

# 体幹筋における筋活動交代の検討

## —筋電図学的研究—

井上 達朗<sup>1)</sup>, 波之平晃一郎<sup>2)</sup>, 藤村 昌彦<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>京都第二赤十字病院リハビリテーション科

<sup>2)</sup>広島大学大学院保健学研究科

(平成 20 年 8 月 12 日受付)

**要旨**：筋における活動交代は、長時間、一定強度で筋活動を持続させた場合、同一筋内の運動単位レベル、もしくは、協同筋間での筋レベルで筋活動を交代させることによって、筋収縮を維持させるものとして知られている。本研究では、体幹筋における活動交代の出現の有無と筋疲労に与える影響を筋電図学的に検証することを目的とした。対象は、筋骨格障害の既往がない健常男子大学生 10 名とした。筋電図は、双極誘導法にて計測した。導出筋は、腰部傍脊柱筋と多裂筋とした。重量は体重の 10% に設定した。マーカーを仙骨後面・大転子・第 7 頸椎に設置し、仙骨後面と第 7 頸椎を結ぶ線と身体の垂直線がなす角度が 30° になるように体幹を屈曲させ、その姿勢を保持させた。ビデオカメラで録画した映像からマーカーによって屈曲角度を算出し、体幹屈曲 30°±5° の範囲から逸脱した時点、もしくは主訴から姿勢保持困難となった時点をもとに all out とした。サンプリング周波数は 1,000Hz とした。表面筋電図の解析は、得られた波形を全波整流、正規化し、各測定時間を 100% として 1% 毎の筋放電量を算出した。その後、各々の筋放電量の中央値を 100% として両筋を比較した。また、4 秒毎に高速フーリエ変換による周波数解析を行い、中央周波数を算出した。そして、測定開始直後と終了直前の周波数を算出した。得られた波形から、大別して 2 つの群に分類した。腰部傍脊柱筋、多裂筋とも筋放電量を次第に増加させて all out に至った群を同期型群 (3 名) とした。また、一方の筋放電量が次第に上昇したのに対し、他方の筋放電量が次第に低下した群を交代型群 (7 名) とした。持続時間は交代型群が有意に時間の延長がみられた。同期型群において多裂筋の周波数低下は交代型群と比して有意に大きかった。その結果、活動交代が筋疲労の遅延あるいは抑制に関与することが示唆された。

(日職災医誌, 57: 55—59, 2009)

### —キーワード—

活動交代, 脊柱起立筋, 筋電図

## 1 はじめに

筋収縮は、動員する運動単位の種類と総数、 $\alpha$  運動ニューロンの発火頻度により調節されている。近年、この 2 つとは異なる調整動態が報告されている。これは長時間、一定強度で筋活動を持続させた場合、同一筋内の運動単位レベル、もしくは、協同筋間での筋レベルで筋活動を交代させることによって、筋収縮を維持させるものである。これを、運動単位の活動交代 (alternative activity) と呼ぶ。活動交代は、ある関節角度で等尺性収縮を長時間持続させた場合、通常は活動しない、もしくは活動が少ない筋 B が筋 A の筋放電量の低下に伴って活動を開始し、相補的に筋活動を補うことである。つまり、

等尺性収縮を持続させ、all out に至るまでの過程において、筋活動を効率化する動態である<sup>1)</sup>。活動交代については、疲労との関係<sup>2)</sup>や他の筋線維タイプによる代償<sup>3)</sup>など、その出現要因についての報告はあるが、周波数解析をはじめとする定量的な解析により、筋に与える影響を報告したものはない。また、これらの報告は、下腿三頭筋<sup>2)</sup>、大腿直筋と外側広筋<sup>4)</sup>、浅指屈筋と母指対立筋<sup>5)</sup>と、四肢に関するものが多い。しかし、その実態は未だ明らかではなく、体幹筋における報告はない。そこで本研究では、体幹筋における活動交代の出現有無と筋疲労に与える影響を筋電図学的に検証することを目的とした。

