随意筋力発揮時の単一運動単位筋振動信号 (筋音) 振幅の放電間隔依存性

森 本 茂

RELATIONSHIP BETWEEN INTER-SPIKE INTERVAL AND AMPLITUDE OF MECHANOMYOGRAPHIC SIGNAL FROM SINGLE MOTOR UNITS DURING VOLUNTARY MUSCLE CONTRACTION

SHIGERU MORIMOTO

Abstract

To investigate factors that increase the mechanomyographic (MMG) signal during voluntary prolonged muscle contraction at relatively low tension levels, the MMG signal from the motor unit (MU mechanical signal: MUMS) was analyzed. In the present study, the author focused on the interval dependency of MUMS amplitude as one of the factors to increase MMG. From the m. vastus medialis or m. vastus lateralis, MUAP and myoelectrical signal (MES) were recorded by Ag/AgCl disc electrode and MMG and MUMS were respectively recorded by condenser microphone during various types of muscle contractions; brief isometric constant contraction (BICC), prolonged isometric constant contraction (PICC) and prolonged isometric contraction under constant MU firing interval (PIC-CFI).

The amplitude of positive phase in MUMS ($MS-V_{\text{positive}}$) increased proportionally with the firing interval of the MU in BICC. The firing interval of MU showed an initial elongation, followed by shortening during PICC. During PICC and PIC-CFI, $MS-V_{\text{positive}}$ sustained in an initial part of the contraction and then abruptly increased. There was no meaningful relationship between the firing interval and $MS-V_{\text{positive}}$ during PICC and PIC-CFI. However, the increment ratio of the $MS-V_{\text{positive}}$ in PIC-CFI was smaller than that in PICC.

The present results on $MS-V_{\text{positive}}$ suggested that the increment of MMG during PICC did not depend on the firing interval change in the activated MUs. Based on findings with different increment ratios in $MS-V_{\text{positive}}$ between PICC and PIC-CFI, it is suggested that the hysteresis of muscle contraction is one of the factors causing an increase in MUMS and MMG.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2011, 60 : 207~216)

Key words : motor unit, MMG, prolonged activity, firing interval, motor unit mechanical signal

I. 緒 言

ヒトの筋音 (mechanomyogram: MMG) は皮膚表面からマイクロフォン, 加速度センサーなどを用いて導出され, 周波数構成は異なるが表面筋電位信号様の干渉様波形を呈する。MMGの解析から, 筋疲労^{1~3)}, 神経-筋疾患^{4, 5)}, 筋線維タイプ⁶⁾および運動単位 (motor unit: MU) 活動状況⁷⁾など, 生体内にある筋線維 (群) の収縮状態, その変化動態を非侵襲的に推定できることが示唆されている。従って, その適用は, 乳幼児から高齢者に至るまで, また, 基礎医学・筋生理学から体力科学・リハビ

リテーションなど応用科学に至るまでの広い分野への応用が期待できる。しかし, 適用は種々の筋力発揮条件下でのMMG波形およびその変化動態を筋音発生機構と合わせて解釈することが前提となるものとする。

従来から運動制御機構を探る方法の一つとして表面筋電図法が用いられている。20%以下の随意的最大筋力 (maximal voluntary contraction: MVC) を持続的に発揮したとき, 表面筋電位信号 (myoelectric signal: MES) およびその積分値 (iMES) は漸増傾向を示す。MMGおよびその積分値 (iMMG) も増加傾向を示すが, 増加の推移と増加率にMES

との差異が存在する^{2,8,9)}。MESおよびiMESの増加は、MUの活動参加、活動するMUの発火頻度の増加、MU間の同期化活動に起因すると解釈されている。MMG、iMMG増加に対しても同様な3因子の貢献が提唱されている²⁾。しかし、持続的筋力発揮時に、直接MU筋音(motor unit mechanical signal: MUMS)波形を検討した報告は未だなされていない。

単極導出したMUAP波形は3相性を示す。更に第3相に電気緊張性の陽性電位が重畳し(late positive deflection: LPD)、この電位の振幅は観察対象のMUAPと非特異的に同期化する背景活動MUの相対量を表す¹⁰⁾。この電位を利用し、20%MVC以下の持続的一定筋力発揮時(prolonged isometric constant contraction: PICC)にMUの同期化活動とMUMS陽性相振幅($MS-V_{positive}$)変化の関係を検討している⁹⁾。両パラメータ間に有意な相関関係が存在したが、LPDは対数関数的な変化動態、 $MS-V_{positive}$ は指数関数的な変化動態にあった。従って、ここで得られた相関関係は見かけ上の関係であり、意味あるものではないと解釈し、MU間の非特異同期化活動は $MS-V_{positive}$ を増大しなかったと結論している。

