

動的運動時表面筋電図の計測と解析

木竜 徹

新潟大学大学院自然科学研究科

〔受付：平成7年1月15日〕

Measurement and Analysis of Surface EMG during Dynamic Movement

Tohru Kiryu

Graduate School of Science and Technology, Niigata University

[Received: January 15, 1995.]

Key Words: surface EMG, dynamic movement, multichannel measurement, AR model, Karhunen-Loeve expansion.

Abstract: Surface EMG analysis during dynamic movement has a variety of applications, including basic researches, biomechanics, bioengineering, rehabilitation, and sports science. However, we cannot always apply the signal processing methods developed under stationary conditions to EMG signals during dynamic movement. This article, first of all, describes the merits of a multichannel array electrode for measuring surface EMG signals during dynamic movement, to avoid the influences of the innervation zones. Secondly, it shows the analysis of the time-varying autoregressive (AR) parameters of EMG signals and the Karhunen-Loève expansion of multidimensional EMG parameters, to identify the physiological factors that cannot be revealed by the muscle force.

抄録 動的運動時の複雑な生体機能の変化を解析する方法は、生理学、バイオメカニズム、生体工学、リハビリテーション工学、スポーツ科学など幅広い分野に役立つ。しかし、静的運動時で用いられた解析法をそのまま動的運動時の解析にあてはめることはできない。ここでは、最初に、動的運動時表面筋電図計測で問題となる神経支配帯の影響を避ける方法として、多チャンネルアレイ電極が適していることを述べる。次に筋張力から明らかにできない筋活動の生理的要因の解析を目指して、時変性ARモデルパラメータおよび多次元評価指標のKL展開による解析法を説明する。

1. はじめに

スポーツ選手の躍動する筋肉の中では何がおきているのであろうか。これまでにエネルギー代謝、筋骨格系の運動学、筋電図等から解析が試みられ、エネルギー発生メカニズム、筋活動に關与するバイオメカニクスや神経筋システムの概略がわかってきている。しかし、実際の運動時にどの様に筋肉が活動しているのかを直接とらえることは非常に難しい。今回の総説では、最も手軽に利用できる表面筋電図から、動的運動時での筋肉活動の計測と解析法を述べてみたい。

筋活動は、一本の運動神経に支配される幾つかの筋線維による活動を一つの単位として起こる。この単位を、運動単位(MU: Moter Unit)という。運動神経の興奮は、神経インパルスとして、その運動神経が支配する筋線維の神経筋接合部(終板)に到達する。その後、神経筋接合部から筋線維の両端に向かって筋線維膜の電氣的興奮が伝播し、筋張力が発生する。

表面筋電図は、通常、筋肉の皮膚上に貼付した電極によって観測され、各MUの電氣的興奮が時間的・空間的に重ね合わせられたものである。ここで、筋線維や終板の分布等の解剖学的構造は計測結果に影響を与えるので注意が必要である。これまでの数多くの研究の結果、静的な運動時では、筋電図から得られる種々の評価指標と生理学的要因との関係がかなり明らかになってきた¹⁻³⁾。しかし、実際に動的な運動を対象とするスポーツ等の分野では、依然として表面筋電図の振幅値や多チャンネル計測時の各筋活動の協調性に着目した解析が主流であり⁴⁾、生理的要因のダイナミクスは良くわかっていない。この理由のひとつに、静的運動時で用いられた解析法をそのまま動的運動時の解析に持ち込めない事があげられる。

では、動的運動時の筋活動はどの様にして計測したらよいのであろうか。さらに、静的運動時での解析法はどのような条件下で動的運動時の解析にもあてはめられるのか、また、解析結果を評価する際の注意点はどこにあるのか。このような立場から以下の項目について、論じてみたい。

1. 動的運動時の筋活動を計測する場合における、表面筋電図への神経支配帯の影響。神経支配帯の影響を抑えるには多チャンネル計測法が優れていることを示す。

2. 動的運動時表面筋電図の自己回帰モデルによる解析。動的運動時には、自己回帰モデルなどのパラメトリックな推定法が好ましい。この点について解説するとともに、評価上の問題点にもふれる。

3. 動的運動時表面筋電図から得られる多次元評価指

標からの生体機能変化の解析。実際に計測できる評価指標には生体内部の情報が間接的に含まれているはずであると期待されている。この間接的な情報をKL (Karhunen-Loève)展開によってうまく整理することで、生体の内部構造の変化を探る試みを紹介する。

II. どうやって計測するか

動的運動時表面筋電図の計測では、電極と皮膚表面との間を密接に接触できないために起こるアーチファクトや、表面電極と神経終板との相対的位置関係の時間変化等の影響を無視できない。表面筋電図のほとんどは双極の電極構成を用い差動増幅器で計測する(同相で混入する雑音を取り除くため)。アーチファクト除去法は参考文献^{5,6)}で紹介してあるので、ここでは、動的運動時の表面筋電図計測に多チャンネル表面電極を利用する計測法を説明する。