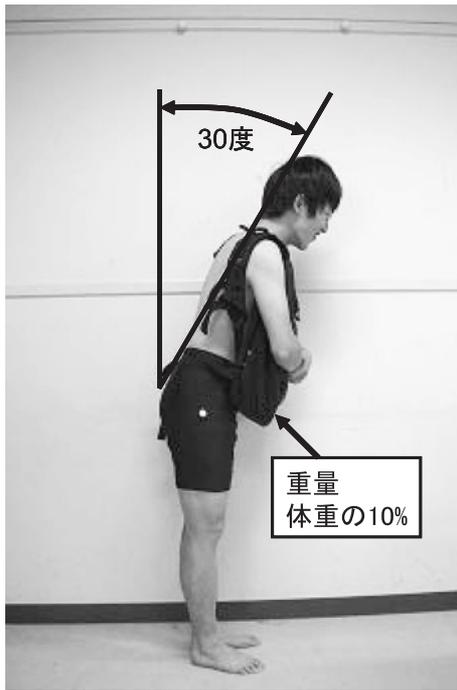


図1 測定姿勢

## II 対象および方法

### 1. 対象

対象は、筋骨格障害の既往がない健常男子大学生10名(年齢  $22.7 \pm 0.94$  歳)とした。被検者には、測定前に十分な説明を行い、同意を得た。なお、本研究を行うにあたり、広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得た (No. 0706)。

### 2. 方法

#### 1) 作業場の設定

筋電図は、MyoSystem1200(Noraxon社製)を使用し、双極誘導法にて計測した。導出筋は、腰部傍脊柱筋(Lumbar Paraspinals: 以下, LP)と多裂筋(Multifidus: 以下, Mu)とした。電極には、デュアル電極 EM-272(Noraxon社製)を用いた。電極導出部は、表面筋電図マニュアル<sup>6)</sup>に準じた。アース電極は、肋骨に貼付した。皮膚前処置として、スキンピュア(日本光電工業株式会社製)を用いた。さらに、テスター(AND株式会社製)を用いて皮膚抵抗が  $10k\Omega$  以下になったのを確認した。

#### 2) 測定作業の実際

重量を体重の10%に設定し<sup>7)</sup>、図1に示すとおり、身体前方に装着した。マーカーを仙骨後面・大転子・第7頸椎に設置し、仙骨後面と第7頸椎を結ぶ線と身体の垂直線がなす角度が  $30^\circ$  になるように体幹を屈曲させ、その姿勢を保持させた。ビデオカメラで録画した映像からマーカーによって屈曲角度を算出し、体幹屈曲  $30^\circ \pm 5^\circ$  の範囲から逸脱した時点、もしくは疲労により姿勢保持困難となった時点をもっと all out とした。

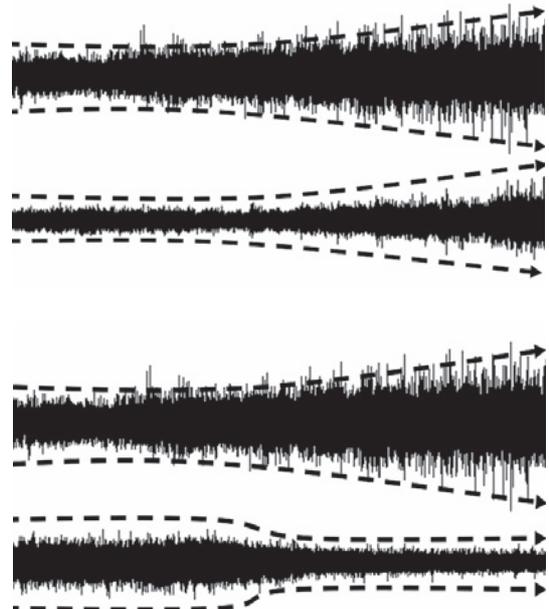


図2 筋電図生波形(上:同期型群,下:交代型群)

### 3) 解析方法

表面筋電図の解析は、筋電解析ソフト MyoResearch 2.11.15(Noraxon社製)を用いた。サンプリング周波数は  $1,000\text{Hz}$  とした。得られた波形を全波整流、正規化し、各測定時間を100%として1%毎の筋放電量を算出した。その後、各々の筋放電量の中央値を100%として両筋を比較した。また、4秒毎に高速フーリエ変換による周波数解析を行い、中央周波数を算出した。そして、測定開始直後と終了直前の周波数を算出し、Student's t-test を実施した。