電気刺激実験下でiAMG(integrated acoustomyogram)¹¹⁾およびMUのMMG¹²⁾は刺激頻度と反比例関係にあることを観察している。この反比例関係は、筋線維群の単収縮・不完全強縮・完全強縮と言った収縮形態の推移に起因するものと考えられている。持続的な一定筋力発揮時にMUの放電間隔は、初期に延長、その後徐々に短縮する傾向にある¹³⁾。Stokes & Cooper(1992)¹¹⁾およびYoshitake et al.(2002)¹²⁾の実験結果から、このMUの放電間隔変化はMUMS波形に影響を及ぼし、持続的筋力発揮初期に増大、その後に減少を呈すると推察できる。すなわちMMG、iMMGの漸増傾向を説明することはできない。Stokes & Cooper(1992)¹¹⁾およびYoshitake et al.(2002)¹²⁾の刺激条件はそれぞれ最大上強度で4秒間、単一MUへの刺激で6秒間であり、それぞれ全筋の同期収縮または背景筋活動のない単一MUのみの収縮を観察対象とした基本的な成果である。したがって、随意的に長時間の一定筋力を発揮した時のMUMSの変化動態を解釈するうえでこの基本的な成果の適用が可能か、検討が必要と

なる。

本報告では、種々の目標筋力を短時間一定保持する課題(brief isometric constant contraction: BICC)、および一定筋力発揮とMU一定放電間隔といった2種類の持続的筋力発揮課題にて観察対象MUのMUAPとMUMSを同時に導出した。MU放電間隔と $MS-V_{positive}$ の関係を各々の課題で観察し、BICC時にStokes & Cooper(1992)¹¹⁾およびYoshitake et al.(2002)¹²⁾の成果と同様な関係にあるか、またPICC時のMU放電間隔の変化動態が $MS-V_{positive}$ の増大因子となり得るか検討する事に目的を置いた。

II. 実験方法

実験実施に先立ち本実験の目的、意義およ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名の成人被験者(女性1名、男性6名:20~58歳、身長:172.0±6.4 cm; 体重:60.2±7.5 kg)の右内側広筋または外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。実験室内温度は23~26℃であった。

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、筋力発揮時、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キャリアアンプ(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度とした。

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 2-1 kHz, 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^{10,14,15)}。マイクロフォンはドラムと外部との気密性を保つよう両面

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 1M Ω , 出力抵抗 100 Ω) に入力し, バンドパスフィルター 1-1 kHz にて増幅した。MMG 導出のマイクロフォンは, 観察対象の MU 筋線維走行に対して内側あるいは外側直行方向へ MUMS 導出センサーから 30 mm 以上離れた位置に装着した。

MES および MUAP 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 双極導出電極 (電極間距離 10 mm) とし, MUMS 導出用マイクロフォンセンサー直近の中枢側, 筋線維の走行方向に沿った位置に絆創膏にて装着した。また, 他の 1 対は MES 導出電極とし, 1 対の一方の電極は MMG 導出マイクロフォンの直近, 末梢側に装着した。この電極は差動増幅器 (入力抵抗 50M Ω , 出力抵抗 100 Ω , band-pass: 3-10 kHz; DPA-401S, ダイアメディカル) の陽極入力 (非反転増幅入力) 端子に接続した。他の電極は膝蓋骨上の皮膚に装着し, 増幅器の陰極入力 (反転増幅入力) 端子に接続した (単極導出法)。電極間抵抗は 20k Ω 以下となるようにケラチンクリーム (フクダ電子) にて皮膚を研磨後, 酒精綿にて十分に払拭した。

全ての信号は PCM データレコーダー (周波数帯域: DC-5 kHz, 入力抵抗 100k Ω , PC-208A x, ソニー マニファクチュアリングシステムズ) に入力し, DAT テープに記録した。

B. 実験手順

被験者には, 実験装置・実験試行・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の最大随意筋力 (MVC) を測定した。MVC は, 本実験姿勢にて 3 回の測定試行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以下の実験課題を行った。また以下に示す課題間には 5 分以上の間隔を挿入した。

課題 1 観察対象 MU の活動参加閾値張力の測定

観察対象の MU の活動参加閾値を, 筋力発揮勾配 10N $\cdot$ 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。

