低水準での持続的筋力発揮時の運動単位活動参加と全筋および運動単位筋振動（筋音）信号

森本 茂¹, 加茂 美冬²

Effect of recruitment of new MUs on mechanomyographic signal during prolonged isometric constant contractions at low level

Shigeru Morimoto¹ and Mifuyu Kamo²

¹横浜国立大学教育人間科学部学校教育課程保健体育講座, 〒240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79-2 (*Faculty of Education and Human Sciences, Yokohama National University, 79-2 Tokiwadai, Hodogaya-ku, Yokohama, Kanagawa 240-8501, Japan*)

²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 Physical Education, Japan Women's College of Physical Education, 8-19-1 Kitakarasuyama, Setagaya, Tokyo 157-8565, Japan*)

Received: September 24, 2012 / Accepted: February 7, 2013

Abstract The present study focused on the effect of the newly motor unit (MU) recruitment on mechanomyographic signal (MMG) by the analysis on motor unit mechanical signal (MUMS) during prolonged isometric constant contraction (PICC) at low torque levels of the knee extension. The mechanical and myoelectric signals (MES) from m. vastus medialis or lateralis were recorded by condenser microphone and disc electrode, respectively. In order to recruit the objective MU during the PICC, the target torque set at several levels below the recruitment threshold torque of the MU ($\leq 7.4\%$ MVC). 1) iMMG and iMES sustained constant for initial several minutes and then increased during the PICC. 2) MUMS superimposed on MMG from back ground MUs activities and iMUMS increased significantly at the timing of MU recruitment. Subsequent iMUMS decreased according to the decrement of MUMS amplitude depend on the discharge trend of the MU. 3) Amplitude of MUMS ($MS-V_{\text{positive}}$) showed different trend depended the recruitment timing during PICC. At the iMMG constant phase, $MS-V_{\text{positive}}$ sustained constant followed by the increment similar to iMMG trend. In contrast, at iMMG increment phase, $MS-V_{\text{positive}}$ showed increment trend without the constant phase. The present results suggested that the newly MU recruitment increase the iMMG during the PICC. IMM increment at later period of the PICC could interpret from the MU recruitment and $MS-V_{\text{positive}}$ increment. It is necessary to investigate the factors to increase the $MS-V_{\text{positive}}$ from the muscle and muscle fibers conditions.

Jpn J Phys Fitness Sports Med, 62(2): 159-169 (2013)

Keywords : motor unit, mechnomyographic signal, recruitment, prolonged activity

緒 言

骨格筋は収縮時に“音”を発生する。この筋音（mechanomyographic signal: MMG）は骨格筋の収縮状態あるいは運動単位（motor unit: MU）の活動様式を反映する信号である可能性が示唆されてきている。

骨格筋の収縮状態に着目した時、筋線維束に対する電気刺激頻度^{1,2)}とMMG振幅、随意運動下の運動単位においてはその発火頻度³⁾と運動単位筋音信号（MUMS: motor unit mechanical signal）は反比例関係にあることが報告されている。すなわち興奮頻度の増加は筋線維（群）を単収縮から不完全強縮、完全強縮へと状態変化をもたらす、筋線維の“動き”が小さくなることから刺激頻度

とMMG振幅の反比例関係を考察している。

Akataki et al.⁴⁾は、ヒトの随意的最大筋力（maximal voluntary contraction: MVC）に至るまで全筋（上腕二頭筋）のMMGを追跡し、振幅と特徴周波数から解析を行っている。その結果、MMG振幅、特徴周波数をMU発火頻度との関係まで押し広め、MMGからMUの活動参加と活動MUの発火頻度変化を推定可能と考察している。

低水準筋力（ $\leq 20\%$ MVC）を一定保持した時、表面筋電位信号（myoelectric signal: MES）積分値（iMES）は初期に一定値を呈した後、漸増傾向を示す。同実験条件下でMUの放電間隔は初期に延長し、その後短縮する傾向にある⁵⁾。さらに、新しいMUの活動参加、活動していたMUの活動休止（活動交代）が筋力発揮初期より

観察されている⁶⁾。随意的に一定筋力を保持する際には複雑なMU活動が存在し、それらの結果としてiMESの変化動態があると考えられる。同様な実験条件下の低い目標筋力を一定保持した (prolonged isometric constant contraction: PICC) 時、ヒトの皮膚表面から導出されたMMGの積分値 (iMMG) は初期に一定値、その後変局点を持つように急激な増大を示す。iMMGはiMESとは異なる増加動態にあり^{3,7-9)}、MMGにはMESと異なる情報が内在する可能性が示唆される。いまだ解釈に至らないiMMG増大傾向が、MUの活動様式または筋収縮状態の変化に起因するのか、また新しい知見を提示する可能性が存在するのか、等を検討することは随意的に一定筋力調節機構の解明に示唆を与える可能性とともに、MMGの適用の範囲を探る上で意味あることと考える。

