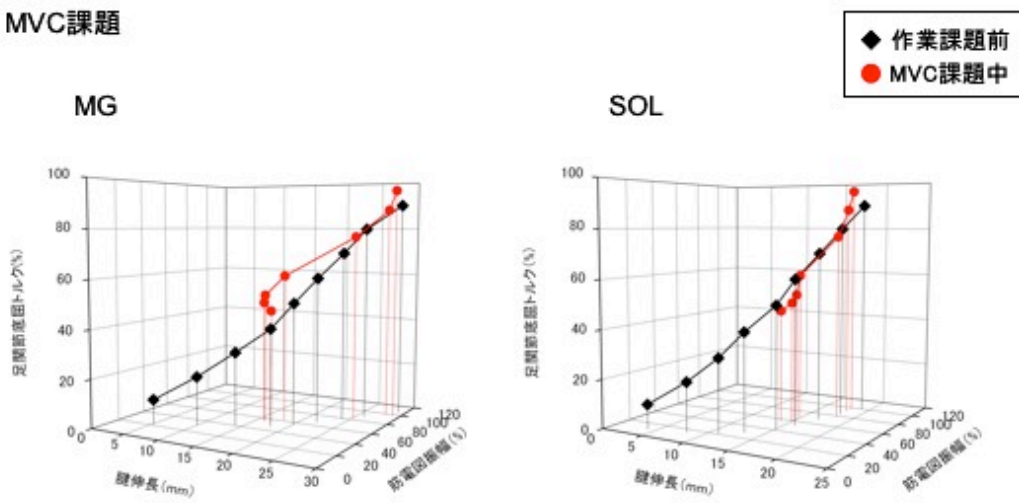
4 つ目に、関節トルク発揮課題中に筋内の筋腱動態に部位差が生じていた可能性について述べる。本研究の観察した部位は下腿長近位 30% 部位である。そのため、それ以外の部位の筋腱動態については明らかにしていない。近年、Velocity-encoded phase-contrast magnetic resonance imaging 法を用いて足関節底屈トルク発揮中の全筋レベルの筋腱動態について検討されており、トルク発揮中の腓腹筋あるいはヒラメ筋の筋腱動態に部位が生じていることが報告されている (Finni ら, 2003; Kinugasa ら, 2008; Shin ら, 2009)。本研究においては、筋内の筋腱動態が均一であることを前提にしているが (Maganaris ら, 1998)、筋疲労をともなうトルク発揮時の筋腱動態に部位差が生じていないことは確かめていない。そのため、筋疲労にともない筋内の筋腱動態に部位差が生じていた場合は、部位によって筋張力との関係が異なる可能性がある。そこで、第 4 章の 9 名の被検者の内 4 名について、MG 刺激課題前後の SOL の外側部の筋腱動態を観察したところ、課題前後で顕著な変化は観察されなかった (図 5-7)。この結果は、SOL の内側部と外側部で筋腱動態の変化の仕方が異なる、つまり、部位差が生じていた可能性を示唆している。それゆえ、筋疲労にともない関節トルク発揮課題中の筋腱動態に部位差が生じた結果として、本

研究で撮像した部位の筋張力と筋腱動態の関係が変化した可能性を指摘できる。

最後に、筋疲労時に拮抗筋、LG および下腿三頭筋以外の協働筋の筋張力が変化した可能性がある。本研究では、すべての章において足関節底屈筋群の拮抗筋である前脛骨筋 (tibialis anterior muscle : TA) の筋電図を取得した。その結果、MVC 課題および MG 刺激課題において、筋疲労時に振幅が有意に増加することを観察している。しかしながら、振幅の増加分を振幅とトルクとの関係からトルクとして推定すると、最大足関節底屈トルクの 2%以下であることを確認している。そのため、拮抗筋の筋張力の変化が本研究の結果に与える影響は無視できると考えられる。一方、下腿三頭筋以外の足関節底屈筋群の筋電図はすべての章において取得していない。LG については、第 3 章のみである。足関節底屈筋群に占める MG および SOL の生理学的横断面積は約 73%である (Fukunaga ら, 1996)。したがって、MG および SOL 以外の筋張力増加によって、疲労した筋の筋張力低下を補っていた可能性がある。この点については本研究の結果から論議することは困難であるため今後の検討課題であるといえよう。

以上のように、これまでの 2 次元の単純な直列弾性要素として、個々の筋を別個の発揮張力器官として考えた筋骨格モデルでは、本研究で生じた協働筋の筋腱動態を説明することはできない。それゆえ、上記で指摘したような、1) 腱の長さ-力関係の使用域、2) 腱膜間の力学的な結合、3) 筋疲労にともなう筋形状変化パターンの変化、4) 筋内の筋腱動態に部位差、5) 拮抗筋、LG および下腿三頭筋以外の協働筋の筋張力が変化したことなどが、協働筋間の筋腱動態の筋疲労による変化にどの程度影響しているのかについて明らかにするとともに、これらの要因を考慮した協働筋の筋骨格モデルを構築する必要があるだろう。