筋電図計測上の要因として、電極と活動している筋線維との位置関係が重要であることは多くの研究者が指摘している。すなわち、電極の近くで活動している筋線維ほど筋電図解析結果に多くの情報が反映されている。動的運動時には、さらに電極と活動している筋線維との相対的な位置関係が時間につれて変化することに注意が必要である。

2. 1 多チャンネル表面電極

生体電子回路技術の発展に伴い多チャンネルの計測は一般的なものとなり、多次元量の解析法が重要になってきている。多チャンネル表面電極は、MU活動電位(MUAP: MU Action Potential)の伝播速度や筋電位の伝播の様子を計測する目的で使用されてきた。最近の多チャンネル表面電極は、線状の電極を平行に一定間隔で並べた構造をしており、マトリックス状の電極も開発されている⁷⁾。

図1は計測用の増幅器の接続方式を示したものである⁸⁾。一般にはSD(Single-Differential)接続が利用されており、同相で混入する雑音を取り除くことができる。DD(Double Differential)接続はcrosstalkの有無をチェックするために使用される。また、

$$V_1(t) = V_3(t + \tau) \quad (1)$$

であるので、時間遅れから伝播速度 v を推定することもできる。ここで、crosstalkとは計測対象の筋活動成分に隣接する筋活動成分で、

$$V_A - V_B = V_B - V_C = V_C - V_D = 0 \quad (2)$$

となる活動電位である。このようなcrosstalkが生じると V_1, V_3 の出力は0となり、SDの出力電圧のみが観測できる。動作識別では、crosstalkを抑えるような計測法が必要で

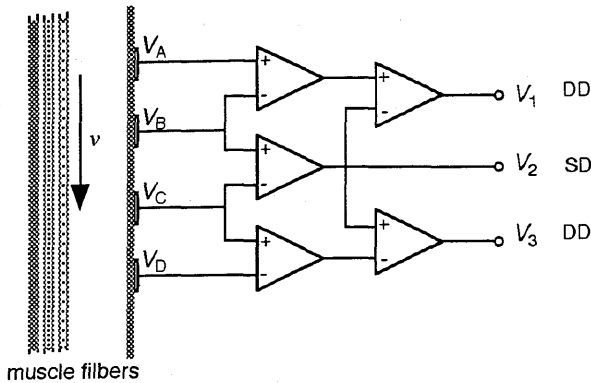


図1 差動増幅器の組み合わせによる表面筋電図の計測。

Fig. 1. Measurement of surface EMG signals by several combinations of differential amplifiers.

ある。多チャンネル表面電極は、これまでに伝播速度の計測、神経支配帯位置の推定等、基礎実験で主に使用されてきた。最近では、増幅器を埋め込んだ多チャンネルアクティブ電極として、運動時の表面筋電図計測に応用されてきている。

2. 2 双極表面筋電図と神経終板^{6,9)}

多チャンネル表面電極の基本となるのは双極の電極構成である。双極導出による表面筋電図のパワースペクトルは電極間隔 $2d$ と伝播速度 v によって

$$P(\omega) = 4\sin^2 \omega (lb - a/2v) |G(\omega)|^2 \quad (3)$$

となる。ここで、 $lb - a$ を実効電極間距離 D と名づける。 D は物理的には $2d$ であるが、神経支配帯を電極が挟む場合には $2d$ 以下となる。なお、 $G(\omega)$ は単極表面筋電図でのパワースペクトルを表す。

図2は、上腕二頭筋で運動に伴う神経支配帯位置の変化の影響を示したものである。 $s_{23}(t)$ から計測される双極導出表面筋電図は2.6s以降神経支配帯の影響を受ける。その結果、図2(c), (d)の例で示すように、 $P(\omega)$ は時間につれ、すなわち表面電極と神経終板の相対的位置関係の変化につれ、その周波数特性が変化してしまう。