これまでMU活動から提唱されている低水準PICC時のiMMG増大因子は、MUの同期化活動、放電間隔変化および活動参加に存在するとされてきた⁷⁾。しかし、この提唱には単一MUを用いた直接的な観察、検証が必要と考えられるが、これまで行われてこなかった。MUの活動電位 (motor unit action potential: MUAP) とMMG信号 (motor unit mechanical signal: MUMS) をPICC時に直接観察した時、観察対象MUと非特異的に同期化活動するMUの相対的量変化とMUMS振幅 ($MS-V_{positive}$)⁹⁾、およびMUの放電間隔変化と $MS-V_{positive}$ ³⁾間に意味ある関係性が見出せなかった。MUMSがMMGを構成する基本波形とした時、MMG増大がMUの同期化活動、放電間隔変化に依存した現象ではないことが示唆された。次の観点として、MMG増大の解釈にMU活動参加からの評価を行う必要がある。MESの増大は悉無律に従ったMUAPの加重から推定可能であるが、MUMSは悉無律に従った反応を示さないため¹⁻³⁾、MES増大とは異なるMMG増大の仕組みを構築する必要性が示唆される。振動の音圧の加重からMMG増大に貢献はするが、放電間隔依存性からMUの活動参加時点とその後の放電期間ではMMG増大の影響程度が異なることが推察される。これに対し、随意的にMU放電間隔を一定調節したPICC後半でiMESが一定値をとったにも関わらずiMMGは持続的に増大した結果から³⁾、MMGはMU活動参加に影響を受けないとも推察できる。何れの推察も随意運動下で直接MUの活動参加を観察した検証が必要となる。

そこで、本報告ではMMG増大因子としてMUの活動参加に注目し、内側広筋 (m. vastus medialis: VM) または外側広筋 (m. vastus lateralis: VL) よりMES, MUAP, MMGおよびMUMSを同時に導出し、PICC中におけるMUの活動参加時点とその後におけるiMMG, iMUMS, $MS-V_{positive}$ の変化動態について観察を行った。観察対象MUの活動参加閾値張力以下の目標筋力でPICCを実施し、PICC経過途中でMUの活動参加を発現させるを試

みた。MU活動参加のiMMGへの影響、またPICC後半のiMMGの増大が活動参加から解釈可能か、を検討することに目的を置いた。

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に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のヘルシンキ宣言に則った審査で承認を得てから実施した。被験者は神経-筋疾患および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: 20~59歳, 身長: 172.0 ± 6.4 cm; 体重: 60.2 ± 7.5 kg) の右VMまたはVL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23~28℃であった。

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。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 100Hz) 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, ダイアメデカルシステム, band-pass 2-1kHz, 直径10mm, 重量9g)。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 (参照: 方法 MUAP再現性導出の同定)⁹⁻¹³⁾。マイクロフォンドラムは外部大気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, ダイアメデカルシステム; 入力抵抗1M Ω , 出力抵抗100 Ω) に入力し, band-pass filter 1-1kHzにて増幅した。MMG導出のマイクロフォンは観察対象MUの信号の混入を防ぐために、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30mm程度離れた位置に装着した。

MESおよびMUAP導出には3対のAg/AgCl皿型電極を用いた (直径5mm)。2対はMUAP導出電極とし、1対はMES導出電極として用いた。MUAPの導出では、1対はMUAP双極導出 (電極間距離10mm) としてMUMS導出用マイクロフォンセンサー直近の筋線維走行方向に沿った中枢側に装着した。他の1対の電極は単極MUAP導出用として用い、センサー末梢側に筋線維走行方向にそった任意の位置に1対の1方 (非反転入力電極) を装着した。残りの1対の電極は単極のMES導出用とした。

MES導出の1対の1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。単極導出の場合、他の電極（反転入力）は膝蓋骨上の皮膚に装着した。導出された信号は差動増幅器（入力抵抗 50 M Ω , 出力抵抗 100 Ω , band-pass filter: 3-10 kHz; DPA-401S, ダイアメデカルシステム）にて増幅した。電極間抵抗は20 k 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、酒精綿にて十分に拭拭した。

全ての信号はPCMデータレコーダー（band-pass filter: DC-5 kHz, 入力抵抗 100 k Ω , PC-208Ax, 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。

