

表面筋電図シミュレーションを用いた急激な力発揮時の運動単位活動の推定

齋藤 健治¹, 井上 伸一²

Abstract

The purpose of this study was to clarify the characteristics of surface EMG during rapid contraction (Rapid) from the viewpoint of recruitment and firing pattern of motor units (MU) through the simulation of force and surface EMG. In the simulation of this study, Rapid and maximum voluntary contraction (MVC) were considered as the muscular contraction. These contractions were simulated by varying the conditions such as number of MU recruited, firing rate and firing statistics etc. After the simulation, the average rectified value (ARV), the median frequency (MDF) and the muscle fiber conduction velocity (MFCV) were calculated from the simulated surface EMG as the variables for comparison between Rapid and MVC. As the results of these calculations, the phenomena that ARV during Rapid was larger for the force than that during MVC were reproduced. And, the simulation in this study attributed the phenomena mentioned above to smaller number of MU recruited during Rapid than that during MVC. Furthermore, it was also shown the possibility that the type of firing of MU during Rapid was the synchronized discharge or double discharge.

1. はじめに

我々は、スポーツパフォーマンスや日常生活動作において計測された表面筋電位の正規化を模擬して、急激な力発揮（以下、Rapid）時の表面筋電位を最大随意収縮（以下、MVC）時の表面筋電位で正規化したところ、発揮力の推定値に大きな誤差が生じる被験者がいることを明らかにした。つまり、等尺性収縮条件下でのRapid時の「力ー表面筋電位振幅」関係が、MVC時の「力ー表面筋電位振幅」関係と一致しない場合（被験者）があることを示した¹⁾。MVC時の表面筋電位は、それを100%として、種々の条件下で計測された表面筋電位を正規化

するために用いられる²⁾。したがって、前述のような被験者は、発揮力の割に大きな表面筋電位を生じるため、MVCを基準として正規化すると、活動度、努力度、発揮力等の換算数値の観点で過大に評価される。

このようなRapid時の「力ー表面筋電位振幅」関係の、MVC時の「力ー表面筋電位振幅」関係とのズレは、運動単位（以下、MU）活動の差異に帰着することができる。Rapid時のMU活動について、Desmedt and Godaux^{3~5)}は、「活動参加においてサイズの原理が保存されているものの、活動初期に、60~120Hzという通常の力発揮では見られない高い周波数の発火頻度が観察される」と報告している。

1 名古屋学院大学スポーツ健康学部

2 佐賀大学文化教育学部

このような高周波の発火は、double discharge, doublet (以下、二重発火) と呼ばれている^{6,7)}。

一方で、Rapidのような収縮速度の大きな筋収縮では、MUの動員閾値張力が低下するという報告⁸⁾や、FタイプのMUが優先的に活動するという報告⁹⁾もある。

このようなMU活動の差異を確認するためには、通常、筋内筋電図法が用いられる。しかし、ある程度以上の収縮強度下では多数のMU活動が重畳するため、この方法によってもMU活動を識別するにはかなりの困難がともなう。つまり、この問題を解決する直接計測手法が、現状では見あたらない。可能性のある一つの手法として、シミュレーション表面筋電図と実計測表面筋電図の比較により実際のMU活動を演繹的に推定する方法が考えられる。そこで本研究では、①MUの活動参加、発火頻度、発火パターン、筋線維の分布などの生理解剖学的パラメータを変えてRapid時（合わせてMVC時）の表面筋電図をシミュレート、②表面筋電位変数の計算、③実計測結果¹⁾との比較により演繹的にMU活動を推論する、という手順を試みた。

2. MVCとRapidのシミュレーション

2-1. シミュレーションモデル

2-1-1. MUの解剖学パラメータ

MUは計120個からなり、Sタイプ101個、Fタイプ19個とした⁷⁾。そして、これらはサイズの原理にしたがい活動参加するとし、したがって1番目のMUのサイズが小さく、属する筋線維数（神経支配数）も小さい。 i 番目に活動参加するMUの神経支配数 nf_i は、

$$nf_i = \gamma \exp\left(\frac{\ln r_{nf}}{n_m} i\right) \quad (i=1 \sim 120) \quad (1)$$

とした⁷⁾。ここで、 n_m はMU総数で120、 r_{nf} は最小MUの神経支配数 $nf_1=21$ に対する最大MUの神経支配数 $nf_{120}=1,764$ の比で84とした⁷⁾ (図1a)。 γ は、最小MUの神経支配数21である⁷⁾。MUの形状は筋横断面上で円形とし、そのサイズ（半径）は、神経支配数と筋線維密度によって決定した。すなわち、筋線維密度はStålberg and Thiele¹⁰⁾による平均的値6.8fiber/mm²とし、その結果、MUの半径は最小で1.0mm、最大で9.1mmとなった (図1b)。

MUの分布は、Fタイプは浅層に、Sタイプは深層に多く分布するとし¹¹⁾、MU中心の深さ方向（～25mm）における位置をベータ分布Be(p, q)にしたがう乱数で与えた。Fタイプ