以上のように、動的運動時表面筋電図パワースペクトルの変化には筋活動そのものによる要因と電極-神経終板間の相対的位置関係による要因とを考慮しなければならない。

2. 3 動的運動時での対応⁹⁾

動的運動時のパワースペクトルを厳密に解析するには、神経支配帯位置が分からなければ不可能である。神経支配帯を避けて電極を貼付したり、神経支配帯位置を

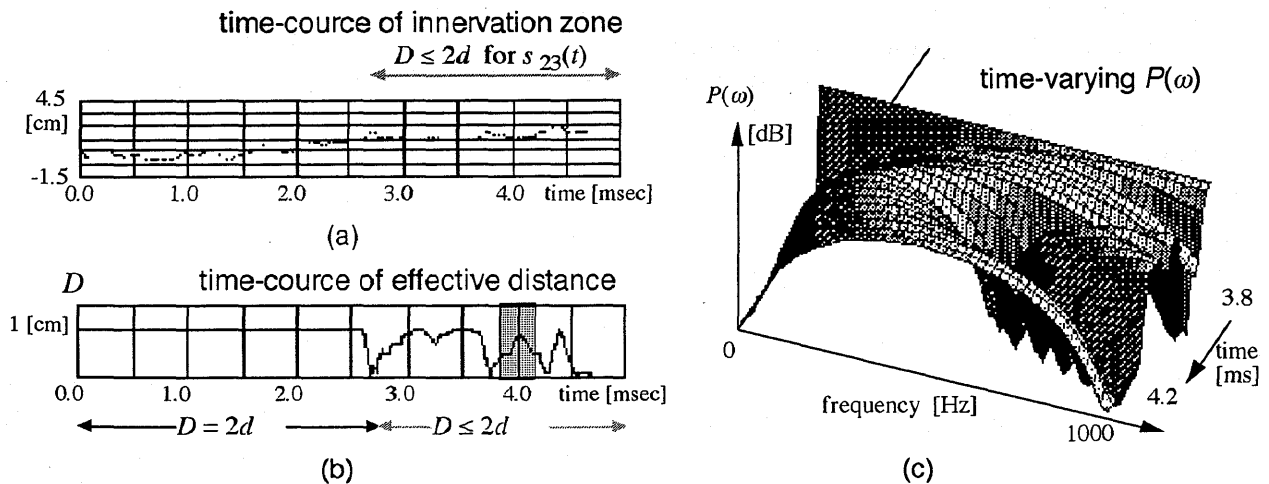


図2 双極導出表面筋電図への神経支配帯位置の影響。

Fig. 2. Influence of the innervation zone on bipolar surface EMG signals.

(a) 神経支配帯位置の推定結果。(b) D は、2.6sまでは物理的距離1cmのままであり、それ以後、神経支配帯の影響を受けて1cm以下となる。(c) 3.8sから4.2sでの周波数特性 $P(\omega)$ 。

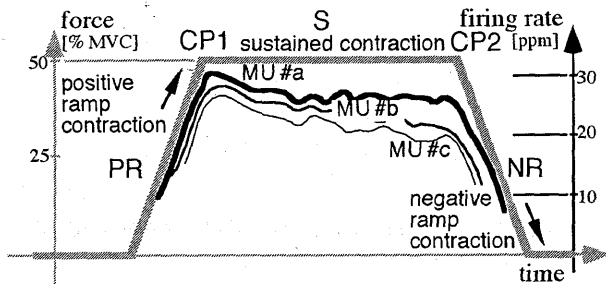


図3 台形状収縮時での筋張力とMU発火パターンのモデル。

Fig. 3. Model of the relationship between the muscle force and the MU firing pattern during a trapezoidal contraction.

PRで遅れて活動開始するMUほど、それ以前のMUよりも開始のインパルス頻度が高い。しかし、持続収縮時のインパルス頻度は低い。持続収縮時(S)では個々のMUのインパルス頻度は低下傾向にあるが、一定の筋張力は活動電位が高まることで維持されている。

推定することは可能であるが、動的運動時では現実的でない。ここでは、動的運動時に神経支配帯の影響を抑える方法を紹介する。

これまでの実験で、多チャンネル表面筋電図を計測した際、電極-神経終板間の相対的位置関係が、各チャンネル毎の積分値筋電図(IEMG: Integrated EMG)や平均周波数(MPF: Mean Power Frequency)に与える影響が明らかになっている。その結果によれば、

$$IEMG_c(t) = \max\{IEMG_i(t)\} \quad (4.a)$$

$$MPF_c(t) = \min\{MPF_i(t)\} \quad (4.b)$$

を使用すれば、神経支配帯の影響を抑えたIEMG_c(t)とMPF_c(t)が得られる。ただし、i番目とj番目のアレイ電極から導出した表面筋電図をs_{ij}(t)とし、s_{ij}(t)から求めた評価指標をそれぞれIEMG_c(t)、MPF_c(t)としている。

III. どうやって解析するか

表面筋電図解析の目的は、一見ランダムそうに見える波形に隠された単純な構造を明らかにすることにある。ここでは、表面筋電図を直接パラメトリックなモデルで解析する方法と、表面筋電図から多変量評価指標を得た後、多変量評価指標の統計的構造によって解析する方法

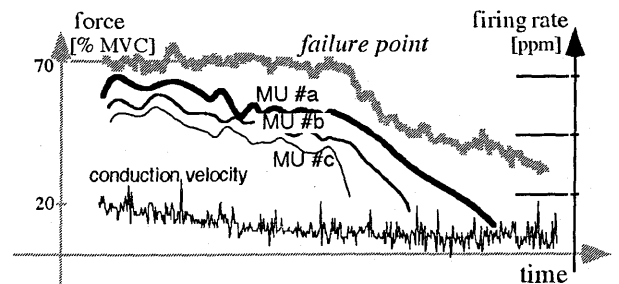


図4 筋疲労時での筋張力とMU発火パターンのモデル。

Fig. 4. Model of the relationship between the muscle force and the MU firing pattern during muscular fatigue.

