

論文

Karhunen-Loève 展開を用いた筋活動状態評価法への Motor Unit 発火
パターンの影響

中村 亨弥^{†*} 金子 秀和^{††} 木竜 徹[†] 鈴木 慎也^{††}
齊藤 義明[†]

Influence of Motor Unit Firing Patterns on Evaluation of Muscle Activities
by Karhunen-Loève Expansion

Yukihiro NAKAMURA^{†*}, Hidekazu KANEKO^{††}, Tohru KIRYU[†], Shinya S. SUZUKI^{††},
and Yoshiaki SAITOH[†]

あらまし リハビリテーションやスポーツ科学といった分野では、オーバートレーニングによる障害を避けつつ最大の訓練効果を得るために筋疲労状態を的確に知ることが重要である。この際に、表面筋電図は無侵襲で手軽に計測できるため、そこから算出される筋電図評価パラメータが評価に広く用いられている。しかし、筋疲時とそれを模して意図的に筋張力を減少させた場合には評価パラメータの変化が類似しているために、両者の判別は容易ではない。このような筋活動状態の違いが検出可能な方法として、筆者らは過去に筋電図評価パラメータ時系列を Karhunen-Loève (KL) 展開する方法を提案したが、この KL 展開法によって得られる解析結果が反映している生理的条件について十分に検討していなかった。本論文では Motor Unit (MU) の発火パターンを様々な変更できる表面筋電図シミュレーションモデルを用い、MU の発火パターンが KL 展開法の解析結果に与える影響を明らかにしようとした。その結果、複数の MU における発火確率の脈動やそれに付随する間欠的な MU リクルートメントによって、筋疲労状態と同様の解析結果が再現されることがわかった。

キーワード 表面筋電図, Motor Unit 発火パターン, Motor Unit リクルートメント, 計算機シミュレーション, Karhunen-Loève 展開

1. ま え が き

リハビリテーションやスポーツ科学の分野では、失われたり衰えたりした身体機能を補うためや、より高い運動機能を得るために筋力トレーニングが欠かせない。しかし、トレーニングの強度が低すぎた場合には効果が少なく、逆に高すぎる場合には残された運動機能を疲弊させ、更には新たな障害を生じる原因にもなり得る。したがって、このようなオーバートレーニングによる障害を避けつつ最大の訓練効果を得るためには

筋疲労状態を的確に知ることが重要である。

表面筋電図は無侵襲で手軽に計測できるため、このような目的に広く用いられる。通常は計測した表面筋電図信号を直接解析の対象とすることはまれであり、筋電図信号から評価パラメータを算出して筋活動状態を評価する。筋電図評価パラメータとしては、振幅指標の平均化整流値 (Average Rectified Value; ARV) や RMS (Root Mean Square) 値, 周波数指標の平均周波数 (Mean Power Frequency; MPF) やメジアン周波数 (Median Frequency; MF), その他の指標として伝導速度 (Conduction Velocity; CV) 等がある。これら評価指標間の関係については、筋活動単位 (Motor Unit; MU) のリクルートメントと MF の関連 [1], 筋張力と CV との関係 [2], [3], 筋疲労に伴う各種評価指標の変化 [4] 等の多くの報告がなされている。

従来、筋疲労が MPF や CV の低下を伴うことから、これら筋電図評価パラメータの緩やかな変動 (トレン

[†]新潟大学大学院自然科学研究科, 新潟市

Graduate School of Science and Technology, Niigata University, 8050 Ikarashi 2no-cho, Niigata-shi, 950-2181 Japan

^{††}産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門, つくば市

Institute for Human Science and Biomedical Engineering, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 1-1-1 Higashi, Tsukuba-shi, 305-8566 Japan

* 現在, 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門

ド)に基づいて筋疲労状態を検出しようとしていた。しかし、筋疲労に伴う筋張力低下過程と、それを模した意図的な筋張力の減少過程とでは、両者の筋電図評価パラメータの変化が類似している場合があるために、筋活動状態の違いを判別することが容易ではなかった。

これに対して筆者らは、2チャンネルの表面筋電図信号から推定されたARVとMPFの時系列に対してKarhunen-Loève (KL)展開を適用することにより、筋疲労による筋張力低下過程と意図的な筋張力減少過程とでの筋活動状態の違いが区別できることを示した[5]。このような筋活動状態の違いを生ずる生理的要因としては、筋活動電位の筋線維上での伝搬速度の変化と筋を構成するMUの発火パターンの変化の二つが考えられる。そこで、計算機シミュレーションによってこれら二つの生理的条件を様々に変化させた表面筋電図信号を生成し、KL展開法の解析結果に与える影響を調べようとした。その結果、KL展開による解析法は解析区間内での筋活動評価パラメータ時系列の分散を評価しているため、筋疲労に伴う筋張力低下過程で緩やかに起こっている伝搬速度の変化の影響を受けにくいことがこれまでにわかっている[6]。

本論文では、MU発火パターンの変化がKL展開法の解析結果に与える影響について調べる。具体的には、意図的な筋張力減少過程に比べて筋疲労に伴う筋張力低下過程では筋張力信号の低周波成分が増加することから、そのような変化を引き起こすMU発火パターンの変化をシミュレーションモデルに組み込み、筋疲労による筋張力低下過程で得られるKL展開法の解析結果について検討を行った。

2. KL展開による筋活動評価法

本評価法による解析は、表面筋電図信号から表面筋電図評価パラメータ時系列を算出し、その評価パラメータ時系列に対しKL展開を適用して固有値や固有ベクトルの時系列を得ることにより行われる。

表面筋電図評価パラメータには、ARVとMPFを用いた。時刻 t におけるARVとMPFは、

$$arv(t) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} |s(t+\tau)| d\tau \quad (1)$$

$$mpf(t) = \int_{f_L}^{f_H} f P(f, t, T) df / \int_{f_L}^{f_H} P(f, t, T) df \quad (2)$$

