



札幌医科大学学術機関リポジトリ *ikor*

SAPPORO MEDICAL UNIVERSITY INFORMATION AND KNOWLEDGE REPOSITORY

Title	半腱様筋の選択的筋疲労がハムストリング筋活動に及ぼす影響
Author(s)	青木, 信裕、金子, 文成、片寄, 正樹
Citation	札幌保健科学雑誌 5号 45 - 52 2016
Issue Date	2016年3月
DOI	10.15114/sjhs.5.45
Doc URL	http://ir.cc.sapmed.ac.jp/dspace/handle/123456789/6746
Type	Journal Article
Additional Information	
File Information	n2186621X545.pdf

- ・コンテンツの著作権は、執筆者、出版社等が有します。
- ・利用については、著作権法に規定されている私的使用や引用等の範囲内で行ってください。
- ・著作権法に規定されている私的使用や引用等の範囲を越える利用を行う場合には、著作権者の許諾を得てください。

原 著

半腱様筋の選択的筋疲労がハムストリング筋活動に及ぼす影響

青木信裕¹⁾、金子文成²⁾、片寄正樹¹⁾

¹⁾ 札幌医科大学保健医療学部理学療法第二講座

²⁾ 札幌医科大学保健医療学部理学療法第一講座

本研究の目的は、神経筋電気刺激を用いて半腱様筋のみを選択的に筋疲労させ、選択的筋疲労が等尺性膝関節屈曲運動時のハムストリング筋活動に及ぼす影響を解明することとした。13名の健康な成人男性が本研究に参加した。選択的筋疲労を誘起させるために、神経筋電気刺激を半腱様筋上に30分間実施した。被験者は電気刺激前後に膝関節屈筋群の最大随意収縮課題と一定力出力課題を実施した。一定力出力課題は、最大膝屈曲トルクに対して25%、50%、75%の目標力を膝関節屈曲105°位で実施した。課題中の膝屈曲トルクと筋電図積分値 (iEMG)、中央周波数 (MDF) を算出した。その結果、一定力出力課題において、半腱様筋のiEMGは電気刺激後に有意に上昇し、MDFは有意に低下した。その一方で、半膜様筋と大腿二頭筋のiEMGは電気刺激後に有意に上昇したが、MDFは変化しなかった。これらの結果は、神経筋電気刺激後に半腱様筋が選択的に筋疲労していることを示唆する。半腱様筋の選択的筋疲労によって最大屈曲トルクが低下したにも拘らず、協働筋である半膜様筋の最大随意収縮中における筋活動量は増大することが明らかとなった。

キーワード：ハムストリング、筋疲労、電気刺激、筋電図、膝関節

Evaluation of the hamstring muscles activity under the semitendinosus muscle fatigue condition.

Nobuhiro AOKI¹⁾, Fuminari KANEKO²⁾, Masaki KATAYOSE¹⁾

¹⁾ Second Division of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University

²⁾ First Division of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University

This study aimed to elucidate the activity of the hamstring muscles during isometric contraction tasks before and after semitendinosus muscle fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation (NMES). Thirteen healthy young men participated in this study. NMES of the semitendinosus muscle was performed for 30 min to induce selective muscle fatigue. Subjects performed maximum voluntary contraction and constant-force tasks before and after NMES. In the constant-force tasks, subjects performed isometric contraction at 25%, 50%, and 75% maximum torque level at 105° knee flexion. Knee flexion torque and surface electromyography (EMG), integrated EMG (iEMG), and median frequency (MDF) during tasks were calculated. Maximum knee flexion torque declined significantly after NMES for all joint angles. In the constant-force tasks, iEMG of the semitendinosus muscle increased significantly after NMES, whereas MDF declined significantly. In contrast, while the iEMG of the semimembranosus and biceps femoris muscles increased significantly after NMES, no significant change was seen in MDF. These results suggest that semitendinosus muscle fatigue due to NMES reduces knee flexion torque. Maximum knee flexion torque declined after semitendinosus muscle fatigue. Nevertheless, muscle activity of the semimembranosus muscle during maximum voluntary contraction increased significantly after synergist muscle fatigue.

Key words : hamstring muscle, muscle fatigue, electrical stimulation, electromyography, knee joint

Sapporo J. Health Sci. 5:45-52(2016)