## III 結果

### 1. 生波形

得られた波形から、大別して2つの群に分類した。LP, Muとも筋放電量を次第に増加させて all outに至った群を同期型群(図2上)とした。また、一方の筋放電量が次第に上昇したのに対し、他方の筋放電量が次第に低下した群を交代型群(図2下)とした。

### 2. LPとMuの筋放電量の比較

#### 1) 同期型群

両筋とも筋放電量を次第に増加させて all outに至った(3名)。

#### 2) 交代型群

一方の筋放電量が次第に上昇したのに対し、他方の筋放電量が次第に低下した(7名)。

### 3. 持続時間

各群の持続時間を表1に示す。同期型群の平均持続時間は  $396.7 \pm 45.1\text{sec}$ 、交代型群の平均持続時間  $665.7 \pm 58.3\text{sec}$ であった。交代型群の持続時間は同期型群より有

表1 持続時間

| (sec) |        |                                |
|-------|--------|--------------------------------|
| sub   | 筋活動タイプ | 持続時間                           |
| A     | 同期型    | 327.6                          |
| B     | 同期型    | 449.0                          |
| C     | 同期型    | 411.0                          |
| D     | 交代型    | 734.2                          |
| E     | 交代型    | 652.9                          |
| F     | 交代型    | 746.0                          |
| G     | 交代型    | 644.6                          |
| H     | 交代型    | 703.9                          |
| I     | 交代型    | 696.8                          |
| J     | 交代型    | 603.6                          |
| Mean  | 同期型    | 396.7 ± 45.1, 交代型 665.7 ± 58.3 |

意に大きかった ( $p < 0.01$ ).

#### 4. 周波数

各群のLPとMuにおける周波数変化を表2に示す。Muにおいて同期型群の周波数変化は交代型群と比較して有意に周波数変化が大きかった ( $p < 0.01$ ).

### IV 考 察

#### 1. 体幹筋における活動交代の出現有無

筋電図で得られた結果から同期型群と交代型群に分類し、筋活動の経時的変化を比較した。同期型に関しては、運動単位の動員数の増加、 $\alpha$ 運動ニューロンの発火頻度の増加によって振幅が増大し、筋放電量が上昇したと考えられる。交代型に関しては、両筋の筋活動が相補的に増加、あるいは減少していくパターンがみられた。すなわち、一方の筋活動が増加すれば、他方は相対的に減少を示す傾向があった。一般的に、運動単位の動員様式は決まっている。しかし、それは、筋の収縮特性や疲労耐性と機能的に結合されており、状況に応じて柔軟に変更される<sup>3)</sup>。つまり、状況に応じて運動単位の相対的閾値変動が起こり<sup>1)</sup>、結果として、筋の放電量を個々の筋レベル、さらには、協同筋間レベルで調整して、収縮を維持していたと考えられる。

しかし、本研究におけるLPとMuに関して、四肢で報告されている明確な筋活動の逆転は起こらなかった。これは、負荷と持続時間の関係と両筋の筋線維タイプによるものと考えられる。本研究において、活動交代が確認された被検者の平均持続時間は10分強であった。四肢における報告では、タイプI線維を含む下腿三頭筋において、最大随意収縮の10%を負荷して、30分前後で初回の活動交代が確認されている<sup>2)</sup>。これらの結果からより持久力のあるタイプI線維を含む筋ほど、最初に活動交代が出現する時間が延長する傾向があると考えられる。タイプI線維を多く含むLPとMuに関しても、より低負荷で持続時間を延長すれば、明確な筋活動の逆転が起こった可能性があると考えられる。