MVC課題



MG刺激課題

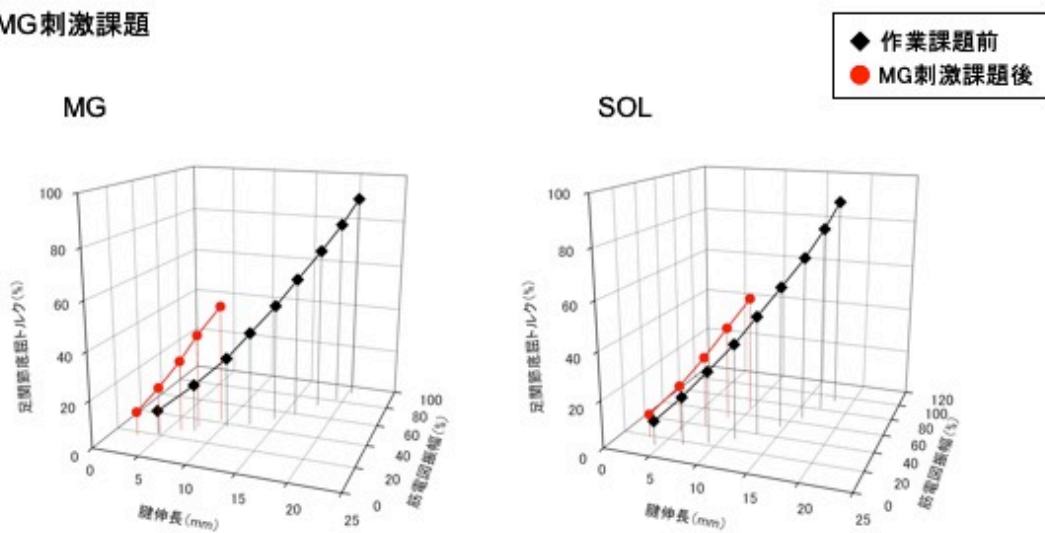


図 5-1

MVC・MG 刺激課題前および課題中における MG および SOL の筋電図振幅と腱伸長の関係

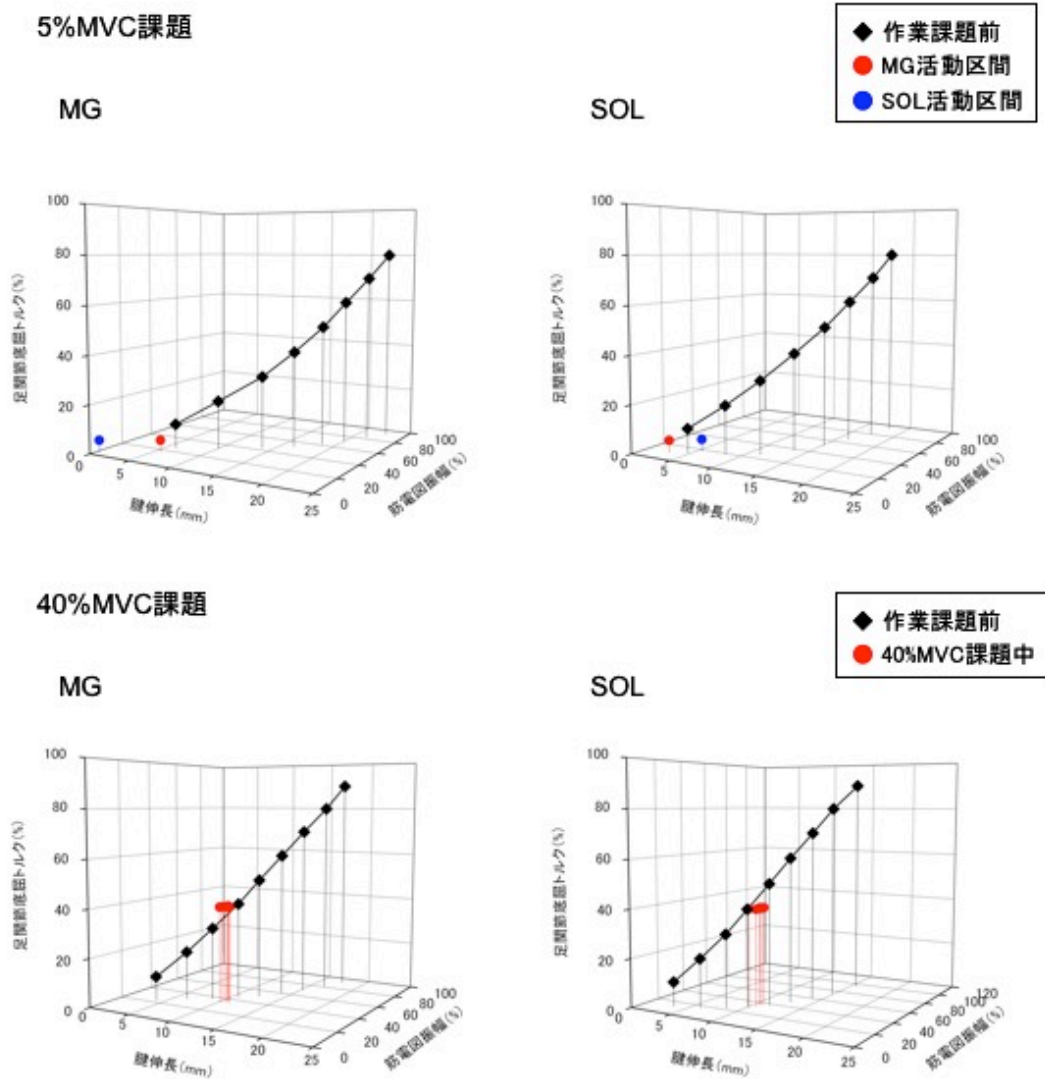


図 5-2.

5%MVC・40%MVC 課題前と課題中における足関節底屈トルクと MG および SOL の筋電図振幅および腱伸長の関係

	筋電図振幅		筋束長		腱伸長	
