

随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋電図学的解析

佐藤 寿晃・森 直樹・千葉 登

Electromyographic Study after Muscle Fatigue was Induced by Voluntary Contraction and Electrical Stimulation

Toshiaki SATO, Naoki MORI, Noboru CHIBA

Abstract : The purpose of the investigation was to calculate any difference in muscle activity after inducing muscle fatigue using both voluntary contraction, and electrical stimulation. To do this, the normalized integrated electromyogram (%IEMG) and the median power frequency (MdF) were calculated from surface electromyogram (EMG) signals by fast Fourier transform (FFT). The EMG was recorded from the first dorsal interosseous muscle. We designated three test cases; case 1: no muscle fatigue, case 2: voluntary contraction, case 3: electrical stimulation, each cases examined the ramp static contraction respectively. As a result, the %IEMG, ramp static contraction of case 1 showed a higher %IEMG value than case 2 and case 3. Also, with regards to the width of the high frequency band, case 1 had a greater high frequency band value than case 2 and case 3. These results suggested that the reduction in the composition of the high frequency band was induced by the decrease in the muscle fiber conduction velocity due to muscle fatigue.

Key words : muscle fatigue, electromyography, functional electrical stimulation

はじめに

近年、脳血管系障害あるいは交通事故などの脳や脊髄の損傷による運動機能麻痺を呈する対象者は増加傾向にある。これらの対象者に対して機能的電気刺激（Functional Electrical Stimulation:FES）は、麻痺筋を電気刺激で収縮させて損なわれた運動機能を補い、目的動作を再構築しようという治療法である¹⁾。この治療法により、把持動作や立ち上がり動作等が可能となり、対象者本人の日常生活活動（Activities of daily living:ADL）の再獲得や家族の介護量の軽減などに有効である²⁾³⁾。

しかし、電気生理学的側面から見ると、目的動

作に合わせて運動神経—支配筋に対して持続的に電気刺激を与えることは、筋疲労が生じ一定の収縮力ができなくなる。筋疲労によって生じる特徴は発生張力の低下、一定張力保持（負荷）に対する筋電図活動（振幅と頻度）の増加、筋電図周波数パワースペクトルの低周波帯域への移行（除波化）がある⁴⁾。この筋疲労の評価として、筋電図積分値や周波数解析等の指標が広く用いられている。また、運動単位の種類とその収縮および疲労特性はよく知られている。1つの筋を支配する運動神経は多数の運動単位から形成されており、構成する α 運動ニューロンごとに支配される筋線維の種類が決まっている。運動単位は支配されている筋線維の単収縮時間、強縮張力、組織・生化学的特性（ATP分解酵素活性、エネルギー代謝特性、筋疲労耐久性）等によって、FF(Fast Fatigue) Type, FR(Fast fatigue-resistant) Type, S(Slow fatigue-resistant) Type に大別される。さらに収縮速度や疲労

山形県立保健医療大学 保健医療学部 作業療法学科
〒990-2212 山形市上柳250

Department of Occupational Therapy, Yamagata Prefectural University of Health Sciences.

260 kamiyanagi, Yamagata 990-2212, Japan

耐性は筋線維の組織・生化学的特性と対応しており, FF Type は Type II B, FR Type は Type II A, S Type は Type I 線維を支配している⁵⁾⁶⁾。

実験的に筋疲労を発生させる手段として, 随意収縮および電気刺激による筋収縮がある。この異なる筋収縮の間にはいくつかの相違点がある。随意収縮では線維径の小さい Type I 線維がまず動員され, 収縮強度が高まるにつれて線維径の大きい Type II A, Type II B が動員される。このように収縮張力が小さく, 疲労しにくい筋線維を支配している α 運動ニューロン (神経細胞体が小さく, 運動閾値が低い) から順次動員されることを「サイズの原理」⁷⁾ と称している。一方, 電気刺激での筋収縮は随意収縮と異なり, 最初に線維径の大きい Type II A, Type II B が動員され, 疲労しにくい Type I は最後に動員される。随意収縮と電気刺激による筋収縮では運動単位の動員が逆になっている。このような筋収縮の違いは目的動作遂行時の筋疲労にも影響すると予想される。この影響に関して筋電図学的特性を把握することは, FES による日常生活を遂行させる上で重要な指標となるものと考えられる。