MUAP再現性導出の同定 MUAPの再現性導出は以下の手順に従って観察対象MUの運動終板の皮膚上の位置を特定して行った。

皮膚表面上にて悉無律に従った同波形を呈するMUAPを探り、その皮膚上の位置を油性インクにてマークした（基準電極：双極導出）。想定される筋線維の走行方向の数か所において、走行方向に直角方向に電極（単極導出）を装着し基準電極のMUAPと同期する最大振幅MUAPを得られる点をマークし、それら点を線で結び観察するMUAPの筋線維走行方向とした。次に線上に沿った基準電極及び3か所以上からMUAPを単極導出し、基準電極MUAPとの陰性ピーク間の時間差と電極間距離との直線回帰（相関係数 0.99以上）からMUAPの伝導速度を算出した。次に、回帰直線のX-軸接点が0 mmになる点、すなわち観察対象MUAPの伝導開始点（運動終板）の位置を探索した¹²⁾。想定される運動終板を挟んで中枢側、末梢側に各一對の電極（双極導出法）にてMUAPを導出した。双極導出電極の非反転増幅側へ入力する電極は常に中枢側とした時、運動終板をはさんで導出されるMUAP波形は極性が反対となる¹³⁾。差動増幅を利用しているため、双極導出電極を運動終板が電極間中央に位置するように装着した時、MUAPの運動終板からの両側伝導とそれぞれの電極でのMUAP波形の逆極性により波形はキャンセルされ消失する。この双極電極の中央が運動終板の位置となる。筋線維部分（運動終板と筋-腱移行部を除いた部分）から導出したMUAP波形と比較した時（参照：Figs. 1, 2, 3 inset），運動終板上から単極導出したMUAPは興奮が電極直下から発生するため第1陽性相がなく急峻な立ち上がりを示す。さらに、この立ち上がり時点は筋線維部分でのMUAP第1陽性相の立ち上がり時点と一致する¹³⁾。この点をマークし、位置の同定の再現性を確認し、MUAP再現性導出の基準位置とした。さらにMUの活動参加閾値の200%程度の張力発揮時にも他のMUAPの干渉が少なく波形の同一性を十分同定可能なMUAP（MU）を観察対象とした（参照：Fig. 1）。

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。

観察対象MUのMUAP、MUMS導出用電極およびセンサー、MES、MMG導出用電極およびセンサー装着、随意的最大筋力（maximal voluntary contraction: MVC）測定の後5分以上の休息を入れ、以下に示す課題を順に行うように依頼した。

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の活動参加閾値張力を、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（cf. Fig. 1）。本課題のデータはDATテープに保存すると同時に熱ペン式レコーダ（thermal array recorder, RTA-1200, 日本光電）に記録し観察対象MUの活動参加閾値をただちに計測した。

課題2 観察対象MUの活動参加閾値以下の目標筋力でのPICC 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。目標筋力の設定は、観察するMUの活動参加閾値張力以下とした。観察対象MUについて、2種以上の目標筋力を設定した。すなわち、PICC時早期に活動参加する場合とPICC後半で活動参加する場合の比較を目的とし、活動参加閾値未満直近とそれ以下の任意の目標筋力を設定した。筋力発揮持続時間は10分間とした。各目標筋力での試行は実験日を変えて行った。

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1 m）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験者への信号モニターとした。

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 V入力範囲・16-bit分解能; AD-12-16U (PCI), コンテック〕を介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。

PICC時、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秒時のデータとし、その後30秒毎10秒間のデータを解析データとした。また、観察対象MUの活動参加時点から前後3秒程度のデータを抽出し、解析データとした。

双極導出MUAPと筋力信号以外のすべての信号から積分値を求めた。全波整流後、区間100 msで積分を行った。30秒毎の解析データは10秒間の平均値として表した。また、MU活動参加時点の解析データは活動参加時点を基準とし、1秒毎の区間（division: cf. Figs. 2 & 3）を設定し、100 ms積分値と1秒毎の100 ms積分値平均値を求めた。

双極導出したMUAPは、MU放電間隔の計測を行うとともに、MUMS原波形を加算平均するためのトリガーパルスとして用いた。MUMS加算波形を30秒毎の10秒解析区間毎に算出した。算出したMUMS波形から基線より陽性相ピークまでの振幅($MS-V_{\text{positive}}$)⁹⁾を計測した。

以上の解析を行う前に、MESとMUAPは3-25kHzおよびMMGとMUMSは1-500Hzのband-pass filterにてデジタルフィルター処理を行った。

発揮筋力が一定であることを確認するために、発揮筋力を50Hzのlow-pass filter処理した後の信号から、各解析区間の0秒から10秒まで任意の11点の測定を行った。有意な変動が見られた場合、その試技データは破棄した。

統計処理 PICC時の時間に伴う各変数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、Scheffeの多重比較を採用した。分散が等しくない場合、Kruskal-Wallis検定を用いた。有意水準は5%以下の危険率をもって判定した。

結 果

PICC目標筋力設定条件および疲労振戦の出現を避ける条件から、結果に示したMUの活動参加閾値張力は3.7%MVCから7.4%MVCの範囲となった。被験者のMVCは320Nから550Nの範囲であった。

Fig. 1にVMから導出した任意のMUにおける活動参加閾値測定試技時の全ての信号を、また、観察対象MUのMUAP波形を活動参加時点の1スパイクおよび初期10スパイクの重ね合わせた波形でinsetに示した。活動参加閾値張力の200%張力程度まで他のMUAPの干渉が小さく、波形の同定、信号処理の可能なものを観察対象のMU (MUAP) として採用した。