のように定義される。ここで T は解析区間長、 $s(t)$ は双極導出表面筋電図信号、 τ は解析区間内の局所時

刻、 f は周波数、 f_L と f_H は周波数範囲、 $P(f, t, T)$ は $s(t+\tau)$ ($-T/2 \leq \tau \leq T/2$) をフーリエ変換して得たパワースペクトルである。この解析区間を一定時間間隔 δ_f で移動しながらARVとMPFの算出を行うことにより、これらの時系列が得られる。

このようにして得られたARVとMPFの時系列は単位や値の大きさが違い、そのままKL展開を行うには適さないため、前もって次のような標準化を行う。

$$q = (y - \bar{y}) / \sigma_y \quad (3)$$

ただし、 \bar{y} と σ_y は個々のARVやMPFの時系列の基準区間での平均と標準偏差である。以下これを標準化評価パラメータと呼ぶ。なお、基準区間は筋活動の初期状態としての意味があるので、筋活動状態が大きく変化しない区間を選択する。

KL展開は、標準化評価パラメータ時系列を m サンプルで区切ったものを考え、ブロックと定義し、このブロックごとに行う。ブロックすなわち標本行列 \mathbf{S} は次式のようになる。

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} q_{1,1} & q_{1,2} & \cdots & q_{1,m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ q_{2n,1} & q_{2n,2} & \cdots & q_{2n,m} \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで、 n チャンネルの表面筋電図信号を計測した場合、ARVとMPFの時系列がそれぞれ n 系列であるため、 \mathbf{S} 内の標準化評価パラメータ時系列の数は $2n$ となる。 \mathbf{S} から分散共分散行列 \mathbf{R} を算出し、ヤコビ法[7]によって \mathbf{R} の固有値分解を行い、固有値 ($\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_{2n}$) 及び固有ベクトル ($\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_{2n}$) を得る。また、第 j 固有ベクトル \mathbf{v}_j の k 番目の標準化評価パラメータに対する因子負荷量 $l_{j;k}$ は次の通りとする。

$$l_{j;k} = \mathbf{v}_{jk} \sqrt{\lambda_j} / \sqrt{\sigma_k^2} \quad (5)$$

なお、 \mathbf{v}_{jk} は第 j 固有ベクトル \mathbf{v}_j の k 番目の要素で、 σ_k^2 は k 番目の標準化評価パラメータのブロック内での分散である。実際の評価には次に示す、各固有ベクトルのARVあるいはMPFに対する因子負荷量の絶対値の平均と両者の重心を用いた。

$$L_{j;prm} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |l_{j;prm, ch, k}| \quad (6)$$

prm は ARV または MPF

$$G(L_j) = L_{j;ARV} - L_{j;MPF} \quad (7)$$

ブロックを一定時間間隔 δ_b で移動しながら KL 展開を行うことにより、最終的に $L_{j;ARV}$ と $L_{j;MPF}$ 及び $G(L_j)$ ($j = 1, 2, \dots, 2n$) の時系列が得られる。

3. 観測信号に対する解析結果

健常な成人男性 5 名を被験者として、右足のかかとを支点としたつま先上げ動作を行わせ、前脛骨筋等尺性収縮時の表面筋電図計測を行った。実験プロトコルは、筋疲労に伴う筋張力低下を模した意図的な筋張力の減少過程（以下 Ramp Down Contraction で RDC と略）と筋疲労に伴う筋張力低下過程（以下 Sustained Fatiguing Contraction で SFC と略）の 2 種類とした。RDC は 70% 最大随意収縮 (% Maximum Voluntary Contraction; % MVC) から 20% MVC まで $-1\% \text{ MVC/s}$ で筋張力を低下させ、SFC は 70% MVC を最大限維持するようにした。RDC の際には、現在の筋張力の変化と目標張力とを同時にデジタルオシロスコープの画面上に提示し、被験者は筋張力と目標

張力との変化が一致するよう努力する。計測は RDC, SFC の順でそれぞれ 3 回ずつ連続して行い、計測間に十分な休憩時間を設けることで SFC による疲労の蓄積を回避した。

電極には電極間隔 1 cm の 4 線アクティブ表面電極を用い、生体信号用増幅器を周波数帯域 1.6~1000 Hz, 増幅度 60 dB に設定し、2 チャンネル分の双極導出表面筋電図信号を計測した。表面筋電図信号は、生体信号用増幅器の出力を標準化周波数 5 kHz で A-D 変換して収集した。

評価パラメータ時系列は、 $T=0.2048$ 秒 (1024 サンプル), $\delta_f=0.1$ 秒 (500 サンプル), $f_L=10$ Hz, $f_H=210$ Hz という条件で算出した。標準化のための基準区間は、筋活動が活発でしかも筋疲労の影響が少ないと考えられる 1 回目の SFC の初期 10 秒間とした。KL 展開は 2 チャンネル分の ARV と MPF とを対象に ($n=2$), $m=2.4$ 秒 (24 サンプル), $\delta_b=0.1$ 秒 (1 サンプル) で行った。