そこで今回, 健常者を対象に随意収縮時の疲労後および電気刺激による筋収縮時の疲労後における筋活動を調べるために, 各疲労直後, 直線的に一定の割合で 0 ~ 100% 筋力を発揮 (以下, リニアランプ負荷課題) させ, その際の筋電図積分値と筋電図周波数を指標に随意収縮および電気刺激による筋疲労後の特性を調べたので報告する。

方 法

1. 対 象

被験者は神経学および整形外科的に異常が認められない健常男性 12 名, 平均年齢 23.2 ± 4.2 歳 (平均値 ± 標準偏差) であった。被験筋は第一背側骨間筋とした。利き手は全員右手であった。測定は被験者となる研究協力に研究の目的と実験説明を行い, 書面にて研究協力の同意を得て行った。

2. 測定装置の概略 (図 1)

被験者は椅子に座り, 前腕を回内位にして前方の板上に置いた。板は 50 × 50 cm, 厚さ 1 cm であり, 板の下には 50 × 50 cm, 厚さ 30 cm の発砲スチロールを用い, 肩関節軽度屈曲, 内外転 0 度,

内外転 0 度になるように設定した。第一背側骨間筋の筋力測定に際し, 第 2 指 (示指) を外転させて第一背側骨間筋を収縮させるため, 第 1 指 (母指), 第 3 指 (中指), 第 4 指 (環指), 第 5 指 (小指) および手関節をゴム製バンドおよびベルクロ等で固定した。これは測定中, 中手指節 (metacarpophalangeal: MP) 関節が屈曲することを防ぎ, 第一背側骨筋の長さを一定に保つためである。また母指内転筋の影響を少なくするため, 板の下にある発砲スチロールをくりぬき, 第 1 指と第 2 指が掌側外転 90 度になるように設定した⁸⁾⁹⁾。

筋力測定とランプ負荷課題での張力測定は, 荷重変換器 (9E01-L31 NEC) と計装用コンディショナ (WGA-710A-3 共和電業) を用いた。荷重変換器は第 2 指の近位指節間 (proximal interphalangeal: PIP) 関節の側面に触れるように固定した。張力の波形はモニター上に標し, 被験者に視覚的フィードバックを与えながら測定を行った。

記録用電極は, 生体用表面電極 (銀塩化銀電極 直径 8mm SEE103 NEC) を使用し, 双極誘導法を用いた。電極は筋腹中央を中心から上下 5mm (間隔 10mm) に貼付した。筋電図は差動増幅器 (BIOTOP 6R12 NEC 三栄) で増幅した後, 計装用コンディショナからの信号とともに, データレコーダ (RD145T TEAC) に記録した。データレコーダに記録した筋電図は 12bit デジタル/アナログ変換ボード (AD12-16U (98) EH コンテック) を用い, 1000Hz のサンプリング周波数でデジタル/アナログ変換を行いパーソナルコンピュータに取り込んだ。パーソナルコンピュータに記録した筋電図波形は, 多用途生体情報解析プログラム (BIMUTAS キッセイコムテック) を用い, 10-150 Hz の帯域通過フィルタ (バンドパス・

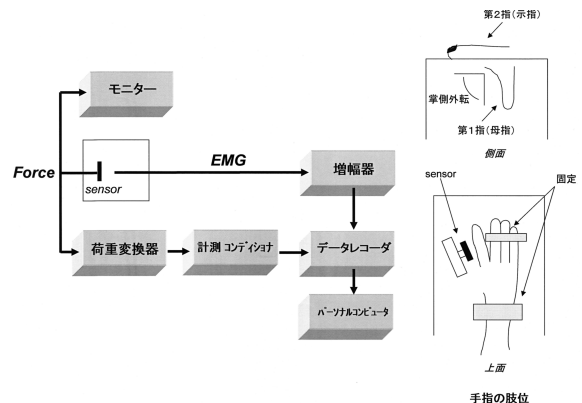


図 1 測定装置概略図

フィルタ：BPF) で処理した。

電気刺激は、低周波治療器 / パルススクエアー・プロ (PULSECRE KR-7 OG 技研) を用いた。電気刺激は双極刺激で電極は第2指 MP 関節上と中手骨部に貼付した。パルス幅は 300 μ sec, 最大出力電圧は 80V の単極性矩形波を用い周波数 50Hz で刺激した。記録電極と刺激電極の位置関係は、記録電極は刺激電極より内側に貼付した。