PICC時の各信号積分値の変化動態 VLから導出した各信号について、PICC中のiMES, iMUAP, MU放電間隔、発揮筋力 (Fig. 2A) およびiMUMS, iMMG (B) の変化動態の1例を示した。VLから導出したMUの活動参

Fig. 1 Typical signals employed in the present study during ramp force tracking at $10 \text{ N} \cdot \text{s}^{-1}$ to 100 N. For technical reason, the signals in this figure were gathered at a sampling rate of 500 Hz, except of the insets (2 KHz). MUAP of the representative MU could discriminate the wave form till 100 N without interference from other MUAPs. All MU investigated in the present study must be allowed the condition that, at least, MUAP wave form was discriminable up to 200% of its recruitment threshold force. Recruitment threshold of representative MU was recruited at 34N (arrow at force trace). Inset: Bipolar MUAP wave form at recruitment timing shown enlargement of time and amplitude scales (left figure). Right figure showed the superimposed MUAP wave form for 10 spikes from the recruitment.

加閾値張力は30.5Nであった。目標筋力を22.5Nに設定した時、観察対象MUは331秒で活動参加した。PICC初期よりiMUAPとiMUMSは任意の値を取り、これは観察対象のMU以外で背景活動するMUAP、MUMSが構成するMES、MMGの積分値を意味する。MU活動参加後はMUAP、MUMSが各々MES、MMGに重畳した信号の積分値iMUAP、iMUMSとなる。観察対象MUは活動参加後、10分の筋力発揮終了まで持続的に活動した。

iMES、iMMGはPICC初期に一定値をとり、その後増大する傾向にあった。しかし、0秒値に比して有意な増大を示す時間、またその時間値に対して有意な増加を示す時間に信号間で差異が見られた。iMESは270秒値で有意な増加となり、その後450秒値で270秒値に対して有意な高値となり、漸増傾向を示した。iMMGは450秒値で有意な高値となり、その後540秒値で450秒値に対して有意な高値を示した。

PICC初期のiMUMSは一定値をとり、iMMGと同様な傾向にあった。観察対象MUが活動参加した330秒区間でiMUMSは0秒値に対して有意な高値を示した。その後一定値を示したが、570秒で330秒値と比較して有意な高値となり、増加傾向にあることが示された。以上の信号積分値に対して、iMUAPは活動参加時点（330秒値）で0秒値に対して有意な高値となり、その後PICC終了時まで統計上に有意な変化動態は見られなかった。

iMUMSの変化動態に注目した時（Fig. 2B）、活動参加前の一定値を示す相（前活動参加相）、観察対象MUの活動参加に伴う積分値の増大とその後の一定値の相（活動参加相）、および後半部にみられる増大相（後半部増大相）、の3相に便宜的に分けることが出来た。iMMGは有意な高値を示すまでを一定相、その後を増大相として区分可能であった。

MUの活動参加時点とその前後のiMUMS Fig. 2の実験結果を得た試技から、MU活動参加時点付近3秒間のMUAP、MUMS原波形を抽出しFig. 3のinsetに示した。また同時に、観察対象のMUAP（双極導出）の波形も示した。Fig. 3Aは、MU活動参加時点（1秒間）と前後3秒間（計7秒間）につき100ms区間のiMUMSを、またBは7秒間の1秒間ごと（division）の100ms区間iMUMSの平均値を表している。MU活動参加時点でiMUMS平均値は前3 divisionに比較し有意な高値となり、その後減少した。insetに見られるように、iMUMS減少は活動参加後MUMSの振幅減少と傾向が一致した。また、後3 divisionのiMUMS平均値は前3 division値に比較し有意な高値に無かった。

Fig. 4にVMより導出されたMUについて、Fig. 3と同様の解析を行った結果を示した。このMUは27Nの活動参加閾値張力であった。目標筋力を22Nに設定したPICC

において474秒で活動参加した。活動参加時点のiMUMS平均値は前3 divisionの値に比較し、有意な高値をとった。また、MUの活動参加後の連続した放電で、積分値は急減した。しかし、Fig. 3Bの結果と異なり、MU活動参加後の3 divisionの積分値は前3 divisionとの組み合わせにおいて有意な高値を示した。VMから導出されたMUにおいても、活動参加時点ではiMUMSは有意な高値を示すFig. 3と同様の結果にあった。以上の結果から、PICC時の観察対象MU活動参加時点はMMGにMUMSが重畳し、iMUMSは増大する結果が示された。

MU活動参加時点とiMUMS、MS- V_{positive} 変化動態の差異

Fig. 5は、Fig. 4Bに示したMUにて、目標筋力22N（A）および25N（B）でPICCを実施した時のiMMG、iMUMSおよびMS- V_{positive} の結果を示している。何れの場合でも、iMMGは初期一定値を示した後、増大する結果であった（cf. Fig. 2B: iMMG）。