図 1 は同一被験者から得られた表面筋電図信号を

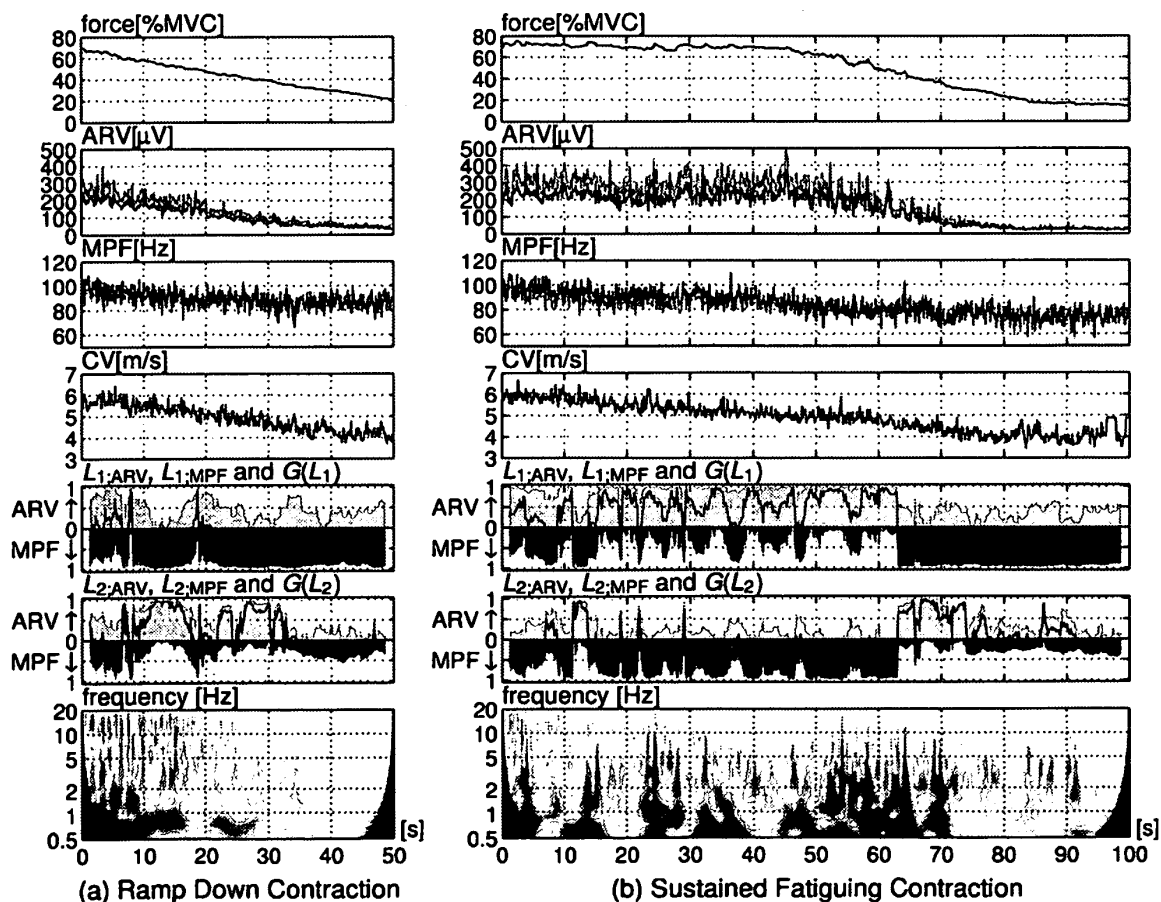


図 1 実際の表面筋電図信号に対する解析結果
Fig. 1 Analysis of observed surface EMG signals.

解析した結果の一例である。図の左列が RDC, 右列が SFC の結果であり, 上から順に筋張力, ARV, MPF, CV, 第 1 及び第 2 固有値に対応する $L_{j;ARV}$ と $L_{j;MPF}$ と $G(L_j)$ ($j=1, 2$) の時系列, そして筋張力の時間周波数分布である。なお, 横軸はすべて時刻で, ARV と MPF については 2 チャンネル分を重ね描きしている。また, KL 展開法の解析結果については, 淡色の領域が $L_{j;ARV}$ を, 濃色の領域が $L_{j;MPF}$ を, 折れ線が $G(L_j)$ を示している (いずれも $j=1, 2$)。第 3 及び第 4 固有値に関しては, 今回注目している筋活動が活発な期間にこれといった特徴が見られず, 寄与率は最大でも 5~10%程度で, 平均的には 1%未満であったため割愛した。筋張力信号の時間周波数分布の推定にはウェーブレット変換を用い, 核関数にはガボール関数を採用した。図では時間周波数成分の大きい部分を濃く表示している。

図 1 では, MPF と CV に RDC と SFC との間で特に違いが見られない。また, ARV も RDC の 15 秒付近と SFC の 60 秒付近のように筋張力がほぼ等しい部分で比較した場合には明確な差は見出せない。しかし $G(L_1)$ では, 63 秒付近の筋疲労による急速な筋張力低下 (降伏点) の前までは, ほぼ一貫して ARV 側にあるという点で違いが顕著である。また, $G(L_1)$ と $G(L_2)$ では互いに逆の動きをしているが, 今回 KL 展開に使用したパラメータが ARV と MPF の 2 種類であったためと考えられる。このような傾向は, 全被験者の全データについて見られたので, 以後の筋活動評価では主として $G(L_1)$ に注目する。

図 2 に全被験者の結果をまとめたものを示す。図は上から, ARV の増加率, MPF の上昇率, $G(L_1)$ のそれぞれの平均値と ± 1 標準偏差, そして $G(L_1) > 0$ であった区間の比率を示している。ここで, (i)~(v) は被験者番号であり, 淡色のバーが RDC を, 濃色のバーが SFC を示している。ARV や MPF の上昇率を求めるための初期値には, 標準化に用いた基準区間の平均値を使用した。また, 平均値と標準偏差の計算は被験者ごとに RDC と SFC それぞれ 3 回分のデータのうち, RDC では 15~40 秒を, SFC では 20~70 秒の区間を切り出して行った。ただし, 途中で筋張力が大きく変化したり, SFC で 70 秒以前に筋疲労による筋張力の降伏点が生じたりした場合には, それ以降の区間のデータは除外した。

図 2 から, ARV や MPF の増加率は被験者間の差が大きいため SFC の特徴を見出すことは困難であるが,

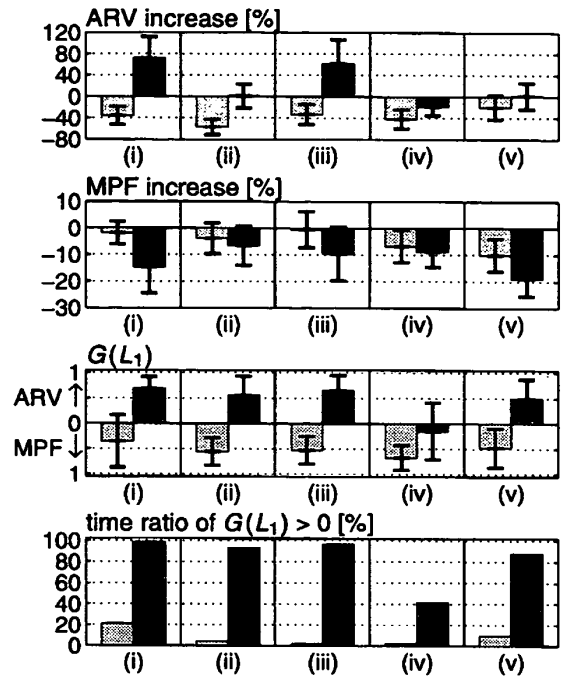


図 2 実表面筋電図信号における ARV と MPF の増加率と $G(L_1)$ の平均値及び $G(L_1) > 0$ となる区間の比率

Fig. 2 Increase of ARV and MPF, mean of $G(L_1)$, and time ratio of $G(L_1) > 0$ in observed surface EMG signals.