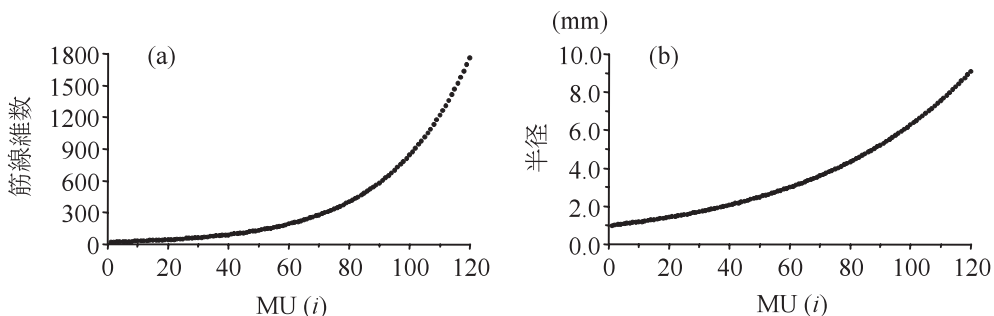


図1 シミュレーションに用いたMU活動参加順の、(a) 神経支配数（筋線維数）と (b) MUの筋横断面上での広がり半径。

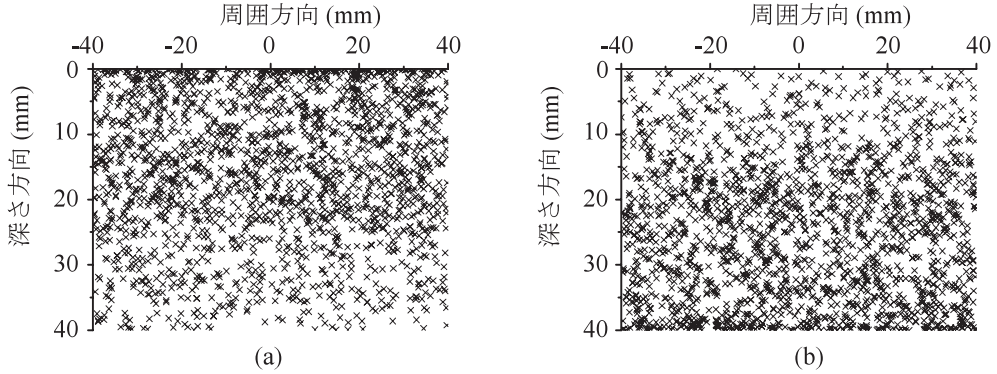


図2 シミュレーションに用いた、(a) Fタイプと、(b) SタイプのMUの中心分布。

はBe (0.55, 1.0), SタイプはBe (1.0, 0.55)であった。なお、周囲方向 (0~50mm) における位置は一様分布とした (図2)。

2-1-2. MUの力学パラメータ

MUの単縮張力波形はインパルス応答とみなして、次式のような臨界制動二次系で表すことができる^{12, 13)}。

$$f(t) = at \exp\left(-\frac{t}{T}\right) \quad (2)$$

ここで、 T はピーク値に到達するまでの収縮時間、 t は任意時間を表している。 a は張力のピーク値に関する定数で

$$\alpha = \frac{P \exp(1)}{T} \quad (3)$$

である^{12, 13)}。 P は単縮張力のピーク値であり、したがって (2) 式は

$$f(t) = \frac{Pt}{T} \exp\left(1 - \frac{t}{T}\right) \quad (4)$$

と表せる。

ここで、上式の P を決定するために次の3つを仮定した^{12, 14)}。①最大MU張力は最小MU張力の100倍。②発揮張力の小さいMUが多く、発揮張力の大きいMUは少ない。③MUの張力は活動参加閾値 (参加順) に関係する。これら仮定をもとに、 i 番目のMUが単縮で発揮する

張力のピーク値 P_i を、

$$P_i = \exp\left(\frac{\ln RP}{n_m} i\right) \quad (5)$$

とした (図3a)。ここで RP は上記①で仮定した発揮張力の比 (最大/最小) で100である。

次に、(2)~(4) 式の T を決定するために次の3つを仮定した^{12, 14)}。①収縮時間が最も長いMUは、最も短いものの2~5倍である。②MUの収縮時間分布は短い方に偏っている。③発揮張力の小さいMUの収縮時間は長短広範囲で、発揮張力の大きいMUは収縮時間が短い。したがって i 番目のMUの収縮時間 T_i は、

$$T_i = T_L \left(\frac{1}{P_i}\right)^{\frac{1}{\beta}} \quad (6)$$

と表せる (図3b)。ここで、 T_L は最も長い収縮時間で90.0、 β は、

$$\beta = \log_{RT} RP \quad (7)$$

で、 RT は収縮時間の比 (最大/最小) で3.0とした。

一方、MUの発揮張力には発火頻度 $1/IFI$ に依存する非線形性がある¹⁵⁾ (IFI はMUの発火間隔interpulse interval)。そして、刺激 (発火頻度) — 張力関係は次のようなシグモイド関数で表すことができる^{13, 15, 16)} (図4a)。

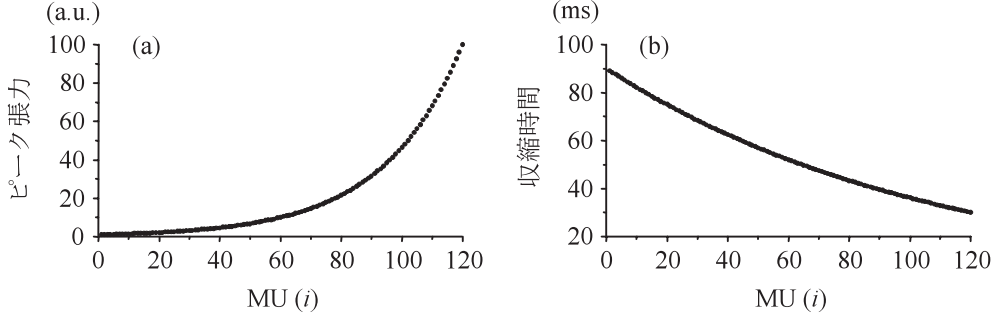


図3 シミュレーションに用いた、MU活動参加順*i*毎の (a) MU単縮張力のピーク値と (b) 単縮の収縮時間。

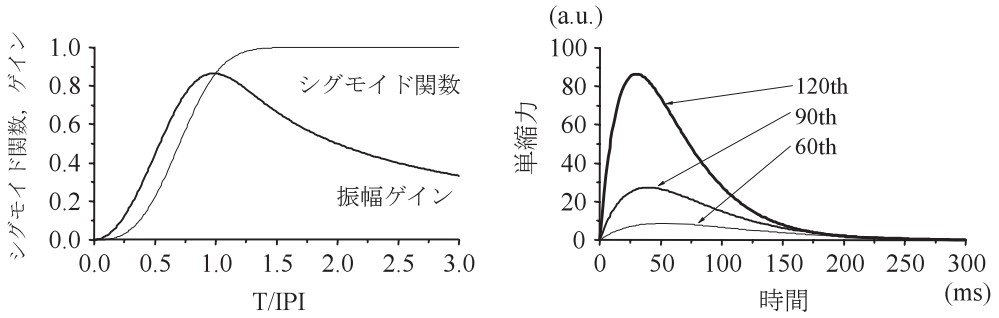


図4 (a) MUの収縮力学特性を表すシグモイド関数と振幅ゲイン、および (b) 振幅ゲイン1.0における60番目、90番目および120番目に活動参加するMUの単縮波形。Tはピーク値に到達するまでの時間。

$$S\left(\frac{T_i}{IPI}\right) = 1 - \exp\left(-2\left(\frac{T_i}{IPI}\right)^3\right) \quad (8)$$