筋疲労時はcontractile failure pointを境にMUの活動停止(derecruitment)が顕著になる。伝導速度(CV)は持続収縮開始時点から減少が始まり、contractile failure pointでは既に飽和状態にあると考えられる。

について説明する。

最初に、どうやって解析するかを述べる前に、解析法を選択した根拠である「何を解析するか」を明らかにしておきたい。

3.1 筋活動様式のモデル¹⁰⁾

筋活動様式には二つの重要な生理的要因が関係する。筋張力増大の生理的要因は、神経インパルス発火頻度の増加とMUリクルートメントである。MUリクルートメントとは、神経インパルス発火頻度の増加だけでは目的とする筋張力が実現しきれなくなった時に、新たなMUが活動に参加することをいう。

図3は、台形状に筋張力を変化させたときの、MU活動様式のモデルである。状態PR(正のランプ収縮時)ではインパルス頻度の増加とMUリクルートメントが生じている。状態S(持続収縮)ではインパルス頻度を徐々に減少させながらも、筋張力を一定に保持する。状態NR(負のランプ収縮時)では、インパルス頻度が減少し、MUの活動停止へと至る。図4は筋疲労時MU活動様式のモデルである。MU活動様式は図3での状態NRと同じような変化を示すと考えられるが、乳酸などの蓄積により、状態Sから状態NRへの移り変わりが図3と異なることが予想される。

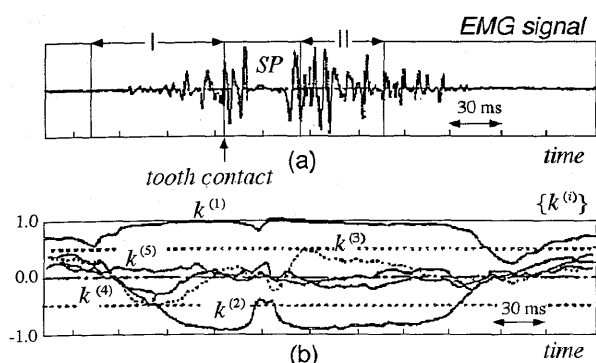


図5 タッピング運動時咬筋筋電図の反射係数の推定結果

Fig. 5. Time-series of reflection coefficients estimated from the masseter muscle during a tapping movement.

ここでの目的は、筋張力では明らかでない生理的要因の変化を、表面筋電図から探ることである。なお、針電極により複数のMUAP波形を分解する方法が直接的であるが、臨床の場面では現実的ではない。

3.2 ARモデルからの解析

活動しているMUAP波形の形状が変化する筋疲労時や、主導的に活動しているMUの種類を替えてしまうリクルートメントが関与する場面で、表面筋電図のパワースペクトル解析は大いに役立つ。パワースペクトル推定法には種々の方法が提案されている。ここでは、自己回帰(AR: autoregressive)モデル⁶⁾による推定法を利用する。ARモデルの最大の特長は、短時間のパワースペクトル推定が可能であり、筋活動様式の時間変化に関連した時変性モデルパラメータを推定できる点にある。

いま、一定時間間隔で、アナログの観測信号 $y(t)$ をサンプリングし、そのデジタル信号 y_n を

$$y_n = y(n \Delta t) \quad (5)$$

と表す。さらに、 x_n を白色雑音として p 次のARモデルは、

$$y_n = \sum_{i=1}^p \alpha_i y_{n-i} + x_n \quad (6)$$

と表される。ARモデルの代表的なパラメータはAR係数 $\{\alpha_i^{(p)}\}$ 、反射係数 $\{k^{(p)}\}$ 、そしてパワースペクトルである。AR係数は次数 p の関数であり、同じ i 番目のAR係数であっても p が違えば値が異なる。反射係数 $k^{(p)}$ は次数毎

にひとつだけ存在する。例えば、 p 次のAR係数で $\alpha_i^{(p)}$ を $k^{(p)}$ とする。ARモデルのパワースペクトルは、AR係数を用いて

$$P(\omega) = \frac{1}{\left| 1 - \sum_{i=1}^p \alpha_i^{(p)} z^{-i} \right|_{z=\exp(j\omega)}^2} \quad (7)$$