3. 測定課題

最初に第一背側骨間筋の最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction : MVC) を 3 回測定した。3 回のうち最大値を採用し、その数値を 100% MVC として以下の課題を実施した。課題 1 は前腕回内位、手関節屈伸 0 度、橈尺屈 0 度にて、5 秒間で 0 ~ 100% MVC に達する第 2 指外転等尺性リニアランプ負荷課題を 1 回施行した。課題 2 は前腕中間位、手関節屈伸 0 度、橈尺屈 0 度で第 2 指に 80% MVC に相当する重錘を付け、外転方向に保持し第 2 指が第 3 指と接した時点で疲労とした。その直後、前腕回内位、手関節屈伸 0 度、橈尺屈 0 度にて、5 秒間で 0 ~ 100% MVC に達する第 2 指外転等尺性リニアランプ負荷課題を 1 回施行した。課題 3 は課題 2 と同様な肢位において電気刺激で第 2 指に 80% MVC に相当する重錘を付け、外転方向に保持し、第 2 指が第 3 指と接した時点で疲労とした。その直後、課題 2 と同様にリニアランプ負荷課題を 1 回施行した。各課題とも、モニター上で標された標的の基準線に張力を合わせるように被験者に視覚的フィードバックを与えながら測定を行った。各課題間における疲労影響に関しては、予備実験で今回の測定条件 (課題 1, 課題 2, 課題 3) にて随意収縮疲労および電気刺激疲労後の 3 分, 5 分, 10 分時点における 0 ~ 100% MVC に達する第 2 指外転等尺性リニアランプ負荷課題を実施した。その際の筋電図積分値 (Integrated Electromyogram : IEMG) を求めた。疲労なしと各収縮疲労後の IEMG 値を比較した結果、10 分時点ではほぼ同様数値を示した。これらにより 10 分の 2 倍である 20 分間隔をあけると筋疲労の影響がないと判断し、20 分間を休息時間とした。尚、被験者には疲労の有無を聴取し、疲労がなくなったこと、および IEMG 値が疲労なしとほぼ同等数値であることを確認して上で実施した。

4. 解析方法

第一背側骨間筋の MVC 値を 100% とした際の各課題の収縮強度 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100% に達する前後 500 msec の筋電図を解析対象とし、IEMG および中央パワー周波数 (Median Power Frequency : MdF) を求め、周波数分析を行った。各 IEMG は課題 1 における MVC 時の IEMG を基準に正規化 (Normalized IEMG : %IEMG) した。周波数分析は窓関数 (Hanning 窓) の高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform : FFT) により行った。解析周波数帯域は 10 ~ 150 Hz とした。周波数帯域区分は永田⁹⁾¹⁶⁾ の分類を参考に 10 ~ 50 Hz (低周波帯域), 51 ~ 90 Hz (中周波数帯域), 91 ~ 150 Hz (高周波数帯域) に分けた。その際、個々の周波数帯域が全体周波数帯域に占める割合を算出した。尚、統計処理は、Spearman 順位相関関係検定、Kruskal-Wallis 検定、一元配置分散分析、多重比較法 (Scheffe's F 法) を用い、有意水準は 5% とした。

結 果

1. 各課題における収縮強度と %IEMG との関係 (図 2)

課題 1 は収縮強度が高まるにつれて %IEMG 値は増加した ($r=0.99$, $p<0.05$)。これは課題 2 ($r=0.99$, $p<0.05$) および課題 3 ($r=0.98$, $p<0.05$) でも高い相関を示した。

課題 1 と課題 2, 課題 1 と課題 3 の各々の収縮強度と %IEMG を比較すると、課題 1 と課題 2 では全ての収縮強度で課題 2 が有意に大きな値を示した ($p<0.05$)。これは課題 1 と課題 3 でも同様