	MG	SOL	MG	SOL	MG	SOL
MVC課題	➡	⬆	⬆	➡	⬆	➡
5%MVC課題	⬆➡	⬆➡	⬆➡	⬆➡	⬆➡	⬆➡
40%MVC課題	➡	⬆	➡	➡	➡	➡
MG疲労課題	⬆	⬆	⬆	⬆	⬆	⬆

⬆ 振幅が増加、筋束が長くなる、腱伸長が増加
 ⬆ 振幅が減少、筋束が短くなる、腱伸長が減少

図 5-3.

各章の運動課題における MG および SOL の筋電図振幅、筋束長および腱伸長

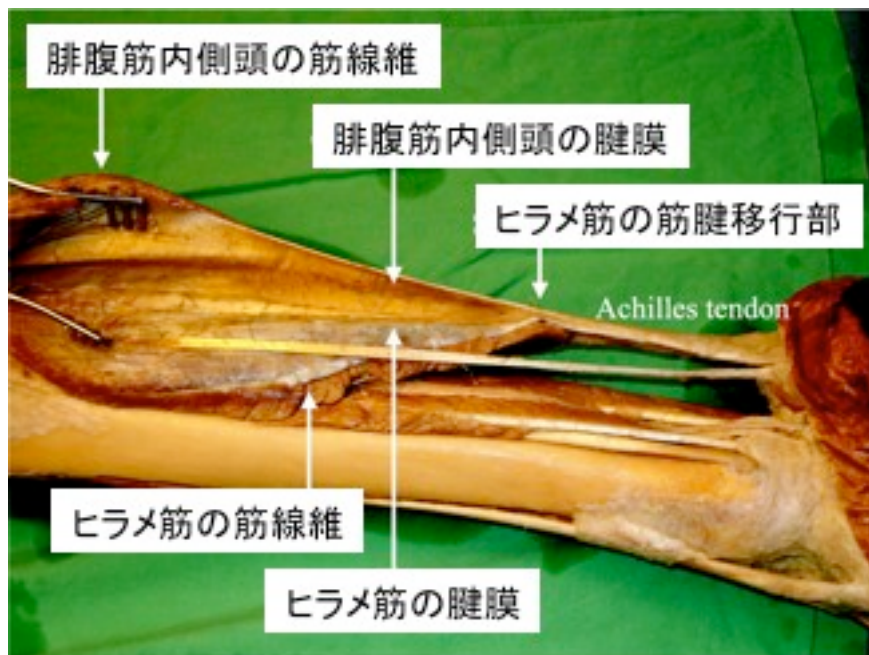


図 5-4.