となる。ARモデルのパワースペクトルは、最大エントロピー法によっても導出され、MEMパワースペクトルとも呼ばれる。ここで、式(7)の複素共役根はひとつのピークを持つパワースペクトルパターンを形成する。

図5は、1分間120回の頻度で閉開口運動を繰り返した際の咬筋表面筋電図を5kHz、12bitでサンプリングし、5次のARモデルで解析した結果である^{6,11)}。ランダムな表面筋電図に含まれる筋活動様式の変化が5つのパラメータ時系列 $\{k^{(p)}\}_{p=1}^5$ で表現されている。閉口運動に伴う筋活動開始期では $k^{(1)}$ と $k^{(2)}$ が1に接近し、筋活動終了期では、筋活動開始期の逆の様相を示した。歯牙の接触による筋活動休止区間(SP: Silent Period)では、 $k^{(2)}$ にその変化が見られた。また、SPを境に負から正に転じたのは $k^{(3)}$ であった。

3.3 多次元時系列からの解析

筋活動を解析するには、多次元時系列としての評価指標の取り扱いが有利である。第1の理由は、2.3で述べたように、神経終板など筋肉の解剖学的構造の影響を避けるためにある。第2の理由は、皮膚表面で跳めた興奮電位の電氣的伝播分布が得られるため、点ではなく、線あるいは面として筋活動様式の変化をとらえられることがあげられる。第3の理由は、間接的な評価指標で筋活動を解析するため、評価指標を多次元としてより多くの情報を収集せざるを得ない点にある。

多次元時系列の解析には、時系列間の相関、ベクトルとしての取り扱い、多変量解析等種々の方法が考えられる。ここでは、多次元評価指標のKL(Karhunen - Loeve)展開¹²⁾を紹介する。

KL展開と主成分分析は同じ意味であると考えて良い。一般には、多次元指標に分散して含まれている情報を圧縮する手段として使われる。いま、 q 個の評価指標が既に推定されているものとし、多次元時系列の m 番目の時間フレーム内の q 個の評価指標を成分とする標準化ベクトルを

$$\mathbf{x}(m) = \{x_1(m), \dots, x_q(m)\}^T \quad (8)$$

とする。ただし、 T は転置を表す。ここで、 $\mathbf{C}(m)$ を m フレーム内における $\mathbf{x}^{(q)}(m)$ の共分散行列とし、以下の固有方程式

$$\mathbf{C}(m) \nu_k(m) = \lambda_k(m) \nu_k(m) \quad (9)$$

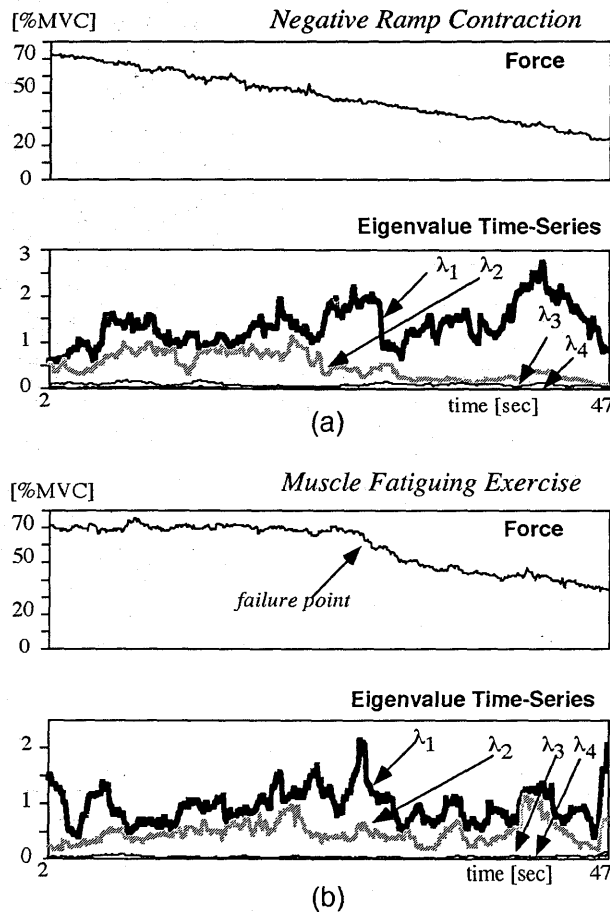


図6 前脛骨筋における負のランプ収縮時(a)と筋疲労時(b)での固有値時系列の推定結果。

Fig. 6. Time-series of eigenvalues estimated from the tibialis anterior muscle during a negative ramp contraction (a) and a fatiguing contraction (b).