振幅ゲインはこれを規格化して、

$$g_{ik} = \frac{S\left(\frac{T_i}{IPI_k}\right)}{T_i / IPI_k} \quad (9)$$

と表すことができる (図4a)。

したがって、MUのインパルス応答は (9) 式と (2) 式より

$$f_{ik}(t) = g_{ik} \frac{P_i t}{T_i} \exp\left(1 - \frac{t}{T_i}\right) \quad (10)$$

となる。図4bに、 T_i/IPI_k が1.0の時のインパルス応答 (MU単縮波形) を示す。

2-1-3. MUの生理学パラメータ

筋線維伝導速度 (Muscle fiber conduction

velocity; *MFCV*) は3~7m/sの範囲とし、*i*番目に活動参加するMUの伝導速度 CV_i を (11) 式で表した (図5)。

$$CV_i = \lambda \exp\left(\frac{\ln r_{cv}}{n_m} i\right) \quad (11)$$

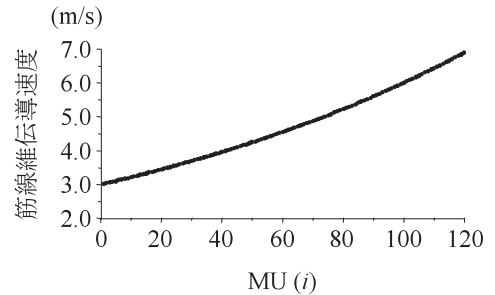


図5 シミュレーションに用いた、活動参加順*i*毎の筋線維伝導速度。

ここで λ は範囲の最小値3m/s, r_{cv} は範囲の最大値と最小値の比で2.333である。また、単一MU内の筋線維のCVは全て同一とした。活動強度は、MUの神経支配数(1)式に比例するとした。

2-1-4. 表面筋電位モデル

MUを構成する筋線維の電気活動は等価電流双極子を用い、皮膚境界において電流の流出がないことは影像法を用いて以下のように近似した¹⁷⁾(図6)。

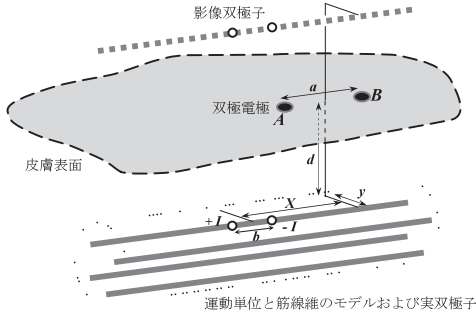


図6 影像法と双極子電流源による表面電位生成モデル。双極子電極A, Bの間隔は a 、双極子電流源の強度は I 、深さは d 、筋周囲方向の距離は y 、筋線維方向の距離は X 、双極子間距離は b 。

双極子の正負それぞれの電荷から電極A, Bまでの距離は、

$$\begin{aligned} A^+ &= \sqrt{\left(X - \frac{a}{2} + \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ B^+ &= \sqrt{\left(X + \frac{a}{2} + \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ A^- &= \sqrt{\left(X - \frac{a}{2} - \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ B^- &= \sqrt{\left(X + \frac{a}{2} - \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \end{aligned} \quad (12)$$

と表される。ただし X [m] は $X = x_0 - vt$, x_0 は x 上の任意の点(神経筋接合部の位置, つまり活動電位伝播開始点), v は筋線維伝導速度[m/s],

t は時間, a [m] は電極間隔, y [m] は筋周囲方向の距離, d [m] は電流源の深さである。すると、無限空間中の双極子電極で導出される電位 ϕ'' は、次式によって得られる。

$$\phi'' = \frac{I}{4\pi\sigma} \left[\frac{1}{A^+} + \frac{1}{B^+} - \frac{1}{A^-} - \frac{1}{B^-} \right] \quad (13)$$

ここで, I [A] は双極子の電流値で, σ [(Ωm)⁻¹] は媒質の導電率である。

次に、境界の影響を含めるために(影像法), (x, y, d) に位置する実電流源と皮膚表面に対して対称な位置 $(x, y, -d)$ に影像電流源を仮定する。この影像電流により、計算される電位は皮膚表面から電流が流出しないという境界条件を満足し、その結果、表面電位は(13)式を2倍することによって ϕ' として表される。

$$\phi' = 2\phi'' = \frac{I}{2\pi\sigma} \left[\frac{1}{A^+} + \frac{1}{B^+} - \frac{1}{A^-} - \frac{1}{B^-} \right] \quad (14)$$

さらに、双極子の電流源間の距離が十分に小さいと仮定して、 $b=0$ のまわりで上式をテイラー展開し高次の項を無視すると、最終的に表面電位は

$$\phi = \lim_{b \rightarrow 0} \phi' \approx \frac{Ib}{2\pi\sigma} \left[\left(\left(X + \frac{a}{2} \right)^2 + y^2 + d^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left(X + \frac{a}{2} \right) - \left(\left(X - \frac{a}{2} \right)^2 + y^2 + d^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left(X - \frac{a}{2} \right) \right] \quad (15)$$

と表される。ここで、 Ib [Am] は電流強度を表す双極子モーメントである。導電率は線維方向を $\sigma_x=0.5$ 、それに垂直な断面方向を $\sigma_r=0.1$ とした^{18,19)}。したがって、導電率異方性を考慮することにより、線維方向の座標 X は

$$X' = \sqrt{5}X \quad (16)$$

というスケール変換を受ける²⁰⁾。

以上より、皮膚表面上で双極子電極により記録される、任意のMUに属する j 番目の単一筋線

維の活動電位 ϕ_j は次式のように表される。

$$\phi_j = \frac{I_j b}{2\pi\sigma} \left[\left(\left(X'_j + \frac{a}{2} \right)^2 + y_j^2 + d_j^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left(X'_j + \frac{a}{2} \right) - \left(\left(X'_j - \frac{a}{2} \right)^2 + y_j^2 + d_j^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left(X'_j - \frac{a}{2} \right) \right] \quad (17)$$