MG および SOL の筋腱複合体の解剖学的位置 (Bojsen-Møller ら, 2004 より引用)

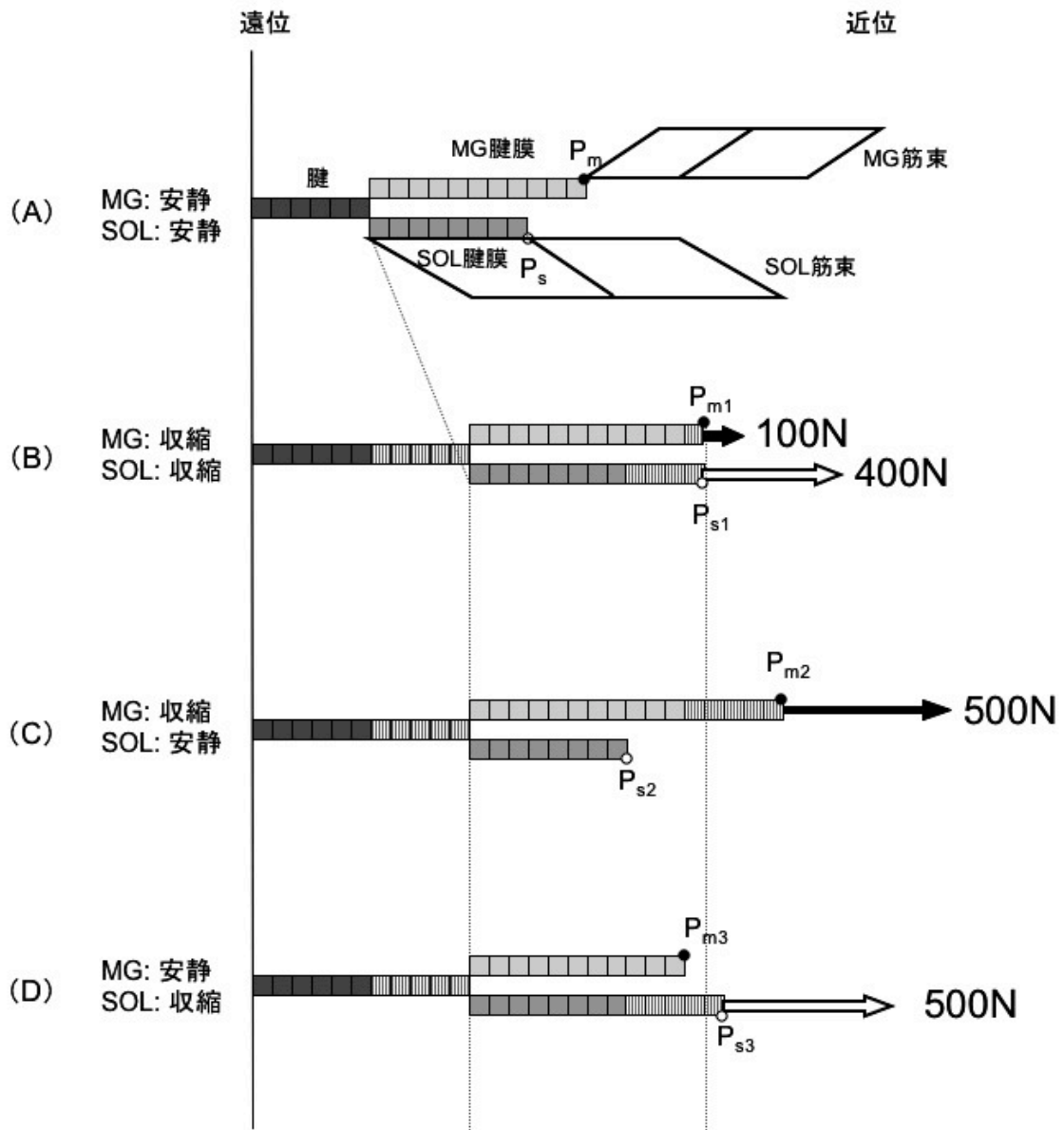


図 5-5.

足関節底屈トルク発揮におけるアキレス腱の腱伸長の模式図。(A) は安静時、(B) は、MG と SOL が同時に筋張力を発揮、(C) は MG のみ筋張力を発揮、(D) は SOL のみ筋張力を発揮

