持続的筋力発揮時の運動単位筋振動信号と運動単位の同期化活動

森 本 茂¹⁾ 石 渡 千 草²⁾
宮 本 奈 芳 美³⁾ 加 茂 美 冬⁴⁾

MOTOR UNIT MECHANOMYOGRAPHIC SIGNAL AND SYNCHRONIZED ACTIVITY IN MOTOR UNITS DURING VOLUNTARY MUSCLE CONTRACTIONS

SHIGERU MORIMOTO, CHIGUSA ISHIWATA,
NAOMI MIYAMOTO and MIFUYU KAMO

Abstract

The aim of the present study was to investigate, by analysis of motor unit action potential (MUAP) and motor unit mechanomyogram (MUMS) wave-forms, whether the synchronized activity of motor units (MUs) is a factor in increasing the integrated value of a mechanomyogram during muscle contraction at relatively low tension levels. MUAP and MUMS of m. vastus medialis were recorded by Ag/AgCl disc electrode (5mm ϕ) and condenser microphone (10mm ϕ), respectively, during muscle contractions, brief isometric constant contractions (BICC) and prolonged isometric constant contraction (PICC) at the target torques from just above the recruitment threshold torque of the objective MU to 20% of maximal voluntary contraction (MVC). The degree of synchronization of MUs, defined from the amplitude of late positive deflection (V_{LPD}), could be seen in MUAP wave-forms.

The amplitude of the positive phase in MUMS ($MS-V_{positive}$) had no relationship with the increase of V_{LPD} in BICC condition. During PICC, $MS-V_{positive}$ and V_{LPD} increased with time. Applying linear regression analysis on the relation between V_{LPD} and $MS-V_{positive}$, except for data at 20%MVC, there was significant correlation. However, the scale of the time increments, between V_{LPD} and $MS-V_{positive}$, were different comparing exponential and logarithmic figures, respectively. Therefore, in the present experiment, the meaningful relationship between the two parameters could not be introduced. It is necessary to further investigate the relationship between the two parameters including the firing frequency of MU, intramuscular pressure and extent of recording area of both sensors.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2009, 58 : 365~378)

key word : motor unit, MUAP, MMG, synchronized activity, prolonged activity.

1. 序 論

収縮する骨格筋が特徴的な低周波数の“音”を発生することは古くから知られている。この“筋音”信号は、骨格筋（線維）の収縮状態を反映する可能性が示唆されている（Barry et al. 1985¹⁾, Orizio et al. 1989²⁾, Kimura et al. 2004³⁾, Rhatigan et al.

1986⁴⁾, Hufschmidt et al. 1987⁵⁾, Yoshitake & Moritani 1999⁶⁾）。“筋音”は、筋電図法から推定される情報（MUの活動参加様式：Akataki et al. 2001⁷⁾）とともに筋電図法では抽出困難な筋線維収縮系実質の情報を同時に提供する可能性がある。生体内における骨格筋の収縮状態を非侵襲的に推定することとなり、医療・リハビリテーション・体力科

¹⁾ 横浜国立大学教育人間科学部保健体育
〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2

²⁾ 横浜国立大学教育人間科学部
〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2

³⁾ 横浜国立大学教育学研究科健康・スポーツ系教育専修
〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2

⁴⁾ 日本女子体育大学体育学部
〒157-8565 東京都世田谷区北烏山8-19-1

Faculty of Education and Human sciences, Yokohama National University.

Faculty of Education and Human sciences, Yokohama National University.

Master Course of Health and Sports Education, Yokohama National University.

Faculty of Exercise Physiology, Japan Women's College of Physical Education.

学など広い分野への貢献性が期待できる。したがって, “筋音” 信号の発現機構の解明と共に, 筋音を応用した実験結果の解釈方法の開発に必要性が存在する。現在, “筋音” 信号は “mechanomyogram: MMG” の名称の使用が提唱されている⁸⁾。

持続的一定筋力発揮時の MMG 及びその積分値 (iMMG) は発揮する筋力に依存して種々の変化動態を示す。発揮筋力を 20% 随意的最大筋力 (maximal voluntary contraction: MVC) 以下に設定したとき, iMMG は増加傾向を示す^{2,9,10)}。この増加は, 休止していた運動単位 (motor unit: MU) の活動参加, 活動する MU の発火頻度の変化, MU 間の同期化活動などに起因すると考えられている。

MU の MMG の振幅は MU 発火頻度に反比例すると報告されている¹¹⁾。また, ランプ状筋力発揮を行ったときの上腕二頭筋 MMG と筋力の関係について, 発揮筋力 60% MVC 程度まで RMS-MMG は発揮筋力に対して比例的に増大し, 60% MVC 以上で減少に転じることを観察している。増加は MU の活動参加, 減少は活動参加している MU の放電頻度の増加によると考察されている⁷⁾。被験筋全体の MMG 現象を, 不完全強縮から完全強縮への変化といった筋線維 (群) 収縮状態から解釈可能であることを示唆する結果と位置づけられる。