$G(L_1)$ の平均は被験者 (iv) を除いて SFC では正值つまり ARV 側となることからわかる。また $G(L_1) > 0$ となる区間の比率を見ると, 被験者 (iv) でも RDC よりも SFC で $G(L_1)$ が正值をとる区間の比率が大きいが, 筋疲労による降伏点の前のように筋活動が活発であるときに $G(L_1)$ が正值をとる, すなわち ARV 側に傾く傾向が強くなると考えられる。このことから, 本論文の後半で行うシミュレーション信号の評価には, $G(L_1)$ の平均値及び $G(L_1) > 0$ となる区間の率を用いることにする。

$G(L_1)$ が正值をとる状態とは KL 展開を行うブロック内で ARV の分散が MPF の分散よりも大きいことを意味している。一般に ARV は筋張力と高い相関をもつことから, その影響は筋張力の変動として現れていると考えられる。図 1 の筋張力信号の時間周波数分布を見ると, RDC の先頭 20 秒間や SFC の先頭 5 秒間では 10 Hz 以上の張力調整によるものと思われる成分がわかるが, 両者には大きな違いはない。しかし, RDC の 20 秒以降に比べて SFC の 20~70 秒の間では 2 Hz 付近の成分が大きくなっている。このような筋張力の変動は SFC で観察される足の震えと関係

があると思われ、恐らく、そのような周期で MU の発火密度が変化していることが予想される。

以上から、本手法で $G(L_1)$ が正值をとることは、筋疲労状態を表していると考えられる。また、表面筋電図の応用においては、筋疲労の検出が確実にできることが重要である。そこで、SFC における $G(L_1)$ が正值をとる状態のシミュレーションを行い、その生理的要因を探る。

4. シミュレーション

4.1 モデル

表面筋電図シミュレーションは、MU の発火情報をもとに筋線維上の電位分布を計算し、各筋線維上から表面電極までの体積伝導体の伝達特性によって減衰した電位を加算し、これを逐次算出することにより行う。基本的な考え方は、Fuglevand ら [8] や Merletti ら [9] と同様であるが、今回行うシミュレーションは複数の MU における発火分布の状態に注目することや、単一筋線維の活動電位 (Single Fiber Action Potential; SFAP) に生理実験によって得た実際の電位波形を用いるという点で、これらの報告とは異なっている。

シミュレーションでは次のような前提条件を設けた。

(i) SFAP は伝搬に際し減衰しない (不減衰伝導)。 (ii) SFAP は神経終板から筋の両端に向かって線対称形に伝搬する (両方向性伝導)。 (iii) ある筋線維の興奮は他の筋線維の興奮を引き起こさない (絶縁伝導)。 (iv) すべての筋線維の物理的形状は直線形で相互に平行に位置する。 (v) SFAP が伝搬する速度は筋線維上の位置によって変化しない。 (vi) 信号源と電極との間の媒質は均質かつ等方性とする。 (vii) 複数の電極は筋線維走行方向に沿って配置する。 (i)~(iii) は生理学における興奮伝導の原則である [10]。 (iv)~(vi) は表面筋電図シミュレーションのために解剖学的及び生理学的知見にもとづき簡略化を行うものである [8], [9]。 また、(vii) は 3. の生理実験と条件をそろえるためにこのようにした。この結果、図 3 に示すように座標系を円筒座標 (x, r, ϕ) とし、 x 軸を皮膚表面上の表面電極を通り筋線維と平行な向きに設定することによって、角度要素 ϕ を考慮する必要がなくなり、 x 軸と筋線維と電極との間の距離である d 軸からなる平面座標系とすることが可能となる。

計算の手順は、はじめに MU を代表する筋線維の SFAP 波形 $f(t, x_{ep})$ と筋線維上での伝搬速度 v 及び MU の i 番目の発火時刻 $I(i)$ 、神経終板の位置 x_{ep} を

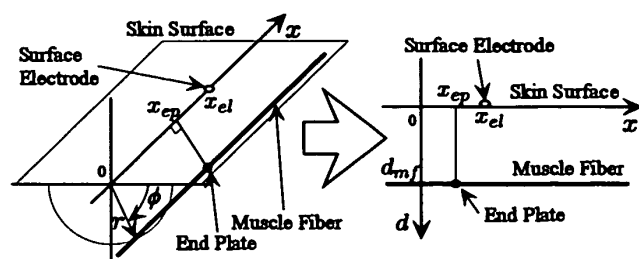


図 3 座標系の設定
Fig. 3 Coordinate transformation.