(17) 式で表される単一電流源（筋線維）による電位 ϕ_j を用いると、単一筋内において i 番目に活動する MU（筋線維数 $n_r(i)$ ）の単一 MU 表面活動電位 $sSMUAP_i$ は、

$$sSMUAP_i = \sum_{j=1}^{n_r(i)} \phi_j \quad (18)$$

となる。そして、 IPI にしたがう $MUAP$ 列、すなわち単一筋内において i 番目に活動する MU による表面 MU 活動電位列 $SMUAPT_i$ は、

$$SMUAPT_i(t) = \sum_{l=1}^n sSMUAP_i(t - t_l) \quad (19)$$

と表せる。ここで、 t_l は発火時間

$$t_l = \sum_{k=1}^l IPI_k \quad (20)$$

である。最終的に、多数（個数 n_m ）の MU が活動すると、この $SMUAPT_i$ が時空間的に重畳して、表面筋電位 $SMEP$ 、

$$SMEP = \sum_{k=1}^{n_m} SMUAPT_i(t) \quad (21)$$

として観察される。

MU の発火間隔はポアソン過程、あるいは正規過程とみなせる²¹⁾。ここでは、ポアソン過程とし、指数分布を拡張したガンマ分布で近似した。

2-2. シミュレーション手順および分析

2-2-1. MVC のシミュレーション

Fuglevand ら¹³⁾ と同様に、MU 活動参加数を 120 個とし、S タイプ 101 個、F タイプ 19 個（MU モデル全参加）とした。発火頻度は S タイプが 30~70Hz、F タイプが 20~70Hz とし

た。そして、「S タイプ発火頻度 \geq F タイプ発火頻度」という条件を満たす 17 種類の組み合わせで計算した。したがって、提示した発火頻度は S、F タイプのそれぞれ最初に参加した MU の発火頻度である。また個々の同一条件内で、発火タイミングを変えて 10 回繰り返した。シミュレーション時間は 1 秒間であった。

2-2-2. Rapid のシミュレーション

MU の活動参加パターンは、S タイプ 80 個—F タイプ 15 個（*Rapid80*）と、S タイプ 101 個—F タイプ 19 個（*Rapid101*）の 2 種類とした。

そして、それぞれについて、①順不同参加，ランダム発火（*rnd1*），②順不同参加，同期発火（*sync1*），③順次参加，ランダム発火（*rnd2*），④順次参加，同期発火（*sync2*），⑤順次参加，一回の二重発火の後ランダム発火（*dbl*），の 5 種類の発火パターンで計算した。

同期発火は、S タイプ、F タイプともに最初に活動参加した MU の発火タイミングを基準とし、約 $\pm 8\text{ms}$ の散らばり（平均 0.0ms ，標準偏差 2.4ms の正規乱数）で表現した（図 7a）。二重発火は、最初の発火に続いて、4ms から 2ms 刻みで、18ms までの 8 種類とした（図 7b）。そして、MVC の場合と同様に、17 種類の組み合わせ

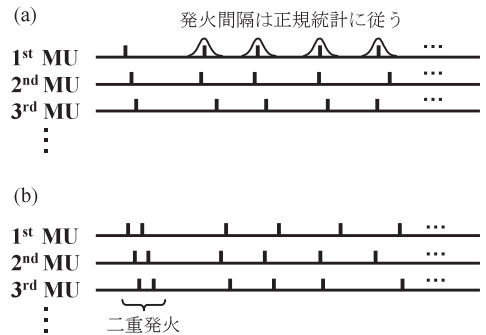


図7 シミュレーションにおいて MU 発火のために用いたパターンのうちの、(a) 同期発火と (b) 二重発火の時系列上におけるインパルス列の例。

わせの発火頻度でシミュレーションを行った。また個々の同一条件で、発火タイミングを変えて10回繰り返した。シミュレーション時間は0.6s間で、Rapidは0.2~0.4sの間に生起するとした。シミュレーション回数は総計7,980回となった。

以上の計算はLinux上でC, bashスクリプトを用いて行った。

2-2-3. シミュレーション結果の分析

シミュレーションにより得られたMVCおよびRapidの力と表面筋電位データから、筋張力(MVCの場合は平均値, Rapidの場合は最大値)と以下の3つの表面筋電位変数を求めた。

次式により平均整流値(Average rectified value; ARV)を,

$$ARV = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T |SMEP(t)| \quad (22)$$

により求め、表面筋電位振幅の値とした。またシミュレーションにより得られたSMEPからFFT法でスペクトル(Power spectrum density; PSD)を計算し、次式で表される中央周波数(Median frequency; MDF)を求めた。

$$\sum_{f=1}^{MDF} PSD(f) = \sum_{f=MDF}^{500} PSD(f) \quad (23)$$

ただし、Rapid時の表面筋電位は、MVCの場合と同等の周波数分解能(1.0Hz)で計算するために、MU活動時間である0.2sのシミュレーションデータの後ろにゼロを付加することで、見かけ上1.0sのデータに加工した。

筋線維伝導速度は、筋線維方向で隣り合う二つの電極で記録される $SMEP_1$ と $SMEP_2$ の間で相互相関関数を計算した後、伝播距離を時間遅れで割って求めた。時間遅れは、相関関数を周波数領域で補間し²²⁾、時間精度を向上させた上で求めた。