課題 2 観察対象 MU の単一 MUAP 発現課題 single

spike discharges: SSD

被験者は 10N $\cdot$ s⁻¹ 以下の任意の筋力発揮勾配にて筋力発揮を行い, 観察対象とする MU の発火が見られた後, 直ちに筋力弛緩を行い, 単発の MUAP を得る課題とした。モニター用ブラウン管に表示した観察対象 MUAP 波形の適当な電位に内部トリガーレベルを設定し, MUAP 発火時にスポットが掃引するようにした。被験者はこの掃引開始を確認して筋力を弛緩した。15 秒間隔で 10 試行し, 10 試行を 1 セットとして, 計 3 セット行った。SSD は被験者に前もって若干の練習日を設定し, 80-90% の SSD 発現率を得るまで練習を行った。課題実施中, 連続した 2 発以上の MUAP が発現した場合には, その試行データは破棄した。

課題 3 短時間の一定筋力発揮課題 brief isometric constant contraction: BICC

被験者は約 10N $\cdot$ 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。目標筋力は観察対象 MU の活動参加閾値張力, 約 20% MVC までの任意の 3 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張力 (decrement threshold torque) 直上, 計 5 種類に設定した。2 分の間隔を挿入し, 各目標筋力を 3 回試行した。

課題 4 持続的一定筋力発揮課題 prolonged isometric constant contraction: PICC

被験者は約 10N $\cdot$ 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 10 分間一定保持した。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, および MU 放電間隔計測が不可能となるような他の MU の活動参加がない範囲に設定した任意の目標筋力 3 種類, 合計 4 種類を目標とした。各目標筋力での試行は実験日を変え, 目標筋力を順不同に設定して行った。

課題 5 放電間隔一定持続的筋力発揮課題 prolonged isometric contraction under constant firing interval of MU: PIC-CFI

被験者は約 10N $\cdot$ s⁻¹ の筋力発揮勾配を目標として観察する MU の活動参加閾値 (または閾値以上) まで筋力発揮を行い, その後 MU の放電間隔が一定になるよう随意的に発揮筋力の増減調節を行った。観察対象の MUAP 波形をモニター用ブラウン管に表示し, MUAP の適当な電位にトリガーレベルを設

定した。MUAP発火時にスポットが掃引しMUAP波形が表示されるようにした。また、ブラウン管面上に掃引間隔が周波数単位で表示され、被験者はこの周波数値を確認しながら、放電間隔が一定になるように筋力調節を行った。持続時間は10分間、または一定放電間隔を発現できなくなった時点とした。

課題の組み合わせを課題1,2,3および4、または課題1,2,3および5とし、課題4と課題5は実験日を変えて実施した。

観察対象のMUAP波形と同時に目標筋力と発揮筋力を被験者の目前（約1m）に設置したブラウン管に表示し、被験者への視覚的フィードバックおよび被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〕を通してサンプリング周波数 2.5 kHzでデスクトップコンピュータに入力した。データ解析はソフトウェア（BIMUTAS-II, キッセイコムテック）を用いて行った。

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秒間のデータを解析に供した。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秒間のデータを解析データとした。PIC-CFIでは、被験者は予め目標とするMU放電間隔（周波数）を設定し、被験者の判断による目標放電間隔到達時点を時間0秒とした。また、この時点は被験者の申告に従った。その後はPICCの解析区間設定に準じた。

解析を行う前に、MESとMUAPは3-2.5 kHzおよびMMGとMUMSは1-500 Hzのバンドパスフィルター、筋力信号は50 Hz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。MES, MMGは全波整流した後、区間100 msで積分した（それぞれiMES, iMMG）。

双極導出したMUAPをトリガーパルスとして用い、MUMS原信号を加算平均し、MUMS波形を10秒解析区域ごとに算出した（fig. 1）。算出されたMUMS波形から、基線より陽性相ピークまでの電圧を振幅（ $\text{MS-V}_{\text{positive}}$ ）として計測した。以上の解析方法から、 $\text{MS-V}_{\text{positive}}$ は解析区間の単一デー

タとして表した。

BICCとPICC, PIC-CFI時の放電間隔は、双極導出MUAPを用いて各10秒間の解析区間について計測した。

Figure 1 Typical records of averaged bipolar motor unit action potential (MUAP; upper trace) and motor unit mechanical signal (MUMS; lower trace) waveform from m. vastus lateralis.