低い目標筋力で持続的一定筋力発揮時の表面筋電位波形 (myoelectric signal: MES) に注目したとき, その振幅, 積分値 (iMES) は時間に伴った増加傾向にある。MES, iMES の増加は新しい MU の活動参加および活動する MU の放電間隔の短縮 (放電頻度の増加) に起因し, 活動する MU の筋疲労による発揮筋力の低下を補償し目標筋力に発揮筋力を一致させるための調節 (補償) 機構と考えられている。また, 筋力発揮に多くの MU の活動参加が関与することは, MU 間の同期化活動の確率が高くなることを示唆する¹²⁾。このような MU 活動は MMG に次に示すような影響を及ぼすものと推定される。(1) 観察対象の MU の MMG (motor unit mechanical signal: MUMS) は発火頻度の上昇により振幅が減少し, その減少は筋全体の MMG, iMMG を減少する方向に働き, (2) MU の活動参加および同期化活動は筋全体の MMG 増加に働きかける。(1)と(2)の現象は MMG に相反的に反映される。しかし, MU の同期化活動が MMG 増加に働きかけることは記載さ

れているが^{8,13,14)}, 随意的筋力発揮時の MU 同期化活動と MMG の関係を検討した実験結果は未だ示されていない。本実験では, 持続的筋力発揮中に, 観察対象 MU と背景に活動する MU との同期化活動と MUMS の振幅変化の關係に注目した。

観察する MU と背景活動する MU との同期性の評価については以下の解析方法を適用した。運動終板から筋-腱移行部の中間部分で運動単位活動電位 (motor unit action potential: MUAP) を単極導出した時, 伝導に伴って, 初期陽性相, 伝導性の陰性スパイク, その後に緩徐な陽性相といった 3 相性を示す。また第 3 相の電位に電気緊張性の陽性電位が重畳する (late positive deflection: LPD)^{15,16)}。LPD は, MUAP が伝導し筋-腱移行部に到達した時点に発現すると考えられている^{15,16)}。さらに, LPD の振幅は発揮筋力に比例し, 観察対象 MUAP と同期して筋-腱移行部に到達した背景活動の MUAP の相対的な数を表すものと考えられている。すなわち, 観察対象の MUAP と背景で活動する MUAP との筋-腱移行部での非特異的な同期性の指標となりうる。

本報告では, 単一 MU の MUAP と MUMS を同時に導出し, LPD から推定する MU 同期化活動と MUMS 振幅の關係を観察し, 同期化活動の iMMG への貢献性について検討することを目的とした。

Ⅱ. 実験方法

実験実施に先立ち本実験の目的, 意義及び想定される危険性について十分な説明を行い, 参加に同意の得られたものを被験者として実験参加を依頼した。この実験は横浜国立大学教育人間科学部倫理委員会からの承認を得て実施した。被験者は神経-筋疾患および障害履歴の無いものであった。

MES, MUAP と MMG, MUMS は 7 名の成人男性被験者 (24~56 歳, 身長: 172.7 ± 2.4 cm; 体重: 62.3 ± 1.9 kg) の右内側広筋より導出した。被験者には, 実験実施日 2 日前より, 高強度の身体活動は控えるように依頼した。実験室環境温は 23~26℃の範囲に調節した。

A. 信号の記録

被験者は実験台 (高さ 70cm) に腰かけ, 下腿を下垂した。被験者の腰部はベルトを介して実験台に

固定した。また、実験を通じて、上肢は腕組みの姿勢とした。膝関節伸展張力を等尺性に検出するために実験側足関節部にベルトを固定し、ワイヤーを介してロードセル(RTB-100K, 日本光電)に接続した。ロードセルの出力はストレインアンプ(6M84, 日本電気三栄; low-pass filter 100 Hz)にて増幅した。股関節と膝関節角度は90から95度に規定した。

MMG, MUMS 導出にはコンデンサー型マイクロフォンを用いた(DMS-011, ダイアメディカルシステム, band-pass: 2-1000 Hz, 直径: 10 mm, 重量: 9 g)。MUMS 導出マイクロフォンの装着位置は観察対象 MU の運動終板領域とし、実験に先立ち MUAP 波形の解析から位置の特定を行った¹⁵⁻¹⁷⁾。マイクロフォンはドラムの外部との気密性を保つように、リング型両面接着テープで皮膚表面上に固定した。マイクロフォンの出力は直流増幅器(DPA-251S, ダイアメディカルシステム; 入力抵抗: 1 M Ω , 出力抵抗: 100 Ω , band-pass: 1-1 kHz)に入力し、増幅した。MMG 導出のマイクロフォンは、MUMS 導出マイクロフォン装着位置からの筋線維走行に対して内側または外側直行方向へ30mm以上離れた位置に装着した。

筋電位信号導出には2対の Ag/AgCl 皿型電極を用いた(直径5 mm)。1対は MUAP 導出電極とし、1対の一方の電極はマイクロフォンセンサー直近の末梢側、筋線維の走行方向に沿った位置に絆創膏(シロバン230602, 日廣薬品)にて装着した。また、他の1対は MES 導出電極とし、MMG 導出マイクロフォンの直近、末梢側に装着した。これらの電極は差動増幅器(DPA-401S, ダイアメディカル; 入力抵抗: 50 M Ω , 出力抵抗: 100 Ω , band-pass: 3-10 kHz)の陽極入力端子に接続し、他の電極は、膝蓋骨上の皮膚に装着し、増幅器の陰極入力端子に接続した(単極導出法)。電極間距離は約90mmで、電極間抵抗は20 k Ω 以下となるように角質除去クリーム(ケラチンクリーム, フクダ電子)にて皮膚を研磨後、酒精綿にて拭拭した。単極導出に比して高い目標筋力まで比較的安定した MUAP 波形を導出可能な双極導出法にて MUAP を導出し、加算平均のトリガーパルスとして用いた(C. データ処理・解析部参照)。双極電極は MUMS 導出マイクロフォンの中枢側に電極間距離 10mm をもって装着した。