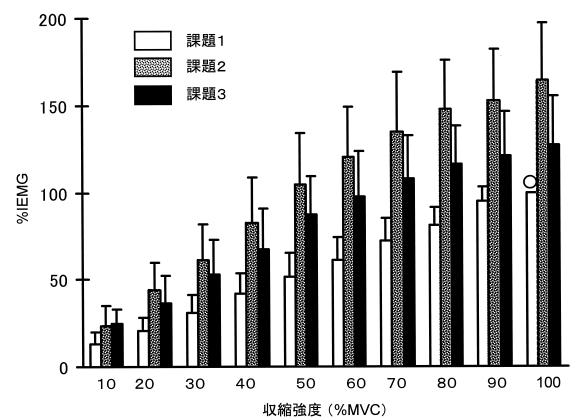


図 2 各課題における収縮強度と %IEMG の変化

縦軸は %IEMG (課題 1 の 100% を基準; ○), 横軸は各課題における収縮強度 (% MVC) を示す。各棒グラフの左側は課題 1, 中央は課題 2, 右側は課題 3 の平均値と標準偏差を示す。

であり, 課題3が有意に大きな値を示した($p < 0.05$)。また, 課題2と課題3では収縮強度40%以上になると有意に課題2の方が大きな値を示した($p < 0.05$)。

2. 各課題における収縮強度とMdf値の関係(図3)

課題1は収縮強度10%(Mdf値: 74.2 ± 13.2 Hz)から収縮強度40%(Mdf値: 116.8 ± 11.1 Hz)までMdf値は増加したが, それ以降は低下傾向を示した(図3a)。課題2および課題3は収縮強度を高めてもMdf値に有意差は認められなかった(図3b, c)。また, 課題1と課題2および課題1と課題3のそれぞれの収縮強度とMdf値を比較すると, 課題1と課題2では収縮強度20%以上になると有意に課題1の方が大きな値を示した($p < 0.05$)。課題1と課題3では収縮強度30%以上になると有意に課題1の方が大きな値を示した($p < 0.05$)。

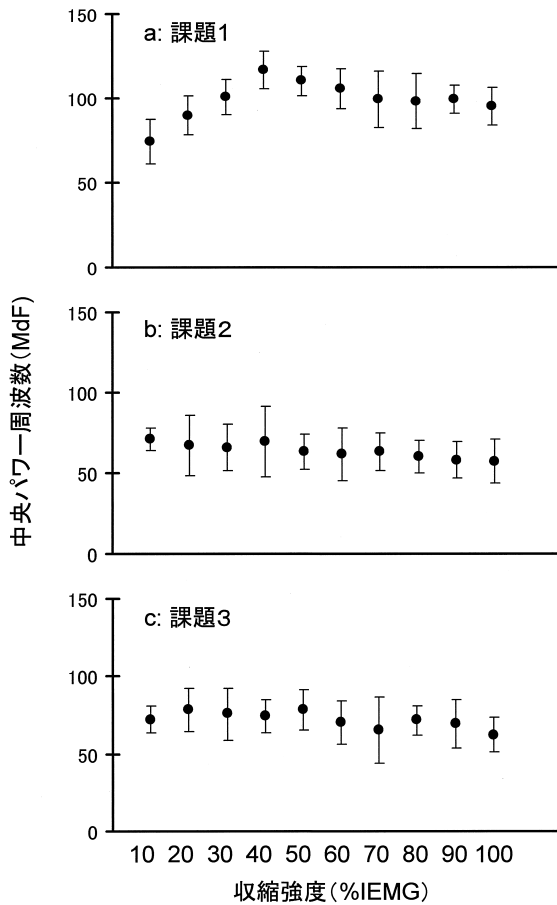


図3 各課題における収縮強度とMdf値の変化
上段のaは課題1, 中段のbは課題2, 下段のcは課題3の収縮強度と中央パワー周波数の変化を示す。それぞれの縦軸は中央パワー周波数(Mdf値), 横軸は収縮強度(%MVC)を示す。●はMdf値の平均値, エラーバーは標準偏差を示す。

3. 各課題における収縮強度と各周波数帯域割合の関係(図4)