Bipolar MUAP was recorded from the proximal side from microphone sensor, and used for calculation of inter-spike interval time and for trigger pulse to obtain the averaged waveform of MUMS (spike-triggered averaging method). MUMS was recorded from a condenser microphone sensor fixed on the skin surface over the end plate of the objective motor unit. Inter-spike interval and averaged MUMS calculated from signals of 10-s intervals at a defined section during the contraction. Amplitude of MUMS was defined a voltage from the base line (0 V: dotted line) to the positive peak of averaged MUMS ($\text{MS-V}_{\text{positive}}$).

D. 統計処理

BICC, PICCおよびPIC-CFIでの放電間隔と $\text{MS-V}_{\text{positive}}$ の関係は最小二乗法の直線回帰を用いて検討した。

PICC, PIC-CFI時の時間に伴う各変数間での差異は一元配置分散分析で検定を行った。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の多重比較を採用した。有意差は5%以下の危険率をもって判定した。

III. 実験結果

本実験にて観察対象としたMUの活動参加閾値は

0.002-8 %MVCの範囲にあった。被験者のMVCは420 Nから550 N (492.5 ± 46.6 N) の範囲にあった。

課題1から課題5まで全ての条件下で解析に適用可能な結果を示したMUは7 MU (3名)であった。7 MUのうちの3 MU (2名)で課題4, 5において再現性を含めた解析が可能なデータを得ることができた。

A. BICC条件下におけるMU平均放電間隔とMS- V_{positive} の関係

BICC課題下におけるMUの平均放電間隔とMS- V_{positive} の関係を、課題1から課題5まで全ての条件下で解析に適用可能な結果を示した7 MUについて、fig. 2 に示した。Figure 2 の結果に便宜的に直線回帰を適用したところ、有意な正の相関関係が全てのMUにおいて得られ ($r > 0.7246$, $p < 0.0022$), MS- V_{positive} は放電間隔に依存した増大傾向にあった。回帰直線の勾配はMUごとに異なり (0.035~0.003), MS- V_{positive} の放電間隔依存性がMUにより異なることが示された。SSD課題下ではBICC課題での最大値より大きなMS- V_{positive} を示した。

Figure 2 The relationship between the inter-spike interval and MS- V_{positive} for seven different motor units under brief isometric constant contraction (BICC) at various target torque values set between the recruitment threshold of the objective MU and <20 % MVC. There is a proportional relationship between the MU inter-spike interval time and MS- V_{positive} commonly among MUs but the slope of the linear regression line was different. Open and closed symbol represents the relationship of MU from m. vastus lateralis and m. vastus medialis, respectively. Under single spike discharges condition (SSD), MS- V_{positive} showed a larger amplitude than that of the longest inter-spike interval under the BICC condition.

B. PICC, PIC-CFI時におけるMU平均放電間隔, iMES および iMMG の変化動態

Figure 3 はPICCとPIC-CFI時における単一MU (外側広筋; 活動参加閾値 25 N) 放電間隔, 発揮筋力, iMESおよびiMMSを示している。

PICC時のMU放電間隔は筋力発揮初期に延長し, その後緩徐に短縮する傾向にあった。PIC-CFI時では, 発揮筋力の初期増大, その後減少する事によりほぼ一定のMU放電間隔を得た (fig. 3A)。

PICC時のiMESは時間に伴い漸増した。この変化動態に対してPIC-CFIでは初期漸増し, 300秒以降, 300秒値に対して, 360, 510秒値を除いて, 有意差はなく一定値をとった(B)。iMMGは, PICC初期に一定値をとりその後270秒から0秒値に対して有意な高値をとり増加傾向となった(C)。PIC-CFIのiMMGは, 初期一定値で推移し, その後240秒から有意な増大傾向となった(●)。PIC-CFI時とPICC時のiMMGの結果は, 有意な高値を示した時点に違いが見られたものの, 類似した変化動態にあった。PIC-CFI時のiMESは漸増の後, 発揮筋力の減少開始時以降に一定値をとりiMMGと異なる変化の推移にあった。

C. PICCとPIC-CFI条件下でのMS- V_{positive} の変化動態の差異と結果の再現性

内側広筋より導出した単一MU (活動参加閾値 24 N) の放電間隔とMS- V_{positive} 変化動態に関して, PICCとPIC-CFI課題での比較を結果の再現性と合わせて検討した。

PICC課題では, 目標筋力を30 Nに設定した時に得られた結果から, 初期放電間隔時間がほぼ一致した3例を抽出した。この3例から求めたPICC中の平均放電間隔 (fig. 4A: 117.7~123.0 ms) とほぼ一致した平均放電間隔 (D: 118.2~122.5 ms) をPIC-CFI中に示した3試行を抽出した。