3. シミュレーションおよび分析結果

図8にMVC時とRapid時の、筋張力と表面筋電位のシミュレーション結果の一例を示す。ともに発火頻度は、Sタイプ50Hz, Fタイプ40Hzである。MVCにおいては、表面筋電位振幅の変動が若干見られるが、力に関しては約300ms以降定常であるといえる。Rapidにおいては、順不同参加モデルの $rnd1$ および $sync1$ が、順次参加モデルの $rnd2$, $sync2$ および二重発火モデル dbl に比して筋電位の立ち上がりが早い。また、同期発火モデルである $sync1$ および $sync2$ はランダム発火モデルの $rnd1$ および $rnd2$ よりも振幅が大きくなる傾向にあった。

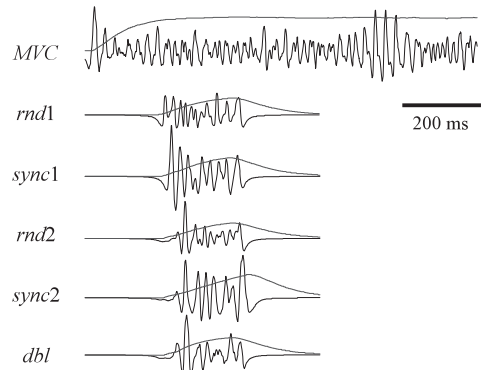


図8 MVCとRapidのシミュレーションによる表面筋電位と筋張力の波形例。

図9に、RapidとMVCのシミュレーション結果から求めた、筋張力と筋電位変数を示す。これらは、Rapidモデルの発火条件(例えば、 $rnd1$, $sync1$ など)に関係なく全ての結果をまとめたものである。参加MU数の少ないRapid80の筋張力は、Rapid101およびMVCの半分以下であったのに対し、表面筋電位振幅は概ね4分の3であった。一方、Rapid101は、MVCとほぼ同等の筋張力を示し、筋電位振幅ではMVCより大きかった。中央周波数は

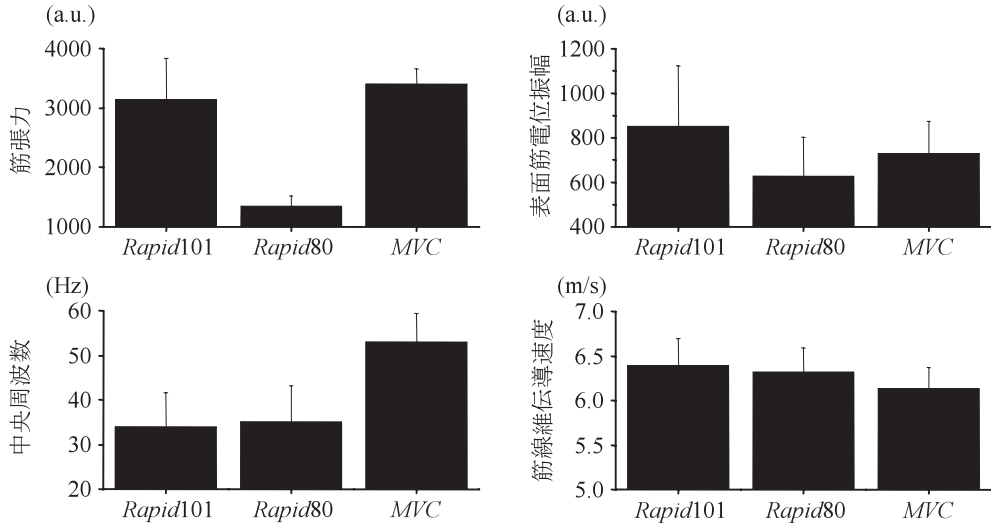


図9 モデルタイプ毎の筋張力, 表面筋電位振幅, 中央周波数, 筋線維伝導速度

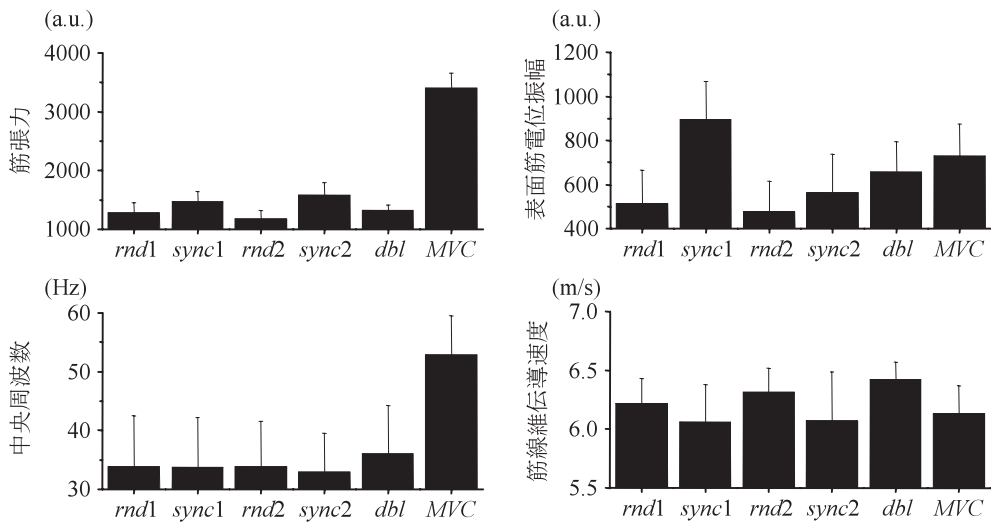


図10 発火モデルタイプ毎の筋張力, 表面筋電位振幅, 中央周波数, 筋線維伝導速度

Rapid80, *Rapid101*ともに*MVC*より低く, 筋線維伝導速度では, *MVC*よりやや大きかった。

以下では, *Rapid* シミュレーションについては, *Rapid80*による結果のみを示す。

図10に, 5つのタイプの*Rapid*シミュレーションと*MVC*シミュレーションから得られた, 筋張力, 筋電位変数を示す。筋張力は*MVC*が倍以上大きく, *Rapid*の中では同期発

火モデル*sync1*, *sync2*が, ランダム発火モデル*rnd1*, *rnd2*および二重発火モデル*dbl*より大きかった。表面筋電位振幅は*sync1*が*MVC*より大きく, *dbl*が*MVC*と同程度, 他の*Rapid*とくにランダム発火モデルは*MVC*より小さかった。中央周波数は*MVC*が*Rapid*より高かった。筋線維伝導速度は*MVC*と*sync1*, *sync2*と同程度で, *rnd1*, *rnd2*, *dbl*がやや大きかった。