全ての信号は PCM データレコーダー(PC-108M,

ソニーマグネスケール, 周波数帯域: DC-5 kHz, 入力抵抗: 100 k Ω ,)に入力し、DAT テープに保存した。

B. 実験手順

被験者には、実験装置・手法、環境に慣れること、また表面電極による MU 活動電位導出位置の特定、を目的とした実験準備期間を設定した。

実験に先立ち、被験者の等尺性膝関節伸展での MVC を測定した。MVC は、規定した実験姿勢にて3回の測定試技での筋力の平均値とした。MVC 測定後、電極、マイクロフォンの装着を行い、30分以上の時間間隔を取りデータ収集を行った。課題実験に入る前に、観察対象の MU の活動参加閾値を、筋力発揮勾配 10 N $\cdot$ s⁻¹ にて求めた。15秒間隔で10回実施し、その平均値を MU の活動参加閾値とした。

実験は以下に記す2種類の課題から構成した。

課題1: 被験者は約10 N $\cdot$ s⁻¹の筋力発揮勾配にて目標筋力まで筋力発揮を行い、その後目標筋力を11秒間一定保持した(brief isometric constant contraction: BICC)。目標筋力は MU の活動参加閾値張力、活動参加閾値張力上から20%MVC間の任意の4種の筋力および MU が極低頻度にて活動する時点の結果を得るために活動休止筋力(decruitment threshold)直上、計6種類に設定した。各目標筋力発揮を、2分の間隔を持って、5回試行した。

課題2: 課題1の終了後15分以上の時間を挿入し、課題2を実施した。

被験者は約10 N $\cdot$ s⁻¹の筋力発揮勾配にて目標筋力まで筋力発揮を行い、その後目標筋力を一定保持した(prolonged isometric constant contraction: PICC)。PICCの中止時点は、目標筋力に発揮筋力を一致させる調節が出来なくなった時点、または筋力振戦が明らかに出現した時点のいずれかとした。この時点は任意の験者の視覚的な判断によった。目標筋力の設定は、観察する運動単位の活動参加閾値直上と10、20%MVCとした。各目標筋力での試行は実験日を変え、目標筋力を順不同で設定して行った。電極、マイクロフォンの装着位置は油性インクにて皮膚上にマークし、同位置に装着することに努めた。

観察対象の MUAP、目標筋力と発揮筋力は被験者の目前(約1 m)に設置したオシロスコープに表示し、被験者への視覚的フィードバックおよび験者

への信号モニターとした。

C. データ処理・解析

DATテープに保存された信号はA/D変換器[$\pm 2.5\text{V}$ 入力範囲・16-bit分解能; AD-12-16U(PCI), コンテック]を介してデスクトップコンピュータに入力し, ソフトウェア(BIMUTAS-II, キッセイコムテック)を用いてデータ解析を行った。

BICCでは, 発揮筋力が目標筋力に到達した時点より1秒後から11秒までの10秒間の信号を解析に供した。PICCでは, 発揮筋力が目標筋力に到達した時点より1秒後から11秒までの10秒間のデータを時間0秒のデータとし, その後30秒毎10秒間の信号を解析データとした。

解析を行う前に, MESとMUAPは3-3kHzおよびMMGとMUMSは3-500Hzのバンドパスフィルター, 筋力信号は50Hzのローパスフィルターでデジタルフィルター処理を行った。

iMES, iMMGは, MES, MMGを全波整流した後, 区間100msで10秒間の解析区域から求めた。双極導出した運動単位活動電位をトリガーパルスとして用い, 単極導出MUAPおよびMUMS原信号を加算平均し, MUAP, MUMS波形を10秒解析区域ごとに算出した。算出されたMUAPからLPDの振幅(V_{LPD}), MUMSから陽性相の振幅($MS-V_{\text{positive}}$)を求めた。 V_{LPD} は, figure 1に示すように, MUAP第3相陽性電位の減衰軌跡に沿って内挿し, 内挿線からLPDピークまでの電位とした¹⁵⁾。

Figure 1. Typical wave form of average MUAP (upper trace) and motor unit mechnomyographical signal (MUMS; lower trace) recorded from m. vastus medialis.

MUAP was recorded from the monopolar electrode put on the vicinity of the microphone sensor, distally. MUMS was recorded from a condenser microphone put on the end-plate region of the motor unit. Each wave-form was calculated from the signals of a 10 s-period using the method of spike triggered averaging by reference MUAP signals recorded from the bipolar electrode fastened at the proximal side of the microphone at the end-plate. The amplitude of late positive deflection (LPD) on the third graded positive phase of MUAP (V_{LPD}) and the amplitude from base-line to positive peak of MUMS ($MS-V_{\text{positive}}$) were measured. For the measurement of V_{LPD} , the amplitude was defined as the voltage between the positive peak and the line intrapolating the third gradual phase of MUAP.