もとに筋線維上の電位分布

$$e_{mf}(t, x) = \sum_i f\left(t - I(i) - \frac{|x - x_{ep}|}{v}, x_{ep}\right) \quad (8)$$

を算出する。続いて皮膚表面から筋線維までの距離と電極位置や MU に関する条件からインパルス応答関数 $h_{mu;el}(t, x)$ を算出し、

$$E_{mu;el}(t) = \int h_{mu;el}(t, x) \otimes e_{mf}(t, x) dx \quad (9)$$

として電極 el において観察される単一 MU_{mu} による単極導出表面筋電図信号 $E_{mu;el}(t)$ を得る。なお、 \otimes はコンボリューションであり、積分は筋線維全体にわたって行う。全 MU について $E_{mu;el}(t)$ を算出し積算することにより、電極 el において観察される単極導出表面筋電図信号 $E_{el}(t)$ が得られる。更に複数の異なる電極から観測される電位の差分から双極導出表面筋電図信号を作成する。また計測系の雑音等を考慮して、作成した表面筋電図信号には雑音成分を付加した。

$h_{mu;el}(t, x)$ には Lindström らによるモデル [11] を用いた。このモデルによれば $h_{mu;el}(t, x)$ の周波数特性 $H(\omega)$ は次のように表される。

$$H(\omega) = \frac{F_{el}(\omega)}{2(\omega a/v)^2 K_0^2(\omega a/v)} \times \{R(s, Q, u_{min}) - R(s, Q, u_{max})\} \quad (10)$$

$$R(s, Q, u) = Q(1+s^2)u^2 \{K_1^2(u) - K_0^2(u)\} + s^2 Q K_0^2(u) + s^2 u^2 \left\{ K_0^2(u) + \frac{2}{u} K_0(u) K_1(u) - K_1^2(u) \right\}$$

$$Q = 1 + (N - 1) \exp(-\omega^2 \sigma_f^2)$$

$$s = \omega \sigma_r / v, \quad u = \omega r / v$$

ここで a は筋線維の半径、 N は MU を構成する筋線維数、 r_{min} と r_{max} と σ_r はそれぞれ MU 内の筋線維

上の点から電極までの距離の最小値と最大値と標準偏差, σ_f は MU を構成する筋線維ごとの発火時刻差の標準偏差, K_ν は ν 次の変形ベッセル関数である. $F_{el}(\omega)$ は電極によるフィルタ効果を表しており, 電極間隔が D の双極電極の場合には,

$$F_{el}(\omega) = \sin(\omega D/v) \quad (11)$$

のようになる.

4.2 MU 発火トレインの生成

図 1 における SFC の筋張力信号の時間周波数分布では, 20~70 秒の区間で 2 Hz 付近の成分が増加していた. このような筋張力の変動は複数の MU が群を形成して, その群内の MU が相互に比較的近いタイミングで発火することによって生じているものと予想される. そこで今回のシミュレーションでは MU 発火トレインとして, MU が群を形成せずにすべての MU が相互に無関係に活動する場合と, MU が群を形成して同一群内の MU は相互に比較的近いタイミングで活動する場合の 2 通りを考えることにした.

各 MU の発火トレイン $I(j)$ ($j = 0, 1, \dots$) は,

$$\begin{cases} I(0) = W_0 \overline{\text{IPI}} \gamma(g) + \overline{\text{IPI}} \{1 + W \gamma(g)\} / 2 \\ I(j) = I(j-1) + \overline{\text{IPI}} \{1 + W \gamma(g)\} \quad (j \geq 1) \end{cases} \quad (12)$$

とした. ここで, $\overline{\text{IPI}}$ はその MU の発火間隔 (Inter-Pulse Interval; IPI) の平均値, W と W_0 と g は IPI の揺らぎ幅を決める定数であり, $\gamma(g)$ は IPI に揺らぎを与えるための関数で, 次式のようにした.

$$\gamma(g) = \{\Gamma_r(g) - g\} / \sqrt{g} \quad (13)$$

$\Gamma_r(g)$ は平均値が g となるガンマ分布の乱数である.

MU が群を形成する場合の発火トレインは, MU 群内の一つの MU について, 式 (12) に従って主となる発火トレインを生成し, これを $I_m(j)$ とした後に, 残りの MU については,

$$I_s(j) = I_m(j) + W_s r_s(t) \overline{\text{IPI}}_m \gamma'(g_s) \quad (14)$$

$$\gamma'(g_s) = \{\Gamma_r(g_s) - (g_s - 1)\} / \sqrt{g_s} \quad (15)$$

のように発火トレインを生成した. ここで, $\overline{\text{IPI}}_m$ は $I_m(j)$ の IPI の平均値で, W_s は MU 群内の発火時刻分布の最大幅を決定する定数, $r_s(t)$ は MU 群内での各 MU の発火時刻分布幅を変化させるための関数であ

表 1 MU 種別特性

Table 1 Characteristics of MU types.

MU Type	FF	FI	FR	S
構成比 [%]	2	6	18	74
MU 内筋線維数	750	600	500	450
平均発火頻度 [Hz]	48	32	26	16
平均伝搬速度 [m/s]	4.3	4.1	3.8	3.4
平均張力寄与率 [% MVC/MU]	12	3.6	1.3	0.42

る. この W_s や $r_s(t)$ が小さい値をとるほど MU 群内の発火時刻分布幅が狭くなり, その結果, 発火確率密度が高くなる, つまり, MU の発火が同期的となる.

4.3 条 件

MU は収縮速度や疲労耐性といった観点から, Fast Fatigable (FF), Fast Intermediate fatigue resistant (FI), Fast fatigue Resistant (FR) そして Slow (S) とに分類されるが, それらの構成比, MU を構成する筋線維数, 発火頻度等は表 1 に示す通りとした [12]~[17]. なお, MU の構成比は前脛骨筋を想定し, MU の総数は後述する張力低下時に新規リクルートされるものを除いて 100 とした. MU の深さは, 4.0 mm から 1.0 mm 刻みで 13 mm までの 10 通りとし, MU 種ごとに均等に分布させた. すべての MU において, MU 内での筋線維分布の深さの標準偏差は 0.5 mm に, 神経終板の絶対位置は 0 mm, 筋線維の半径は 50 μm , 同一 MU 内の筋線維間の発火時刻の標準偏差は 0 秒とした. なお, これらの値は解剖学及び生理学的見地から見て特異なものではなく, また, 筋活動状態には依存しない静的な変数である. KL 展開法による解析においては, 分散共分散行列を計算する際に解析区間のバイアスが除去されるため, これらのような静的な変数による解析結果への影響はほとんどない.