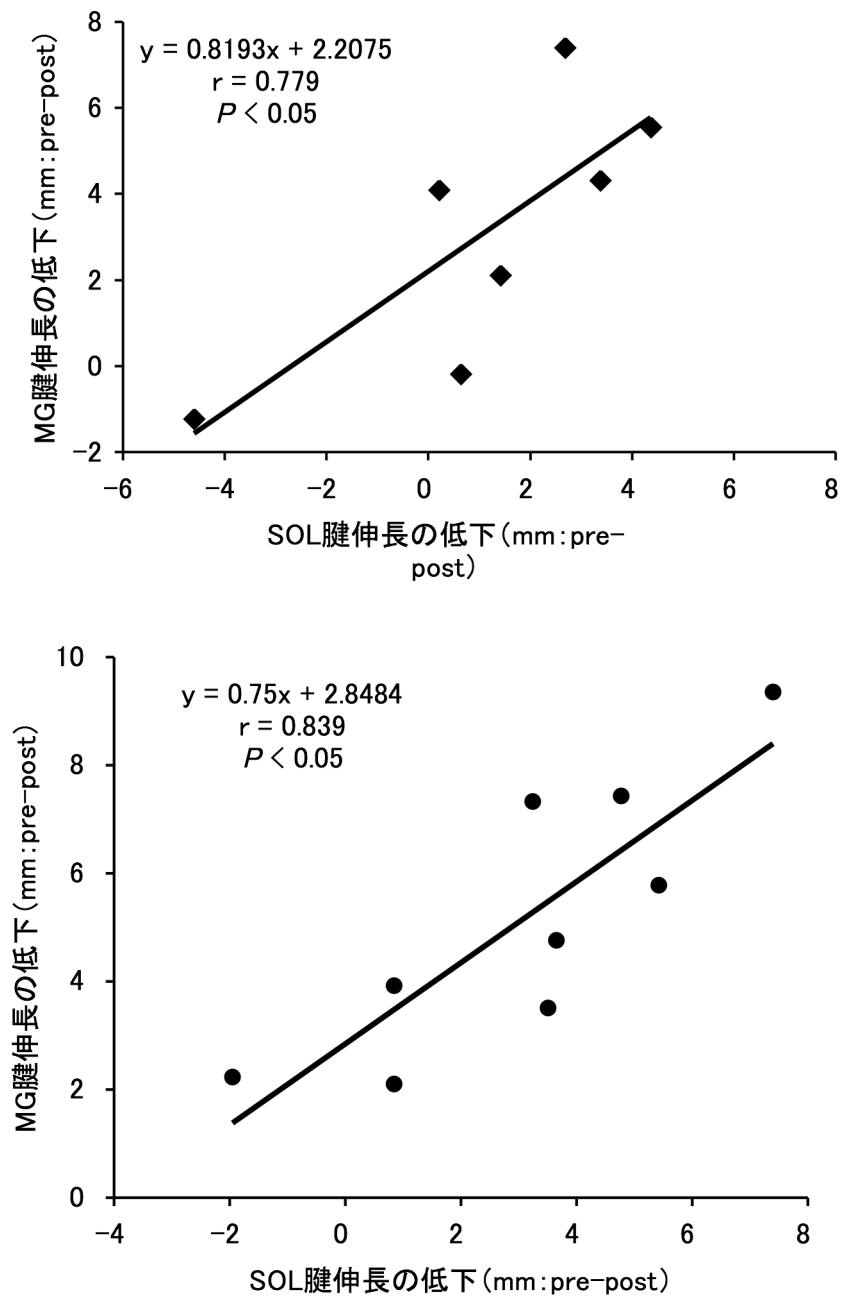


図 5-6.

ランブ試行時の運動課題前後の MG 腓伸長の変化と SOL 腓伸長変化の関係。上段は MVC 課題、下段は MG 刺激課題の結果である。

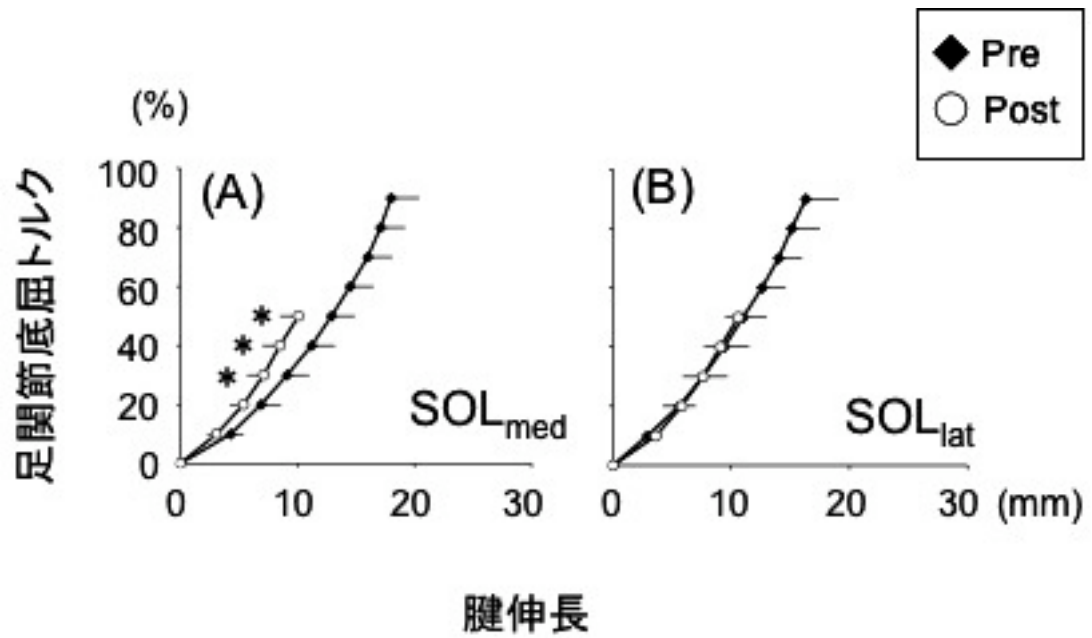


図 5-7.