DOI:10.15114/sjhs.5.45

I. 緒 言

ハムストリングは半腱様筋 (ST)、半膜様筋 (SM)、大腿二頭筋長頭 (BF) および短頭の4筋から構成され、その機能は股関節伸展、膝関節屈曲とされている。それぞれの筋はその形態や走行が異なることが報告されており、各筋が有する機能が異なることが予測される。これまでの研究において、ハムストリングを構成する個々の筋機能を明らかにする目的の研究が多く報告されている。形態やモーメントアームに関する報告では、筋線維長や羽状角、モーメントアームは、それぞれの筋により異なることが示されている¹⁻⁴⁾。ハムストリングが主動作筋となる膝関節屈曲運動に関する報告では、膝関節屈曲トルクは膝関節屈曲角度が増加するにつれて減少すると報告されている⁵⁻¹⁰⁾。また、西野ら¹⁰⁾は膝関節屈曲の等尺性収縮中の筋活動を検討し、膝関節深屈曲位においてSTがSM、BFと比較して筋活動量が大きいと報告した。Onishi et al.⁸⁾は、膝関節屈曲60°と90°での等尺性収縮課題において、BFのみが60°で筋活動量が大きく、ST、SM、大腿二頭筋短頭は90°で筋活動量が大きいと報告した。一方、Mohamed et al.⁶⁾は、膝関節角度を変化させて筋長を変化させてもハムストリングの筋活動量は高いレベルで変化がなかったと報告している。また、Kubota et al.⁵⁾はSTが腱画を有することに着目し、近位部と遠位部で筋活動が異なることを報告した。このように、ハムストリングの筋活動は、膝関節角度変化によって一定した見解が得られていない。また、動的課題でハムストリングの各筋が有する機能は明らかではない。

ハムストリングを構成する各筋の役割を解明するために、我々は各筋の機能を欠損させて動的な運動学的解析を行うことが有効であると考えた。筋の機能が欠損した報告として、膝前十字靭帯損傷後の再建術によりSTを採取された症例での報告¹¹⁾や、ハムストリング切除患者での報告¹²⁾がある。しかし、これらの筋機能を欠損した症例による報告では、筋機能が欠損した後に日常生活やリハビリテーションを行っており、その他の筋が補う戦略が既に生じている可能性がある。我々は、神経筋電気刺激を用いた選択的な筋疲労を誘起することによる一時的な機能的欠損実験を試みている。ハムストリングが有する機能は、日常生活やスポーツ動作のような動的な状況で明らかではない。ハムストリングの動的な機能を解明することは、スポーツ傷害の予防やリハビリテーションに有用な情報となる。

本研究は、ハムストリングを構成する筋が有する機能の解明への導入として実施した。それぞれの筋の機能を明らかにするために、本研究では選択的筋疲労によるSTの機能的欠損が、静的筋出力時におけるハムストリングの筋活動に与える影響を明らかにすることを目的とした。特に、膝関節深屈曲位での筋活動を検討することで、STが大きく活動すると報告されている膝関節屈曲位でのハムストリ

ング個々の筋の役割を明らかにすることを目的とする。STが静的課題下で果たす機能的役割を明らかにすることは、膝関節障害を有する症例の評価・治療の根拠となる可能性がある。

II. 方 法

1. 対 象

対象は健康な成人男性13名 (20-23歳、平均年齢21.7±1.3歳)とした。被験者は下肢に関連する神経学的・整形外科的疾患の既往がない者とし、測定実施時に疼痛の訴えないものとした。全ての被験者の利き足は右利きであり、本研究では左下肢を対象側として測定を実施した。被験者には、事前に研究目的や測定内容等を明記した書面を用いて十分な説明を行った。その上で、被験者より同意の得られた場合のみ測定を開始した。本研究は札幌医科大学倫理委員会の承認を得た後に実施した (承認年月日: 2012年2月14日)。

2. 実験手順

実験は、運動課題を実施後に神経筋電気刺激 (neuromuscular electrical stimulation, 以下NMES) を30分間実施し、終了後に再度運動課題を実施した。電気刺激の前後の運動課題中の測定項目は、膝関節屈曲トルクとハムストリング筋活動から算出される筋電図積分値 (integrated electromyogram, 以下iEMG)、中央周波数 (median power frequency, 以下MDF) とした。電気刺激による介入前後において、膝屈曲トルク、iEMG、MDFを比較することで、各筋の筋疲労状態と膝関節屈曲運動時の筋活動量を検討した。

3. 運動課題

運動課題は、等尺性膝関節屈曲運動の最大随意収縮 (MVC) 課題と一定力出力課題とした。課題実施前に十分に練習をした後に、運動課題を実施した。MVC課題は、膝関節屈曲15°、60°、105°位で最大随意収縮を2回実施し、2回の平均値を代表値とした。一定出力課題は、膝関節屈曲105°位のMVC課題で得られた最大膝屈曲トルクの25%、50%、75%を目標力と設定し、目標力を5秒間発揮させた。一定力出力課題では、被験者の前方においたモニターによって目標力を視覚的にフィードバックした。運動課題は、MVC課題の後に一定力出力課題を実施し、一定力出力課題は目標力を無作為順に実施した。各課題間は2分間の休憩を取り、運動課題の実施による疲労の影響を排除した。

運動課題時の膝屈曲トルクは、等速性筋力測定機器 (Biodex system 3, Biodex社) を用いて測定した。測定肢位は腹臥位とし、ダイナモメータの回転軸が左膝関節屈曲・伸展運動軸と合うように調整した。膝関節屈曲時に股関節での運動の影響を排除するために、固定ストラップを用いて骨盤を固定した。被験者には左膝関節屈曲運動を指示し、