図11に、SタイプとFタイプの発火頻度を組み合わせた17種類についての、筋張力と表面筋電位変数を示す。筋張力はSタイプの発火頻度が高い組み合わせになるにつれて、低下する傾向にあった。表面筋電位振幅はSおよびFの両タイプの発火頻度が高い組み合わせになるにつれて、大きくなる傾向が認められた。中央周波数は、Sタイプの発火頻度が高い組み合わせになるにつれて、低下する傾向が認められた。Fタイプの発火頻度は一定の影響が認められなかった。筋線維伝導速度も、中央周波数と同様Sタイプの発火頻度が高い組み合わせになるにつれて、低下する傾向が認められたが、その傾向は弱かった。

図12に、二重発火モデルにおける二重発火間隔毎の、筋張力と筋電位変数を示す。筋張力は、二重発火間隔が大きくなるにつれ低下する傾向があった。表面筋電位振幅は、発火間隔10msで最低となり、それより小さいあるいは大きい間隔で増大する傾向があった。中央周波数と筋線維伝導速度は、二重発火間隔の影響を

明確に受けない傾向にあった。

4. 考察

我々は、Rapid時の上腕二頭筋表面筋電位を、MVC時の表面筋電位を基準にして見た結果¹⁾、発揮力の割に筋電位振幅が大きい被験者群（グループⅠ）と、発揮力程度の筋電位振幅を示す被験者群（グループⅡ）に分けられることを明らかにした。そして、グループⅠのRapid時の表面筋電位振幅は、対筋張力比でMVC時の約1.8倍の大きさであったこと、また、グループⅠ、Ⅱとも両収縮タイプの発揮力に差がある（グループⅠ<グループⅡ）にも関わらず、筋線維伝導速度に差がなかったことを報告した。

4-1. シミュレーション結果からみたRapid時のMU活動参加

シミュレーションでは、MVCに対してSタイプ80個—Fタイプ15個のRapid80モデルで約2.2倍、Sタイプ101個—Fタイプ19個の

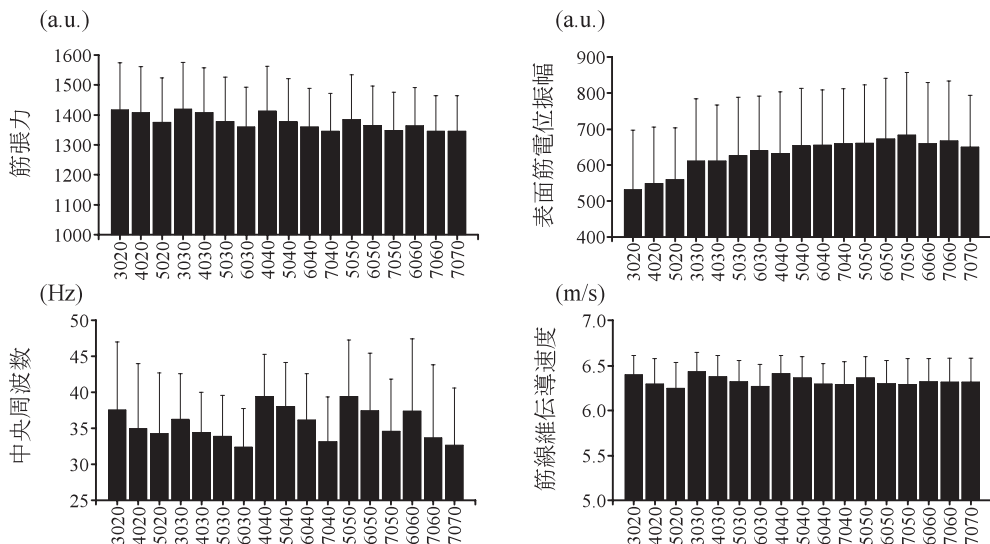


図11 発火頻度毎の筋張力、表面筋電位振幅、中央周波数、筋線維伝導速度。3020はSタイプMUの発火頻度30Hz、Fタイプの発火頻度20Hzを表している。

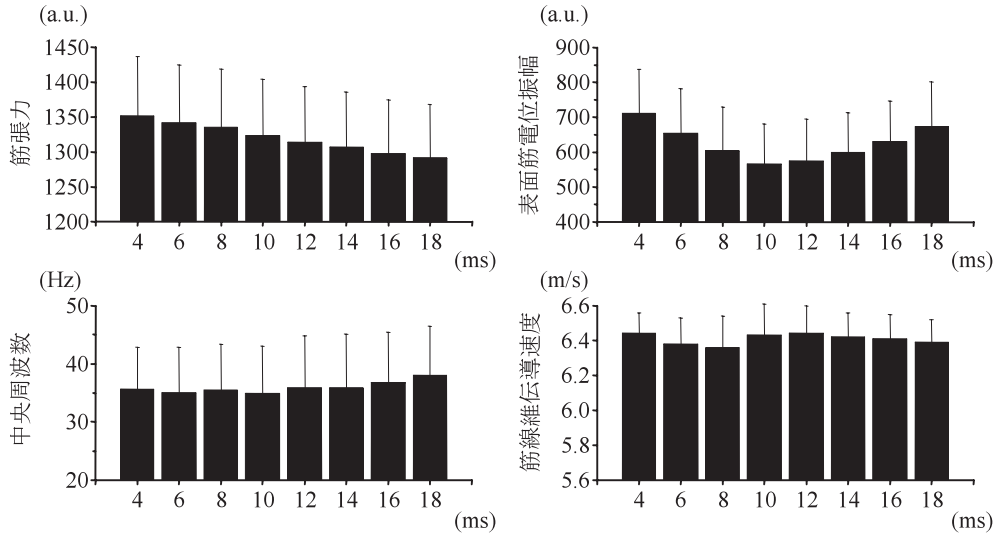


図12 二重発火間隔（4ms～18ms）毎の筋張力，表面筋電位振幅，中央周波数，筋線維伝導速度

*Rapid101*モデルで約1.3倍の大きさを示した(図9)。つまり，実験結果と同様の結果が両モデルによるシミュレーションで得られたが，筋張力と表面筋電位振幅について，実験のMVCにおけるそれらとの大小関係を考慮すると，活動参加数がMVCモデルより少ない*Rapid80*モデルの結果が，実験の*Rapid*におけるグループIの現象により類似している。そして，発揮力が小さいことは，活動参加MU数が少ないことを反映しており，振幅がその割に大きいということは，何らかの発火パターン（Fタイプが先行参加，あるいは同期や二重発火など）が影響していると考えられる。

