

2009 年度 修士論文

下腿三頭筋の機能特性に関する研究

A study of triceps surae muscle characteristics

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5008A038-7

土屋 篤生

Tsuchiya, Atsuo

研究指導教員： 福林 徹 教授

目次

I	緒言	
(1)	下腿三頭筋の解剖学的、機能的特徴	1-3
(2)	運動時における下腿三頭筋の活動動態	3-4
(3)	下腿三頭筋における好発傷害	4-5
(4)	総括	5
II	方法	
(1)	対象	6
(2)	動作課題	6-8
(3)	負荷設定	8
(4)	表面筋電図測定	9-10
(5)	統計処理	10
III	結果	12-19
IV	考察	
(1)	動作課題の運動様式の検討	20-22
(2)	各課題における考察	22-25
(3)	総合考察	26
V	結論	27
	参考文献	28-33
	謝辞	34

I 緒言

(1)下腿三頭筋の解剖学的、機能的特徴

下腿三頭筋 **Triceps Surae**(以下 **TS**)は足底筋と共に下腿の浅後方区画に位置する筋である。**TS**は腓腹筋 **Gastrocnemius** 及びヒラメ筋 **Soleus**(以下 **SOL**)からなる。上記のうち腓腹筋は腓腹筋内側頭 **Medial head of Gastrocnemius** (以下 **MG**)、腓腹筋外側頭 **Lateral head of Gastrocnemius**(以下 **LG**)という2つの筋腹を持つ二頭筋である。また腓腹筋は2関節筋であり **MG**は大腿骨内側顆、**LG**は大腿骨外側顆より起始する。一方 **SOL**は単関節筋であり脛骨のヒラメ筋線、及び腓骨頭、腓骨骨幹上部より起始している。**TS**は下腿遠位で合流し共同で踵骨腱(アキレス腱)を形成し踵骨隆起に停止する。このように腓腹筋と **SOL**は停止位置を共有している。また **TS**は3筋とも脛骨神経により神経支配を受けている。**TS**は主要な機能として足関節の底屈を担うが腓腹筋は膝関節と足関節の2関節筋であり膝関節の屈曲の共同筋としての機能も有している。

一般的に筋形状は大別すると紡錘状筋と羽状筋に分類される。それぞれの筋形状には解剖学的及び機能的な特徴があることが知られている。紡錘状筋は筋の長軸方向に対して平行な筋線維配列をしており筋線維長が筋の全長とほぼ等しい。そのため筋線維の総数は比較的少なく線維長は比較的長い。羽状筋は筋束が筋の長軸方向に対して斜方向に配列しているため筋線維は筋の全長より短く、また筋線維数は紡錘状筋よりも比較的多く配列できる。機能的な観点では紡錘状筋は速い収縮速度を要求される筋に多く羽状筋はより大きな力発揮を要求される筋に多く配置されている。**TS**の筋形状は腓腹筋と **SOL**で異なることが知られており、腓

腹筋では紡錘状筋、SOLでは羽状筋に近い筋形状をとっている。

筋に含まれる筋線維にはタイプの異なる数種類のものが存在しておりType I線維とType II線維とに大別される。Type I線維は酸化能力に優れており疲労耐性が高いが発揮張力は比較的小さく、Type IIは解糖能力に優れ収縮速度が速く発揮する張力も大きい而易疲労性である。TSの筋線維タイプは腓腹筋とSOLで異なる。腓腹筋はType I線維とType II線維の含有比率はほぼ50:50%であり、SOLではType I線維が90%と圧倒的に多いと報告されている¹⁾。

また筋体積もTSの3筋間で異なることが報告されている。MRIを用いた研究では各筋のTS全体の筋体積に占める割合はそれぞれSOL $52\pm 3\%$ 、MG $32\pm 2\%$ 、LG $16\pm 2\%$ と報告されておりSOLと腓腹筋の違いだけでなくMG/LG間にも筋体積において大きな差異があることが分かる²⁾。

また筋収縮様式、収縮時の関節角度、角速度、負荷量等の収縮環境の差異によるTS3筋間の機能的差異の検討も重ねられてきている。

田巻らは5~10%MVC程度の軽負荷の等張性筋収縮においては角速度の増大に伴いMGでは積分筋電値が有意に増大しSOLでは有意に低下したと報告し、速度に依存した運動単位の選択的動員が存在する可能性を示唆した³⁾。

田巻らは異なる2種の負荷強度(10%MVC/30%MVC)で足関節角度を110度に保持するTSの等尺性筋収縮を長時間に長時間にわたって観察し検討した⁴⁾。その結果10%MVCではTS3筋間での相補的な活動交代によって、30%MVCでは放電の群化による律動的な活動様式が観察された。このことから、TSにおける筋疲労に対して筋出力を保持する神経性調節機構はステレオタイプな振る舞いをせず収縮環境の違いに応じて多様な調節様式を選択し、それは3筋ごとに特徴を有する可能性を示唆した。

田巻らは一流の長距離選手の等速性筋収縮時の **TS** の活動動態を検討した。角速度の増大に伴い積分筋電値は **LG** では有意に増大し **SOL** では有意な減少が見られたと報告した⁵⁾。また角速度の増大に伴い筋放電のピーク値の出現する足関節角度が有意に増大した。

衣笠らは **3-Dmuscle functional MRI** を用いた研究で腓腹筋は短縮性筋収縮時に伸張性筋収縮と比してより活動量が増すことを報告した⁶⁾。

このようにヒトの下腿三頭筋が **3** 筋ごとに異なった収縮様式を示すことは徐々に明らかになりつつある。しかしいずれの検討においても収縮環境は静的なもの、もしくは低負荷のものが主であり実際の運動時の活動動態を考察するには不十分である。

(2)運動時における下腿三頭筋の活動動態

TS が主に機能として担う足関節の底屈はスポーツ活動に強く関与している。特に陸上での歩行、走行、跳躍動作においては体全体から発揮したパワーを推進方向や垂直方向の運動に変換する重要かつ負荷の非常に高い機能を担っている。このように非常に機能的に重要な **TS** であるがトレーニング方法としては立位で体重負荷もしくはバーベル等でさらに負荷をかけた状態で足関節の底屈を行うカーフレイズ運動が行われる程度である。カーフレイズは膝伸展位で行うことによって腓腹筋への負荷が高まり膝屈曲位で行うことによって単関節筋である **SOL** への負荷が集中することが知られておりトレーニングバリエーションとして用いられている。これらは解剖学的な知見を基にしたトレーニングバリエーションであり、機能面を考慮した傷害予防に対してのトレーニングについては今まで一定したコンセンサスは得られていない。

生体の実際の運動時の **TS** の筋活動動態の研究はネコを対象としたもの

が多く見られる。多くの研究において筋放電量と筋張力が直接的に筋から測定されており TS の実際の運動時の筋活動動態が報告されている。Smith et al.は歩行時や跳躍時にネコの SOL は一定の活動を示すが腓腹筋においては跳躍時に歩行時と比して約 8 倍もの筋放電活動が見られることを報告している⁷⁾。また Smith et al.はネコの急速な足の振動動作 (pow shaking)において腓腹筋の筋活動量が選択的に増大し SOL では抑制されたと報告した⁸⁾。

しかしヒトの運動時における TS の活動動態を検討した研究は未だ不十分であり解明されていない領域であるといえる。

(3)下腿三頭筋における好発傷害

下腿三頭筋に関連した傷害としては主なものとして肉離れ、筋膜炎、アキレス腱周囲炎、アキレス腱断裂、運動誘発性筋痙攣等が挙げられ、疾患は多岐にわたる。

2001 年 10 月から 2008 年 7 月までに国立スポーツ科学センターのスポーツクリニックを訪れた 322 例の肉離れについての報告によると、全体では 48 筋で肉離れが発生しており、ハムストリングスが全体の 41%と最も多く、大腿四頭筋が 13%、下腿三頭筋が 11%であったと報告している⁹⁾。