課題によって異なる筋出力を発揮するように求めた。

4. 筋活動の測定

筋活動の測定は能動電極を用いた表面筋電計 (Trigno Wireless System, Delsys社) を使用して実施した。サンプリング周波数は2000Hzとした。被験筋はST、SM、BFとし、STは筋腹部の近位1/3、SMはST腱内側の筋腹部、BFは坐骨結節から腓骨頭の1/2の部位に筋線維の走行に沿って配置した。貼り付け部位は剃毛を行い、アルコール綿で皮脂を取り除き、皮膚研磨剤で前処理した。電極貼り付け後、測定中の交流雑音の混入を小さくするために、安静時の電位が50 μ V以内に収まっていることを確認した後、測定を開始した。自作のプログラム (LabView2010, National Instruments社) で制御するデータ集録機器 (NI USB-6218, National Instruments社) を用いて、等速性筋力測定機器からの膝屈曲トルク信号と表面筋電計の記録開始のトリガー信号を記録することで、オフラインで膝屈曲トルク信号と筋電図信号を同期した。

5. 神経筋電気刺激

運動課題間の介入は、低周波治療器 (イトーES420, 伊藤超短波社) を使用したSTへのNMESとした。NMESを実施する肢位は、腹臥位で膝関節屈曲60°とした。刺激電極については、ST筋腹上と内側ハムストリング遠位部に配置した。ST筋腹上の設置部位は、坐骨結節と脛骨内側上顆を結ぶ線上とし、筋腹の位置は超音波画像診断装置 (SONOACE PICO, メディソン社) による画像診断と理学療法士の触診により決定した。

電気刺激は刺激周波数20Hz、パルス幅0.4ミリ秒、通電時間1秒、休止時間1秒とし、連続30分間刺激を行った。刺激強度は、各被験者が電気刺激により生じる皮膚の痛みに耐えうる最大強度と規定した。刺激中は筋収縮が内側ハムストリングに誘起されていることを視覚的、また触診で確認した。同時に周囲の他の筋に収縮が誘起されていないことを触診で確認したうえで、電極部位を決定した。また、電気刺激による関節運動が生じないように、左下腿は筋力測定機器のアタッチメントに固定した状態でNMESを実施した。

6. 信号処理

膝屈曲トルクの信号処理として、MVC課題における最大膝屈曲トルクは、各関節角度での課題実施中の最大値を採用した。

筋電図の信号処理として、今回用いた筋電計では、電極部のアンプの特性として高域遮断周波数450Hz、低域遮断周波数5Hzでフィルタ処理されて信号がパーソナルコンピュータに記録される。保存された筋電図データはオリジナルプログラム (LabView2010, National Instruments社) にて4次のバターワースフィルタで低域遮断処理し (遮断周波数10 Hz)、以下の解析を実施した。

MVC課題中の筋電図は、最大トルク発揮中の3秒間を分析区間として各筋のiEMGとMDFを算出した。iEMGは、フィルタ後の波形を全波整流し、分析区間の積分値を求めた。その後、膝関節屈曲60°での介入前MVC課題中のiEMGを基準に標準化した (%MVC)。MDFは、分析区間におけるフィルタ後の波形について高速フーリエ変換を行い、得られたパワースペクトル密度波形から以下の式を用いて中央値を算出した。

$$\int_0^{MDF} P(f)df = \int_{MDF}^{\infty} P(f)df$$

一定力出力課題における筋電図の解析は目標値を出力中の3秒間を分析対象とし、iEMGとMDFを算出した。iEMGはMVC課題と同様に、膝関節屈曲60°での介入前MVC課題中のiEMGを基準に標準化した。

7. 統計学的解析

最大膝屈曲トルクにおいては膝関節角度要因 (膝関節屈曲15°、60°、105°) と測定時期要因 (介入前、介入後) について反復測定二元配置分散分析を実施した。MVC課題時のiEMGとMDFは、各筋において膝関節角度要因 (膝関節屈曲15°、105°) と測定時期要因 (介入前、介入後) について反復測定二元配置分散分析を実施した。一定力出力課題時のiEMGとMDFは、各筋において出力強度要因 (25%MVC、50%MVC、75%MVC) と測定時期要因 (介入前、介入後) について反復測定二元配置分散分析を実施した。交互作用が認められた場合には単純主効果の検定を行った。有意な主効果があった場合には、多重比較検定 (Bonferroni法) を行った。有意水準は5%とした。

III. 結 果

1. 膝最大屈曲トルクについて

膝関節最大屈曲トルクの結果を図1に示す。膝関節最大屈曲トルクは測定時期要因と膝関節屈曲角度要因の交互作用

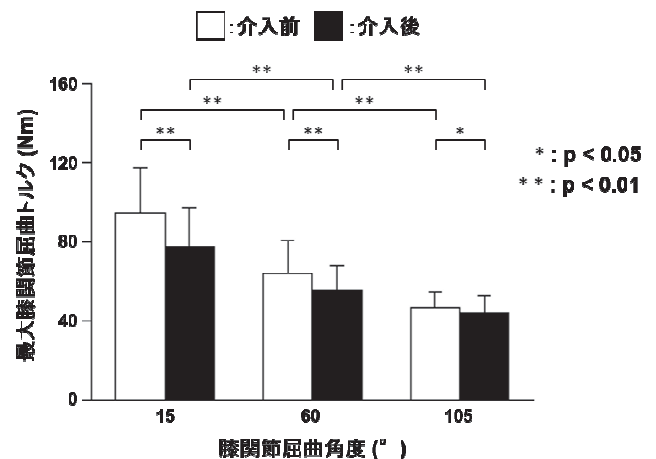


図1 最大膝関節屈曲トルク (n=13)