筋線維伝導速度は活動参加MUタイプを反映しており，サイズの原理を考慮すると，それは活動参加数の反映と概ね同義であるため，結果として発揮力に比例する²³⁾。したがって，上述の発揮力に関する実験結果から，MVCと*Rapid*では活動参加数に差がある（MVC>*Rapid*）と判断される一方で，筋線維伝導速度の実験結果からは活動参加数に差がない（MVC

≒*Rapid*）と判断される。ただし，Mellahら⁹⁾が指摘するように，*Rapid*においてFタイプMUが先行して活動参加すると考えれば，筋張力（活動参加数）におけるMVC>*Rapid*という関係と筋線維伝導速度におけるMVC≒*Rapid*という関係は矛盾しない。この傾向は，本研究のシミュレーションにおいても認められた。つまり，発揮力が顕著に小さく，活動参加数が少ない*Rapid80*モデルと，発揮力が大きいMVCモデルとの間の筋線維伝導速度に差が見られなかった。また，同じ*Rapid*シミュレーション（*Rapid101*と*Rapid80*）間でも，活動参加数の違いは筋線維伝導速度に反映されなかった。これらは，筋線維伝導速度を求めるための相互相関関数法が，「筋線維伝導速度を，活動参加MUの平均的な値として推定する方法」となることが原因の一つであると考えられる。したがって，筋線維伝導速度の分析方法も含めて，MU活動参加数や活動参加順についてさらに検討する余地が残されている。

4-2. シミュレーション結果からみたRapid時のMU発火

発火モデルタイプ別にMVCモデルとの対比で見ると、いずれのRapidモデルも筋張力の割に表面筋電位振幅は大きかった（図10）。本研究のRapidシミュレーションにおいても、表面筋電位振幅は対筋張力比で、MVCの1.9倍（rnd1）、2.8倍（sync1）、1.9倍（rnd2）、1.7倍（sync2）、2.3倍（dbl）であった。また、Rapidモデルの中では、ランダム発火より同期発火の表面筋電位振幅の方が大きかった。これは、Yaoら²⁴⁾の、MU発火の同期によって表面筋電位振幅が増大するというシミュレーションを用いた研究と同様の結果である。また、シミュレーション研究結果として、同期発火により表面筋電図の周波数成分が低域にシフトすると報告されているが²⁵⁾、Rapid時の中央周波数は変わらなかった。これは、計測結果¹⁾と一致する現象であるが、その原因である実際のMU活動参加やMU発火パターンの詳細について、5つのモデルタイプによるシミュレーションを通して述べることは容易ではない。ただし、グループⅠが発揮力の割に振幅が大きいという点で判断すると、本研究の範囲内では同期発火あるいは二重発火のMU活動で説明でき、それに対してグループⅡはランダム発火で説明できる。

一方、シミュレーション結果と計測結果との対比で、発火頻度、あるいは二重発火の発火間隔の妥当な値を判定することは一段と困難である。例えば、図11の中央周波数において、5050（Sタイプ50Hz、Fタイプ50Hz）と7040の判別はその可能性が残るものの、4040や5040との判別は可能性が低い。一方で例えば、6030、7040、7070の間の判別も同様に可能性が低い。しかしながら、表面筋電位振幅にFタイプ発火頻度の影響が同われ、二つのパラメー

タを用いた推定の可能性の検討が今後の課題といえる。二重発火は活動初期の現象であるため、短時間の急激な収縮とはいえ、表面筋電図全体への影響として現れにくいと考えられる。ただし、表面筋電位振幅において、二重発火間隔の影響が比較的大きく見られたことから（図12）、二重発火以後の発火頻度との相互の影響、つまり、先発MUの発火間隔と後発MUの二重発火間隔の互いの影響が推察できる。これについては、Keenanら²⁶⁾の報告のように、振幅キャンセルも考えられ、今後、焦点を絞った検討が必要といえる。

4-3. 表面筋電位モデルと表面筋電位変数について

多数のMU活動が重なり合った表面干渉波形からのMU活動電位の分離が容易でない以上²⁷⁾、本研究のようなシミュレーションを利用して実際のMU活動について演繹することが、MU活動を知るための数少ない方法の一つであるといえる。

本研究では、シミュレーションによる演繹から、相対的なMU活動参加数やMU活動参加順に関する推定の可能性が示唆された。しかしながら、これらは全てモデルの妥当性に依存している。本研究で用いたモデル^{17,18)}の他にも多数のモデルが報告されている一方、近年では、導電率の異なる皮下組織や皮膚層を考慮したフィルタ関数による方法^{28,29)}が紹介されている。また、計算時間の点で不利ではあるが有限要素法による計算報告^{30,31)}もあり、このような手法による計算結果との比較も今後の課題となる。

一方、本研究では表面筋電位変数として、平均整流値ARV、中央周波数MDF、そして筋線維伝導速度の3つのパラメータを利用した。

Farina ら³²⁾ は、周波数に関するパラメータと筋線維伝導速度から、MU の活動参加戦略を推定することができることを報告しており、本研究の分析手法を指示するものである。しかし、本手法で MU 活動の発火頻度や二重発火間隔に関する情報を抽出することはかなり困難であることも明らかとなっており、同様な変数を求めるにしても異なる方法（ウェーブレット等）を利用する、あるいは本研究で用いなかったその他の変数（高次統計、非線形手法³³⁾）を利用する等の検討が必要である。