表2 周波数変化

| sub | 筋活動タイプ | Muscle | 初期     | 最終    | 低下値   |
|-----|--------|--------|--------|-------|-------|
| A   | 同期型    | LP     | 115.48 | 53.47 | 62.01 |
|     |        | Mu     | 125.24 | 60.30 | 64.94 |
| B   | 同期型    | LP     | 78.61  | 59.08 | 19.53 |
|     |        | Mu     | 132.32 | 83.74 | 48.58 |
| C   | 同期型    | LP     | 90.33  | 44.92 | 45.41 |
|     |        | Mu     | 107.42 | 52.25 | 55.17 |
| D   | 交代型    | LP     | 76.42  | 56.15 | 20.55 |
|     |        | Mu     | 74.47  | 61.04 | 13.42 |
| E   | 交代型    | LP     | 72.02  | 61.52 | 10.50 |
|     |        | Mu     | 86.18  | 63.97 | 22.21 |
| F   | 交代型    | LP     | 110.35 | 72.72 | 38.08 |
|     |        | Mu     | 122.80 | 82.76 | 40.04 |
| G   | 交代型    | LP     | 98.24  | 63.48 | 34.76 |
|     |        | Mu     | 97.46  | 63.48 | 33.98 |
| H   | 交代型    | LP     | 60.55  | 60.06 | 0.49  |
|     |        | Mu     | 74.71  | 68.12 | 6.59  |
| I   | 交代型    | LP     | 78.37  | 52.00 | 26.37 |
|     |        | Mu     | 91.80  | 60.55 | 31.25 |
| J   | 交代型    | LP     | 94.24  | 60.30 | 33.94 |
|     |        | Mu     | 86.91  | 69.90 | 17.82 |

Mean 同期型 LP 42.31 ± 13.93, Mu 56.23 ± 12.00

交代型 LP 23.48 ± 21.40, Mu 23.61 ± 8.23

#### 2. 活動交代が疲労に与える影響

同期型群は、同じ課題を施行しても周波数低下が大きく、持続時間が短いのにに対し、交代型群は、周波数低下が少なく、持続時間が長かった。このことから、活動交代は、疲労を遅延させるための動態であると考えられる。田巻ら<sup>8)</sup>は、下腿三頭筋の活動交代後に膝窩動脈血流量や血管コンダクタンスが有意に増加することを報告した。その結果、活動を低下させた筋へのエネルギー供給、代謝物質の除去により筋疲労を遅延させると述べている。本研究において交代型は、運動を継続しているにも関わらず筋活動が低下した。その際、本研究も同様に周囲の血管の機械的圧迫が除去され、エネルギー供給、代謝物質の除去が行われたと考えられる。このことから、活動交代が筋疲労の遅延、抑制に影響していると考えられ、その結果、課題の持続時間が延長したと考えられる。

#### 3. 臨床的応用

活動交代は、等尺性収縮における廃用性萎縮予防、筋力増強に有効な手段になると考えられる。奈良ら<sup>9)</sup>は、臨床で様々な理由から高い張力を発揮できないとき、低い筋出力で運動を持続させることでより有効な筋力増強効果が得られると述べている。臨床場面において、術後や拘縮により関節可動域が制限されている場合、廃用性萎縮予防や筋力増強を目的として、等尺性収縮を用いることが多い。しかしそれでは、関節角度に依存した効果しか得ることができない。低い筋出力を長時間持続させることで、高負荷で短時間行ったときと同じ効果が得られ、活動交代により筋放電量が優位でない筋に対してもアプローチすることが可能になると考えられる。本研究にお

いて、活動交代が体幹筋にも確認された。しかし、現段階では、四肢も含め、活動交代の明確な指標や現実的な方法は確立されていない。また、Westgaard ら<sup>1)</sup>は、活動交代は、全ての対象者には出現しなかったと報告している。本研究において、10名中3名に活動交代が出現しなかった。今後、どのような対象者に出現するのか、また、明確な指標や現実的な方法を検討していく必要があると考える。