D. 統計処理

結果は平均値および標準偏差で現した。PICC 時の時間に伴う iMES, iMMG, および MUAP, MUMS の波形パラメーター間は一元配置分散分析で検定を行った。データ間で有意性が認められた場合、時間 0 秒時データとの比較において Dunnett の多重比較を行った。有意差は 5 % 以下の危険率を持って判定した。

Ⅲ. 結 果

被験者の MVC は 400 N から 650 N ($544.3 \text{ N} \pm 88.6$) の範囲にあった。また、本実験にて観察対象とした MU の活動参加閾値は 0.1–6 % MVC の範囲にあった。

A. BICC 条件下における発揮筋力, iMES と V_{LPD} の関係

観察対象 MU の活動参加閾値から 20 % MVC までの BICC 条件下における iMMG と iMES の変化動態

に関して典型 2 例を figure 2 に示した。いずれの被験者においても iMMG (A), iMES (B) は発揮筋力に対して直線的な関係にあった。

Figure 2 の実験時に同時導出した MUAP における V_{LPD} と発揮筋力、及び目標筋力発揮時における iMES との関係を figures 3 A & B にそれぞれ示した。実験条件で設定した目標筋力の範囲で、 V_{LPD} は発揮筋力 iMES に依存し直線的に増大する傾向にあった。

図中に示した 2 種類の MU からの双極導出 MUAP は、100 N (約 20 % MVC) まで背景活動の MUAP に比し充分大きな振幅を呈し、波形も明確に弁別可能であり、加算平均のトリガーパルスとして用いることができた。目標筋力 20 % MVC までの BICC および PICC の全ての試行で解析可能であった MU は 3 被験者、4 MU であった。

Figure 2. The relationship between developed torque and iMES (A) and iMMG (B) under a brief isometric constant contraction (BICC) condition at various target torques in two subjects plotted by opened circle and closed circle, respectively. Symbol and attached bar are mean value and standard deviation. Applied linear regression analysis between the two parameters shows there was significant linear correlation between the regression lines as seen in figures 2A and B.

In iMMG:

$$\text{opened circle } y = 1.02x + 2.48, r = 0.9125,$$

$$\text{closed circle } y = 0.75x + 14.02, r = 0.9281.$$

In iMES:

$$\text{opened square } y = 0.07x + 2.11, r = 0.9940,$$

$$\text{closed square } y = 0.07x + 1.85, r = 0.9963.$$

Figure 3. The relationship between V_{LPD} and developed torque (A) and iMES (B) under BICC at various target torques. The representative two motor units, from different subjects, are shown with different symbols. For these two motor units, the wave-form of MUAPs was clearly identified for 100 N (approximately 20%MVC)

Linear regression analysis showed a significant relationship for every pair.

B. BICC 条件下における V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の関係

Figure 3 に示した MU について, BICC 条件下における V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の関係を figure 4 に示した. 両変数間の関係を求めるために便宜的に直線回帰したところ, unit a に有意な負の相関関係が得られ, unit a の $MS-V_{positive}$ は V_{LPD} の増大に伴った減少傾向が見られた. しかし, unit a を用いた複数回の実験において, 有意性を示した結果は得られず, 再現性はなかった. また, 他の MU において, V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の間に有意な関係は得られなかった. BICC 条件下における $MS-V_{positive}$ は V_{LPD} から推定した MU の同期性に対して影響されない結果であった.

C. PICC 条件下における iMES, iMMG の変化動態

PICC の目標筋力を 30N, 50N および 100N に設定したときの iMMG, iMES の筋力発揮持続時間に伴う変化動態に関して, 1 名の被験者からの代表例を figures 5 A & B に示した. iMMG, iMES 初期値(横軸 0 秒値)に目標筋力に依存した差異が見られた. 全ての目標筋力で iMMG に増加傾向が見られ, 目

Figure 4. The relationship between V_{LPD} and $MS-V_{positive}$ under BICC for the two motor units is seen in figure 4. The present motor units were the same motor units represented in figures 2A and B. Linear regression analysis showed a significant negative correlation for unit a (closed circle) but was not significant for unit b (opened circle)

Unit a (closed circle)

$$y = -9.21x + 7.87, r = -0.5222,$$

Unit b (opened circle)

$$y = -7.71x + 5.94, r = -0.2915.$$

Unit a shown in this figure was the only case among the results to show significant correlation.

標筋力30NではPICC初期にほぼ一定値を取り300秒時で有意な増加となった。50Nでは90秒, 100Nでは60秒でiMMGの有意な増加となった。iMMGは, 高い目標筋力でより早期に有意な増加を取る傾向にあった。iMESでは100N時に他の目標筋力に比較しもっとも遅い時間で有意な増加を示し, iMMG変化動態と異なる傾向にあった。また, 7名の被験者に共通してiMMG, iMESの増加傾向があった。全被験者から求めたiMMGおよびiMESの初期値に対する相対値平均値の変化動態をfigures 5 C & Dにそれぞれ示した。図中シンボル●(C), ○(D)は, 観

察対象のMU活動参加閾値(0.1–6%MVC)で得られた結果の平均値としたが, iMMG相対値の変化動態は実数値の目標筋力に依存した変化動態 (figure 5 A)と同傾向にあった。また, 各々の目標筋力で, iMMGはiMESに比して大きな増加率で推移した。

D. PICC条件下における V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の関係

Figures 5 A & Bに示したMMG, MESと同時に記録したMUAPとMUMSから計測した V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の結果をfigures 6 A & Bにそれぞれに示した。

Figure 5. Changes in iMMG (A) and iMES (B) during prolonged isometric constant contraction (PICC) are shown at the target torque of 30 N (closed circle), 50 N (closed triangle) and 100 N (closed square) obtained from a representative subject. * means a significant difference from the value at time = 0 s. C and D represent the relative changes in iMMG ($iMMG/iMMG_{t=0s}$) and iMES ($iMES/iMES_{t=0s}$) respectively. Plot is the mean value from the data obtained from 7 subjects and the target torque of the recruitment threshold value of the objective MU (open and closed circles), 10%MVC (open and closed triangles) and 20%MVC (open and closed squares) and attached bar stands for mean value and standard deviation. Endurance time was different among the subjects at each target torque. Latest plot at each target torque is arranged at the shortest endurance time among the subjects to make the data uniform.