PICC時(B)およびPIC-CFI時(E)のMS- V_{positive} は初期に一定値, その後大きな増加となり, その変化動態は2課題で類似していた。すなわち, 放電間隔が一定であるPIC-CFI課題においてもMS- V_{positive} は筋力発揮持続時間に依存して増大した(E)。各々の課題における3試行の解析時間毎でのMS- V_{positive} の平均値から検定を行った結果, PICCで300秒 ($p = 0.0057$) から, PIC-CFIで480秒 (p

Figure 3 Comparison of the inter-spike interval of the representative single MU with recruitment threshold torque of 25 N(m. vastus lateralis), developed torque, integrated MES and integrated MMG between the prolonged isometric constant contraction(PICC)and the prolonged isometric contraction under constant MU inter-spike interval(PIC-CFI).

(A) Inter-spike interval of MU(○)during PICC at the target torque of 25 N(◇)increased initially and then decreased gradually.

To control the MU firing interval time constant(●), the subject increased and then decreased the exerted torque of knee extension(◆).

(B) iMES from m. vastus lateralis continued to increase gradually during PICC(○), but iMES showed leveling-off during the later part of PIC-CFI(●).

(C) Except for the rate of increment, iMMG showed similarities during PICC(○)and PIC-CFI(●).

Except for the torque, the symbol and attached bar represents the mean value and S.D., respectively.

“*” indicates a significant difference in the value at time=0 s.

= 0.081) から初期値に対して有意な増加が示された。また、MS- V_{positive} の初期値(0秒)に対する増加率に課題間で差異があった。Figure 4に示したMUで、目標筋力30 NとしたPICC課題12試技と初期放電間隔を110-120 msに合わせたPIC-CFI試技8試行の中で、最も短い時間で筋力発揮を中止した持続時間540秒時で増加率を比較したところ、MS- V_{positive} の初期値(0秒)に対する増加率は、PICC時3.55~4.68(平均値:4.02)、PIC-CFI時1.59~2.89(平均値:2.45)であった。それぞれの筋力発揮課題で3試行間の個々の測定値には差異が見られたが、時間に依存したパラメータの変化動態は類似しており再現性があった。

MS- V_{positive} の放電間隔依存性を検討するために、fig. 4に示した個々の実験試行データを二元プロットし直線回帰式を求めた結果、2課題条件ともに放電間隔とMS- V_{positive} 間には有意な相関関係は得られなかった(C: $r = -0.402 \sim -0.1252$, $p = 0.0637 \sim 0.05787$, F: $r = 0.0228 \sim 0.1888$, $p = 0.4001 \sim 0.9218$)。

Figure 4に示したMUと異なるMS- V_{positive} の推移を示したMUが観察された(fig. 5)。このMUの

活動参加閾値張力は観察したMUの中で最も低い張力であった(約1 N)。BICC課題での放電間隔依存性はfig. 2のMUと同様な関係を有し、PICC、PIC-CFI時の放電間隔の変化動態もfig. 3, fig. 4に示した結果と類似した。しかし、PICC、PIC-CFI課題で、fig. 4に示したMUのMS- V_{positive} に比較し(fig. 5, 実線: PICCでの平均値, 破線: PIC-CFIでの平均値)、低い振幅で10分間ほぼ一定値で推移した。すなわち、このMUにおいてもMS- V_{positive} はMU放電間隔と関係性を持った変化動態は得られなかった。

IV. 考 察

筋音(MMG)の発生機構に関しては種々の説がある。筋線維の収縮に伴う1)筋線維の太さ変化^{16,17)}、2)弦様振動^{18~20)}が発生機構として提唱されている。近年、ヒトの単一MUの随意的単収縮時にMUAPとMUMSを運動終板領域とその筋線維走行方向に沿った末梢側から同時に導出し、その波形解析から筋線維電氣的興奮に伴う筋線維のinternal shortening-internal stretchingに起因した筋線維の太さ変化にMUMSの発現を考察している²¹⁾。Gor-

Figure 4 Comparison of changes in the inter-spike interval and $MS-V_{positive}$ obtained between PICC and PIC-CFI, and reproducibility among the results obtained from the representative single MU with the recruitment threshold torque of 24 N from m. vastus medialis.

Figures A to C show the results obtained during PICC at the target torque of 30 N (open symbol), and figures D to F obtained from PIC-CFI (closed symbol). In PIC-CFI data, the selection was based on the results from pooled data in which the mean inter-spike interval showed almost the same mean inter-spike interval through the PICC. Individual symbols represent the results obtained from three different experiments on three different days.