MG 刺激課題前後の足関節底屈トルクとヒラメ筋内側部および外側部の腱伸長の関係

* : Pre ramp と Post ramp の差が有意であることを示している

結論

本研究では、筋疲労をともなう異なる強度の関節トルク発揮課題における協働筋の筋腱動態および神経-筋活動の観察を行った。その結果、いずれのトルク発揮課題においても、協働筋各筋の筋腱動態の筋疲労による変化は神経-筋活動のそれとは異なる動態を示した。このことは、筋疲労時の筋腱動態は、神経-筋活動とは異なる指標となることを示唆している。しかしながら、筋疲労による筋張力変化と筋腱動態の関係を検討した結果、筋張力の変化と筋腱動態が一致しない条件があることが確認された。これらの結果は、発揮トルクと筋腱動態の関係は筋疲労前後で変化し、協働筋各筋の筋腱動態から、筋疲労による各筋の筋張力変化を検討しようとする場合には、協働筋の1つの筋張力変化だけでなく、筋疲労をともなう他の協働筋の張力や形状の変化による筋腱動態の影響を考慮する必要性を示唆したものといえる。

参考文献

Abrahams M. Mechanical behaviour of tendon in vitro. A preliminary report. *Med Biol Eng* 5: 433-443, 1967.

Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev* 88: 287-332, 2008.

Asmussen E. Muscle fatigue. *Med Sci Sports* 11: 313-321, 1979.

Bigland-Ritchie B. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Sci Rev* 1981; 9: 75-117.

Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol* 61: 421-429, 1986.

Bojsen-Moller J, Hansen P, Aagaard P, Svantesson U, Kjaer M, Magnusson SP. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *J Appl Physiol* 2004; 97: 1908-1914

Burke RE, Levine DN, Tsairis P, Zajac FE 3rd. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 234: 723-748, 1973.

Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjøgaard G. Evaluation of models used to

study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* 33: 9-16, 2005.

Chino K, Oda T, Kurihara T, Nagayoshi T, Yoshikawa K, Kanehisa H, Fukunaga T, Fukashiro S, Kawakami Y. In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18: 79-88.

De Monte G, Arampatzis A, Stogiannari C, Karamanidis K. In vivo motion transmission in the inactive gastrocnemius medialis muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16: 413-422.

Edgerton VR, Smith JL, Simpson DR. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem J* 7: 259-266, 1975.

Edwards RG, Lippold OC. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J Physiol* 1956; 132: 677-681

Edwards RHT. Human muscle function and fatigue. *Human muscle fatigue: Physiological Mechanism*. (Porter R. and Whelan J. ed) p1-18, 1981.

Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72: 1631-1648, 1992.

Enoka RM. Neuromechanics of human movement. Champaign: Human Kinetics; Pt. IV, chapt. 5, 8, 2008.

Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol* 586: 11-23, 2008.

Ettema, G.J. Mechanical behaviour of rat skeletal muscle during fatiguing stretch-shortening cycle. *Exp Physiol* 82: 107-119, 1997.

Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004; 96: 1486-1495.

Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 1994; 74: 49-94.

Fitts RH. The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. *J Appl Physiol* 104: 551-558, 2008.

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* 1995; 71: 555-557.

Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Edgerton VR. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol* 80: 158-165, 1996.

Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol* 82: 354-358, 1997.

Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc. R. Soc. Lond* 268: 229-233, 2001.

Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001; 81: 1725-1789.

Gauthier AP, Faltus RE, Macklem PT, Bellemare F. Effects of fatigue on the length-tetanic force relationship of the rat diaphragm. *J Appl Physiol* 74: 326-332, 1993.

Griffiths RI. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol* 436: 219-236, 1991.

Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16: 661-668.

Herbert RD, Gandevia SC. Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *J Physiol* 484: 523-532, 1995.

Herbert, RD, Moseley, AM., Butler, JE., Gandevia, SC. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol* 539: 637-645, 2002.

Herzog, W., Read, L.J., Ter Keurs, H.E.D.J. Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clin Biomech* 6: 230-238, 1991.

Herzog W. Biomechanics of the Musculo-skeletal system. England, Jhon Wiley & Sons Ltd, ed) Nigg BM and Herzog W. Pt. 4, Capter 2, 2007.