表 1 最大随意収縮課題中の筋活動の平均値（標準偏差）(n=13)

A : 筋電図積分値 (iEMG), B : 中央周波数 (MDF)
 筋電図積分値は60%MVCで得られた値を用いて標準化を実施
 ST : 半腱様筋, SM : 半膜様筋, BF : 大腿二頭筋長頭

A. iEMG			(%MVC)		B. MDF			(Hz)
	膝角度	介入前	介入後		膝角度	介入前	介入後	
ST	15°	109.0 (43.9)	94.9 (29.5)	†	15°	64.7 (14.2)	67.0 (13.5)	
	105°	76.9 (26.7)	87.7 (40.8)		105°	83.5 (20.4)	84.7 (24.3)	
SM*	15°	123.3 (60.1)	113.4 (54.1)	†	15°	64.8 (11.9)	74.8 (21.7)	
	105°	56.4 (24.7)	69.7 (30.4)		105°	72.3 (17.3)	81.9 (24.1)	
BF‡	15°	115.9 (29.4)	117.5 (41.7)	‡	15°	85.2 (17.5)	86.9 (16.5)	
	105°	72.0 (26.1)	96.5 (28.1)		105°	81.0 (16.3)	87.8 (21.9)	

* : 交互作用あり
 † : 測定時期要因(介入前, 介入後)に主効果あり
 ‡ : 関節角度要因(15°, 105°)に主効果あり
 p < 0.05

用があった ($F(2, 11)=11.62, p<0.0005$)。単純主効果の結果、電気刺激前後において、それぞれの膝関節屈曲角度間で差が認められ、膝関節屈曲角度が大きくなるにつれて最大屈曲トルクは有意に低下した。また、全ての関節角度において電気刺激前と比較して電気刺激後では有意に屈曲トルクは低下した。

2. MVC課題中の筋活動について

MVC課題中におけるiEMG、MDFの結果を表1に示す。iEMGは、STとBFは膝関節角度要因と測定時期要因の間で交互作用はなかった ($ST:F(1, 12)=3.74, p=0.08, BF:F(1, 12)=4.69, p=0.06$) が、SMは膝関節角度要因と測定時期要因の間で交互作用があった ($F(1, 12)=5.29, p=0.04$)。SMにおける単純主効果の結果、膝関節屈曲105度での介入前に対して介入後、および介入前における膝関節屈曲15度と105度、介入後における膝関節屈曲15度と105度で有意な差があっ

た。STは、膝関節角度要因と測定時期要因に主効果がなかった (膝関節角度 : $F(1, 12)=2.61, p=0.14, 測定時期 : F(1, 12)=0.05, p=0.83$)。BFは、膝関節角度要因に主効果があったが、測定時期要因に主効果はなかった (膝関節角度 : $F(1, 12)=7.56, p=0.02, 測定時期 : F(1, 12)=3.85, p=0.08$)。

MDFは、全ての筋において膝関節角度要因と測定時期要因の間で交互作用がなかった ($ST:F(2, 11)=0.37, p=0.61, SM:F(2, 11)=1.68, p=0.21, BF:F(2, 11)=1.53, p=0.25$)。STは、膝関節角度要因に主効果があったが、測定時期要因に主効果はなかった (膝関節角度 : $F(2, 11)=12.72, p<0.0005, 測定時期 : F(1, 12)=0.16, p=0.70$)。SMは、膝関節角度要因に主効果はなかったが、測定時期要因に主効果があった (膝関節角度 : $F(2, 11)=0.85, p=0.44, 測定時期 : F(1, 12)=12.10, p=0.01$)。BFは、膝関節角度要因と測定時期要因に主効果はなかった (膝関節角度 : $F(2, 11)=0.10, p=0.90, 測定時期 : F(1, 12)=2.03, p=0.18$)。