Inter-spike interval of the MU elongated initially and then gradually shortened during PICC (A: ○). The subject succeeded in controlling the firing interval to an almost constant level (D: ●). Although there was a different tendency in the MU firing interval trends between the two conditions, $MS-V_{positive}$ changed in a similar manner under both conditions, showing an initial constant phase followed by an increase.

There was no relationship between inter-spike interval (abscissa) and $MS-V_{positive}$ (ordinate) under both experimental conditions (C: PICC; F: PIC-CFI).

“*” indicates a significant difference in the value at time=0 s.

don & Holbourn (1948)¹⁶⁾, Hufschmidt (1985)¹⁷⁾ の提唱に実験的根拠を加えたものと位置づけられる。発現機構は研究者間で一致した見解には至っていないが、筋線維の動きから発生する側方への縦波（粗密波）が皮膚まで伝搬し、筋音を構成していることは一致した見解と考えられる。

随意的または電気刺激時の筋収縮時に発現する全筋の筋音信号の変化動態およびそこに内在する情報に対して筋音の発現の仕組みに基づいた解釈、また逆説的に、筋力発揮時の筋音信号解析から筋音発生

機構の妥当性の検討も必要と考えられる。

A. BICC時の $MS-V_{positive}$ と放電間隔との関係

ヒトの adductor pollicis muscle 支配神経への間接電気刺激で誘発筋力と AMG (acoustomyogram) を導出したところ、AMG 振幅は刺激頻度に反比例し指数関数的に減少することが報告されている¹¹⁾。この時、誘発筋力動揺と AMG の振動周期は一致していることも合わせて報告している。また、ヒト medial gastrocnemius muscle の筋内微小電極電気

Figure 5 MS- V_{positive} response of MU with a low recruitment threshold.

MU from m. vastus lateralis with a very low recruitment threshold torque (about 1 N) did not show any change in MS- V_{positive} during PICC ($\triangle$) and PIC-CFI ($\blacktriangle$) for 10 min. Open circles and closed circles represent the inter-spike interval of MU during PICC and PIC-CFI, respectively. Solid and dotted lines indicate the mean value of MS- V_{positive} calculated from the results shown in figs. 4 B and E, respectively.

刺激から単一MUの筋電位、筋力とMMGを誘発し、刺激頻度との関係を観察している。この結果、刺激頻度とMMG振幅に反比例関係を、MMG振幅と筋力動揺部振幅の間に比例関係を見出した。刺激頻度の上昇による筋力の動揺振幅の減少は個々の刺激に誘発される筋収縮間での加重（融合）の結果であり、さらに筋力動揺振幅とMMGの振幅に比例関係と一致した位相が観察されたことは、MMG波形は筋力動揺の相対的变化量を観察する指標となると結論している¹²⁾。Figure 2に示したBICC課題での放電間隔とMS- V_{positive} の関係は、電気刺激MU活動でのYoshitake et al.(2002)¹²⁾の成績と一致した結果と考えられる。本BICC条件下での放電間隔は約100 ms - 240 msの範囲にありStokes & Cooper (1992)¹¹⁾、Yoshitake et al.(2002)¹²⁾の採用した刺激頻度に比較し狭い範囲であることから、本結果の2パラメーター間の変化様式が指数関数的または直線関係にあるかの全体像は不明である。しかし、ヒトの随意下での筋力発揮条件においても、種々の目標筋力でのBICCからSSD課題でのMUMS (MS- V_{positive})を観察することで、MU筋線維群（筋単位）筋力の加重（融合）頻度の特性を定性的に評価

できることが示唆される。評価の確立には、筋音波形と収縮張力曲線の類似性を検討する必要がある。単収縮時の筋線維活動電位発生（または直接電気刺激の印加時点）、MMG、その後張力発生と発現に順序性があることが観察されている^{17-19, 22)}。すなわち、筋力発揮が開始される以前に活動電位に誘発された筋線維（群）の“動き”（振動、構造変化）が発現することを示唆する。さらに、Bolton et al.(1989)²²⁾はforce curveの動揺が無くなる完全強収縮時においてもsound curveに動揺が残存することを報告している。以上の報告はMUMS波形は筋力発揮の時間経過とは相似形に無いことを示唆している。張力発揮は筋収縮要素（短縮）と直列弾性系要素の伸張に起因した筋線維全体の作用であり、MUMSは部分的な筋線維の“動き”（振動、構造変化）²¹⁾である。部分的な現象と全体との関係を明らかにする検討が必要である。