オーストラリアのリーグラグビー選手を対象とした傷害調査によると下腿傷害発生数は頸部・頭部に次ぐと報告されている¹⁰⁾。また、オーストラリアのユニオンラグビー選手を対象とした調査では下腿は 5.6%の発生率であり、それは膝部、足関節部といったスポーツ傷害の好発部位といえる部分に次ぐものであった¹¹⁾。ラグビーは高強度のランニングパ

パフォーマンスに加えて相手とのボディコンタクトを繰り返す競技であるため全体的な傷害発生率は他競技と比べても高いといえる。傷害発生部位を見ると多くの調査で高発生率であるのは頭部・頸部である。ラグビーはタックルを始めとしたコンタクトプレーが競技の主要な部分を占める為頭部・頸部の受傷率の高さは競技特性上妥当なものと考えられる。続く膝部、足関節部は多くの競技でも高い受傷率が報告されている。同部の傷害についてはこれまで多くの検討がなされており受傷メカニズムの解明、予防的介入の試みがなされてきており一定の成果が報告されている。下腿の傷害はこれらの傷害に次ぐ発生率で報告されている。以上の報告を見ても下腿三頭筋に関する傷害の発生率は注目に値するものがあり、今後より詳細な調査が必要であると考えられる。

(4)総括

以上を踏まえると **TS** の各 **3** 筋は注目すべき解剖学的及び機能的な差異を多面的に有しており、トレーニング効果の発現や傷害の発生率にも影響を与えていることが考えられる。しかし **3** 筋の協調性を高く保ち機能分化も適切に保たせるようなコンディショニングの方法論の構築はまだ発展途上である。特に負荷をよりスポーツ活動に近づけた高強度の足関節底屈運動、また立位での足関節底屈運動に対する **TS** 各筋の活動応答を **MG** と **LG** の差異にまで注目し検討を加えた報告はあまり見られない。そこで本研究では運動肢位の違い、収縮速度の違い、負荷量の違いに対する **TS** の活動応答を筋電図学的に観察することを目的とした。

II 方法

(1)対象

健常男性 8 名 (age:24±2yr height:176±5cm weight:69±5kg mean±SD) を対象とした。対象者は下肢に傷害をもたない者とした。対象者には研究概要の説明を文書及び口頭にて行い、実験参加への同意を得た。実験の実施に際し、早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認を受けた。

(2)動作課題

動作課題は立位及び座位において角速度の異なる足関節底屈課題を実施した。対象者は十分なウォーミングアップを行った後に表面筋電図測定のための電極を貼付し動作課題を行った。

立位課題はカーフレイズ(:Calf Raise、以後 CR)及び連続ホッピング(以後 Hop)とした。座位課題はレッグプレスマシーンを使用したカーフレイズ(:leg press Calf Raise、以後 lpCR)及び同機材を使用した連続ホッピング(:leg press Hop、以後 lpHop)とした。各課題の詳細な設定を以下に述べる。

【CR】

高さ 20cm 程度の台上にて両脚で立位姿勢を保持した状態を開始姿勢とした。なおこの際に踵は台上に乗せず前足部に荷重し、足関節は最大背屈位を保持した。被験者の前方には姿勢保持を補助する台を設置し、被験者は課題中この台に手を置き、動作課題を行った。動作課題に先立ち口頭指示を行った。指示内容は膝を伸展位に保持すること、足底の荷重

位置は第 2,3 趾の中間位に保つこと、課題動作は足関節全可動域を用い行うことの 3 点であった。開始姿勢から 2 秒間かけて体重負荷に抗しながら足関節を最大底屈位まで底屈し、最大底屈位から 3 秒間かけて体重負荷を支えながら最大背屈位へ戻る動作を行った。反復回数は 1 セット 20 回とし 1 分間の休息時間を設け 5 セット行った。

【Hop】

床面上にて両脚で立位姿勢を保持した状態を開始姿勢とした。動作課題に先立ち口頭指示を行った。指示内容は膝を伸展位に保持すること、着地位置は可能な限り開始位置から外れないこと、課題動作は足関節全可動域を用い、可能な限り全力で行うことの 3 点であった。開始姿勢から足関節底屈による垂直方向へのホッピングを連続して行った。反復回数は 1 セット 20 回とし 1 分間の休息時間を設け 5 セット行った。

【lpCR】

レッグプレスマシン上で長座位をとり、膝伸展位にて足関節最大底屈位を保持した状態を開始姿勢とした。動作課題に先立ち口頭指示を行った。指示内容は膝を伸展位に保持すること、足底の荷重位置は第 2,3 趾の中間位に保つこと、課題動作は足関節全可動域を用い行うことの 3 点であった。開始姿勢から 2 秒間かけて負荷に抗しながら足関節を最大底屈位まで底屈し、最大底屈位から 3 秒間かけて負荷を支えながら最大背屈位へ戻る動作を行った。反復回数は 1 セット 20 回とし 1 分間の休息時間を設け 5 セット行った。

【lpHop】

レッグプレスマシン上で長座位をとり、膝伸展位にて足関節最大底屈位を保持した状態を開始姿勢とした。動作課題に先立ち口頭指示を行った。指示内容は膝を伸展位に保持すること、着地位置は可能な限り開始位置から外れないこと、課題動作は足関節全可動域を用い、可能な限り全力で行うことの3点であった。開始姿勢から足関節底屈による垂直方向へのホッピングを連続して行った。反復回数は1セット20回とし1分間の休息時間を設け5セット行った



Fig. 1 CR 課題



Fig. 2 レッグプレス課題

(3) 負荷設定

立位課題においては被験者の体重負荷が課題中の負荷となる。座位課題では立位課題と負荷状況を近似させる為レッグプレスマシンの負荷設定は体重の近似値に設定した。

(4)表面筋電図測定

動作課題中に表面筋電位を測定した。筋電位測定被験筋はヒラメ筋、腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭とした(以下各々 SOL、MG、LG)。測定に先立ち、電極貼付部の皮膚抵抗を低減させるため剃毛を行った後にアルコール綿で皮脂をふき取る前処理を行った。

前処理後、直径 10mm の銀-塩化銀電極(Blue Sensor M,Ambu,Denmark)を電極間距離 20mm で貼付し、双極導出した。各筋の電極貼付位置は以下の通りである。SOL は SOL と LG の腱膜の交差部と遠位筋腱移行部の中間点とした。MG は大腿骨内果と SOL と MG の腱膜の交差部の中間点とした。LG は大腿骨外果と SOL と LG の腱膜の交差部とした。電極貼付位置の決定に際しては被験筋を軽く収縮させ、筋腹を確認した。筋電位の導出はホルター筋電計 ME-6000(MEGA Electronics 社製,Finland)を用い、リアルタイムで PC にデータを転送し、解析ソフト Megawin v.2.4(MEGA Electronics 社製,Finland)にて raw データを保存した。この際のサンプリング周波数は 1000Hz とした。実験に際し、モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限に抑えるために、電極コードをサージカルテープにて体表に固定した。

得られたデータは以下のように処理した。CF 及び lpCF においては各 set において 1set(20rep)中から波形の安定した 3rep を採用し加算平均した後 500msec 毎の平均 RMS 値を求め、1rep 中の平均ピーク RMS 値(Mean peak amplitude)を算出した。また、1set 分の平均 RMS 値(Mean amplitude)を算出した。HOP 及び lpHOP においては各 set において 1set(20rep)中から波形の安定した 3rep を採用し加算平均した後 1set 分の平均 RMS 値(Mean amplitude)を算出した。

課題実施に先立ち長座位、膝関節伸展位における足関節底屈の 5 秒間随

意最大収縮時(MVIC:Maximum Voluntary Isometric Contraction)の筋電位を測定した。その中間 3 秒間の平均 RMS 値を 100%とし、測定値を相対化した(%MVIC)。



Fig. 3 電極貼付図

(5)統計処理

3 群間の平均値の比較に際しては以下の統計処理を行った。分散分析には一元配置分散分析を用い、多重比較検定には Bonferroni 法を用いた。有意水準は 5%未満とした。