を解く。固有値 $\{\lambda_i\}$ の大きいものから順に r 個をとってくれば、 q 次元の評価指標に分散していた情報は、より少ない r 次元へと集約される。

評価指標の数より少ない r ($r \leq q$)次元の直交空間で評価指標分布の様子を解析する際に、固有値に注目する。ここで、第 i 固有値 λ_i の大きさは第 i 主成分の分散に一致する。主成分を生体機能の内部構造を直接的に表すものとするのは無理があるが、評価指標分布の統計的構造の次元を決定できる成分である。また、固有値の大きさはその主成分が内部構造を表現する際の影響力の大きさと解釈できる。実際には、 λ_1 が λ_2 以上に対して示す関係の時間的変化を探ることになる。

筋電図評価指標のKL展開による筋収縮状態変化時点の基礎実験結果は参考文献¹²⁾に詳しい。ここでは、筋疲労状態を解析した結果を示す。評価指標は2チャンネル分の整流化平均値(ARV: Average of Rectified Value)とMPFである。図6(a)に示すように、負のランプ収縮時には λ_1 優勢の状態が見られ、統計的構造の様子が第1主成分方向でほとんど表現されていることが分かる。一方、筋疲労時には λ_1 , λ_2 が接近するため、評価指標分布が直交する2方向に同程度に伸びているものと考えられた(図6(b))。

このように、多次元評価指標に含まれている情報を整理することで、MPF等単独の評価指標では見いだせなかった特徴の違いを観察できた。しかし、筋疲労時の固有値時系列の振る舞いがどのような生理的機序を表しているのかは未だ不明である。

IV. 評価する際の注意点

4. 1 何がARモデル解析結果に影響を与えるか

主導的に活動するMUAP波形の形状が、表面筋電図のパワースペクトルの概形を決定していることは良く知られている¹⁾。しかし、動的運動時ではMUAP波形に関与している種々の生理的要因の内、どの要因がどの時点で主導的に働いているのかが不明なのである。つまり、ARパラメータの時間的変化は観測できても、どのような生理的要因に関係しているのかについてはよく分かっていない。

そこで、コンピュータシミュレーションにより、幾つかのMUAPを双極表面電極で計測するまでを再現してみた¹¹⁾。その結果、筋活動開始・終了期での $k^{(1)}$, $k^{(2)}$ の絶対値はMUリクルートメントにつれて増加し、MUの活動停止につれて減少していることがわかった。さらに、電極に近いMUの活動数を増加させるほど、 $k^{(3)}$ の絶対値が大きな値を示したが、筋線維タイプの違いは特定できなかった。また、MUAPの伝導速度を遅くするほど、各反射係数の値は減少した。今後、複合筋電図から幾つかのMUAPの活動を分離する方法がより進んでくれば、さらに明確な答えが期待できるであろう。

ARモデルについては、雑音解析結果に与える影響もふれておかなければならない。筋活動開始・終了期等、筋活動電位の小さい区間では、雑音によってARモデルパラメータで見えていた生理的変化が覆い隠されたりすることがある。図7に示すように、筋活動電位が徐々に増加するにつれて観測信号のSN(Signal-to-Noise)比が変化した場合、周波数成分に変化が無くとも、あたかも見

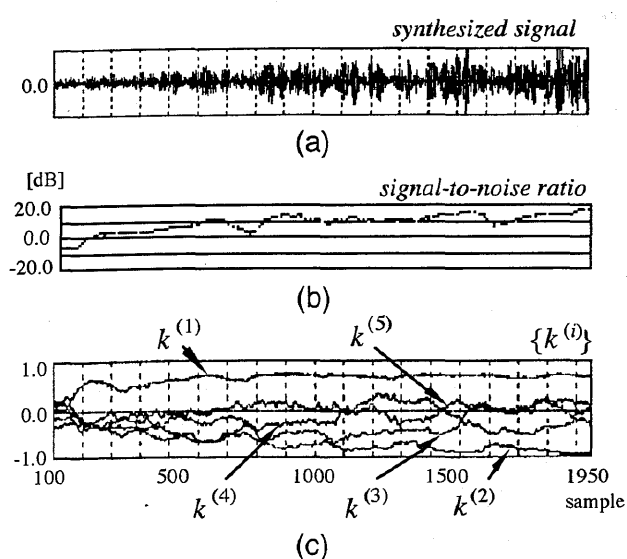


図7 ARパラメータ推定における雑音の影響.
Fig. 7. Influence of noise on estimation of AR parameters.

(a)にあるように一定の周波数成分 $\{k^{(i)}: 0.72, -0.91, -0.42, -0.03, -0.02\}$ から成る原信号に平均0, 分散0.01の白色雑音を加えて信号を合成した. さらに, 筋活動開始区間と似せるために原信号の振幅値を徐々に増加させた. その結果, SN比は(b)の様になり, 周波数成分が時不変のシステムから成る合成信号から推定したARパラメータは時変性を示した(c).