V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ は異なった増加の推移が観察された。 V_{LPD} は PICC 初期に大きな増加, その後緩徐な増加を示した。また, 目標筋力に依存した差異を持って推移した(A)。これに対して, $MS-V_{positive}$ は初期に緩徐なその後大きな増加傾向にあった。また, 120秒まで各発揮筋力間の推移に大きな差異が見られず, 30N, 50N間では360秒程度までほぼ同様な変化の推移であった(B)。

V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の初期値に対する変化率を4 MU から求めその平均値を見たところ, figure 5 と同様に, V_{LPD} は $MS-V_{positive}$ に比してその増加率は小さかった (figures 6 C & D)。また, V_{LPD} 変化率は目標筋力間に差異が見られなかった。更に, V_{LPD} 変化率, $MS-V_{positive}$ 変化率の時間に伴った増加動態に差異が見られ, V_{LPD} は“対数関数”的な推移であったが, $MS-V_{positive}$ は“指数関数”的な推移を示した。

Figure 6 E は, figures 6 A & B に示したデータについて, 両変数間の関係を目撃筋力ごとに検討したものである。目標筋力30, 50 Nでは有意な正の相関関係が存在した ($p < 0.01$)。しかし, 目標筋力100Nでは V_{LPD} に依存した $MS-V_{positive}$ の変化動態は見られず, 100NでのPICCの全結果において両変数間に有意な関係を見出すことは出来なかった。

IV. 考 察

A. 運動単位間の同期的活動の指標としての LPD 振幅

運動終板での MUAP 発生から筋—腱移行部への伝導中に筋線維部分 (運動終板と筋—腱移行部を除いた中間部分) から単極導出される単一運動単位の MUAP は伝導に伴って, 緩徐な陽性相, 続く急峻なスパイク状陰性相および緩徐な陽性相の3相性波形を呈する。更に, 第3相の陽性緩徐電位に一過性の陽性電位 (LPD) が重畳する (figure 1: MUAP 参照)。この一過性の陽性電位は筋—腱移行部からの距離に依存して指数関数的に振幅が減少するが, そのピークは距離に依存せず時間的に一致した発現となった。すなわち, 電気緊張的電位の性質を有するものであり, その発現は MUAP が筋—腱移行部に到達することによるものと考えられている^{15, 16)}。近年, 同現象は, “muscle far field potential” (Dumitro & King 1991)¹⁹⁾, “fiber-end-effect”

(Gootzen et al. 1991)²⁰⁾, “terminal standing wave” (Lateva et al. 1996)²¹⁾などの名称で報告されている。

観察する MU と背景で活動する MU との電気信号において, 観察する MUAP をトリガーパルスとして用い電気信号の加算平均値を求めると, 背景で活動する MUAP は相殺され, 観察する MUAP のみが抽出される。しかし, 観察対象 MUAP と時間的に一致 (同期) して筋—腱移行部に到達する背景活動 MUAP の LPD は陽性電位として観察対象 MUAP の LPD に重畳する。すなわち, LPD は観察対象の MUAP と筋—腱移行部で同期した MUAP の数, MU の同期化活動の定性的指標となるものと考えられる¹⁵⁾。

MU 間の同期的活動について, Stephens 等のグループの報告が多数なされている^{22~25)}。Stephens 等は, 基準とした MU の MUAP と他の MU の MUAP との放電時間差から PPSTH (pre-and post-stimulus time histograms) を構成し, 2 unit 間の同期確率を求めている。本報告での同期性は基準の MUAP に対する不特定の MU との同期性を観察していることから, Stephens 等の結果との直接的な比較は困難と考えられる。

V_{LPD} は発揮筋力 (figure 3 A), iMES (B) に対して比例関係にあった。随意的筋力発揮時の MU の活動様式は, m. biceps brachii では88%MVC, m. adductor pollicis および m. quadriceps では50%MVC まで MU の活動参加が主となり, それ以上の筋力発揮には活動する MU の発火頻度の増加に依存する傾向にある^{26~28)}。本実験 BICC では筋力発揮条件を20%MVC以下としたことから, 筋力発揮は MU の活動参加が主となっていたことが類推される。MU の活動参加数の増大は MU 間の同期化活動の確率増大に反映されるものと考えられる¹²⁾。Figures 3 A & B に示した V_{LPD} の発揮筋力, iMES との比例関係は発揮筋力増大に関与する MU の活動参加数の増大に起因した MU 間の同期化活動の増大に因ることを示唆するものとする。

B. BICC 条件下における V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の関係

20% MVC までの目標筋力で持続的な一定筋力発揮時に MMG および iMMG は時間に伴った増大傾向にある。この増大には, 1)新しい MU の活動参加,

Figure 6. Changes in V_{LPD} (A) and $MS-V_{positive}$ (B) during the PICC are shown at the target torque of 30 N (open and closed circles), 50 N (open and closed triangles) and 100 N (open and closed squares) obtained from a representative subject.

C and D represent the relative changes in V_{LPD} ($V_{LPD}/V_{LPD\ t=0s}$) and $MS-V_{positive}$ ($MS-V_{positive}/MS-V_{positive\ t=0s}$) respectively. Plot is the mean value from the 4 units obtained from 3 subjects at the target torque of the recruitment threshold value of the objective MU (open and closed circles), 10%MVC (open and closed triangles) and 20%MVC (open and closed squares).

E shows the relationship between V_{LPD} and $MS-V_{positive}$ during the PICC at the target torque of the recruitment threshold value, 10%MVC and 20%MVC. Applying linear regression analysis, the following equation was obtained.