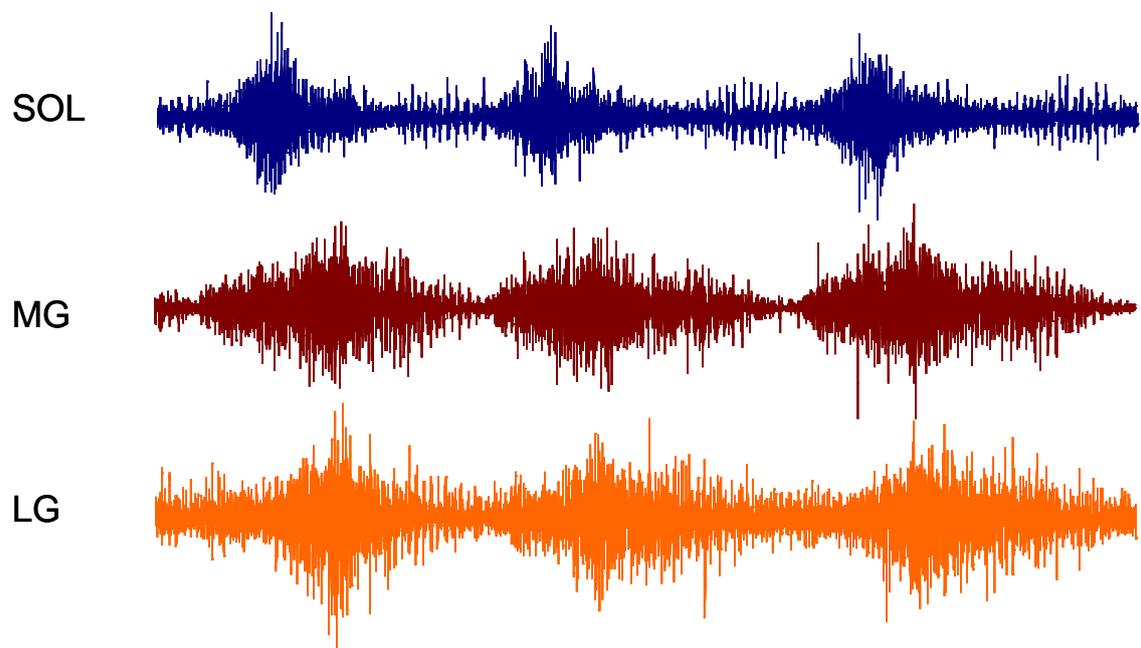


Fig. 4 CR 課題時の筋電波形例

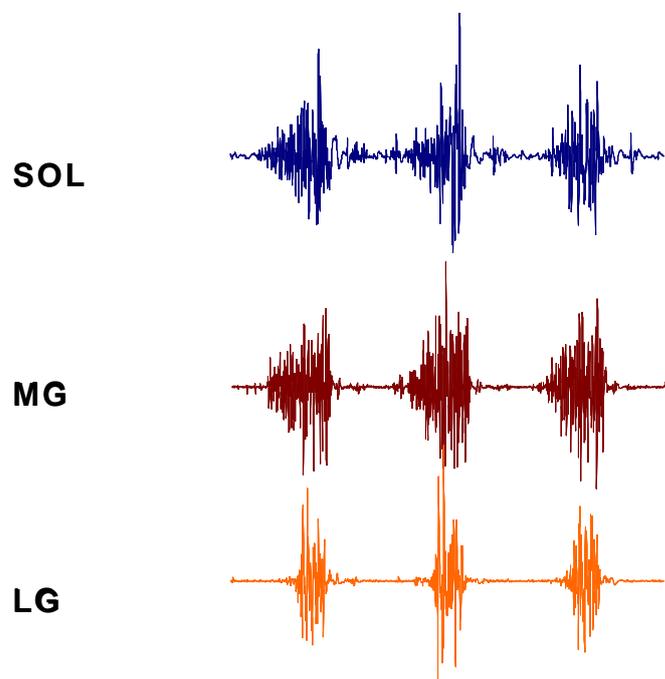


Fig. 5 HOP 課題時の筋電波形例

Ⅲ 結果

CR

今回の実験では 2sec を上昇相とし 3sec を下降層とするように設定されている。その為 2sec の時点で足関節の底屈角度は最大値を示しそれ以降は下腿三頭筋が伸張性筋収縮をしながら底屈角度を減少させていくと考えられる。

Fig.6 に CR における各 set の 1rep 分の平均 RMS 値を示す。この図から各筋のピーク値に達するタイミングには差異がある傾向が観察された。SOL では最大底屈位に達する前に放電値がピークに達する特徴が観察された。一方 MG 及び LG では上昇相の最終域でピーク値へ達する様子が観察された。また SOL は MG 及び LG と比して下降層での貢献度が高くなることが観察された。この特徴は運動の後半に顕著に観察された。

Fig.7 は CR における各 set の平均 RMS 値のグラフである。

1set、3set、4set において MG が SOL 及び LG に比して有意に高値を示した ($P<0.05$)。2set においては MG が LG に対して有意に高値を示す結果となった。CR においては LG と SOL の間に有意な関係性は認められなかった。

Fig.8 は CR における各 set の平均ピーク RMS 値のグラフである。

1set、3set、4set において MG が SOL に比して有意に高値を示した ($P<0.05$)。4set では MG は LG に対して有意に高値を示す結果となった ($P<0.05$)。