Huijing PA, van de Langenberg RW, Meesters JJ, Baan GC., 2007. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 17, 680-689.

猪飼道夫. 身体運動の生理学. 日本. 杏林書院, 第II部第3章, 1973.

Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, Fukashiro S, Fukunaga T. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *J Appl Physiol* 1998; 85: 1230-1235.

Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Fukunaga T. Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat* 159: 78-83, 1997.

Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol* 99: 603-608, 2005.

Ishikawa M, Dousset E, Avela J, Kyrolainen H, Kallio J, Linnamo V, Kuitunen S, Nicol

C, Komi PV. Changes in the soleus muscle architecture after exhausting stretch-shortening cycle exercise in humans. *Eur J Appl Physiol* 97: 298-306, 2006.

Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci* 1973; 18: 111-129.

Karamanidis, K., Stafilidis, S., DeMonte, G., Morey-Klapsing, G., Brüggemann, G.-P., Arampatzis, A. Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15: 608-616.

Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol* 74: 2740-2744, 1993.

Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol* 1998; 85: 398-404.

Kawakami Y, Amemiya K, Kanehisa H, Ikegawa S, Fukunaga T. Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contraction. *J Appl Physiol* 2000a; 88: 1969-1975.

Kawakami Y, Kumagai K, Huijing P.A, Hijikata T and Fukunaga T. The length-force characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles in vivo. *Skeletal muscle function: From mechanism to function* (Herzog W. ed): p327-341, 2000b.

Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. In vivo muscle fiber

behaviour during counter-movement exercise in human reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* 540: 635-646, 2002.

Komi and Tesch. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol* 1979; 42: 41-50.

Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Physiol* 80: 9-15, 1999.

Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Kanehisa H, Fukunaga T. Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J Appl Physiol* 2002; 93: 675-684

Kouzaki M, Shinohara M. The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *J Appl Physiol* 101: 715-720, 2006.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol* 87: 2090-2096, 1999.

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscle. *J Physiol* 2001a; 536: 649-655

Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Effects of repeated muscle

contractions on the tendon structures in human. *Eur J Appl Physiol* 2001b; 84: 162-166.

Kubo K, Kanehisa, Fukunaga T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. *Acta Physiol Scand* 175: 157-164, 2002.

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of repetitive drop jump and isometric leg press exercises on tendon properties in knee extensors. *J Strength Cond Res* 2005; 19: 864-870.

Löscher WN, Cresswell AG, Thorstensson A. Electromyographic responses of the human triceps surae and force tremor during sustained submaximal isometric plantar flexion. *Acta Physiol Scand* 1994; 152: 73-82.

Maas H, Sandercock TG. Are skeletal muscles independent actuators? Force transmission from soleus muscle in the cat. *J Appl Physiol* 2008; 104: 1557-1567.

Mademli L, Arampatzis A. Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94: 611-617.

Mademli, L., Arampatzis, A., Walsh, M. Effect of muscle fatigue on the compliance of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Biomech* 2006; 39: 426-434.

Maganaris CN. Tendon conditioning: artefact or property? *Proc Biol Sci* 7: S39-42, 2003.

Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V., Sargeant, A.J. In vivo measurements of the triceps surae architecture in man: Implications for muscle function. *J Physiol* 1998; 512: 604-613.

Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 2002; 93: 2089-2094.

Maganaris CN, Kawakami Y, Fukunaga T., 2001. Changes in aponeurotic dimensions upon muscle shortening: in vivo observations in man. *J Anat* 1999, 449-456.

Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Human calf muscle responses during repeated isometric plantarflexions. *J Biomech* 2006; 39: 1249-1255.

Maganaris, C.N., Paul, J.P. In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol* 521: 307-313, 1999.

Merton PA. Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123: 553-564, 1954.

Mitsukawa N, Sugisaki N, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y. Fatigue-related changes in fascicle-tendon geometry over repeated contractions: difference between synergist muscles. *Muscle Nerve* 2009; 40: 395-401.

Moritani T, Nagata A, Muro M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc* 1982; 14: 198-202.

Moritani T, Muro M, Kijima A. Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. *Exp Neurol* 88: 471-483, 1985.

Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1986; 60: 1179-1185.

Moritani T, Oddson L, Thorstensson A. Electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1990; 60: 425-429.

森谷敏夫. 筋肉と疲労. *体育の科学* 42: 335-341, 1992.

Mosso A. Ueber die Gesetze der Ermudung. Untersuchungen an Muskeln des Menschen. *Arch. f. Physiol*: 89-168, 1890.

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* 2001; 90: 1671-1678.

Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol* 496: 287-297, 1996.

Nordlund, M.M., Thorstensson, A., Cresswell, A.G. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. *J Appl Physiol* 2004; 96: 218-225.