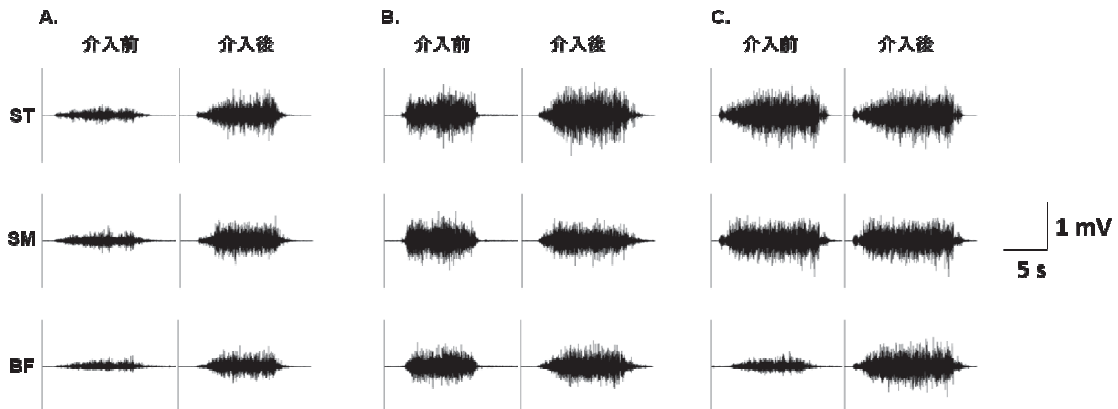
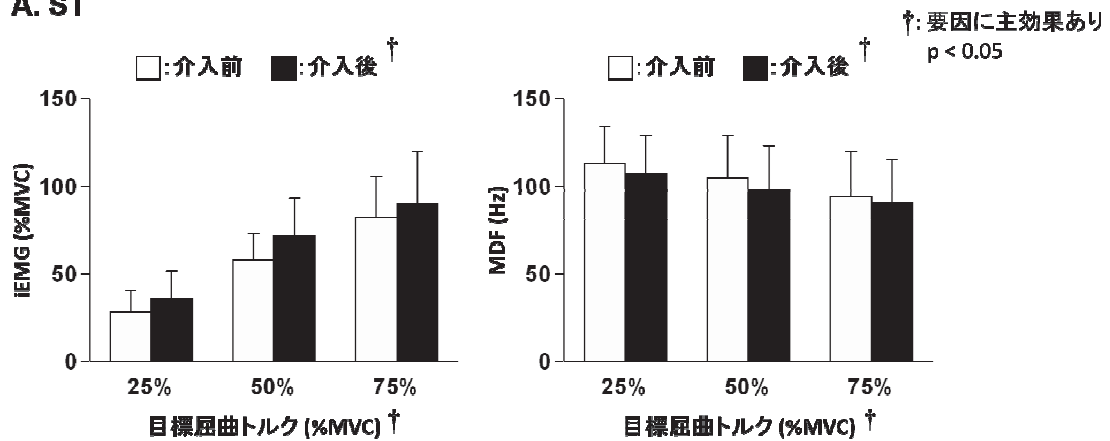


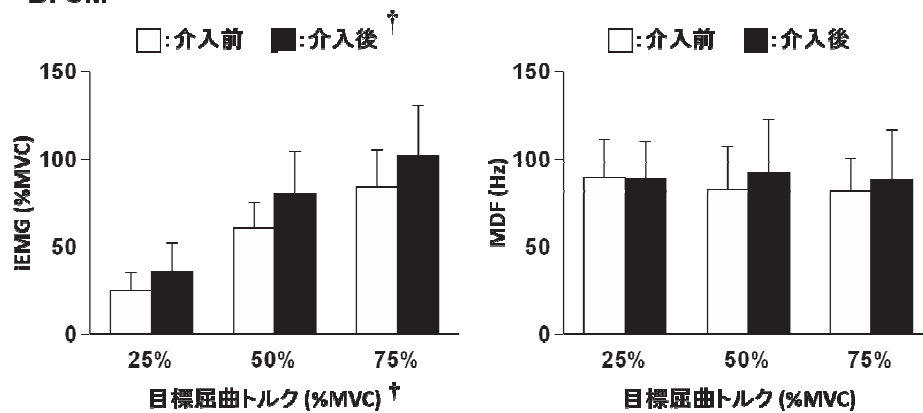
図 2 一定力出力課題中の筋活動典型例

ST : 半腱様筋, SM : 半膜様筋, BF : 大腿二頭筋長頭
 A. 目標力25%MVC, B. 目標力50%MVC, C. 目標力75%MVC

A. ST



B. SM



C. BF

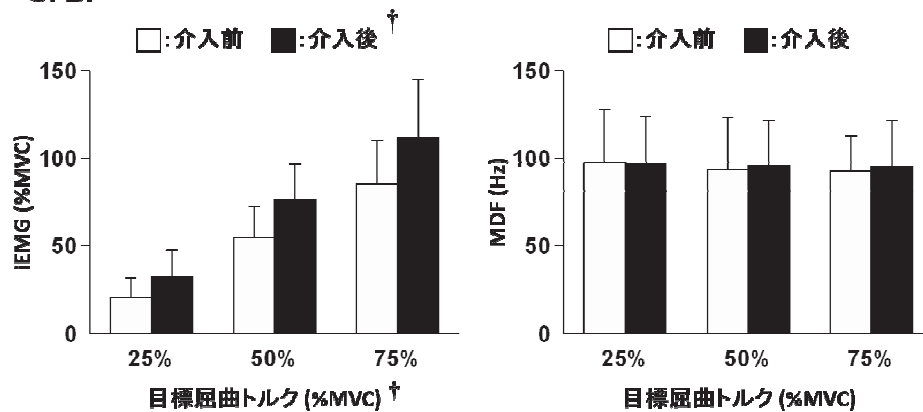


図3 一定出力課題中の筋活動 (n=13)

