

局所筋疲労を表面筋電図でみる

木 竜 徹*

1. はじめに

筋肉によって人は思いのままに力を出すことができる。筋肉の力、筋張力は脳からの指令が運動神経を通じて筋肉へと送られ、幾つもの筋線維が収縮することで実現されている。しかし、筋肉を動かすエネルギーは無限ではない。エネルギーが枯渇してくると、いくら脳からの指令がきても力は発揮されなくなる。このように一時的な筋肉の機能不全が、おおよぼな筋疲労である。しかも、筋疲労は筋肉毎に起きるので局所筋疲労¹⁾という。局所筋疲労を随時計測できるようになれば、例えば、個人の時々々の状態にあった運動メニューを作り上げることができる。しかし、筋疲労の定量的評価を運動メニューの作成に応用している例はほとんどない。

局所筋疲労についてももう少し詳しく記述してみよう。脳からの指令は神経インパルスである。非常に多くのインパルスが時間軸上に列(神経インパルス列)をなして筋線維を収縮させる。筋線維の収縮にともなってグリコーゲン、そして血液中の酸素が消費され、代謝産物が発生していく。強い筋収縮状態が持続する場合には、血流の不足によってさらにこの傾向が急速に進行する。この場合、一部が無酸素性エネルギーとなるため、代謝産物として乳酸が蓄積していく。また、震えが生じてくる。このような局所筋疲労の特徴をとらえる方法には様々な方法がある。例えば、乳酸、筋 pH、血中酸素飽和度などの生化学的方法、筋線維の収縮にともなうバイオメカニクスの振動をとらえる方法、そして電気的方法である。ここでは、電気生理学的な立場から、神経インパルス列と筋機能を反映する表面筋電図を用いた局所筋疲労の評価について解説する。

1本の運動神経が支配する複数の筋線維をまとめて運動単位(MU: Motor Unit)と呼ぶ。MUのサイズ(筋線維の直径)が小さいものほど、脳からの神経インパルス頻度は高い。筋張力の増加はインパルス頻度を高めることで実現されるが、それ以上の筋張力の増加は、よりサイズの大きなMUを発火させることで実現される(MU リクルートメント)。このようなダイナミック

な神経インパルス列の経時変化(発火パターン)を筋肉上の皮膚表面で観測したものが表面筋電図²⁾である。

表面筋電図の基本的な情報は、脳からの神経インパルス列の情報である。この神経インパルス列によって複数のMUが興奮し、運動単位活動電位(MUAP: MU Action Potential)が現れる。表面筋電図は、さらにMUAPとして観測されるまでの経路、すなわち筋肉の解剖学的構造と表面電極との関係や、代謝産物の影響によるMUAP波形の変化、そして運動神経と筋線維との接合部の伝達に関する様々な情報を含んでいる。つまり、表面筋電図は神経インパルス列の情報、筋線維の解剖学的構成、機能的状態等の情報を含んでいることになる。

表面筋電図が筋疲労の観察に有効とされたのには理由がある。すなわち、1960年代頃、筋疲労実験で表面筋電図の低域のパワースペクトルに変化が発見された³⁾(なお、このパワースペクトル推定に飛躍的な発展をもたらしたアルゴリズム、FFT(Fast Fourier Transform)法が登場したのは1965年のことである)。低域のパワースペクトルの変化は、何を意味しているのであろうか。どちらかといえば、神経インパルス列の情報ではなく、MUAP波形の変化によるところが大きいと考えられている²⁾。さらに、MUAP波形の変化には代謝産物による影響が強いらしい。代謝産物の影響⁴⁾だけならば、最近では³¹P-NMRによって筋内のpHとして無侵襲に計測できる。これは、筋pHが急激に変化する時点とPi/PCrが急激に増加する点とが一致して起こることによる。さらに、より直接的にはパルスオキシメータによる血中酸素飽和度や、血中乳酸濃度そのものを測定できる。このように様々な技術が実現された現在では、局所筋疲労に関して表面筋電図は間接的なアプローチのように見える。しかし、どの方法よりも手軽であり、また、脳からの指令情報と筋肉の活動に関する機能的情報をどの方法よりも豊富に含んでいる。

さて、筋収縮には幾つかの収縮様式がある。このうち等尺性の一定持続収縮が基礎実験では最も一般的である。これは、解析結果の解釈や信号処理上の都合の良さから行われている。しかし、実際には、筋肉はダイナミックに形を変えて動く。一定持続収縮でも収縮レベルを変えれば筋肉の形は変わる。表面筋電図もその特徴が時間につれて変化する。このような状態で局所筋疲労を評価するには、計測や解析法に工夫が必要である。

この解説では、最初に、表面電極計測に関連した幾つかの“フィルタ”について抑えておく。フィルタと記したのは、もともとの情報が伝達されていく過程でひずみを受けながら計測されるからである。次に、一定収縮実験結果を通じてスナップショット的に筋疲労を評価するための重畳M波による方法を示す。最後に、自転車エルゴメータ運動を例に、ダイナミックな