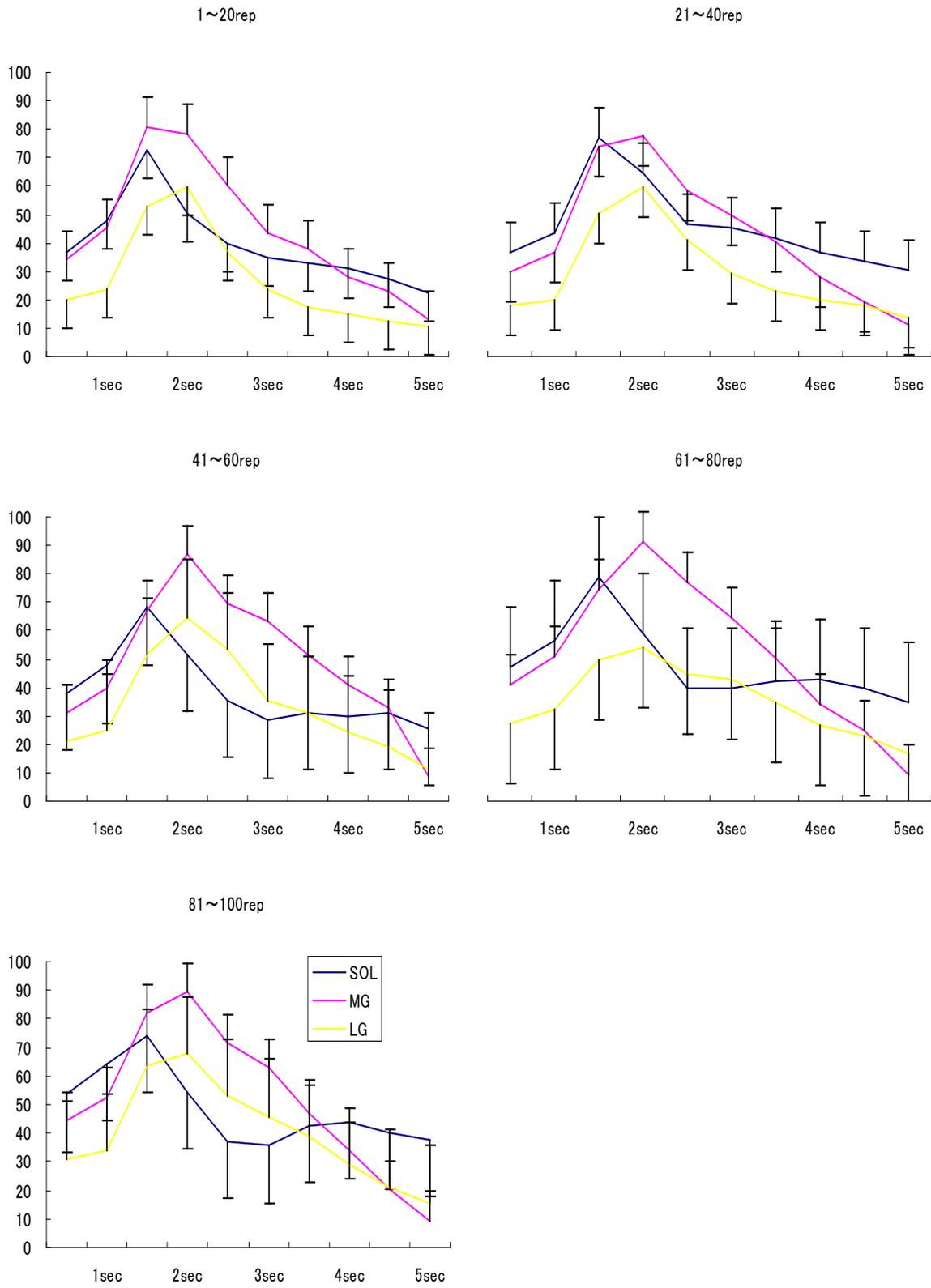


Fig. 6 各 set の 1rep 分の Mean Amplitude<CR>

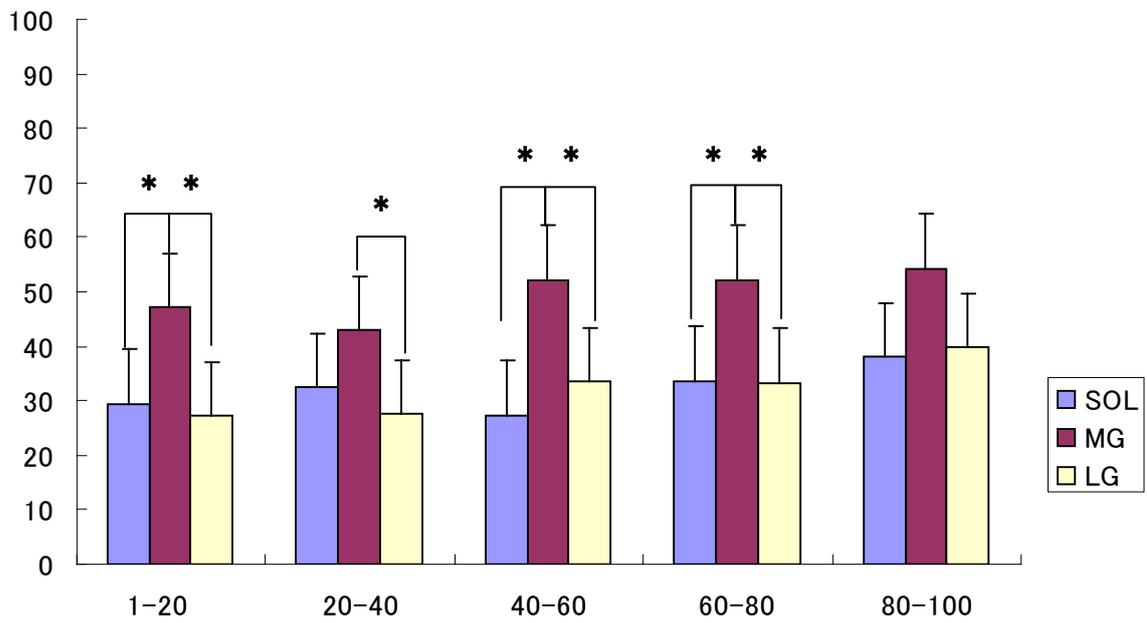


Fig. 7 各セットの Mean Amplitude<CR>

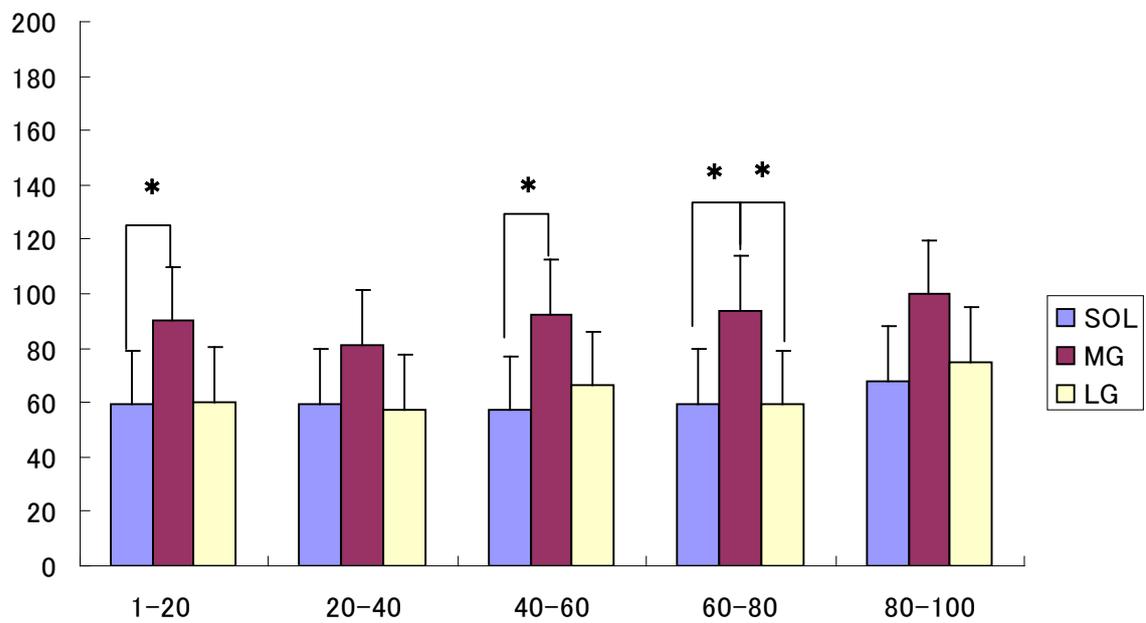


Fig. 8 各セットの Mean Peak Amplitude<CR>

lpCR

Fig.9 に lpCR における各 set の 1rep 分の平均 RMS 値を示す。

CR 同様各筋のピーク値に達するタイミングには差異がある傾向が観察された。SOL では最大底屈位に達する前に放電値がピークに達する特徴が観察された。また運動後半では最大底屈位付近から下降層にかけての放電量が増大する様子が観察された。一方 MG 及び LG では運動初期には最大底屈位に至る前に放電量のピークを迎える傾向が見られたが運動後半を迎えると最大底屈位付近でピーク値を示す様相が観察された。

また SOL は MG 及び LG と比して下降層での貢献度が高くなることが観察された。この特徴は実験の後半に顕著に観察された。

Fig.10 は lpCR における各 set の平均 RMS 値のグラフである。

1set、3set、4set、5set において SOL が LG に比して有意に高値を示した ($P < 0.05$ 、4set: $P < 0.01$)。MG と SOL 及び LG それぞれの間に有意な関係性は認められなかった。