MU の発火トレインは, MU が群を形成しない場合には $W=0.4$, $W_0=0.25$, $g=4$ とし全 MU について算出した. ただしこの際には筋疲労による張力低下を考慮して -1% MVC/s 相当で張力が変化するように活動している MU 数を減少させた. 一方, MU が群を形成する場合には MU の種類ごとに, S は 6 群, FR は 2 群, FI と FF は 1 群にグループ化し, $W=0.4$, $W_0=0.25$, $g=4$, $g_s=3$ とし, W_s は 1.0, 0.9, 0.8, 0.7, 0.6 の 5 通りの MU 発火トレインを生成した. なお, g と g_s の値は実際の筋活動における IPI-頻度分布形状を参考に, W と W_0 については MU 発火トレインにおいて時間逆転を生じないように設定した. $r_s(t)$ は,

$$r_s(t) = 1 + A \left\{ 1 - B \sin^{2p} (2\pi(f_m/2) t) \right\} \quad (16)$$

$$A = \begin{cases} 0 & (0 \leq t < t_1) \\ \eta (\zeta \overline{IPI})^\rho \frac{t - t_1}{t_2 - t_1} & (t_1 \leq t < t_2) \\ \eta (\zeta \overline{IPI})^\rho & (t_2 \leq t) \end{cases}$$

$$B = 0.6, \quad p = 6, \quad f_m = 2.0[\text{Hz}],$$

$$t_1 = 10 \text{ 秒}, \quad t_2 = 40 \text{ 秒},$$

$$\eta = 0.7, \quad \zeta = 100, \quad \rho = -1.5$$

とした。また、MU が群を形成しない場合と同様に活動している MU 数を減少させた。新規にリクルートされる MU は、MU が群を形成しているか否かにかかわらず 3 群で各群 4 個とし、式 (16) が極小値をとる部分で間欠的に活動するようにした。それらの MU のリクルートメント時刻は 15 秒、23 秒、31 秒付近とし、特性は表 1 の FF に準じた。なおこれらの値は、IPI-頻度分布形状が実際の筋活動に近くなるように、また、MU 発火トレインが時間逆転を生ずるような不自然なものとならないように設定した。なお、すべての場合において、生成した MU 発火トレインが生理学的に不自然ではないことを確認した後、シミュレーションに用いた。

SFAP は、健常成人男性の上腕二頭筋内に針電極を刺入して針筋電図を単極導出し、周波数帯域 0.08~10000 Hz、標本化周波数 20 kHz で計測した後、同一 MU の SFAP と思われる部分を 132 個分取り出し同期加算平均したものを用いた (図 4)。なお、SFAP を計測する際の筋張力は活動電位波形の重畳が起きないように 1% MVC 未満の極めて小さなものとしていることや発火が規則的に連続して起きていたことから判断して、この SFAP は S タイプの MU に属する筋線維のものと推定される。SFAP は、脱分極や再分極の過程で発生するものなので、その形状は筋線維の種類

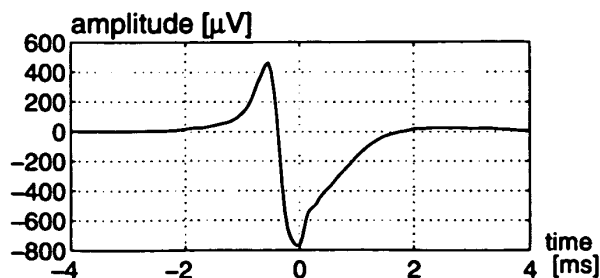


図 4 単一筋線維の活動電位波形

Fig. 4 Waveform of a single fiber action potential.

が異なってもほぼ同様となる。また、表 1 に示すように、異なる種類の筋線維間で伝搬速度には大きな差がない。更に、表面筋電図信号には多数の筋線維の活動電位が重畳していることや、体積伝導体によるフィルタ効果のため高周波成分が大きく減衰することのために、表面電極で観測される電位波形には、筋線維の種類の違いはほとんど現れない。シミュレーションでは、S タイプの MU から得た SFAP を S タイプ以外の MU にも用いたが、この SFAP の流用は、上記の理由から問題とはならないと考えた。

現実の筋電図信号には、計測機器等の雑音が入ることから、生成した信号にもこれに相当するガウス雑音を加えた。今回は SN 比が 40 dB 程度となるように雑音を付加したが、この振幅を変えても KL 展開法による解析結果にはほとんど影響はない [6]。

今回のシミュレーションでは、3. で示した実験条件にもとづき、筋線維走行方向に 1 cm 間隔で 3 個並んだアレー状点電極を用い、隣接する 2 電極間で双極導出した表面筋電図信号を 2 チャンネル分生成した。

5. シミュレーション信号に対する解析結果

図 5 に、シミュレーションにより生成した表面筋電

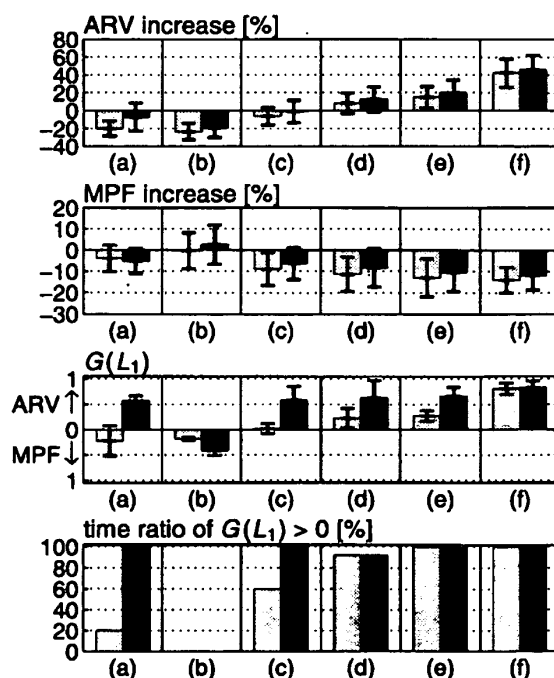


図 5 各条件における ARV と MPF の増加率と $G(L_1)$ の平均値及び $G(L_1) > 0$ となる区間の比率

Fig. 5 Increase of ARV and MPF, mean of $G(L_1)$, and time ratio of $G(L_1) > 0$ in simulated surface EMG signals.