課題1の高周波数帯域の割合と収縮強度との関係は, 収縮強度10%では全体に対する割合が41%に対し, 収縮強度40%では62%を占めた。しかし, 収縮強度40%を超えるとその割合は減少し収縮強度90%では22%であった。中周波数帯域の割合と収縮強度との関係は収縮強度10%で割合は35%を占め, 収縮強度40%では割合は22%と減少した。しかし, 収縮強度40%を超えるとその割合が増加し, 収縮強度90%では68%を占めた。尚, 低周波数帯域では一定の傾向は認められなかった(図4a)。課題2と課題3は課題1のような周波数帯域の割合と収縮強度との関係は認められなかった(図4b, c)。高周波数帯域の割合は, 最大でも課題2では27%, 課題3では29%と小さく, 増減に関しては一定の傾向は認められなかった。しかし, 中周波数帯域の割合では, 課題2および課題3と

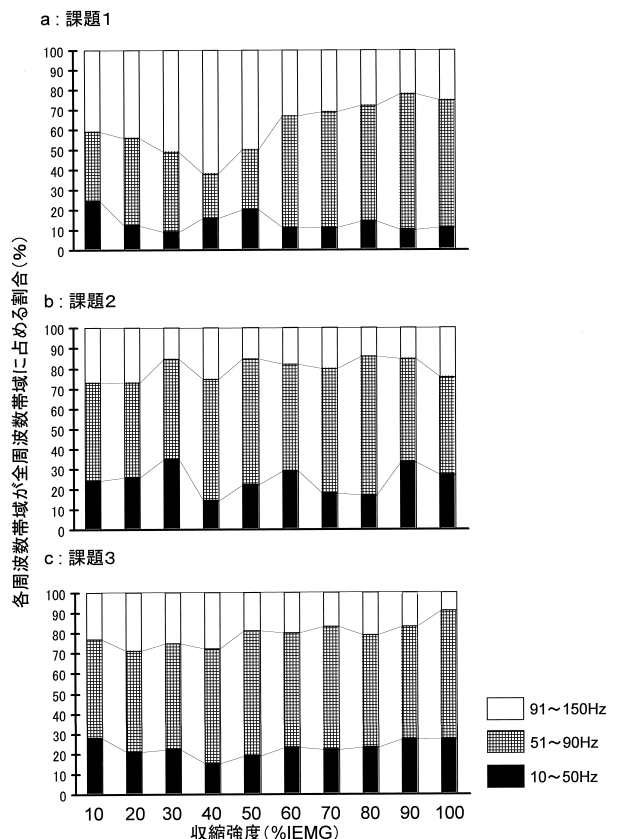


図4 各課題における収縮強度と各周波数帯域割合の変化
上段は課題1(図4a), 中段は課題2(図4b), 下段は課題3(図4c)の収縮強度と各周波数帯域割合の変化を示す。それぞれの縦軸は各周波数帯域が全周波数帯域に占める割合(%)を示す。横軸は収縮強度(%MVC)を示す。図下端の右側には各々の周波数帯域(区間)を示す。

もに全周波数帯域の 2/3 以上を占めた。

考 察

1. 随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋電図積分値について

課題 1 (疲労なし), 課題 2 (随意収縮疲労), 課題 3 (電気刺激疲労) では, 課題 1 と課題 2, 課題 1 と課題 3 の筋電図積分値に統計的有意差が認められ, いずれも課題 1 の方が小さな値を示した。Lippold¹⁰⁾ らは筋張力の増加に伴い, IEMG 値が直線的に増加し, また Edwards¹¹⁾ らは筋疲労前と筋疲労後の IEMG 値を比較した際, 直線の傾向は疲労前より疲労後の方が大きいと報告している。これらの報告は今回の結果と一致する。課題 2 と課題 3 は疲労によって活動していた運動単位の収縮力が低下し, 一定の張力を維持が困難となる。これらを補うために他の運動単位が新たに動員された結果, 活動している運動単位数の増加が筋電図積分値の増加に反映しているものと考えられる。

次に課題 2 と課題 3 での筋電図積分値の比較では, 収縮強度 40%以上になると課題 2 の筋電図積分値が有意に増加した。活動電位の振幅増大および活動する運動単位数の増加が一定の張力維持の要因となっている。これらのことより, 収縮強度 40%以上になると電気刺激より随意収縮の方が活動電位の振幅増大および活動する運動単位数の多いことを示しており, 今回の測定条件では電気刺激より随意収縮の方が疲労度の影響が大きかったと推察される。