Fig.11 は lpCR における各 set の平均ピーク RMS 値のグラフである。

1set、4set において SOL が LG に比して有意に高値を示した。MG と SOL 及び LG それぞれの間に有意な関係性は認められなかった。

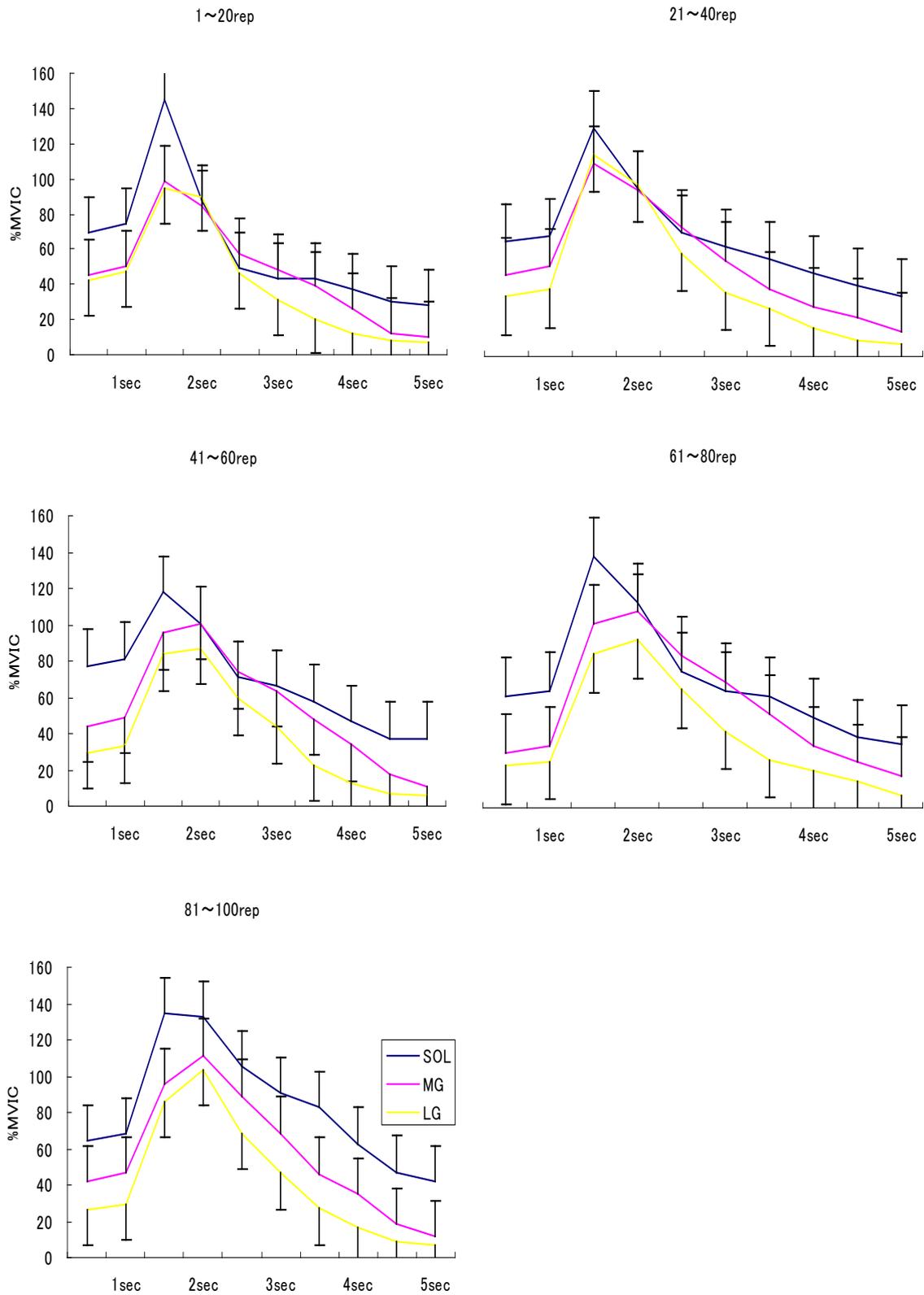


Fig. 9 各 set の 1rep 分の Mean Amplitude<lpCR>

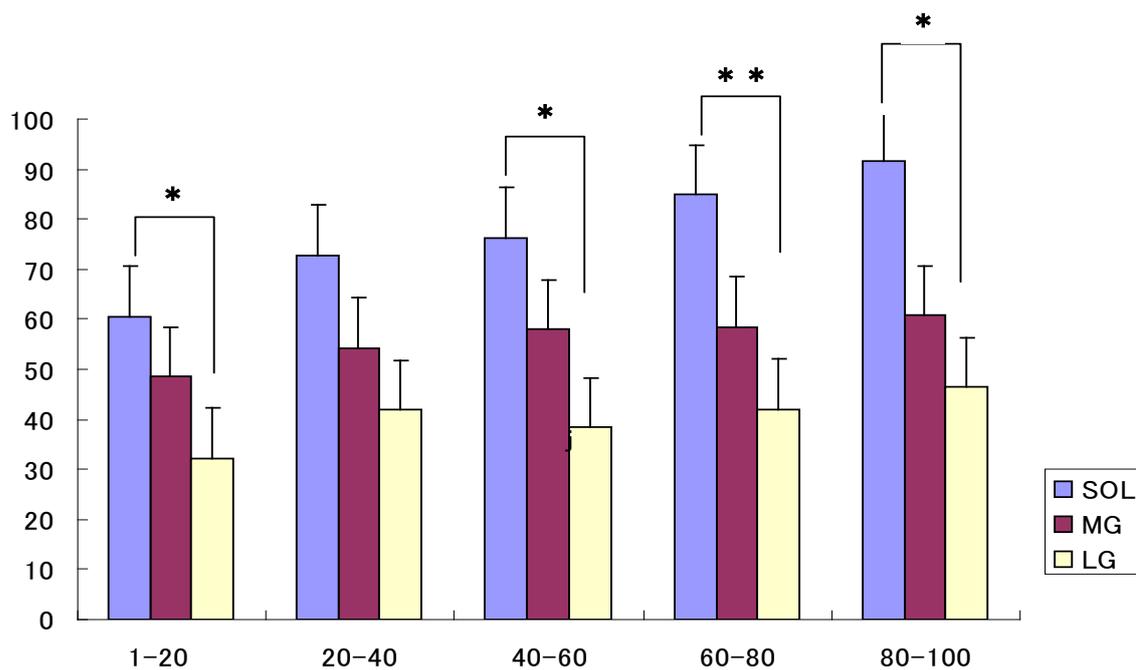


Fig. 10 各セットの Mean Amplitude<lpCR>

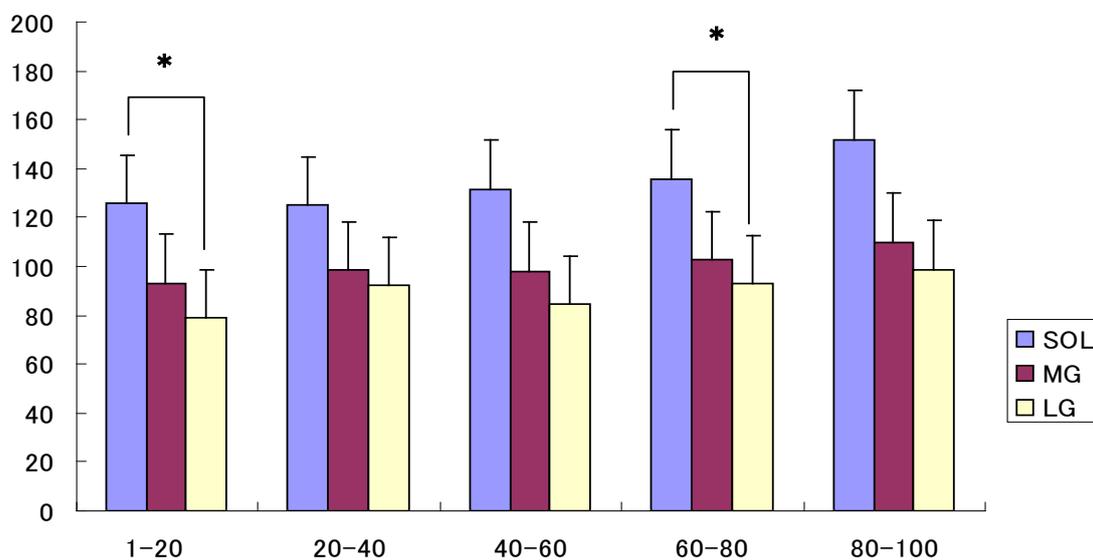


Fig. 11 各セットの Mean Peak Amplitude<lpCR>

HOP

HOP における平均 RMS 値は Fig.12 の通りである。MG が他の 2 筋よりも放電量が低い傾向が見られるが、それぞれの set で有意な差は見られなかった。