ST: 半腱様筋, SM: 半膜様筋, BF: 大腿二頭筋長頭
 左側: 筋電図積分値 (iEMG) 右側: 中央周波数 (MDF)

3. 一定出力課題中の筋活動について

一定出力課題中の各筋から得られた筋電図波形を図2に示す。また、各筋のiEMGとMDFの結果を図3に示す。一定出力課題中のiEMGは、全ての筋において出力強度要因と測定時期要因の間で交互作用がなかった (ST: $F(2, 11) = 0.44$, $p = 0.56$, SM: $F(2, 11) = 0.75$, $p = 0.48$, BF: $F(2, 11) = 1.18$, $p = 0.33$)。また、出力強度要因と測定時期要因には主

効果があった (ST-出力強度: $F(2, 11) = 92.43$, $p < 0.0005$, ST-測定時期: $F(1, 12) = 5.56$, $p = 0.04$, SM-出力強度: $F(2, 11) = 180.76$, $p < 0.0005$, SM-測定時期: $F(1, 12) = 11.99$, $p = 0.01$, BF-出力強度: $F(2, 11) = 100.56$, $p < 0.0005$, BF-測定時期: $F(1, 12) = 14.60$, $p = 0.002$)。多重比較検定の結果、全ての筋において、出力強度25%MVCと50%MVC、25%MVCと75%MVC、50%MVCと75%MVCの間において、統計学的に

有意な差があり、出力強度が大きいほどiEMGは大きくなった。また、電気刺激の介入前と介入後においても全ての筋で統計学的に有意な差があり、介入後に有意に高値を示した。

同様に、一定出力課題におけるMDFも全ての筋で交互作用がなかった(ST:F(2,11)=1.04, p=0.37, SM:F(2,11)=1.58, p=0.23, BF:F(2,11)=0.34, p=0.71)。また、STのMDFは、出力強度要因と測定時期要因に主効果があった(ST-出力強度:F(2,11)=25.00, p<0.0005, ST-測定時期:F(1,12)=6.50, p=0.03)。多重比較検定の結果、STのMDFは、出力強度25%MVCと50%MVC、25%MVCと75%MVC、50%MVCと75%MVCの間において、統計学的に有意な差があり、出力強度が大きいほどSTのMDFは小さくなった。また、電気刺激の介入前と介入後においても全ての筋で統計学的に有意な差があり、介入後に有意に低値を示した。

SMとBFは出力強度要因と測定時期要因に主効果がなかった(SM-出力強度:F(2,11)=0.65, p=0.46, SM-測定時期:F(1,12)=3.30, p=0.09, BF-出力強度:F(2,11)=0.50, p=0.61, BF-測定時期:F(1,12)=0.54, p=0.48)。

IV. 考 察

本研究の結果から、STへの電気刺激はハムストリングの膝関節屈曲トルクを低下させ、膝関節屈曲運動中のハムストリングの活動動態が変化することが示された。膝関節最大屈曲トルクの変化、および各筋の筋活動の変化から電気刺激によりSTに選択的筋疲労が誘起され、その結果、他の筋に代償的な筋活動が生じた。選択的筋疲労と代償的筋活動について考察する。

1. 電気刺激による選択的筋疲労について

本実験では、半腱様筋上に刺激電極を配置して神経筋電気刺激を実施することで、半腱様筋のみを選択的に筋疲労させることを試みた。その結果、各関節角度において、電気刺激前と比較して電気刺激後に膝関節最大屈曲トルクは有意に低下した。過去の研究で、骨格筋に筋疲労が生じると最大随意収縮時の発揮トルクを低下させることが報告されており¹³⁻¹⁶⁾、今回の電気刺激後における膝関節最大屈曲トルクの低下は、膝関節屈曲筋の筋疲労によるものであると推察できる。また、膝関節最大屈曲トルクは膝関節屈曲角度が大きくなるにしたがって有意に低下していた。この結果は、過去の膝関節最大屈曲トルクと膝関節屈曲角度の関係についての報告⁶⁻⁸⁾と一致していた。

筋電図の結果から、膝関節屈筋のiEMGは、ST、SM、BF全てにおいて電気刺激前と比較して電気刺激後に有意に上昇した。一方で、膝関節屈筋のMDFは、STにおいて電気刺激前と比較して電気刺激後に有意に低下したが、SM、BFでは電気刺激前後で有意な変化はなかった。これまでの筋電図学的研究から、筋疲労時の筋電図変化は、最大出力時のiEMGの低下とMDFの低下、最大出力時のiEMGの上昇