B. PICC, PIC-CFI時のMS- V_{positive} と放電間隔との関係

10%MVC以下の目標張力を一定に保持した時のMU放電間隔は初期に延長、その後緩徐な短縮傾向を示す^{13, 23)}。PICC時に観察した内側広筋、外側広筋の全てのMUにおいて、放電間隔初期値と延長幅には差異がみられたものの、類似した放電間隔の推移を示した。

BICCで観察されたMS- V_{positive} と放電間隔との比例関係から、PICC条件では放電間隔変化動態と同様の推移をとる結果が期待された。しかし、放電間隔延長時にMS- V_{positive} は一定値をとり、短縮時に増大傾向にあった。このMS- V_{positive} の推移はPIC-CFI条件下でも類似した。PICCおよびPIC-CFI課題中でMS- V_{positive} (fig. 4 C, F)の放電間隔に依存した変化動態は観察されなかった。近年PICC時のMS- V_{positive} の増大とMUの同期化活動との間に意味ある関係が存在しなかったことが報告されている⁹⁾。MUMSの変化動態がMMG、iMMGに直接反映されると仮定した時、持続的筋力発揮時（ $\leq 20\% \text{MVC}$ ）のMMG、iMMG増大因子^{2, 24)}としてこれまで提唱されてきたMUの同期化活動と放電間隔（頻度）変化が増大因子とならない可能性が示唆された。

提唱されるMU活動からの増大因子のうち、MU

の活動参加の可能性が考えられる。しかし、PIC-CFI時のiMESとiMMGの変化動態は（fig. 3 B, C）筋力持続後半部でそれぞれ一定値、持続した増大と異なる傾向が観察された。MES, iMESの増大はMUの放電間隔（頻度）、同期化活動、活動参加に強く影響される。PIC-CFI後半部のiMESの一定値とiMMSの持続した増加傾向を活動参加するMUの増加から同時に解釈することは困難である（fig. 3）。iMMGの増大への活動参加の影響に関してMUからの直接的、詳細な実験、検討が必要である。

PICC, PIC-CFI時の $MS-V_{positive}$ の変化動態は類似していたが、課題間に増加率に差異が見られた（fig. 4 B, E）。同一MUにおいても、筋力発揮様式の差異により異なる結果が生じた。 $MS-V_{positive}$ の増大に何らかの筋力発揮様式自体に関係した履歴現象の存在が考えられる。また、fig. 5 に示したMUは他のMUと比較し低い活動参加閾値であり、相対的に遅筋型の特性を持つMUと考えられる²⁵⁾。観察対象のMUの特性の差異からの検討も必要と考えられる。

筋音発生の仕組みから、MUMS振幅（ $MS-V_{positive}$ ）の増大は筋線維（群）の“動き”の大きさに依存する。PICC, PIC-CFIなどの筋力発揮様式で筋線維の収縮状況が変化するように筋線維自体、筋音の伝導媒体の特性など周囲の環境変化の存在が推察される。さらにMUMS波形からMMG波形を解釈するとき、MMG波形が活動参加するMUの個々のMUMSの干渉波形から単純に構成されるか否かの検討も必要と考える。

V. 要 約

20%MVC以下の持続的筋力発揮時に皮膚表面から導出されるMMG信号の振幅、iMMGは漸増傾向にある。この増大に関するMUの活動様式からの提唱では、MUの同期化活動、活動するMUの放電間隔の変化、新しいMUの活動参加に起因すると考えられている。単一MUのMUAPと筋音信号（MUMS）から直接観察した時、MUの同期化活動とMUMS信号の増大に意味ある関係性が見られなかったことを報告している⁹⁾。本報告では持続的筋力発揮時のMUの放電間隔変化とMUMS初期陽性相（ $MS-V_{positive}$ ）の関係からMMG信号の増大を検討した。

1) 短時間の筋力発揮を種々の目標筋力で行った時、

MUMS振幅（ $MS-V_{positive}$ ）はMUの放電間隔に比例して増大した。

2) 持続的一定筋力発揮時、MU放電間隔変化は初期に延長し、その後短縮する傾向にあった。観察対象のMUの放電間隔を一定調節した持続的筋力発揮時、 $MS-V_{positive}$ は初期一定値、その後漸増する変化動態を呈し、持続的一定筋力発揮時の $MS-V_{positive}$ の変化動態と類似した傾向にあった。