Target torque at:

recruitment threshold value (open circle) $y = 136.8x - 51.3$, $r = 0.8574$,

10%MVC (closed triangle) $y = 93.5x - 38.6$, $r = 0.6497$,

20%MVC (closed square) $y = 4.5x + 1.6$, $r = 0.1308$.

Data was the same as the data represented in figures 6A and B.

2)活動する MU の発火頻度の変化, 3)MU 間の同期化活動, などに起因するとされている^{2,9,10)}. 以上の MMG 増大の 3 要因は BICC 条件下での発揮筋力に伴った MMG 増大の要因にもなりうる.

MU 間の同期化活動の指標として V_{LPD} を適用したとき, $MS-V_{positive}$ とは有意な関係にはなく, BICC 時の MU の同期化活動の増大は $MS-V_{positive}$ の増大方向へ反映されなかった (figure 4). 単一電気刺激を印加したとき, 刺激強度に依存した sound の振幅増大が報告されている²⁹⁾. 刺激強度の増大は興奮する筋線維数を増加させ, これらの筋線維は同期して活動する. すなわち, 随意的筋力発揮時での MU の同期的活動 (筋収縮) は MUMS 振幅増大に働きかけるものと推定できる. また, MU の放電間隔変化も同時に MUMS 変化要因となる. 筋線維 (群) への直接電気刺激時に筋線維の収縮応答と MMG 波形を観察し, 電気刺激の頻度と MMG 振幅, 筋力動揺間に反比例関係が存在することが報告されている¹¹⁾. MUMS 振幅の変化要因と考えられる 2 因子は相反的な貢献性となり, BICC 条件下で, $V_{LPD}-MS-V_{positive}$ 間に意味ある関係性を見出せなかった原因は随意的発揮筋力の増大に依存した観察する MU の発火頻度の上昇に隠蔽された可能性が考えられる. すなわち, 本実験 BICC 条件下での iMMG 増大は新しい MU の活動参加が主要因であることが示唆される⁷⁾.

C. PICC 条件下における iMMG の変化動態

持続的な一定筋力発揮時に MMG および iMMG は発揮筋力に依存して種々の変化動態, 20%MVC までは増大傾向, 40%MVC では大きな動揺, 60と90%MVC では指数関数的な減少を呈することが報告されている²⁾. 本実験成績で20%MVC以下に設定した全ての目標筋力においても iMMG は増大傾向を示したが (figures 5 A & C), iMMG の変化動態, 増加率の推移に発揮筋力依存性が見られた. PICC 初期 (2 分まで: figure 5 D) の iMES 変化率において, 変化の推移には筋力依存性が見られず, iMMG とは異なった. 機械的信号としての MMG と電気的信号としての MES の変化動態及び関係性を矛盾無く説明するために, 干渉波形としての MES 成立の解釈, MMG 発生機構を含めた MUMS 間干渉性など, 更に詳細な検討が必要である.

D. PICC 条件下における V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ の関係性

Figure 6 E から, V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ との間には有意な相関関係があり, MU の同期的活動は MUMS の振幅を増大し, 結果として MMG 信号を増大すると解釈可能となる. しかし, Figure 6 に示した通り, V_{LPD} で示される MU の同期性は筋力発揮初期に急峻, その後緩徐な増大傾向にあった. これに対して, $MS-V_{positive}$ は初期に不変又は緩やかな, その後急峻な増加傾向にあった. 時間に伴った増加傾向をとる結果は両者で共通したが, 増加の推移には差異があった. Figure 6 E において V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ 間に有意な相関関係が得られたが, それぞれの変化動態が異なることから統計上の見かけの関係であることが考えられる. 従って, $MS-V_{positive}$ は一義的に V_{LPD} により決定されず, 他の因子の関与の存在が示唆された.

5 %MVC 以下の目標筋力にて持続的一定筋力を維持した時, MU の放電間隔は初期 (3 分程度) に延長し, その後短縮する傾向がある³⁰⁾. この報告を本実験結果に適用した場合, $MS-V_{positive}$ は, 放電間隔の延長時期で増加傾向を示すことが推定できる. しかし, V_{LPD} 増大の緩徐な時期・MU 放電間隔の短縮時期で, $MS-V_{positive}$ は増大した (figures 6 A-D).

本実験条件では, MU の同期性活動の $MS-V_{positive}$ に対する影響を見出すことができなかった. 先行研究では, LPD は筋一腱移行部に発現し, 電気緊張的に筋部分全体に分布し, 電位の半減距離は約 25mm の値をとった (森本・加茂 1990; figure 2 から評価)¹⁵⁾. MUMS の振幅では, 筋線維走行方向に対して直行方向に 5-10mm の半減距離であった³¹⁾. これらの半減距離の差異から, LPD は $MS-V_{positive}$ に比較し, 広範囲からの背景活動する MU の LPD により構成されることになる. 導出範囲の違いが, V_{LPD} と $MS-V_{positive}$ に明らかな関係性を見出せなかった原因のひとつと考えられる.