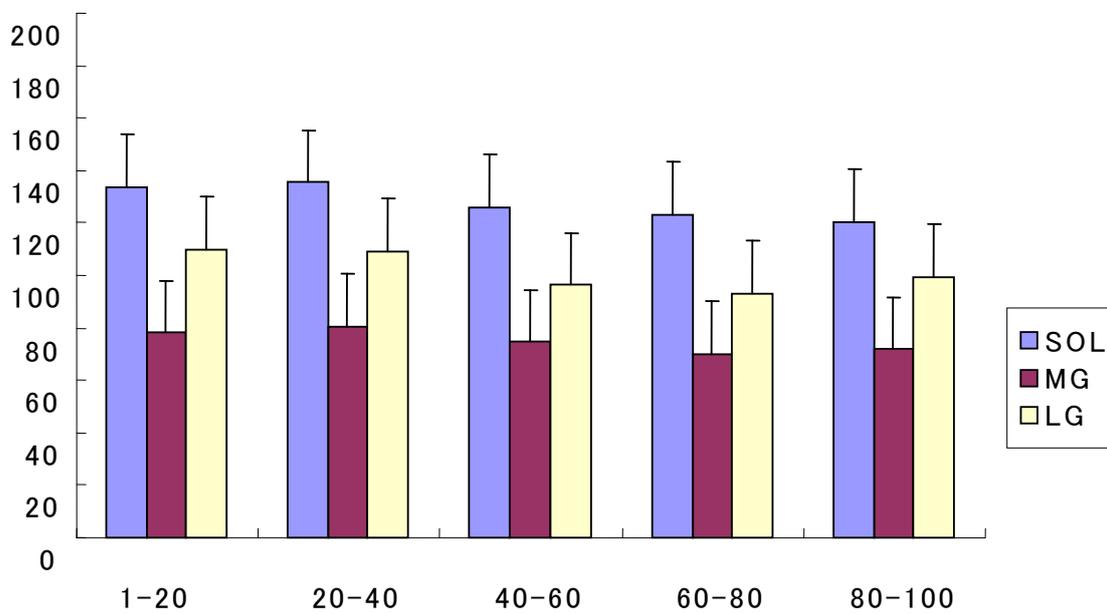


Fig. 12 各セットの Mean Amplitude<HOP>

lpHOP

lpHOP における平均 RMS 値は Fig.13 の通りである。SOL が他の 2 筋よりも放電量が高い傾向が見られるがそれぞれの set で有意な差は見られなかった。

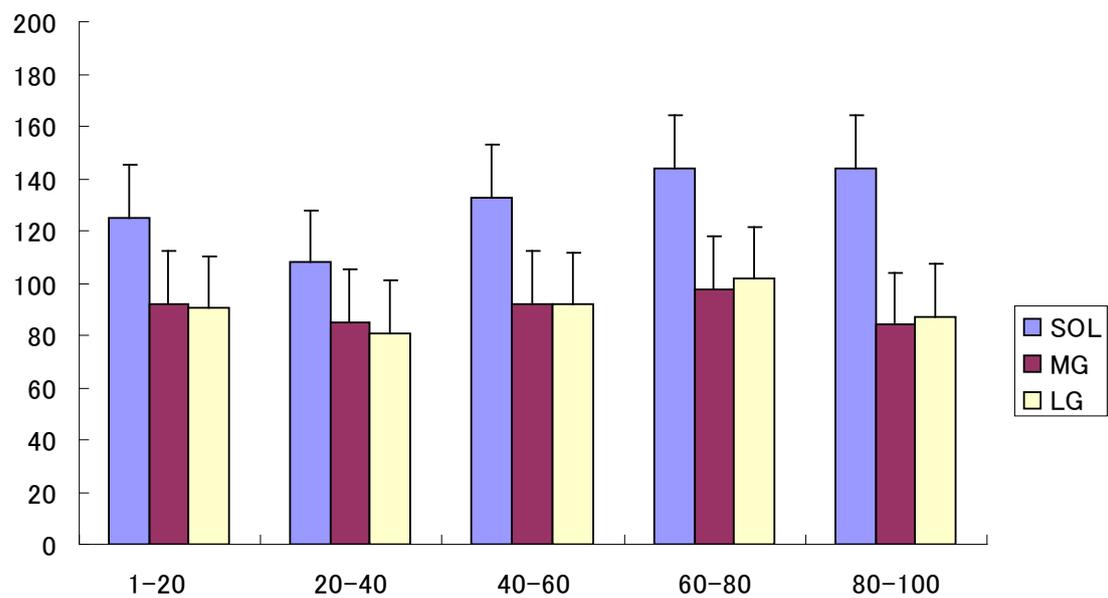


Fig. 13 各セットの Mean Amplitude<lpHOP>

IV 考察

(1)動作課題の運動様式の検討

CR 及び HOP は立位の運動であり lpCR 及び lpHOP は座位での運動である。この点から両者の間には以下のような運動様式の差異が存在することが考えられる。

- ①運動課題に先立つ事前筋活動の有無
- ②課題遂行時の周囲筋群の筋活動量
- ③固有受容感覚の賦活レベル
- ④足部を始めとした下肢の動的アライメントの変化率

①運動課題に先立つ事前筋活動の有無

CR は立位の運動課題である為下肢の筋群はスタート姿勢から緊張が持続しており課題動作に対する事前筋活動がある。Fig.14.15 はそれぞれ前動作時の筋電位の波形である。Fig.14 をみると下腿三頭筋に関しては主に SOL が抗重力筋として立位姿勢保持に貢献しているため事前筋活動が起こっていることがわかる。衣笠らは、反応動作における事前の筋活動により、単純反応時間が短縮されることを報告している¹²⁾。特に、反応動作の主働筋を事前に筋活動させることにより、他の筋を事前に筋活動させる場合よりも、刺激提示から筋電図発現までの潜時、Pre-motor time (PMT) を短縮させるということを報告している。このことから事前筋活動は当該筋の神経-筋経路を賦活させ至適な運動開始環境を導出することが考えられる。

CFにおいて1rep中の平均RMS値を見ると、どのsetにおいても上昇相初期の0msec-500msec間においてはSOLのRMS値が他の2筋よりも高値であることが観察される。全体的なRMS値はGMよりも有意に低値であるが運動初期には高い放電量が発揮されており、立位姿勢による事前の筋活動がSOLの神経-筋経路を有効的に賦活していたことが示唆される。