Ochs RM, Smith JL, Edgerton VR. Fatigue characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1977; 17: 297-306.

Oda T, Kanehisa H, Chino K, Kurihara T, Nagayoshi T, Fukunaga T, Kawakami Y. In vivo behavior of muscle fascicles and tendinous tissues of human gastrocnemius and soleus muscles during twitch contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17: 587-595.

Rudroff T, Staudenmann D, Enoka RM. Electromyographic measures of muscle activation and changes in muscle architecture of human elbow flexors during fatiguing contractions. *J Appl Physiol* 2008; 104: 1720-1726

Sacco P, Newberry R, McFadden L, Brown T, McComas AJ., 1997. Depression of human electromyographic activity by fatigue of a synergistic muscle. *Muscle Nerve* 20, 710-717.

Sahlin K, Tonkonogi M, Soderlund K. Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Physiol Scand* 162: 261-266, 1998.

Sandercock TG, Maas H., 2009. Force summation between muscles: are muscles independent actuators? *Med Sci Sports Exerc* 41, 184-190.

Shi J, Zheng YP, Chen X, Huang QH. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: muscle thickness change detected from ultrasound images. *Med Eng Phys* 2007; 29: 472-479

Shirasawa H, Kime R, Tamaki H, Ogane M, Kurata H. Electromyogram patterns of the triceps surae muscles during voluntary sustained isometric contractions at various constant loads. *Japan J. phys. Educ* 1998; 43: 164-175

Sirin AV, Patla AE. Myoelectric changes in the triceps surae muscles under sustained contractions. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56: 238-244

Sjogaard G, Kiens B, Jorgensen K, Saltin B. Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand* 1986; 128: 475-484

Stephens JA, Taylor A. Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. *J Physiol* 220: 1-18, 1972.

Stephenson DG, Lamb GD, Stephenson GM. Events of the excitation-contraction-relaxation (E-C-R) cycle in fast- and slow-twitch mammalian muscle fibres relevant to muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 162: 229-245, 1998.

Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. Intensity- and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol* 102: 382-389, 2007.

田卷弘之, 北田耕司, 倉田博. 等尺性収縮の持続による下腿三頭筋の活動交代. 体力科学 44: 457-464, 1995.

Tamaki H, Kitada K, Akamine T, Murata F, Sakou T, Kurata H. Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contractions. *J Appl Physiol* 84: 1943-1951, 1998.

田卷弘之, 北田耕司, 桐本光, 我妻玲, 荻田太, 竹倉宏明, 芝山秀太郎. 異なる負荷強度での等尺性収縮持続時の協働筋の活動様式. 日本生理人類学会誌 9: 53-58, 2004.

Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol* 104: 542-550, 2008.

Ushiyama J, Masani K, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T., 2005. Difference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists. *J Appl Physiol* 98, 1427-1433.

矢部京之助. 人体筋出力の生理的限界と心理的限界. 1977. 杏林書院.

矢部京之助. 筋疲労の神経機構. 体育の科学 40: 365-371, 1990.

Vandervoort AA, McComas AJ. A comparison of the contractile properties of the human gastrocnemius and soleus muscles. *Eur J Appl Physiol* 1983; 51: 435-440.

Vøllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* 1997; 74: 219-227.

謝辞

本論文は、早稲田大学スポーツ科学学術院 川上泰雄教授の御指導のもと行われました。川上教授には実験計画の段階から実験手法の習得、分析方法および論文作成に至るあらゆる面において御指導いただきました。ここに深く感謝いたします。同学術院 矢内利政教授、彼末一之教授には、実験結果の解釈および論文構成等について多くの御助言をいただきました。また、東京大学大学院総合文化研究科 金久博昭教授には、論文構成等幾度となく貴重な御意見をいただきました。心より感謝いたします。鹿屋体育大学 福永哲夫学長には、研究に対する姿勢、実験結果の解釈について多くの御意見をいただきました。厚く御礼申し上げます。スポーツ科学の研究の基礎を御指導いただいた順天堂大学スポーツ健康科学研究科 米田継武教授、スポーツ科学の入り口を御紹介していただいた北海道立札幌手稲高等学校 中川秀樹教諭に対して、心より感謝いたします。

各章の実験にあたり、バイオメカニクス研究チームの皆様、特に杉崎範英助手、宮本直和助手、若原卓助手には身体的、精神的に多大なるご負担をおかけしました。また、修士論文作成の時から本論文作成まで、皆様の貴重な時間と御助言をいただきました。同期のメンバーにはいつも励まされました。本当にありがとうございました。

最後になりますが、北の大地からあたたかく見守ってくれた両親、兄弟、そして小生を常に支えてくれた妻の正美、息子の一心に深く感謝いたします。合掌。