図信号を KL 展開による評価法で解析した結果を示す。(a) は MU が群を形成しない場合、(b)~(f) は MU が群を形成する場合で、順に W_s の値が 1.0, 0.9, 0.8, 0.7, 0.6 となっている。また、淡色のバーは間欠的新規リクルートメントが存在しない場合、濃色のバーはそれが存在する場合としている。図は上から、ARV の増加率、MPF の増加率、 $G(L_1)$ のそれぞれの平均値と ± 1 標準偏差、そして $G(L_1) > 0$ であった区間の比率を示している。これらの値は 41~46 秒の 5 秒間から計算された。なお、ARV と MPF の増加率を算出するための基準値にはそれぞれのデータの 1~6 秒の 5 秒間の平均値を用いた。

図より ARV は W_s が小さくなるほど増加し、その傾向は間欠的新規リクルートメントがある場合でより強い。MPF は W_s が小さくなるほど逆に低下し、(a) 以外では間欠的新規リクルートメントがある場合には MPF の低下が抑制される傾向にある。更に、間欠的新規リクルートメントがある場合には (b) 以外の条件において $G(L_1)$ が ARV 側に大きく偏り、 $G(L_1) > 0$ となる区間の率は 90% 以上の高い値となった。

6. 考 察

本表面筋電図シミュレーションモデルの特徴は、MU 群の形成や発火確率の変動、更にはそれに付随する MU リクルートメントを MU 発火トレインの生成過程で設定できる点である。このシミュレーションモデルで用いた生理的条件のうち、筋線維上の活動電位波形が実測値によるものであることと、MU を構成する筋線維群内での神経終板位置の広がりや考慮していないこと以外は、MU 発火トレインの生成過程で用いた条件も含めて先行研究を参考にしている。筋線維上の活動電位波形として微小針電極で単極導出した実測波形を用いたことは、実際に近い表面筋電図波形を生成するという目的に合っている。また、MU を構成する筋線維群の神経終板が 1 箇所集中していると仮定している点については、体表面の電極位置における電位波形を、神経終板が 10 mm の範囲に一様に分布している場合と比較した結果、大きな違いがなかったので無視できると考えている。これは筋線維から体表面までの体積伝導体の通過周波数帯域幅が、神経終板の広がりや平滑化フィルタとして見たときの帯域幅よりも狭くなるためと考えられる。また本シミュレーションモデルを用いて、従来報告されている MU のリクルートメントやデリクルートメントに伴う振幅の増大や減

少、MPF や CV の上昇や低下といった現象が再現可能であることは別途確認済みである。以上から、今回用いたシミュレーションモデルは妥当なものであると考えている。

本論文では、SFC における $G(L_1)$ が正值をとる状態をシミュレーションにより再現してみた。図 5 において、図 2 の SFC で見られるような $G(L_1)$ や $G(L_1) > 0$ となる区間の比率と同様の状態となっているものは、(a) の間欠的新規リクルートメントがある場合と、(c)~(f) のように W_s が小さくなった結果、MU 群内での発火分布幅が狭くなりそのために発火確率が高くなっていく場合である。この結果から、筋疲労状態では複数 MU の発火確率変動が周期的かつ同期的になることや、その発火確率の脈動に同期するように、間欠的なリクルートメントが発生していることが予想される。

生理学的には、一つの MU を支配する α 運動ニューロンは一つであるが、複数の α 運動ニューロンが上位中枢にあるニューロンや筋や腱等の受容器から共通の入力を多数受けていることがわかっている [18]。そのために共通入力強度が大きいほど、すなわち瞬発的に張力を発生する場合や反射時には、複数の MU が比較的近いタイミングで発火したり、リクルートメントしたりすると考えられる。今回シミュレーションしたような SFC の筋疲労以前では、上記のような共通入力の影響は小さいものと考えられる。しかし筋疲労によって発生張力が小さくなってきた場合には、張力を維持するために α 運動ニューロンへの共通入力強度が増し、複数の MU が比較的近いタイミングで活動したり、新たに MU がリクルートメントしたりする可能性が出てくる。De Luca らは、筋疲労に伴う張力低下を補償しようとする際に 1~2 Hz で張力が変動することを報告しており、その原因は、張力低下を補償するために増加する α 運動ニューロン群への共通入力にあるのではないかとしている [19]。したがって、複数の MU が群を形成したり、SFC 時に複数の MU で発火確率が同期して脈動し、それに付随して間欠的なリクルートメントが発生したりするという考え方は生理学的見地からも矛盾はないと考えている。

SFC の際に被験者は、筋張力の調節を 2 Hz で意識的に行うことはしていない。よって、筋張力振動の原因は筋や腱等の受容器からの α 運動ニューロン群への共通入力によるものと推察される。ところで、2 Hz すなわち 500 ms という周期は、 α 運動ニューロンの

発火から筋までと筋紡錘や腱の受容器の発火から求心性神経を介して脊髄内ニューロンに伝達されるまでの時間がおおむね数十 ms 程度と考えられるのに対して非常に長い。この点については、筋が収縮を始めて実際に張力が発生するまでの遅延 [19] や、受容器自身の周波数特性 [20] が関係しているのではないかと考えている。

7. む す び

Karhunen-Loève 展開を用いた筋活動評価法の結果が示す生理学的要因を知るため、Motor Unit (MU) の発火パターンが変更可能な表面筋電図シミュレーションモデルを用いて生成した表面筋電図信号を解析してみた。その結果、筋疲労状態と同様の解析結果を再現するには、複数の MU における発火確率が同期して脈動することやそれに付随した間欠的な MU のリクルートメントが発生する必要があることがわかった。