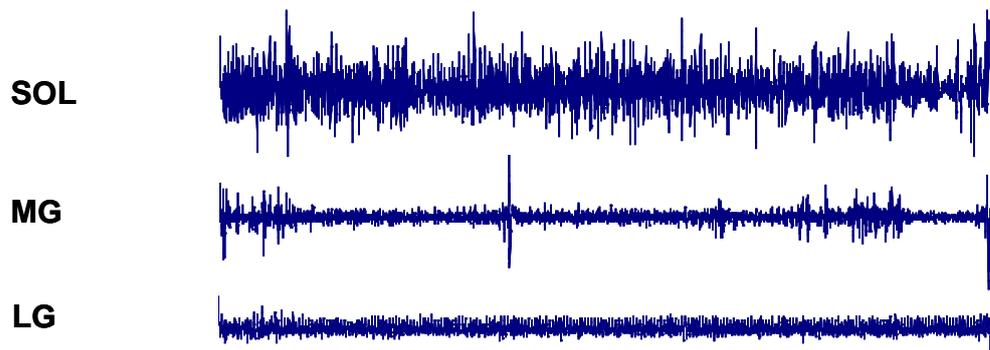


Fig. 14 立位課題時の前動作時筋波形

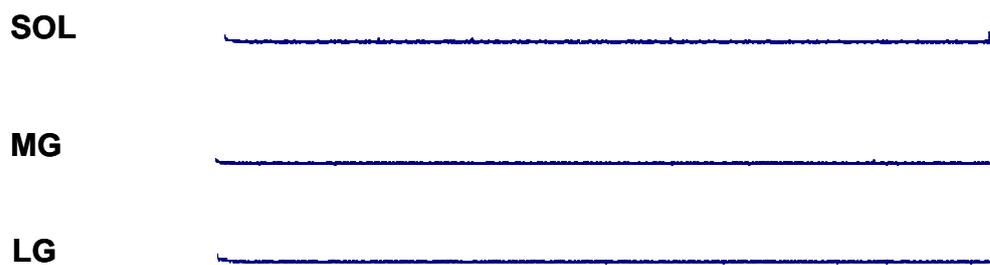


Fig. 15 座位課題時の前動作時筋波形

② 課題遂行時の協働筋の筋活動量

本研究では筋活動様相の検討は TS のみを対象としており、他の筋群の正確な活動様相に注目はしていない。しかし立位の運動である CF 及び HOP では課題遂行に伴い身体の重心動揺に対応した筋群の活動が予想される。そのため動作遂行に対する TS の貢献率は非荷重環境で行う運動よりも低いと思われる。よって本研究では負荷重量は全試技において同値であるが、荷重環境で行う CR、HOP では比較的負荷が低いことが予想される。この点に関しては本研究の限界点であり今後に向けた課題点であるともいえる。

③ 固有受容感覚の賦活レベル

立位環境での運動においては常に身体の重心動揺という外乱に対して固有受容感覚が賦活しバランスを保つ。特に CR では足底の荷重位置を第 2,3 趾の中間位と定めておりそのための努力に応じた筋活動も現れることが予想される。

④ 足部を始めとした下肢の動的アライメントの変化率

足関節底屈時には距骨下関節の回内、回外を伴うことが考えられ特に立位の試技においてはその動きは相対的に大きくなることが予想される。そのためそれに伴った筋の活動が起こることが考えられる。

(2)各課題における考察

CRにおいてはMGがSOL及びLGに比して有意に高い平均RMS値を示した。また平均ピークRMS値においてもMGがSOL及びLGに比して有意に高値を示した。

TSの筋機能分担に関してはこれまで主にSOLと腓腹筋に関するものが多く見られMGとLGの機能的差異に対して詳細な検討を加えた報告はあまり見当たらない。しかし近年いくつかの報告によってMGとLGの足部に及ぼす特異的な機能が明らかになりつつある。

Sabrina et al は超音波装置を用い前額面上での前脛骨筋、MGそしてLGのモーメントアームを検討した¹³⁾。結果、前額面上での足部の肢位によって異なるモーメントアームが発生することを確認した。足部が外反位にある場合LGは外反方向、MGは内反方向のモーメントアームが発生した。また足部が内反位にある場合LG、MGともに内反方向へのモーメントアームが発生した。また中間位ではMGが主に内反方向へのモーメントアームを発生させた。

Arndt A et al はMGの発生する張力がアキレス腱内側縁の張力を高めることを報告した¹⁴⁾。またLGの発生する張力は踵骨を外反させMG・SOLの発生する張力は踵骨を内反させると報告している¹⁵⁾。

Antonios T et al は正常足では足関節底屈時にはLGがinitial activationを起こし足関節の安定性に寄与していると報告した¹⁶⁾。内反障害を持つ被験者においてはLGのinitial activationが見られないことも確認されており3筋の共同的な収縮が足関節の安定性においてキープファクターとなっていることが示唆されている。

今回の実験においては足部の詳細な動的関節角度の検討は行っていないが被験者の静的な後足部アライメントを示すLHAは平均 $8.25 \pm 2.95^\circ$

と、全体的に中間位から軽度の外反位であった。そのため底屈時には内反方向のモーメントが生じ、MGにおいて大きな活動量が見られたものとする。以上のことから底屈時には内反方向の挙動が起こることが予想される。しかし本実験では足底の荷重位置は第2,3趾中間部と規定している。その為意識的に外反方向へ修正するモーメントを生じさせ足底の荷重位置を調整していたことが考えられる。LGの3筋間中の貢献度をlpCR課題時と比較するとCR課題時の方が貢献度は高くなっている。

lpCRにおいてはSOLがLGに比して有意に高い平均RMS値を示した。平均ピークRMS値においてもSOLがLGに比して有意に高値を示した。先に述べたとおりlpCRでは課題動作におけるTSへの負荷量は相対的に集中し大きいことが予想される。SOLは羽状筋の筋形状をとっているため、より強い筋力発揮に適しており大きな放電量を示したことが考えられる。

また座位のlpCR課題において固有受容感覚はCRよりも賦活されていないと考えられる。先に述べた通りLGのinitial activationが足関節の安定性において重要であるという報告があるが、lpCRではLGにおける3筋中の貢献度はCRよりも小さい傾向が見られる。この点に関しては統計的な有意な差としては認められないもののLGがより固有受容感覚が賦活される課題において大きな貢献をしている可能性があり足関節の安定性に対して重要な因子であることが示唆される。

HOP/lpHOPではLGが他の課題と比較すると相対的に活動量が高い傾向がみられた。またSOLは他の3筋と比して相対的に活動量が高い傾

向が見られた。

LG の放電量は HOP/lpHOP では MG と比較すると放電量が高い傾向が見られた。CR と lpCR では LG はどちらにおいても 3 筋間の貢献度は低く負荷量による調整が大きな影響を与えないと考えられ、HOP/lpHOP という収縮速度の速さに活動の調節を受けたことが予想される。先行研究でも LG が特徴的に速度による負荷調整を受けることを示唆する報告¹⁾があるが今回の結果でもそれは示唆された。LG は同名筋でありながら MG とは異なる動員様式を持つことが認められ、その詳細なメカニズムについては今後追跡して検討していく必要がある。

SOL は先行研究においては収縮速度が速くなることで活動に抑制がかかり放電量が小さくなることが報告されている³⁾⁵⁾。しかし今回の結果では最も収縮速度の早い課題において SOL は 3 筋の中で最も貢献度が高い傾向が見られた。これは課題の負荷量が影響を与えているものと思われる。本研究のデザインにおいて設定された負荷重量は全ての課題において自家重量で一定である。その為運動速度が速い HOP/lpHOP では総合的な負荷量は大い。SOL は強い収縮に向くとされている羽状筋の筋形状を取っており、活動量が負荷量に調節され大きな放電量が発生したのと考えられる。また先行研究で報告されている速度による SOL の活動量調節よりも負荷量による調整が強く優先されることが認められたといえる。

(5)総合考察

今回の研究において TS3 筋はアライメント変化、負荷量変化、速度変化という条件の違いに対してそれぞれ異なった対応をすることが明らかとなった。

SOL は負荷量の高い運動で活動量が高くなる傾向が見られた。一方よりアライメント変化率の高いと考えられる CR 課題では 3 筋中の活動量は低くアライメントによる調整は受けづらいことが考えられる。

MG はアライメントの変化が大きくなると考えられる課題において大きな活動量を示した。しかし本研究では関節角度を詳細に検討していない。既述したとおり先行研究では距骨下関節の回内、回外に対して TS は異なる筋活動様相を呈することが報告されている。その為回内、回外まで含めた詳細な下肢関節の角度と筋活動様相を照合し検討していくことが急務であると考えられる。また足部の動きをより規定した状態をインソールなどで作り、角速度、負荷量の与える影響に特化した検討を行う必要性もある。

LG は全課題を通して有意な差として特徴は現れなかった。しかし収縮速度の速い課題において、また立位での運動において比較的大きな放電量を生じる傾向が見られた。収縮速度に対する活動量の調整は先行研究でも言及されており本研究でも類似した傾向が見られた。また収縮速度の速い課題において活動量が高まらなかった MG と比較すると LG はより速度による調整を受ける可能性が示唆される。また立位での課題において活動量が高い傾向があったことから先行研究でも言及されている通り足関節を安定させる上で重要な役割を果たしている可能性が考えられる。