目標筋力の差異によって、Fig. 5Aは474秒で、Bは164秒で観察対象MUの活動参加が見られた。活動参加時点に差があっても、MU活動参加時点のiMUMSは初期値に対して有意な高値を示す共通した傾向にあった。しかし、その後の一定相（活動参加相）に注目した時、Aでは480秒値に対して570秒値で有意な高値となったが、Bでは180秒値に対して450秒値で有意な高値となった。早期の活動参加では活動参加相の一定期間が長い傾向にあり、そののちに後半部増大相に移行した。164秒でMU活動参加した場合（B）のiMUMSは、初期一定の前活動参加相、活動参加による増大とその後の一定相（活動参加相）、後半部増大相の3相が明確であり、Fig. 2に示した結果と類似した傾向にあった。

iMESは初期一定値、その後単調な増加傾向にあった。また、iMUAPは観察対象MUの活動参加により、有意な高値となり、その後は一定値で推移した（Figs. 5 C & D）。

活動参加後のMUMS原波形から加算平均して求めたMUMS波形の振幅（MS- V_{positive} ）は、Fig. 5AとBのそれぞれのiMMG、iMUMSと類似した変化の推移を持つ傾向にあった。PICC初期に活動参加した場合、MS- V_{positive} にiMUMSの示した活動参加相と後半部増大相の2相が判別できた。これに対して、後半部に活動参加した場合、単純な増加傾向にあった。

Fig. 6に他の4被験者（4MU）から得られたMS- V_{positive} の結果を示した。各MUで活動参加閾値張力、目標筋力が異なるため、活動参加時点のMS- V_{positive} に対する相対値で示している。PICC初期に活動参加した場合には一定相を発現したが、後半で活動参加した場合には短い一定相も持って増加した。これらの傾向はFig. 5に示した結果と類似した。

Fig. 2 Typical data of changes in integrated value of signals from m. vastus lateralis (VL) during prolonged isometric constant contraction at 22.5 N (A: $\diamond$) for 10 min. The recruitment threshold force of the objective MU was 30.5 N.

A: integrated value of myoelectric signal (iMES: $\circ$) and integrated value of motor unit action potential (iMUAP: $\bullet$) during the PICC. The objective MU recruited at 331 s. IMUAP until recruitment of the objective MU means iMES from the back ground activity of MUs (MUAPs). Closed lozenge showed the change of inter-spike interval time ($\times 100$ ms) of the MU.

B: integrated MMG (iMMG: $\square$) and integrated motor unit mechanical signal (iMUMS: $\blacksquare$) during PICC. IMUMS in an initial phase means iMMG from the back ground activity of MUs.

“*” means the value significant difference with the initial value at 0 s ($p \leq 0.05$) and “#” indicates the value becoming larger significantly than the value at significant increment with the initial value. Filled/open arrow heads differentiated the indicated the value with filled/open symbols, respectively. Symbol and attached bar are mean value and standard deviation.

考 察

本報告では、低い発揮筋力 ($\leq 20\%$ MVC)⁷⁾でのPICCにおいてMU活動から提唱されているiMMG増大因子を検証するため、因子の一つとしてMU活動参加に注目し、単一MUから検討を行った。実験課題実施に先立ち観察対象とするMUの表面電極装着位置を特定し、その後MUの活動参加閾値張力以下に設定した目標筋力でPICCを行った。この方法から、観察対象のMUはPICCの経過中に活動参加した。MUAP導出電極は観察対象MUの活動参加までは背景活動するMUが構成する干渉波形 (MES) を導出することになる。観察対象MUの活動参加はMUAPの発現から直接確認が可能であり、背景活動にMUAPが重畳した信号となる。また、MUMSの活動参加はMUAPと同期した波形から確認できた。さらに、MUMS発現は背景活動MMG波形に重畳することからMMG波形 (iMMG) へのMU活動参加の影響が観察可能であった (cf. Figs. 2 & 3: inset)。

MU活動参加とiMUMS, iMMG PICC経過中、MUの活動参加によりMMGにMUMSが重畳し、iMUMSは参加前値に比して有意な高値を示し、後半部増大相に至るまでその値を一定保持した (Figs. 2B & 5: 活動参加相)。

MU活動参加時点とその前後のiMUMSを詳細に検討したところ、Figs. 3 & 4 insetに示したように活動参加後MUMS振幅の減少があり、iMUMSはその減少に依存した漸減傾向にあった。AMG (acoustomyogram) の振幅は電気刺激頻度に反比例すること^{1,2)}、また随意的筋力発揮時のMUMS振幅 ($MS-V_{positive}$) では放電頻度に反比例する³⁾特徴が短時間の実験試技 (4~6秒^{1,2)}、10秒³⁾)の際に発現する。従って、活動参加後のMUの連続放電の影響によるMUMS振幅減少とその結果のiMUMSの変化動態と考えられる。活動参加時点のiMUMS増大が他のMUにおいても観察することが出来た (Fig. 4)。PICC中のMU活動参加はその時点のiMMGを増大することが示された。

Fig. 3 Inset: Raw wave form of MUAP and MUMS before and after the recruitment timing of the objective MU from VL muscle (sampling rate at 500 Hz).