文 献

- [1] M. Solomonow, C. Baten, J. Smit, R. Baratta, H. Hermens, R. D'Ambrosia, and H. Shoji, "Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies," *J. Appl. Physiol.*, vol.68, no.3, pp.1177-1185, 1990.
- [2] T. Sadoyama and T. Masuda, "Changes of the average muscle fiber conduction velocity during a varying force contraction," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.67, no.5, pp.495-497, 1987.
- [3] H. Broman, G. Bilotto, and C.J. De Luca, "Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time," *J. Appl. Physiol.*, vol.58, no.5, pp.1428-1437, 1985.
- [4] R. Merletti, L.R. Lo Conte, and C. Orizio, "Indices of muscle fatigue," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol.1, pp.20-33, 1991.
- [5] Y. Nakamura, T. Kiryu, and Y. Saitoh, "Multivariate analysis of multichannel surface myoelectric signals to determine muscular fatigue," *Methods of Information in Medicine*, vol.36, pp.302-305, 1997.
- [6] 中村亨弥, 金子秀和, 木竜 徹, 斉藤義明, "KL 展開を用いた筋活動状態評価法に生理的条件が与える影響," 信学技報, MBE99-174, 2000.
- [7] 戸川隼人, UNIX ワークステーションによる科学技術計算ハンドブック 基礎篇 C 言語版, pp.268-279, サイエンス社, 1992.
- [8] A.J. Fuglevand, D.A. Winter, A.E. Patla, and D. Stashuk, "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: Influence of electrode size and spacing," *Biol. Cybern.*, vol.67, pp.143-153, 1992.
- [9] R. Merletti, L. Lo Conte, E. Avignone, and P. Guglielminotti, "Modeling of surface myoelectric signals — Part I: Model implementation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.46, no.7, 1999.
- [10] 本郷利憲, 廣重 力, 豊田順一, 熊田 衛 (編), 標準生理学 第 4 版, 医学書院, 東京, 2000.
- [11] L.H. Lindström and R.I. Magnusson, "Interpretation of mioelectric power spectra: A model and its applications," *Proc. IEEE*, vol.65, no.5, pp.653-662, 1977.
- [12] P.H. Gardiner and A.E. Olha, "Contractile and electromyographic characteristics of rat plantaris motor unit types during fatigue in situ," *J. Physiol.*, vol.385, pp.13-34, 1987.
- [13] R. Hennig and T. Lømo, "Gradation of force output in normal fast and slow muscles of the rat," *Acta Physiol. Scand.*, vol.130, pp.133-142, 1987.
- [14] K.E. Tansey and B.R. Botterman, "Activation of type-identified motor units during centrally evoked contractions in the cat medial gastrocnemius muscle," *J. Neurophysiol.*, vol.75, no.1, pp.38-50, 1996.
- [15] C.J. De Ruyter, A. De Hann, and A.J. Sargeant, "Fast-twitch muscle unit properties in different rat medial gastrocnemius muscle compartments," *J. Neurophysiol.*, vol.75, no.6, pp.2243-2254, 1996.
- [16] N. Gantchev, A. Kossev, A. Gydikov, and Y. Gerasimenko, "Relation between the motor units recruitment threshold and their potentials propagation velocity at isometric activity," *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.32, pp.221-228, 1992.
- [17] H.P. Clamann, "Motor units and thier activity during movement," in *Handbook of Behavioral Neurobiology*, vol.5, Motor Coordination, ed. A.L. Towe and E.S. Luschei, pp.69-92, Plenum Press, 1981.
- [18] R. Porter and R.N. Lemon, "Corticospinal influences on the spinal cord machinery for movement," in *Corticospinal Function and Voluntary Movement*, pp.122-209, Oxford University Press, 1993.
- [19] C.J. De Luca, R.S. LeFever, M.P. McCue, and A.P. Xenakis, "Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions," *J. Physiol.*, vol.329, pp.129-142, 1982.
- [20] U. Windhorst, T. Kokkoroyiannis, Y. Laouris, and J. Meyer-Lohmann, "Signal transmission from motor axons to group Ia muscle spindle afferents: Frequency responses and second-order non-linearities," *Neuroscience*, vol.59, no.1, pp.149-163, 1994.

(平成 13 年 4 月 16 日受付, 7 月 23 日再受付)



中村 亨弥 (正員)

平 4 新潟大・工・情報卒。平 6 同大学院工学研究科了。現在、産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門において末梢神経系からの信号計測の研究等に従事。



金子 秀和 (正員)

昭 62 新潟大・工・情報卒。平 1 同大学院修士課程了。平 4 同大学院博士課程了。学博。同年工業技術院製品科学研究所(平 5 生命工学工業技術研究所へ改組)入所。以来、神経活動計測技術の開発に従事。現在、産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門。日本神経科学会、計測自動制御学会、IEEE 各会員。



木竜 徹 (正員)

昭 50 新潟大・工・電子卒。昭 52 同大学院修士課程了。同年同大歯学部助手。下顎運動測定装置、咀嚼筋筋電図自動診断の研究に従事。昭 54 同大・工・情報助手、昭 58 同講師を経て、昭 61 同助教授、平 7 同大学院教授、現在に至る。工博。非正常生体信号処理を目的とし、非正常性の特徴分類、時変性パラメータ推定等研究に従事。最近では、動的筋活動の解析を進めている。日本 ME 学会評議員、バイオメカニズム学会、IEEE 各会員。



鈴木 慎也

昭 50 東教大・教・心理卒。昭 52 同大学院修士課程了。昭 59 McMaster 同大学院博士課程了。PhD. UCLA, 三菱化成生命科学研究所, 日本医科大学を経て、平 5 より工業技術院生命工学工業技術研究所主任研究官。平 13 より産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門ニューロバイオニクスグループ・グループリーダー。中枢神経系の生理学的研究に従事。日本生理学会評議員。日本神経科学会・北米神経科学会各会員。



斎藤 義明 (正員)

昭 38 新潟大・工・電気卒。昭 40 北大大学院修士課程了。同年より新潟大学に勤務。昭 46 同助教授、現在、同教授。工博。この間、半導体電子回路、情報処理、ME 機器について研究。最近では生体の各種臓器の高感度計測、安全刺激及びハイパサーミア、無意識計測に興味をもっている。医師、歯科医師との円滑な意志の伝達を目指している。日本 ME 学会、日本ハイパサーミア学会評議員。情報処理学会、日本人工臓器学会、IEEE 各 senior member。