E. $MS-V_{positive}$ 増大の機序の可能性

In vitro での“筋音”の発現機構に関して, Barry (1987)³²⁾は筋線維の興奮 (収縮) に伴った“弦様振動”によるとした. Morimoto & Takemori (2007)³¹⁾は“弦様振動”と共に, 筋線維運動終板に早期に発現

する興奮（収縮）により筋線維長軸方向で“internal shortening—internal stretching”が生じることから、筋音波形の初期相に“筋線維の太さ変化”の成分が内在することをヒトのMUで見出した。MMG発生機構に関して未だに定説が成り立っては居ないが、“筋線維側方の動き・振動”に伴い発生し、組織中を皮膚まで伝播した圧力波（疎密波）を皮膚表面から導出していることは共通した理解と考えられる。

筋活動は筋内圧を上昇させる^{33,34)}。Sadamoto et al. (1983)³³⁾は持続的筋力発揮時に筋疲労にいたる時点においても筋内圧が上昇することを報告している。筋内圧上昇は筋線維のスティフネスを増加させること、観察するMU周辺の圧力波伝播媒体のスティフネスをも上昇させる。媒体のスティフネス上昇は圧力波伝播効率を上げ、圧力波を低い減衰で皮膚表面まで伝播することが推定される。iMESが骨格筋全体の活動性を示すと考えたとき、他の目標筋力に比し高い初期iMES値を示した100Nで高い筋内圧を取ることに伴う高いMS- V_{positive} となるのが推定できる。しかし、目標筋力間でのMS- V_{positive} 初期値に大きな差異は見られなかった（figure 6 B）。Sjogaard et al. (2006)³⁴⁾は水銀血圧計カフを用いて人為的に筋内圧を加えMMG-RMSと発揮筋力との関係を検討し、高い発揮筋力（40%MVC）では筋内圧上昇がMMG-RMSを高値化する傾向を報告している。MUレベルと筋全体のMMGレベルとの観察対象の差異、発揮筋力の差異から結論を得るには至らないが、筋内圧の影響に関する示唆を与える報告と考える。本実験でのMUAPは筋表層に分布するもので¹⁸⁾、筋深層部に分布する筋線維とは異なる結果となる可能性が示唆される。

MUMS波形は筋温に依存した変化を示す。低い筋温条件で電気刺激（10Hz）を用いて誘発した外側腓腹筋とヒラメ筋MUの収縮特性とMMG波形を同時に観察し、筋張力の低下とMMG振幅減少が平行して発現することが報告されている³⁾。10Hz刺激時のMMG振幅変化の温度依存性は、外側腓腹筋 $1.6\% \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ 、ヒラメ筋 $1.4\% \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ と評価可能であった（Kimura et al. 2003；Figure 7から評価³⁾）。目標筋力40Nまでの持続的筋力発揮時に筋温は変動せず、60Nを8分間持続した時点で 0.6°C （約 $0.1^\circ\text{C}/\text{min}$ ）上昇したことが報告されている³⁵⁾。本実験では筋温を測定していない点、Kimura et al. (2003)の結果

が直線的変化でない点、被験筋の差異などを考慮しなければならないが、本結果でのMS- V_{positive} の変化率は480秒時点で30Nと50Nの目標筋力で初期値に対して約4（400%）であり、MS- V_{positive} の変化を筋温変化から解釈することは困難であると考えられた。

V. ま と め

持続的一定筋力発揮を20%MVC以下の目標筋力で行った時、iMMGは暫時増大する傾向にあった。この増大には新しいMUの活動参加、発火頻度変化、MU間の同期的活動などが関与すると考えられている。本実験ではMU間の同期的活動のiMMGへの影響を検討するために、単一運動単位レベルでMUAPとMUMSを同時導出し解析を行った。MU間の同期性の指標に、単極導出MUAPの第3相の緩徐な陽性電位に重畳するLPDを用いた。運動終板上から導出したMUMSの初期陽性相の振幅をMMGの構成要素として計測した。

BICC条件下で、MS- V_{positive} は V_{LPD} に依存した変化動態に無く、MU同期性活動のMS- V_{positive} 振幅への影響は見出せなかった。

PICC時に V_{LPD} とMS- V_{positive} は共に増大傾向にあり、両変数間には有意な相関が得られた。しかし、増大の推移は、 V_{LPD} で初期に急峻その後緩徐に、これに対しMS- V_{positive} は初期に緩徐その後急峻に増大し、増大の推移に差異が見られた。ここで見られた有意な相関関係が V_{LPD} のMS- V_{positive} への直接的影響とは考え難い。

短時間の一定筋力発揮（BICC）時に V_{LPD} とMS- V_{positive} の関係が見出せなかった点、持続的一定筋力発揮（PICC）時での V_{LPD} とMS- V_{positive} の関係性を説明できなかった点を含め、本実験結果から、MUの同期的活動がMS- V_{positive} に直接的な影響を及ぼしたと考えるには困難であった。MUの同期的活動のみの影響ではなく、他の因子の関与を検討する必要が示唆された。