Bipolar MUAP wave form at recruitment timing, indicated by “*”, and the superimposed MUAP wave form for 10 spikes from the recruitment were shown at upper and lower in right column with enlargement of time scale and increment of sampling rate (2 KHz).

A: iMUMS calculated on every 100 ms division of the MUMS signal through before (3 s) and after (3 s) the MU recruitment (1 s). In front of the recruitment division, iMUMS consisted from back ground activity of the MUs (MMG). From the just after the MU recruitment, iMUMS consisted from the back ground activities and MUMS itself.

B: mean value (and its standard deviation: attached vertical bar) of iMUMS for each 1 s division shown in A. iMUMS at 4 s division was corresponding with the recruitment timing. Comparison the iMUMS between the front and the behind the recruitment division, there was no significant difference. iMUMS at 4 s division (recruiting division) was significantly larger than other divisions.

Results in this figure extract from a part of data of the experimental trial shown in Fig. 2. “*” means a significant different at $p \leq 0.05$.

Fig. 3Bでの観察対象MUの活動参加前iMUMS値(1-3 division)と参加後値(5-7 division)には有意差が見られなかったが、Fig. 4Bの後値は前値に比較し有意な高値となった。Fig. 4のMU活動参加時点は474秒でiMMGの後半部増大相にあった。活動参加相または後半部増大相の違いによるMUMS振幅の放電間隔依存性に差異³⁾を生じるか、活動参加時点に依存した他の増大因子が存在するか、等の観点から検討する必要がある。

iMMGに関して、Fig. 2BとFigs. 5A & Bの結果はこれまでの報告にあるPICC時のiMMGの変化動態^{3,9)}と一致しており、低い目標筋力では初期から後半部増大相に見られる有意な高値となる時点までは一定値にあった。活動参加時点とその後のMUMS振幅(又はiMUMS)の減少は比較的短時間での現象で、10秒の積分区間とした

iMUMS平均値を統計上有意な増大を得るまでに至らなかったことも一因と考えられる。

Kamo & Morimoto⁵⁾は10%MVC以下の目標筋力での持続的一定筋力発揮時におけるMUの放電特性を観察している。この時、持続的筋力発揮初期からMUの活動参加、活動MUの活動休止が発現することを内側広筋、外側広筋、大腿直筋で観察している⁶⁾。同一の被験筋、実験条件下で実施した本実験試技時においてもMU活動参加と活動休止の発現が考えられる。iMMGのPICC後半部増大期に至るまでの等値期間はiMESも一定値をとった期間内にあったことから、この一定値期間の発現はMU活動参加と活動休止の平衡が関与している可能性がある。

本実験条件のような低い目標筋力発揮では筋深層に

Fig. 4 Inset: Raw wave form of MUAP and MUMS before and after the recruitment timing of the objective MU (with the recruitment threshold force of 27 N) from m. vastus medialis (VM) in the other subject with shown in Fig. 3. Bipolar MUAP wave form at recruitment timing, indicated by “*”, and the superimposed MUAP wave form for 10 spikes from the recruitment were shown at upper and lower in right column with enlargement of time scale and increment of sampling rate (2 KHz). Symbols in A and B shows the integrated value obtained from the same calculation methods as the methods in Figs. 3 A & B. “*” means a significant different among the divisions ($p \leq 0.05$). “#” indicates the significant difference between the values in front of the recruitment division and the behind divisions ($p \leq 0.05$).

分布する遅筋型MU^{14,15)}の活動参加が主と考えられている。MUAP¹²⁾, MUMS¹⁶⁾振幅は発生源から電極、センサーまでの距離に依存した減衰を呈する。筋深層部で活動参加するMUのそれぞれの信号は筋表面で導出されるMES, MMG振幅に大きな貢献を示さなくなることから、本PICC時初期のiMES, iMMG一定値の出現の可能性もある。本実験での表面導出MUは筋表層に分布し電極、センサーとの距離が近いものである¹²⁾ことから、それぞれの信号は小さな減衰の下で導出され、iMUAP,

iMUMSに明確な増大が現れたと考えられる。

iMMGのPICC後半部増大相を構成する因子 観察対象MU活動参加後のiMUMSはiMMGの変化動態に類似した (Figs. 5A & B)。また、MUAPをトリガー信号とした加算平均から求めたMUMS波形振幅 ($MS-V_{\text{positive}}$) もiMMG, iMUMSと類似した変化動態を示した。

$MS-V_{\text{positive}}$ の後半部増大の発現をMU活動参加時点の差異から検討した時、増大期に至るまでのMUの放電期

Fig. 5 Different development of MS-V_{positive} depended on the recruitment timing, at iMMG constant phase or at iMMG increment phase, during the PICC. For the single MU from VM muscle with the recruitment threshold force of 27 N, the target force was set at 22 N (A & C) and 25 N (B & D) in order to recruit the different timing during the PICCs.