かけ上変化があるかのようにARパラメータがふるまう¹³⁾. この様に, 低SN比の筋電図から時変性ARパラメータを推定する際には, 雑音の重量がないことを確認し, さらに, 雑音が重畳している恐れのある場合は, ARモデルの次数を上げることが得策である. これまでの実験では, ノンパラメトリックな方法で推定したパワースペクトルと同程度のスペクトルパターンを低SN比の筋電図から得るには, 次数20程度が必要であった. なお, 表面筋電図の低周波数成分に現れるインパルス頻度を表現するには, 20ないし30程度の次数を必要とするとの報告がある¹⁴⁾.

筋活動をARモデルによるパワースペクトルから解釈することは, 基本的には従来のノンパラメトリックな解析と同じである. ARモデルの特徴は, 少ないサンプル数からパワースペクトルのピーク周波数を表現できる点と, 時変性パラメータ推定法が存在する点にある. この特徴は, 動的運動時の表面筋電図解析にむいている. しかし, ARモデルパラメータと生理的要因との関係を求

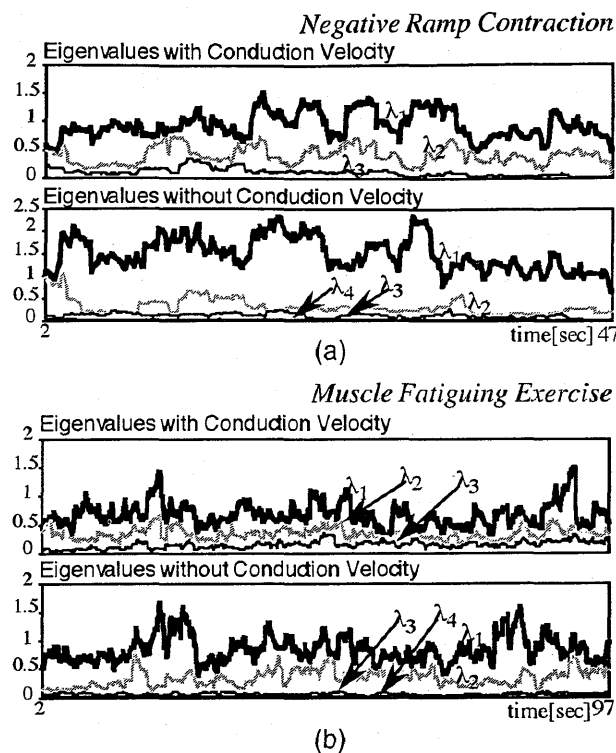


図8 固有値時系列による(a)負のランプ収縮時-(b)筋疲労時判別でのCVの影響.
Fig. 8. Influence of the conduction velocity on the discrimination between a negative ramp contraction (a) and a fatiguing contraction (b) by using the time-series of eigenvalues.

めることは難しく, 現実的な対応として運動様式の種類や制御にARモデルパラメータは利用すべきであろう.

4. 2 何を多次元成分とすべきか

動的表面筋電図解析でとらえたい生体機能内部要因とは, MU発火パターンやエネルギー代謝等, 直接的には計測が難しいものである. しかも, これまでの評価指標には特定の生理的要因と単独に関係しているものはない. 例えば, 伝導速度(CV: Conduction Velocity)は, 単に筋張力を弱くしても, また筋疲労による乳酸などの増加によっても減少する. このような場合, 直接的な生理的要因を特定できないので, 表面筋電図の評価指標を説明変数とする重回帰分析は行えない. そこで, 生体機能内部要因が特徴的に変化する時点で, 評価指標分布の統計的構造が変化するのではないかと考え, 多次元評価指標のKL展開を試みた. ここでは, 測定部位や評価指標の組み合わせについて考慮すべき点を説明しておく.

ひとつのチャンネルの信号でも複数の評価指標を推定す

ることで多次元の情報が得られるが、チャンネル数を増やすことが最も簡単である。2.3で述べたように、神経支配帯の影響を避けるように表面電極を配置し、また、筋肉の終末部位からの表面筋電図は解析の対象とすべきでない。次に、筋疲労時における筋活動様式の変化をとらえる組み合わせを、ARV, MPF, CVからさぐってみる。図6では2チャンネルのARVとMPFを組み合わせたが、さらにCVを加えた結果が図8である¹⁵⁾。明らかに、CVを加えない場合の方が、筋疲労とNRとの判別が容易であった。これは、CVがARVやMPFと多少異なった性質を持って変化していることが原因ではないかと思われる。