V 結論

本研究では足関節底屈運動において

肢位の違い

収縮速度の違い

負荷量の違い

という諸条件の変化に対する TS の活動応答を筋電図学的に観察した。

その結果、以下の様に諸条件に対して TS 各 3 筋は異なった筋活動様相を示した。

(1)CR 課題において MG の筋活動が他筋と比較して有意に高値であり抗重力下での運動において重要な役割を担っていることが明らかとなった。

(2)lpCR 課題において SOL の筋活動が他筋と比較して有意に高値であり負荷量に対して活動量の調節を受けやすいことが示唆された。

参考文献

1. M.A. Johnson, J.Polgar, D.Weightman, D.Appleton. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *J Neurological Sciences*. 18(1):111-129. 1973
2. K.Albrachta, A.Arampatzisa, V.Baltzopoulosb. Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. *J Biomechanics* 41: 2211-2218. 2008
3. 田卷弘之, 北田耕司, 倉田博.
足関節運動における角速度の変化と下腿三頭筋活動パターン. *体力科学*. 42:292-300. 1999
4. 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*. 9:7-12. 2004
5. 田卷弘之, 前田明, 江橋博, 西菌秀嗣, 芝山秀太郎, 倉田博.
一流長距離選手における足関節等速性運動時の下腿三頭筋の活動様式. *鹿屋体育大学学術研究紀要*. 第11号:79-87. 1994
6. Ryuta Kinugasa, Yasuo Kawakami, Tetsuo Fukunaga. Muscle activation and its distribution within human triceps surae muscles. *J Appl Physiol*. 99:1149-1156. 2005

7. Smith.JL, Edgerton.VR, Betts.B, Collatos TC. EMG of slow and fast ankle extensors of cat during posture, locomotion, and jumping. *J Neurophysiol.* 40(3):503-513. 1977
8. Smith.JL, Betts.B, Edgerton.VR, Zernicke.RF. Rapid ankle extension during paw shakes: selective recruitment of fast ankle extensors. *J Neurophysiol.* 43(3):612-620. 1980
9. 奥脇透. トップアスリートにおける肉離れの実態. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 16(4):81. 2008
10. S Stephenson, C Gissane and D Jennings. Injury in rugby league: a four year prospective. *Br J Sports Med.* 30:331-334. 1996
11. Bathgate, J.P.Best, G.Craig, M.Jamieson. A prospective study of injuries to elite Australian rugby union players. *Br J Sports Med.* 36:265-269. 2002
12. 衣笠隆, 藤田紀盛, 野間明紀. 事前の筋活動が反応時間に及ぼす影響について. *筑波大学体育科学系紀要.* 9:309-314. 2006
13. Sabrina S.M.Lee a, StephenJ.Piazza. Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *J Biomechanics.* 41: 3366-3370. 2008

- 14.** Arndt A, Bruggemann GP, Koebke J, Segesser B.
Asymmetrical loading of the human triceps surae: I. Mediolateral force differences in the Achilles tendon. FOOT & ANKLE INTERNATIONAL. 20:444-449.1999
- 15.** Arndt A, Bruggemann GP, Koebke J, Segesser B.
Asymmetrical loading of the human triceps surae: II. Differences in calcaneal moments. FOOT & ANKLE INTERNATIONAL. 20:450-455.1999
- 16.** T.Antonios, P.J.Adds. The Medial and Lateral Bellies of Gastrocnemius: A Cadaveric and Ultrasound Investigation. Clinical Anatomy. 21:66-74. 2008
- 17.** Y.Kawakami, Y.Ichinose, T.Fukunaga. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. J Appl Physiol. 85:398-404. 1998
- 18.** V.Giddings, G.S.Beaupr, E.Robert, T.Whalen, D.R.Carter. Calcaneal loading during walking and running. MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE. 32(3):627-34. 2000
- 19.** M.Kaya, T.Leonard, W.Herzog. Coordination of medial gastrocnemius and soleus forces during cat locomotion. J

Experimental Biology 206:3645-3655. 2003

20. IJkema Paassen, A.Gramsbergen. Development of Postural Muscles and Their Innervation. NEURAL PLASTICITY. 12:2-3. 2005

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

22. J.Duclay, A.Robbe, M.Pousson, Alain Martin. Effect of angular velocity on soleus and medial gastrocnemius H-reflex during maximal concentric and eccentric muscle contraction. J Electromyography and Kinesiology. 19:948-956. 2009

23. G.Koulouris, A.Y.I.Ting, A.Jhamb, D.Connell, E.C.Kavanagh. Magnetic resonance imaging findings of injuries to the calf muscle complex. Skeletal Radiol. 36:921-927. 2007

24. J.M.Wakeling, K.Uehli, A.I.Rozitis. Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. J R Soc.

Interface. 3:533-544. 2006

25. H.S.Kwaka,T, K.B.Leeb, Y.M.Hana. Ruptures of the medial head of the gastrocnemius (“tennis leg”)Clinical outcome and compression effect. J Clinical Imaging. 30:48-53. 2006

26. H.D.Lee, T.Finni, J.A.Hodgson, A.M.Lai, V.R.Edgerton, S.Sinha. Soleus aponeurosis strain distribution following chronic unloading in humans:an in vivo MR phase-contrast study. J Appl Physiol. 100:2004-2011. 2006

27. D.A.Jamadar, J.A.Jacobson, S.E.Theisen, D.R.Marcantonio, D.P.Fessell, S.V.Patel, C.W.Hayes. Sonography of the Painful Calf: Differential Considerations. AJR. 179:709-716. 2002

28. G.J.Delgado, C.B.Chung, N.Lektrakul, P.Azocar, M.J.Botte, D.Coria, E.Bosch, D.Resnick. Tennis Leg: Clinical US Study of 141 Patients and Anatomic Investigation of Four Cadavers with MR Imaging and US. Radiology. 224:112-119. 2002

29. P.M.Kennedy , A.G.Cresswell. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. Exp Brain Res. 137:58-64. 2001

30. G.J.Pinniger, J.R.Steele, A.G.Cresswell. The force-velocity

relationship of the human soleus muscle during submaximal voluntary lengthening actions. Eur J Appl Physiol. 90:191-198. 2003

31. 田卷弘之, 北田耕司, 倉田博.

下腿三頭筋の筋放電活動と足関節角度および負荷強度との関係. 体力科学. 48(6):730. 1999

32. 白澤葉月, 木目良太郎, 田卷弘之, 大金雅子, 倉田博. 種々の一定負荷における随意的等尺性収縮中の下腿三頭筋の筋電図パターン. 体育学研究. 43:164-175. 1998

33. 田卷弘之, 北田耕司, 赤嶺卓哉, 酒匂崇, 倉田博. 静的および動的な足関節運動の持続による下腿三頭筋の活動交代. 体力科学. 44(6):648. 1995

34. 桐本光, 矢倉千明, 北田耕司, 興谷謙吾, 今泉英徳, 田卷弘之. 運動負荷形式の違いが活動交代出現に及ぼす影響. 体力科学. 54(6):438. 2005

謝辞

本論文の作成にあたり、指導教官である福林徹教授には終始懇切丁寧なご指導を賜りました。厚く御礼申し上げます。

また、磯繁雄教授、鳥居俊准教授には快く副査を受けていただき、ご指導賜りました。諸先生方に深く感謝いたします。

ゲームシーズンで多忙な中、研究活動に対して理解をいただき多大なるご協力を頂いたサントリーサンゴリアスメディカルスタッフの高澤祐治氏、永山正隆氏、山本和宏氏、新田博昭氏、若井正樹氏、吉岡淳平氏、田代智史氏、そして全てのチームスタッフ、選手に深く感謝いたします。

スポーツ外科学研究室の皆様には実質的なご協力以上に日々互いに研鑽しあう中で最高の刺激を与えてもらいました。深く感謝いたします。

また、被験者として実験に協力していただいた皆様に厚く御礼申し上げます。

最後に共に修士課程を過ごしてきた同期の仲間、ここまで温かく見守ってくださった友人と家族に感謝したいと思います。ありがとうございました。