以上の結果から、短時間の筋力発揮条件下では、Stokes & Cooper (1992)¹¹⁾, Yoshitake et al. (2002)¹²⁾等の報告と同一の傾向を示し、本来的に随意運動下の $MS-V_{positive}$ はその運動単位の放電間隔に比例関係を持つことが確認された。しかし、持続的一定筋力発揮時、放電間隔一定持続的筋力発揮時ともに $MS-V_{positive}$ は放電間隔変化に依存した変化動態に無かった。本結果から、持続的筋力発揮時のMMGの変化動態は、活動参加する運動単位の放電間隔変化に依存しない可能性が示された。

謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費補助金（基盤研究（C）、課題番号2150062700）の助成を受けて実施された。

研究活動を継続するうえで陰ながらの支援をいとわなかった妻 故森本 利恵子（2010年8月31日歿）に心からの謝意を表する。

（受理日 平成23年1月24日）

VI. 引 用 文 献

- 1) Barry, D. T., Geiringer, S. R. and Ball, R. D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve*, 8: 189-194, 1985.
- 2) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A. Changes of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion. *J App Physiol*, 66: 1593-1598, 1989.
- 3) Kimura, T., Hamada, T., Watanabe, T., Maeda, A., Oya, T. and Moritani, T. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. *Eur J Appl Physiol*, 92: 533-539, 2004.
- 4) Rhatigan, B. A., Mylrea, K. C., Lonsdale, E. and Stern, L. Z. Investigation of sounds produced by healthy and diseased human muscular contraction. *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-33: 967-970, 1986.
- 5) Hufschmidt, A., Schubnell, P. and Schwaller, I. Assess-

- ment of denervation by recording of muscle sound following direct stimulation. *Electromyog Clin Neurophysiol*, 27: 301-304, 1987.
- 6) Yoshitake, Y. and Moritani, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 9: 20-217, 1999.
 - 7) Akataki, K., Mita, K., Watanabe, M. and Itoh, K. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol*, 84: 19-25, 2001.
 - 8) Goldenberg, M. S., Yack, H. J., Cerny, F. J. and Burton, H. Acoustic myography as indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J App Physiol*, 70: 87-91, 1991.
 - 9) 森本 茂, 石渡千草, 宮本奈芳美, 加茂美冬 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, 体力科学58, 365-378, 2009.
 - 10) 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39, 126-132, 1990.
 - 11) Stokes, M. J. and Cooper, R. J. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J Appl Physiol*, 72: 1908-1913, 1992.
 - 12) Yoshitake, Y., Shinohara, M., Ue, H. and Moritani, T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. *J Appl Physiol*, 93: 1744-1752, 2002.
 - 13) 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 App Physiol*, 86: 375-381, 2002.
 - 14) 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49, 157-170, 2000.
 - 15) Morimoto, S., Gotoh, H. and Kamo, M. Conducted and non-conducted components in spike potentials of human single motor units. *J. Physiol Soc Japan*, 50: 477, 1988.
 - 16) Gordon, G and Holbourn, A. H. S The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol* 107: 456-464, 1948.
 - 17) Hufschmidt, A. Acoustic phenomena in the latent period of skeletal muscle: a simple method for in-vivo measurement of the electro-mechanical latency (EML). *Pflug Arch* 404: 162-165, 1985.
 - 18) Barry, D. T. Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophys J*, 51: 769-773, 1987.
 - 19) Frangioni, J. V., Kwan-Gett, T. S., Dobrunz, L. E. and MacMahon, T. A. The mechanism of low- frequency sound produced in muscle. *Biophys J*, 51: 775-783, 1987.
 - 20) Dobrunz, L. E., Pelletier, D. G. and MacMahon, T. A. Muscle stiffness measured under conditions simulating natural sound production. *Biophys J*, 58: 557-565, 1990.
 - 21) Morimoto, S. and Takemori, S. Initial mechanomyographic signals from twitching fibres of human skeletal muscle. *Acta Physiol*, 191: 319-327, 2007.
 - 22) Bolton, C., Parkers, A., Thompson, R., Clerk, M. and Sterne, J. Recording sounds from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle Nerve*, 12: 126-134, 1989.
 - 23) Kamo, M and Morimoto, S. Discharge properties of human motor units during sustained contraction at low level force. *J. Electromyog Kinesiol*, 11: 255-261, 2001.
 - 24) Orizio, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Critical reviews in Biomedical Engineering* 21: 201-243, 1993.
 - 25) Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol*, 230: 359-370, 1973.