2. 随意収縮および電気刺激による筋疲労後の周波数特性について

課題 1 では収縮強度 40%まで Mdf 値の増加が認められたが, それ以降は低下傾向を示した。課題 2 および課題 3 では収縮強度を高めても Mdf 値の増加は認められなかった。従来より, 筋収縮力の増加要因としては運動単位の動員による調整 (Recruitment) と α 運動ニューロンの発射頻度の上昇 (Rate coding)⁵⁾ が知られている。これらの要因に関して, Milner-Brown¹²⁾ らは弱い筋収縮時には主として運動単位の動員が中心となり, 強い筋収縮へ移行するにつれて発射頻度の上昇が大きく関与すると報告している。また個々の筋で運動単位の動員と発射頻度の上昇の割合は異なると言われ

ている。De Luca^{13) 14)} は今回測定筋とした第一背側骨間筋が最大収縮の 50%程度ですべての運動単位が動員され, それ以上の収縮では発射頻度が上昇することで調整されていると報告している。Basmajian¹⁵⁾ らは筋電図周波数には主として筋線維伝導速度が影響を及ぼし, 周波数変化と筋線維伝導速度の変化は連動していると報告している。従って今回の課題 1 では収縮強度 40%まで Mdf 値は増加する。これは運動単位の動員によるものと考えられる。また発射頻度の上昇が行われていると考えられる 50%以上の収縮強度では Mdf 値の低下が認められた。これは筋線維伝導速度の低下していることを示し, 筋疲労が生じていると推察される。筋線維伝導速度に影響を与える因子に関しては筋疲労の場合, 筋疲労進行中に見られる細胞内や間質の pH の低下より遅延することやイオン濃度の変化^{5) 6)} によっても影響を受け, 筋疲労の進行に伴い遅くなることは知られている。これらのことより, 課題 2 および課題 3 の Mdf 値が課題 1 より低値を示し, 変化が認められなかったことは筋疲労により筋線維伝導速度が低下したものと推察される。

3. 随意収縮および電気刺激による筋疲労後の周波数帯域について

周波数帯域の比較では課題 1 の Mdf 値の変化と高周波数帯域の変化が一致している。このことは Mdf 値の変化は高周波数帯域割合に反映していることが推察される。また, 課題 1 の高周波数帯域の割合と課題 2 および課題 3 を比較すると課題 1 の方が高い。これは課題 2 および 3 の随意収縮および電気刺激による筋疲労により, 筋線維伝導速度が低下し, 高周波数帯域成分が少なくなったものと考えられる。永田¹⁶⁾ は大腿直筋を被験筋とし, 周波数分析において 45 Hz 以下, 46 ~ 80 Hz, 81 Hz 以上に分類している。本研究結果を同様に処理してみたところ, 一定の傾向は認められなかった。これは大腿直筋と第一背側骨間筋で筋線維の比率が異なる⁶⁾ ことから, 周波数帯域の分割点が一貫しなかったものと考えられる。当初は課題 3 において電気刺激により筋線維径の大きい Type II A, Type II B がより疲労し, 課題 2 よりも Mdf 値が低値を示すと予測したが, 両課題とも大きな相違は認められなかった。これは筋電図積分値は課題 3

より課題2の方が大きな値を示したこと, および周波数帯域割合において高周波数帯域の割合では両課題で大きな相違は認められなかったことから, 3分類した周波数帯域においては随意収縮と電気刺激後の疲労特性としては大きく反映されていないことが推察された。

今回の研究目的は, 随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋電図学的特性を把握することにあった。目的動作遂行時間が長くなるほど, 筋疲労耐性を向上しなければならない。麻痺筋の特性として徐々に萎縮が生じ速筋化する傾向にある¹⁷⁾¹⁸⁾と報告がある。この改善法の一つである治療的電気刺激(Therapeutic Electrical Stimulation: TES)は電気刺激による筋発揮力を増大および筋の遅筋化を生じさせ, その結果, 疲労耐性を向上させる¹⁹⁾²⁰⁾という報告がある。その意味でも随意収縮および電気刺激における筋疲労後の特性を把握することは重要である。