とMDFの低下であると報告されている¹³⁻¹⁸⁾。筋疲労時では、随意収縮によって動員される運動単位は、遅い収縮のSlow Twitchタイプと弱い収縮力のSO筋線維に移行する¹⁹⁾。これは、それぞれの運動単位が支配する筋線維の疲労耐性の違いにより、筋疲労によって動員される運動単位が移行するためである^{19,20)}。SO筋線維では筋線維伝導速度が遅いため、MDFは低下する。また、筋電図周波数パワースペクトルは、筋線維断面積や筋線維伝導速度、活動電位の形状の影響を受けると報告されている^{14,18,21)}。同じ筋線維タイプが動員されたとしても、筋線維断面積に依存してMDFは直線的に変化すると報告されている²¹⁾。また、MDFの低下は、筋収縮による血行阻害から乳酸などの代謝産物が蓄積する結果、筋内pHが低下するために活動電位の筋線維伝導速度が低下することが原因であると報告されている²¹⁾。活動電位の形状については、皮膚抵抗や皮下脂肪厚により同じ活動電位信号を徐波化してとらえてしまうため、MDFが低周波化する可能性がある。今回の研究では、30分の電気刺激前後の筋活動を比較していることから、筋線維断面積は変化することはなく、皮膚抵抗や皮下脂肪厚が変化することも考えにくい。そのため、筋線維伝導速度の低下が、MDFの変化をもたらしたと考える。また、動員される運動単位のタイプと筋線維を考慮すると、電気刺激後はSlow TwitchタイプとSO筋線維が動員の中心となり、その結果として伝導速度が低下することから、MDFが低下したことも考えられる。STは電気刺激後にiEMGが上昇し、MDFが低下したことから、電気刺激によって筋疲労が生じたことが示唆された。これは、これまでに報告されている筋電図学的な筋疲労の典型例である^{14,17,18)}。

STが電気刺激後にiEMGとMDFが変化して筋疲労の兆候を呈したのに対して、SMとBFは、電気刺激前と比較して電気刺激後にiEMGが有意に上昇し、MDFは統計学的に有意な変化をしなかった。MDFが電気刺激前後で変化しなかったことから、筋線維伝導速度はSMとBFでは低下しておらず、SMとBFに筋疲労は生じていないことが推察される。以上のことから、今回の電気刺激ではSTのみに選択的筋疲労を誘起させたことが示唆された。

2. STの選択的筋疲労によるSM、BFの代償的筋活動について

MVC課題中における筋活動として、STのiEMGとMDFは、どちらも膝関節角度要因と測定時期要因の間で交互作用はなかった。主効果の検定では、iEMGは統計学的に差がなかったが、MDFは膝関節角度要因に主効果があり、膝関節屈曲角度が大きい方がMDFは高値を示した。SMのiEMGとMDFの検定では、iEMGのみに交互作用があり、単純主効果の結果、膝関節深屈曲時は介入後にiEMGが高値を示した。また、MDFは測定時期要因に主効果があり、介入前と比較して介入後でMDFが高値を示した。BFのiEMGとMDFはどちらも交互作用がなかったが、iEMGのみに膝関

節角度要因に主効果があった。

以上の結果から、STへの電気刺激前後においてSMの筋活動に変化があった。膝関節深屈曲位でのiEMGが上昇していることから、STへの電気刺激により、STの選択的筋疲労と、SMの筋活動量増加を確認できた。また、SMのMDFが電気刺激後に上昇していることから、STの選択的筋疲労時にSMでは運動単位の動員と発火頻度が変化したことが考えられる。MDFの変化から、電気刺激前に動員されていた運動単位に加えて、伝導速度が速いタイプの運動単位が新たに動員されている可能性が考えられる。今回の課題はMVC課題であるが、介入前には通常時の最大随意収縮では動員されない運動単位が含まれていたことが考えられる。ハムストリングの筋活動において、それぞれの筋間で活動を抑制する機構についての報告はこれまでにされていない。今回の結果は、STが疲労したことにより、SMでiEMGが増加し、膝屈曲トルク生成に貢献したことを示していたと考える。しかし、膝関節屈曲105°位での最大膝屈曲トルクの結果から、SMのiEMGが増加したにも関わらず膝関節屈曲トルクは電気刺激前と比較して電気刺激後に低下した。このことから、SMは膝深屈曲位における膝屈曲トルク生成に貢献しない可能性がある。その一方で、相対的にSTが膝深屈曲位における膝屈曲トルク生成に大きく貢献する可能性がある。これは西野らの報告¹⁰⁾と一致し、STが膝関節深屈曲位において膝関節屈曲トルクに貢献する機能を有することが示唆された。

一定出力課題において、SMとBFはiEMGが増加しているにも関わらず、MDFに変化はなかった。MDFは、筋線維断面積や筋線維伝導速度、活動電位の形状の影響を受けると報告されている^{14,21)}。今回の研究では、筋線維断面積と活動電位の形状は電気刺激前後で変化したとは考えにくく、MDFは筋線維伝導速度の影響と、動員される運動単位や筋線維のタイプが変化したことを示していると考えられる。筋線維伝導速度は、筋線維のタイプや直径、イオン濃度、pH、筋温、運動単位の発火頻度に影響を受けると報告されている。今回の結果において、一定トルクを出力しているにも関わらずSMとBFのiEMGが電気刺激後に増加したことから、電気刺激前に動員された運動単位のタイプや動員数、発火頻度を増加させたことが考えられる。ハムストリングではなく大腿四頭筋の報告であるが、Kouzakiら²²⁾は大腿四頭筋を対象として、低強度で持続的な運動出力時に協働筋が筋活動を交代させながら出力を保つように活動することを報告した。今回の結果から、ハムストリングにおいても大腿四頭筋と同様に互いの筋活動を補完しあうように活動する機構が存在するかどうか検討することは、今後の研究課題である。