#### 文 献

- 1) Westgaard RH, De Luca CJ: Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *J Neurophysiol* 82: 501—504, 1999.
- 2) 田巻弘之, 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.
- 3) 太場岡英利, 越智 亮, 片岡保憲, 他: 重量の漸増及び漸減的負荷に対する肘関節筋の筋出力調整. *理学療法科学* 21: 399—404, 2006.
- 4) Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M, et al: The medial gastrocnemius muscle attenuates force fluctuations during plantar flexion. *Exp Brain Res* 169: 15—23, 2006.
- 5) 藤井浩美: 定常把持力維持下における母指対立筋と浅指屈筋の筋活動—負荷量の違いによる筋活動パターンの検討—. *作業療法* 19: 69—76, 2000.
- 6) 下野俊哉: 表面筋電図マニュアル 基礎編. 酒井医療, 2004, pp 99—100.
- 7) 波之平晃一郎, 井上達朗, 土田和可子, 他: 持ち上げ動作における変化する重量に対する腰部脊柱起立筋の変化および左右差—筋電図学的研究—. *広島大学保健学ジャーナル* 7: 36, 2007.
- 8) 桐本 光, 後藤純信, 小竹直樹, 他: 静的足関節底屈持続時の筋放電活動様式と活動交代出現時の膝窩動脈血流変化. *体力科学* 55: 393—402, 2006.
- 9) 奈良 勲, 岡西哲夫編: 筋力第1版. 東京, 医歯薬出版, 2004, pp 126—127.

---

別刷請求先 〒602-8026 京都市上京区釜座通丸太町上ル春帯町 355—5  
京都第二赤十字病院リハビリテーション科  
井上 達朗

#### Reprint request:

Taturou Inoue  
Kyoto Second Red Cross Hospital, 355-5, Haruobi-cho,  
Kamigyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto, 602-8026, Japan

## Examination of Turnover in Trunk Muscle Activities —Electromyographic Study of Muscular Contraction—

Taturou Inoue<sup>1)</sup>, Koichiro Naminohira<sup>2)</sup> and Masahiko Fujimura<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Department of Rehabilitation, Kyoto Second Red Cross Hospital

<sup>2)</sup>Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

The turnover in muscle activities is known as exercise to keep muscular contraction in the same muscle's activity level or the working muscles' activity level when the muscle activity is continued at constant strength for a long time. This study was to conduct an electromyographic investigation into the existence of the turnover in muscle activities and its effect on the muscular fatigue. Ten healthy male university students who had no musculoskeletal disease in the past were selected as the test subjects. The electromyographic measurements were made with bipolar lead. The lumbar paravertebral muscle and multifidus lumborum muscle were defined as the deriving muscle. The weight was set to 10% of each student's body weight. With markers installed at the dorsal surface, trochanter major and seventh cervical vertebra, the trunk muscle of subject was made to bend and his posture was also made to keep so that a line connecting the dorsal surface with the seventh cervical vertebra would form an angle of 30° with his vertical body line. The bending angle of trunk muscle was calculated from the marker on the screen recorded by a video camera, so that the time when the bending angle of trunk muscle was out of 30° ± 5° or the time when it became difficult to keep a subject's posture due to a chief complaint was defined as being fatigued. On the frequency analysis method using surface electromyography, the sampling frequency was set to 1,000Hz. After full-wave rectification and regularization of the obtained waveform, the amount of muscle discharge was calculated by 1 percent in 100% measuring time. After that, the lumbar paravertebral muscle and multifidus lumborum muscle were compared with their middle values of the amount of muscle discharge regarded as 100%. In addition, the frequency analysis was performed every 4sec. with Fast Fourier Transform, calculating a median frequency. The frequency just after the start of measurement and the frequency just before the completion of measurement were also calculated. According to the obtained waveforms, these ten subjects could be roughly divided into two groups. When the amount of muscle discharge was gradually increased, the subjects whose lumbar paravertebral muscle and multifidus lumborum muscle came to fatigue were called the "synchronous-type group" (3 students). On the contrary, the subjects whose amount of one and the other muscle discharges had gradually increased and decreased, respectively, were called the "turnover-type group" (7 students). The continual time of turnover-type group had more substantial extension than that of synchronous-type group. The frequency of multifidus lumborum muscle in the synchronous-type group showed more substantial decrease than that in the turnover-type group. As a result, it was proven that the turnover in muscle activities related to the delay or control of the muscular fatigue.

(JJOMT, 57: 55—59, 2009)