比較的計測が容易な表面筋電図といえども、評価指標のふるまいからMU発火パターンやエネルギー代謝を直接推定することはできない。多次元評価量のKL展開によれば、間接的に種々の方向から計測した多次元評価量に隠された情報を整理できる。この特徴をうまく利用して、故意に筋張力を減少させる場合と筋疲労による筋張力の低下とを固有値時系列から判別できた。今後は、動的運動時に対応した再帰的KL展開法、さらに生体機能内部要因と推定可能な評価指標との関係を示すモデルを考察する必要がある。

V. おわりに

動的運動時の複雑な生体機能の変化を解析する方法は、生理学、バイオメカニズム、生体工学、リハビリテーション工学、スポーツ科学など幅広い分野に役立つ。今回は、動的運動時表面筋電図を多チャンネルアレイ電極で計測するメリット、時変性ARモデルパラメータおよび多次元評価指標のKL展開による解析法を説明した。ここではふれなかったが、動的運動時表面筋電図の処理にはさらに筋疲労による影響を考慮する必要がある。任意時点の筋疲労度推定の参考文献を幾つかあげてあるのでそちらを参考にさせていただきたい^{16,17)}。

動的運動時表面筋電図計測と解析の基本的な考えは、多くの冗長な情報を計測して、解析により少ないパラメータで的確に生体機能の表現を行うことにある。実際、生体機能の生理的内部要因は単純なふるまいをしているかもしれないが、直接計測できないため間接的に複雑な変量に変換してしまっている場合が多い。つまり、複雑にしてしまった変量をもう一度数少ないパラメータにおきかえて理解する技術が必要なのである。また、動的運動時ではダイナミックな生体機能の変化を追求できるパラメータ推定法が必要となる。

以上、まだ十分ではないが、ここで紹介した方法が少しでもこの分野の研究者の参考になれば幸いである。

謝辞 執筆の機会を与えて頂いた新潟大学名誉教授石岡 靖先生に深く感謝いたします。

VI. 参考文献

- 1) Basmajian, J. V. and DeLuca, C. J. : Muscles alive, 5th edition, ch.5, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985,
- 2) Sheriff, M. H. and Greger, R. J. : Modeling myoelectric interference patterns during movement, *Med & Biol Eng & Comput*, 24: 2-9, 1986.
- 3) 三田勝巳: 筋電図計測, *BME*, 5: 33-36, 1991.
- 4) 永田 晟: 筋と筋力の科学, 不味堂出版, 東京, 1984.
- 5) 金子秀和, 木竜 徹, 牧野秀夫ほか: 表面筋電図に混入するアーチファクトの一除去法, *電子情報通信学会論文誌(D)*, J71-D: 1832-1838, 1998.
- 6) 木竜 徹: 筋電図の測定, 石岡 靖, 小林義典, 長谷川成男ほか編, 顎口腔機能分析の基礎とその応用, 260-273, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1991.
- 7) Masuda, T. and Sadoyama, T. : Distribution of innervation zones in the human biceps brachii, *J Electromyography and Kinesiology*, 1: 107-115, 1991.
- 8) De Luca, C. J. and Knaflitz, M. : Surface Electromyography: What's New?, CLUT, Torino, 1992.
- 9) 金子秀和, 木竜 徹, 齊藤義明: 双極導出表面筋電図測定における神経支配帯の妨害およびその一低減法, *電子情報通信学会論文誌(DII)*, J74-DII: 426-433, 1992.
- 10) De Luca, C. J. and Erim, Z. : Common drive of motor units in regulation of muscle force, *Trends in Neurosciences*, 17: 299-305, 1994.
- 11) Kiryu, T., Saitoh, Y. and Ishioka, K. : Investigation on parametric analysis of dynamic EMG signals by a muscle-structured simulation model, *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-39: 280-288, 1992.
- 12) 木竜 徹, 佐藤 均, 齊藤義明: 筋収縮状態変化時点の解析, *電子情報通信学会論文誌(A)*, J76-A: 1042-1049, 1993.
- 13) Kiryu, T., De Luca, C. J., and Saitoh, Y. : AR modeling of myoelectric interference signals during a ramp contraction, *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-41: 1031-1038, 1994.
- 14) Paiss, O. and Inbar, G. : Autoregressive modeling of sur-

- face EMG and its spectrum with application to fatigue, *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-34: 761-770, 1987.
- 15) 中村亨弥, 木竜 徹, 齊藤義明: 筋疲労時表面筋電図のKL展開による解析, 第8回生体・生理工学シンポジウム論文集: 461-466, 1993.
- 16) Kiryu, T., Saitoh, Y. and Ishioka, K. : A muscle fatigue index based on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response (MRR), *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-39: 105-111, 1992.
- 17) 森下真里, 木竜 徹, 牛山幸彦ほか: 重畳M波の瞬時周波数と背景筋活動状態の平均周波数との相関による任意時点筋疲労度推定", 第15回バイオメカニズム学術講演会: 261-264, 1994.