まとめ

急激な力発揮時の表面筋電位振幅、表面筋電位波形の周波数、筋線維伝導速度に関する現象を、シミュレーションにより運動単位の活動参加と発火パターンの点から検討した。シミュレーションは、活動参加 MU 数、発火頻度、発火パターンといった条件を変えて最大随意収縮（MVC）と急激な力発揮（Rapid）について行った。その結果、Rapid において発揮力の割に表面筋電位振幅が大きい、発揮力が異なっても筋線維伝導速度に差がない等の現象が再現できた。そして、表面筋電位変数から、Rapid 時の活動参加数は MVC より少ないこと、ただし、F タイプの優先的な活動参加が考えられること、発火パターンとしては同期発火あるいは二重発火の可能性が示唆された。一方、発火頻度や二重発火間隔に関する情報を抽出することは困難であることが示唆された。

参考文献

- 1) 齋藤健治, 細谷 聡, 増田 正, 岡田守彦: 急激な等尺性肘屈曲力発揮時の上腕二頭筋表面筋

電図の特徴, (投稿中)

- 2) 齋藤健治, 大山卞圭梧, 山田 洋, 細谷 聡, 岡田守彦, 増田 正 (2010) トルク推定からみた動的収縮時表面 EMG 正規化に有効な静的 MVC の実施関節角度, 人間工学, 46(4), 259-266.
- 3) Desmedt, J. E. and Godaux, E. (1977) Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man, *Nature*, 267, 717-719.
- 4) Desmedt, J. E. and Godaux, E. (1977) Ballistic contractions in man: Characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle, *J. Physiol.*, 264, 673-693.
- 5) Desmedt, J. E. and Godaux, E. (1978) Ballistic contractions in fast or slow human muscles: discharge patterns of single motor units, *J. Physiol.*, 285, 185-196.
- 6) Garland, S. J. and Griffin, L. (1990) Motor unit double discharges: statistical anomaly or functional entity? *Can. J. Appl. Physiol.*, 24(2), 113-130.
- 7) Enoka, R. M. and Fuglevand, A. J. (2001) Motor unit physiology: some unresolved issues, *Muscle Nerve*, 24, 4-17.
- 8) Yoneda, T., Oishi, K., Fujikura, S. and Ishida, A. (1986) Recruitment threshold force and its changing type of motor units during voluntary contraction at various speeds in man, *Brain Res.*, 372, 89-94.
- 9) Mellah, S., Rispal-Padel, L. and Riviere, G. (1990) Changes in excitability of motor units during preparation for movement, *Exp. Brain Res.*, 82, 178-186.
- 10) Stålberg, E. and Thiele, B. (1975) Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscles- Single fibre electromyographic study in normal subjects at different ages, *J. Neurol. Neurosurg. Psych.*, 38, 874-880.

- 11) Clamann, H. P. (1970) Activity of single motor units during isometric tension, *Neurol.*, 20, 254-260.
- 12) Milner-Brown, H. S., Stein, R. B. and Yemm, R. (1973) Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions, *J. Physiol.*, 230, 371-390.
- 13) Fuglevand, A. J., Winter, D. A. and Patla A. E. (1993) Models of recruitment and rate coding organization in motor units pools, *J. Neurophysiol.*, 70, 2470-2488.
- 14) Riek, S. and Bawa, P. (1992) Recruitment of motor units in human forearm extensors, *J. Neurophysiol.*, 68, 100-108.
- 15) Bawa, P. and Stein, R. B. (1976) Frequency response of human soleus muscle, *J. Neurophysiol.*, 39, 788-793.
- 16) Bigland, B. and Lippold, O. C. J. (1954) Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle, *J. Physiol.*, 125, 322-335.
- 17) Lynn, P. A., Bettles, N. D., Hughes, A. D. and Johnson, S. W. (1978) Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 16, 651-660.
- 18) Saitou, K. Masuda, T. and Okada, M. (1999) Depth and intensity of equivalent current dipoles estimated through an inverse analysis of surface electromyograms using the image method, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 37, 720-726.
- 19) 斎藤健治, 増田 正, 岡田守彦 (2006) 表面筋電位から推定する運動単位の構造, *バイオメカニズム* 18, 199-208.
- 20) Plonsey, R. (1974) The active fiber in a volume conductor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-21, 371-381.
- 21) 斎藤陽一 (1975) 筋電図データの計量解析, *神経進歩*, 19, 1172-1220.
- 22) McGill, K. C. and Dorfman, L. J. (1984) High-resolution alignment of sampled waveforms, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-31, 462-468.
- 23) Masuda, T. and De Luca, C. J. (1991) Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1, 116-123.
- 24) Yao, W., Fuglevand, A. J. and Enoka, R. M. (2000) Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions, *J. Neurophysiol.*, 83, 441-452.
- 25) Weytjens, J. L. F. and van Steenberghe, D. (1984) The effects of motor unit synchronization on the power spectrum of the electromyogram, *Biol. Cybern.*, 51, 71-77.
- 26) Keenan, K. G., Farina, D., Merletti, R. and Enoka, R. M. (2006) Amplitude cancellation reduces the size of motor unit potentials averaged from the surface EMG, *J. Appl. Physiol.*, 100, 1928-1937.
- 27) De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, D. And Nawab, S. H. (2006) Decomposition of surface EMG signals, *J. Neurophysiol.*, 96, 1646-1657.
- 28) Farina, D. and Rainoldi, A. (1999) Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: a simulation study, *Med. Eng. Phys.*, 21, 487-496.
- 29) Farina, D. and Merletti, R. (2001) A novel approach for precise simulation of EMG signal detected by surface electrodes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48, 637-646.
- 30) Lowery, M. M., Stoykov, N. S., Taflove, A. and Kuiken, T. A. (2002) A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 49(5), 446-454.
- 31) 斎藤健治, 増田 正 (2007) 表皮および真皮の表面筋電位への影響, *佐賀大学理工学部集報*, 36(2), 39-44.
- 32) Farina, D., Fosci, M. and Merletti, R. (2002) Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables, *J. Appl. Physiol.*,

- 92, 235–247.
- 33) Farina, D., Fattorini, L., Felici, F. and Filligoi, G. (2002) Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization, *J. Appl. Physiol.*, 93, 1753–1763.