3. 本研究の限界

本研究では、一定力出力課題を膝屈曲105°位のみで実施したため、膝関節伸展位・中間位における最大下運動時の

ハムストリングの活動動態は明らかではない。MVC課題の結果から膝関節伸展位では深屈曲位と筋活動動態が異なる可能性が推察される。運動課題実施時の膝関節角度について、再度検討する必要がある。

V. ま と め

本研究では、ハムストリングを構成する個々の筋が有する機能を明らかにするために半腱様筋の選択的疲労前後に膝関節屈曲課題を実施し、半腱様筋の機能的欠損が等尺性収縮時におけるハムストリングの筋活動に与える影響を検討した。膝関節屈曲課題の結果、半腱様筋が選択的に疲労すると全ての膝関節角度で膝関節屈曲トルクが有意に低下した。このとき、半腱様筋の選択的筋疲労によって最大屈曲トルクが低下したにも拘らず、協働筋である半膜様筋の最大随意収縮中における筋活動量は増大することが明らかとなった。

引用文献

- 1) Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, et al.: Muscle architecture of the human lower limb. Clin Orthop Relat Res: 275-83, 1983.
- 2) Herzog W, Read LJ: Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. J Anat.182 (Pt 2):213-30, 1993.
- 3) Kim AW, Rosen AM, Brander VA, et al.: Selective muscle activation following electrical stimulation of the collateral ligaments of the human knee joint. Arch Phys Med Rehabil.76 : 750-7, 1995.
- 4) Smidt GL: Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J Biomech.6 : 79-92, 1973.
- 5) Kubota J, Kaneko F, Shimada M, et al.: Effect of joint position on the electromyographic activity of the semitendinosus muscle. Electromyogr Clin Neurophysiol.49:149-54, 2009.
- 6) Mohamed O, Perry J, Hislop H: Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. Clin Biomech (Bristol, Avon).17 : 569-79, 2002.
- 7) Mohamed O, Perry J, Hislop H: Synergy of medial and lateral hamstrings at three positions of tibial rotation during maximum isometric knee flexion. Knee.10 : 277-81, 2003.
- 8) Onishi H, Yagi R, Oyama M, et al.: EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. J Electromyogr Kinesiol.12 : 399-406, 2002.
- 9) Yoon TS, Park DS, Kang SW, et al.: Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. Yonsei Med J. 32 : 33-43, 1991.
- 10) 西野章江, 牧原由紀子, 福林徹: 膝屈筋腱を使用したACL再建術後の膝関節深屈曲位における筋力低下. 臨

床スポーツ医学. 22 : 273-81, 2005.

- 11) Williams GN, Snyder-Mackler L, Barrance PJ, et al.: Neuro-muscular function after anterior cruciate ligament re-
construction with autologous semitendinosus-gracilis
graft. *J Electromyogr Kinesiol.*15:170-80, 2005.
- 12) 久保秀一, 畠中泰彦, 長谷齊, 他: ハムストリングス
切除患者の歩行とジョギングにおける筋活動シミュレ-
ーション. *日本臨床バイオメカニクス学会誌.* 27 : 149-
54, 2006.
- 13) Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, et al.: Cont-
ractile speed and EMG changes during fatigue of sus-
tained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol.*
50 :313-24, 1983.
- 14) De Luca CJ: Myoelectrical manifestations of localized
muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.*11:
251-79, 1984.
- 15) Gandevia SC: Spinal and supraspinal factors in human
muscle fatigue. *Physiol Rev.*81:1725-89, 2001.
- 16) Gonzalez-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, et al.: Electro-
myographic models to assess muscle fatigue. *J Electro-
myogr Kinesiol.*22:501-12, 2012.
- 17) Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ: Fatigue of in-
termittent submaximal voluntary contractions: central and
peripheral factors. *J Appl Physiol*(1985). 61 :421-9, 1986.
- 18) Lindstrom L, Kadefors R, Petersen I: An electromyogra-
phic index for localized muscle fatigue. *J Appl Physiol*
*Respir Environ Exerc Physiol.*43 :750-4, 1977.
- 19) Merletti R, Roy S: Myoelectric and mechanical manifes-
tations of muscle fatigue in voluntary contractions. *J*
*Orthop Sports Phys Ther.*24 :342-53, 1996.
- 20) Feiereisen P, Duchateau J, Hainaut K: Motor unit re-
cruitment order during voluntary and electrically in-
duced contractions in the tibialis anterior. *Exp Brain*
*Res.*114 :117-23, 1997.
- 21) Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, et al.: Effects of mus-
cle fiber type and size on EMG median frequency and
conduction velocity. *J Appl Physiol*(1985). 79 :23-32,
1995.
- 22) Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, et al.: Alternate mus-
cle activity observed between knee extensor synergists
during low-level sustained contractions. *J Appl Physiol.*
93 :675-84, 2002.