A: the objective MU recruited at 474 s during the PICC. iMMG (□), iMUMS (■) and MS-V_{positive} (●) during the PICC at 22 N. B: iMMG (□), iMUMS (■) and MS-V_{positive} (●) during the PICC at 25 N. In this experimental trial, the objective MU recruited at 164 s of the PICC.

C & D: iMES (○) and iMUMS (●) during the PICC at 22N and 25N target force, respectively. Signals shown in C and D simultaneously recorded with the signals representing in A and B, respectively.

“*” means the value significant difference with the initial value at 0 s ($p \leq 0.05$) and “#” indicates the value becoming larger significantly than the value at significant increment with the initial value ($p \leq 0.05$). Filled/open arrow heads differentiated the indicated value with filled/open symbols.

間（活動期間）の長さに影響されない結果を得た (Figs. 5A & B). 活動参加後のiMUMSに内在する背景活動MUの積分値をiMMGの変化動態に代用した時, MUの活動参加がPICC中の便宜的に分けたiMMGの一定相, 後半の増大相の何時に発現するか依存したMS-V_{positive} 変化動態にあると考えられる.

時系列データに増大発現時間の一致が見られないが, iMMGのPICC後半部増大相はiMESの増大期にもあった (Fig. 2). iMES増大にMUの活動参加が関与していることが推定でき, iMMGの増大が活動参加に起因することが期待される. iMMGの増加とMU活動参加直後に放電間隔に依存したMUMS振幅とiMUMSが減少する事 (Figs. 3 & 4) を考え合わせると, 後半部増大期には大きなMUMS振幅として導出されるMUの順次, 連続した活動参加が必要と考えられる (cf. Akataki et al.⁴).

活動参加するMU数の増加により活動MU間での非特異的同期化活動の確率が上昇することが考えられる¹⁷). しかし, 観察対象MUと背景活動MUの同期化活動の程度とMS-V_{positive}の間には意味ある関係が見られなかった⁹). ま

た, MUMS波形は観察対象MUAPをトリガーとして加算平均しているため, 観察対象MU以外のMU活動によって影響されない. さらに, iMUAPは活動参加後一定値をとったことから (Figs. 2 & 5), iMUAPを増大するには十分な活動増加が背景MUに無かったことが示唆される. MS-V_{positive}とiMUMSの後半部増大は観察対象以外のMUの活動参加に影響されない現象と考えられる. 従って, MU活動参加数の増大によると仮定したiMMG増大とMS-V_{positive}の後半部増大を同時に解釈することは困難となる. MMGを構成する基本波形をMUMSとした時, MS-V_{positive}自体の増大がMMG (iMMG) 増大に反映することの可能性も考えられる. 以上から, (1) iMMGの後半部増大相は, 順次, 連続した大きな振幅のMUMSとして導出されるMUの活動参加と (2) MS-V_{positive}増大自体に起因した現象と考えられる. (1)の因子はMUAP導出からの直接的な検討が必要と考えられる.

PICC時のMS-V_{positive}の増大は, 活動参加, 放電頻度変化³), 同期化活動⁹)のMU活動には依存しない現象であることが示唆された. MUMSはMUAP (又は, 膜電位とし

Fig. 6 $MS-V_{positive}$ during PICC obtained from four MUs (four subjects). Each filled and open symbol corresponds to the same MU at two different target forces below the recruitment threshold, respectively. Open symbols means the experimental trial at the target torque just below the recruitment threshold of the objective MU for relatively early recruitment occurring. In contrast, filled symbols set the target torque low level enough to recruit the objective MU later part of the PICC. $MS-V_{positive}$ shows in the relative value to an initial value (at recruiting timing).

てのaction potential) 発現から興奮-収縮連関を經由した筋線維 (群) のinternal shorteningとinternal stretchingに起因した筋線維周囲径変化 [振動現象 (構造・形態変化)] と考えられ¹⁶⁾, 径変化自体および振動の伝導媒体の効率 (筋内環境) が $MS-V_{positive}$ 変化へ関与することも推定される。

活動参加するMU数の増加は筋内圧を上昇させる¹⁸⁾, さらに低い筋力発揮時に外部から骨格筋を加圧した時, MMG (MMG-RMS) に影響を及ぼさなかったことから筋内圧上昇は振動信号伝導媒体の伝導性を上昇させるとした報告がある¹⁹⁾。本実験結果においても, MU活動参加数の増加が骨格筋内圧の上昇を来し, 伝導媒体伝導性変化がMMG波形, MUMS波形に影響したことが示唆される。しかし, 10%MVCの持続的筋力発揮中に筋内圧は変動しないとした報告もある²⁰⁾ことから筋内圧の影響のみに確定できない。