今回の結果から随意収縮疲労後と電気刺激疲労後における3分類した周波数帯域には反映されにくいことが分かった。しかし筋疲労の影響は筋電図積分値の結果には反映されており, 今後は周波数解析の区分方法を詳細に検討していく必要があると思われる。また随意収縮および電気刺激における筋様式の違いから生じる筋疲労と筋線維伝導速度低下との関係性など, さらに検討を進めることでその特性の相違を明らかにすることが出来るものと考えられる。

文 献

- 1) 市江雅芳: 麻痺筋に対する機能的電気刺激. 総合リハ 24 (3): 205-210, 1995.
- 2) 大山峰生, 大西秀明, 他: 第5-6 頸髄損傷完全麻痺例に対する機能的電気刺激による上肢機能再建. 作業療法 19: 463-472, 2000.
- 3) 大西秀明, 大山峰生, 村松 康弘, 他: 機能的電気刺激を用いた完全四肢麻痺患者のトランスファーについて. 理学療法ジャーナル 33(6): 439-443, 1999.
- 4) 永田 晟: からだ・運動の科学. 東京, 不味堂出版, 1984.
- 5) 森谷敏夫, 根本勇: スポーツ生理学. 東京, 朝倉書店, 1994.
- 6) 菊地邦雄: 赤筋・白筋および中間筋の形態ならびに機能に関する文献的考察. 体育の科学 (25): 103-108, 1975.
- 7) Henneman E: Functional significance of cell size in spinal motoneuron. J. Neurophysiol 28: 560-580, 1985.
- 8) Bigland-Ritchie B, Kukulka CG: The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. J. Physiol (Land) 320: 265-278, 1982.
- 9) Greeves JP, Cable NT: Effects of changes in oestrogen on muscle function in human. J. Physiol 500(1): 265-270, 1997.
- 10) Lippold OCJ: The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. J. Physiol 117: 492-499, 1952.
- 11) Edward RG, Lippold OCJ: The relation between fore and integrated electrical activity in fatigued muscle. J. Physiol 132: 677-681, 1965.
- 12) Milner-Brown H. S.: Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. J. Physiol (Lond) 230: 371-390, 1973.
- 13) De Luca CJ, et al: Controls scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions J. Physiol 329: 129-142, 1982.
- 14) De Luca CJ: Control properties of motor units. In Desmedt JE (eds) Computer-aided Electromyography and Expert Systems. Elsevier, New York, 103-113, 1989.
- 15) Basmajian JV, De Luca CJ: Muscle Alive 5thEd, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- 16) 永田 晟: 筋と筋力の科学. 東京, 不味堂出版, pp152-156, 1984.
- 17) 真寿田三葉, 清重佳郎, 伊橋 光二, 他: 治療的電気刺激が麻痺筋の収縮特性, 疲労特性に与える影響. 理学療法学 25 (3): 121-127, 1998.
- 18) Rochester L, Barron MJ, Chandler CS, Suttom RA, Miller S: Influence of electrical stimulation of the tibialis anterior muscle in paraplegic subjects. 2. Morphological and histochemical properties Paraplegia 33: 514-522, 1995.
- 19) Munsat TL, McNters D, Waters R: Effects of nerve stimulation on human muscle. Arch Neurol 33: 608-617, 1976.

20) Rochester L, Chandler CS, Johnson MA, Suttom RA, Miller S : Influence of electrical stimulation of the tobialis anterior muscle in paraplegic subjects.

1. Contractile properties Paraplegia 33 : 437-449, 1995.

— 2006. 2. 7 受稿, 2006. 2. 17 受理 —

要 旨

本研究は随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋活動の違いを把握するために、第一背側骨間筋を対象筋として、各疲労後に負荷課題を与え、その際の筋電図積分値と筋電図周波数を用いて比較・検討した。その結果、筋電図積分値では疲労なし（課題1）より随意収縮（課題2）および電気刺激（課題3）の方が大きな値を示した。また筋電図周波数分析では各課題における高周波数帯域の割合を比較すると、課題1に比べて課題2および課題3の方が低い値を示した。これは筋疲労によって筋線維伝導速度が低下し、高周波数帯域成分が減少したことが原因と推察された。
キーワード：筋疲労, 筋電図, 機能的電気刺激