（受理日 平成21年4月13日）

VI. 引用文献

- 1) Barry, D. T., Geiringer, S. R. & Ball, R. D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve* (1985) **8**, 189-194.
- 2) Orizio, C., Perini, R. & Veicsteinas, A. Changes of muscle sound during sustained contraction up to exhaustion. *J. Appl. Physiol.* (1989) **66**, 1593-1598.
- 3) Kimura, T., Hamada, T., Watanabe, T., Maeda, A., Oya, T. & Moritani, T. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2004) **92**, 533-539.
- 4) Rhatigan, B. A., Mylrea, K. C., Lonsdale, E. & Stern, L. Z. Investigation of sounds produced by healthy and diseased human muscular contraction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BMA-33, (1986) 967-970.
- 5) Hufschmidt, A., Schubnell, P. & Schwaller, I. Assessment of denervation by recording of muscle sound following direct stimulation. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* (1987) **27**, 301-304.
- 6) Yoshitake, Y. & Moritani, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *J. Electromyogr Kinesiol.* (1999) **9**, 20-217.
- 7) Akataki, K., Mita, K., Watanabe, M. & Itoh, K. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2001) **84**, 19-25.
- 8) Orizio, C. Muscle sound: Bases for the introduction of a mechnomyographic signal in muscle studies. *Critical reviews in Biomedical engineering* (1993) **21**, 201-243.
- 9) Goldenberg, M. S., Yack, H. J., Cerny, F. J. & Burton, H. W. Acoustic myography as indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J. Appl. Physiol.* (1991) **70**, 87-91.
- 10) Madeleine, P., Jorgensen, L. V., Sjøgaard, K., Arendt-Nielsen, L. & Sjøgaard, G. Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and mechnomyography during continuous and intermittent low-force contraction: effect of the feedback mode. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2002) **87**, 28-37.
- 11) Yoshitake, Y., Shinohara, M., Ue, H. & Moritani, T. Characteristics of surface mechanomyogram are depended on development fusion of motor units in humans. *J. Appl. Physiol.* (2002) **93**, 1744-1752.
- 12) Halliday, D. M., Conway, B. A., Farmer, S. F. & Rosenberg, J. R. Load-independent contributions from motor unit synchronization to human physiological tremor. *NeuroPhysiol.* (1999) **82**, 664-675.
- 13) Stokes, M. J. & Dalton, P. A. Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* (1991) **71**, 1422-1426.
- 14) Dalton, P. A. & Stokes, M. J. Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and dynamic contractions. *Muscle Nerve* (1993) **16**, 255-261.
- 15) 森本 茂, 加茂美冬 単一運動単位の活動電位に観られる電気緊張性電位成分. *体力科学* (1990) **39**, 126-132.
Morimoto, S. & Kamo, M. 1990 Appearance of electrotonic component in human motor unit potentials. *Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med.* (1990) **39**: 126-132. (in Japanese)
- 16) Morimoto, S., Gotoh, H. & Kamo, M. Conducted and non-conducted components in spike potentials of human single motor units. *J. Physiol. Soc. Japan* **50**, 477.
- 17) 森本 茂・加茂美冬 単一運動単位の活動電位波形の表面筋電位構成への貢献 *体力科学* (2000) **49**, 157-170.
Morimoto, S. & Kamo, M. Contribution of single motor unit action potential to surface myo-electrical signals. *Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med.* 2000, **49**, 157-170. (in Japanese)
- 18) Morimoto, S., Umazume, Y. & Masuda, M. Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle. *Jap. J. Physiol.* (1980) **30**, 71-80.
- 19) Dumitru, D. & King, J. C. Far-field potentials in muscle. *Muscle Nerve* (1991) **14**, 981-989.
- 20) Gootzen, T. H. J. M., Stegeman, D. F., & Oosterom, A. Finite limb dimensions and finite length in a model for the generation of electromyographic signals. *Electroencephalog. Clin. Neurophysiol.* (1991) **81**, 152-162.
- 21) Lateva, Z. C., MacGill, K. C. & Burgar, C. G. Anatomical and electrophysiological determinations of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle Nerve* (1996) **19**, 1457-1468.
- 22) Datta, A. K. & Stephens, J. A. Synchronization of motor unit activity during voluntary contractions in man. *J. Physiol.* (1990) **422**, 397-419.
- 23) Bremner, F. D., Baker, J. R. & Stephens, J. A. Correlation between the discharges of motor units recorded from the same and from different finger muscles in man. *J. Physiol.* (1991) **432**, 355-380.
- 24) Bremner, F. D., Baker, J. R. & Stephens, J. A. Variation in the degree of synchronization exhibited by motor units lying in different finger muscles in man. *J. Physiol.* (1991 b) **432**, 381-399.
- 25) Datta, A. K., Farmer, S. F. & Stephens, J. A. Central nervous pathways underlying synchronization of human motor unit firing studied during voluntary contractions. *J. Physiol.* (1991) **432**, 401-425.
- 26) Basmajian, J. V. & DeLuca, C. J. *Muscles alive*, 5th ed. Williams and Wilkins, Baltimore (1985)
- 27) Kukuluka, C. G. & Clamann, H. P. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res.* (1981) **219**, 45-55.
- 28) Bernardi, M., Olomonow, M., Sanchez, J. H., Baratta, R. V. & Nguyen, G. Motor unit recruitment strategy of

- knee antagonist muscles in a step-wise, increasing isometric contraction. *Eur. J. Appl. Physiol* (1995) **70**, 493-501.
- 29) Bolton, C. F., Parkers, A., Thonpson, T. R. Clark, M. R. & Stern, C. J. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle Nerve* (1989) **12**, 126-134.
- 30) Kamo, M Discharge behavior of motor units in knee extensors during the initial stage of constant-force isometric contraction at low force level. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2002) **86**, 375-381.
- 31) Morimoto, S. & Takemori, S. Initial mechanomyographical signals from twitching fibres of human skeletal muscle. *Acta Physiol.* (2007) **191**, 319-327.
- 32) Barry, D. T. Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophys. J.* 1987. **51**, 769-773.
- 33) Sadamoto, T., Bonde-Peterson, F. & Suzuki, Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1983) **51**, 395-408.
- 34) Sjøgaard, C., Orizio, C. & Sjøgaard, G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated by intramuscular pressure. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2006) **96**, 178-184.
- 35) Morimoto, S. Discharge and conduction velocity of a human single motor unit during voluntary prolonged activity. *Jikeikai Med. J.* (1983) **30**, 111-122.