低強度の持続的筋力発揮時における $MS-V_{positive}$ およびiMMGの後半部増大期へ関与する因子は現段階では未確定である。しかし, $MS-V_{positive}$ とiMMGはPICC時の発揮筋力に依存して後半部増大期が早期に発現する報告⁹⁾, 本報告のMUの放電期間 (活動期間) に依存しない $MS-V_{positive}$ 増大時点の存在から, 未知の負荷の影響が累積し増大因子を発現させる “閾値” の存在の考え方も示唆される。

要 約

低い目標筋力でのPICC時にiMMGは増大する。この増大因子をMUの活動参加から検討を加えた。内側広筋または外側広筋を被験筋とし, 観察対象MUの活動参加閾値張力以下の目標筋力を設定し, PICC中にMUの活動参加が発現するようにした。MES, MUAP, MMG, MUMSおよび発揮筋力を同時記録した。iMUAPとiMUMSは観察対象のMU活動参加までは背景活動MUAP (MES), MUMS (MMG) の積分値を示し, MUの活動参加でMUAP, MUMSがMES, MMGに重畳した信号積分値となった。

1) PICC時のiMMGは初期一定値, 後半で増大する傾向にあった。iMUMSは観察対象MUの活動参加で有意な高値となり, PICC後期にはさらに増大した。

2) MU活動参加時点と前後3秒間のiMUMSを比較した時, 活動参加時点は前後値に比較し有意に高値となった。しかし, 観察したMUにより前値と後値間には有意差が見られない場合もあった。これはMU活動参加直後の持続した放電に依存したMUMS波形振幅の減少程度に起因した現象であった。

3) MUAPで加算平均し求めた $MS-V_{positive}$ はiMMG, iMUMSと類似した変化動態にあった。すなわち, iMMG一定相に活動参加した場合, 後半部増大相まで一定値にあった。しかし, iMMG増大期に活動参加した時, 一定相を有さず増大に推移した。

観察対象MUの活動参加閾値張力以下を目標筋力としてのPICC時, PICC経過中にMUは活動参加し, 参加時点のiMUMSは有意に増大した。PICC後半部のiMUMS増大をMU活動参加数の増加から説明可能であったが, MUMSがMMGの構成基本波形とした時, $MS-V_{positive}$ 増大がiMMG増大に関与したことも推定された。MUの活動状況のみならず, 筋内および筋線維 (群) に発現する状態変化からMMG, MUMS波形の検討も必要と考える。

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。

文 献

- 1) Stokes MJ & Cooper RJ. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J Appl Physiol* 72: 1908-1913, 1992.
- 2) Yoshitake Y, Shinohara M, Ue H & Moritani T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. *J Appl Physiol* 93: 1744-1752, 2002.
- 3) 森本 茂, 随意的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, 体力科学, 60: 207-216, 2011.

- 4) Akataki K, Mita K, Watanabe M and Itoh K. Mechano-myogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol* 84: 19-25, 2001.
- 5) Kamo M & Morimoto S. Discharge properties of human motor units during sustained contraction at low level force. *J Electromyog Kinesiol* 11: 255-261, 2001.
- 6) 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* 86: 375-381, 2002.
- 7) Orizio C, Perini R and Veicsteinas A. Changes of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion. *J Appl Physiol* 66: 1593-1598, 1989.
- 8) Goldenberg MS, Yack HJ, Cerny FJ and Burton H. Acoustic myography as indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J Appl 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波形の表面筋電位構成への貢献, 体力科学, 49: 157-170, 2000.
- 11) 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.
- 12) Morimoto S, Umazume Y & Masuda M. Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle. *Jap J Physiol* 30: 71-80, 1980.
- 13) Morimoto S. Effect of length change in muscle fibers on conduction velocity in human motor units. *Jap J Physiol* 36: 773-782, 1986.
- 14) Clamann HP. Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology* 20: 256-260, 1970.
- 15) Burk RE. Motor unit: anatomy, physiology and functional organization. In: *Handbook of Physiology*. The Nervous System. Motor control, Bethesda, MD: Am Physiological Soc, sect. 1, vol. II, part 1, chapt. 10, p. 345-422, 1981.
- 16) Morimoto S and Takemori S. Initial mechanomyographical signals from twitching fibres of human skeletal muscle. *Acta Physiol* 191: 319-327, 2007.
- 17) Halliday DM, Conway BA, Farmer SF & Rosenberg JR. Load-independent contributions from motor unit synchronization to human physiological tremor. *Neurophysiol* 82: 664-675, 1999.
- 18) Sadamoto T, Bonde-Peterson F & Suzuki Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *Eur J Appl Physiol* 51: 395-408, 1983.
- 19) Sogaard C, Orizio C & Sjøgaard G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated by intramuscular pressure. *Eur J Appl Physiol* 96: 178-184, 2006.
- 20) Blangsted AK, Vedsted P, Sjøgaard G & Sogaard K. Intramuscular pressure and tissue oxygenation during low-force static contraction do not underlie muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 183: 379-388, 2005.