1997年1月22日受付

*新潟大学大学院自然科学研究科 情報理工学専攻
〒950-21 新潟市五十嵐2の町8050番地

キーワード: 表面筋電図, 多チャンネル計測, スナップショット評価, 主成分分析, 動的運動時

運動時での主成分分析の時間変化から筋疲労を評価する方法について述べる。

2. 表面筋電図の計測

表面筋電図として計測される信号は、筋活動に関連した情報に、様々なフィルタがかけられた状態で観察される。フィルタの特性は、皮膚上の空間的な活動電位の伝搬をどの様にとらえるかによって決まり、生理学的意味合いのあるものと無いものがある。生理学的意味合いのあるフィルタは筋線維の機能的状態を反映したMUAPを作り出すシステムである。一方、生理学的意味合いの無いフィルタは、アーチファクトなどの計測上の問題として取り扱われているものである。これに対しては、従来、表面電極の貼付位置を工夫することで対応してきた。

表面電極の近くで活動している筋線維の活動ほど表面筋電図に多くの情報が反映されており(電界のひろがりによる)、皮膚表面から深いほど低い周波数成分しか電極へ届かない(tissueフィルタ)^{2,9)}。また、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)。この際、双極電極間隔は空間差分フィルタ^{2,9)~7)}を構成する。空間差分フィルタの影響を受けた表面筋電図のパワースペクトルは、電極間隔 $2d$ と MUAP の伝播速度 v とによって

$$P(\omega) = 4\sin^2 \omega (ib - a/2v) |G(\omega)|^2 \quad (1)$$

となる⁷⁾。ただし、 $G(\omega)$ は単極表面筋電図のパワースペクトル、 a, b は神経筋接合部から各電極までの距離、 $ib - a/2v$ は実効電極間距離 D である(図1(a))。式(1)によれば、 $P(\omega)$ は特定の周波数毎($n\pi/D, n=1, 2, \dots$)に周波数ディップを持ち、最初の周波数ディップまでは帯域フィルタとなる。ここで、 D は物理的には $2d$ であるが、神経支配帯⁸⁾(神経筋接合部で、表面筋電図で観測される带状の領域)を双極電極が挟む場合には $2d$ 以下となる。その結果、 D が小さいほど最初の周波数ディップは高い周波数へ移行する(図1(b))。動的運動時には表面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し、空間差分フィルタは時変性となる。しかし、実際には相対的な位置関係は不明なので対応のすべがない。また、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も無視できない。

表面筋電図計測⁹⁾やアーチファクト除去^{10,11)}についてはいくつもの文献に詳しいので、ここでは、時変性空間差分フィルタ対策としての多チャンネル表面電極法について説明する。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いる。ここで、相対的な位置関係が各チャンネル毎の積分値筋電図(IEMGi(t): Integrated EMG)や表面筋電図の平均周波数(MPFI(t): Mean Power Frequency)に与える影響を調べた実験結果によれば⁷⁾、

$$IEMG_c(t) = \max \{ IEMG_i(t) \} \quad (2)$$

$$MPF_c(t) = \min \{ MPF_i(t) \} \quad (3)$$

とすることで、神経支配帯の影響を抑えた $IEMG_c(t)$ と $MPF_c(t)$ を得ることができる。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 $IEMG_i(t), MPF_i(t)$ とした。このようにして、電極と活動

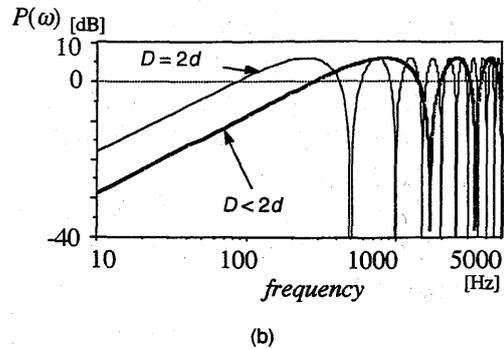
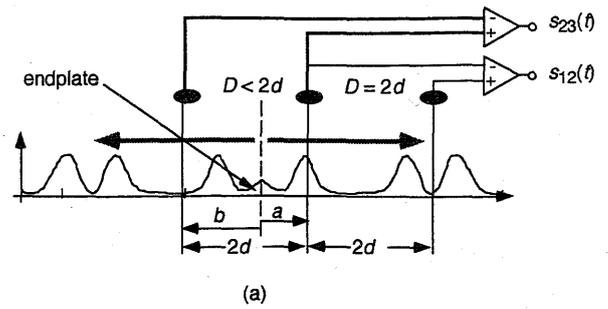


図1 双極導出表面筋電図の空間差分フィルタと神経支配帯位置の関係。

(a) 神経支配帯を挟まない $s_{12}(t)$ の D は物理的距離 $2d$ となるが、 $s_{23}(t)$ の D は $2d$ 以下となる。その結果、神経支配帯を挟む際には、(b)周波数特性 $P(\omega)$ は $2d$ の際の特性(細線)よりも周波数ディップが高い周波数へ移行する(太線)。

している筋線維との間の相対的位置関係による影響は取り除くことができる。多チャンネル表面電極法は、動的運動時だけでなく、一定持続収縮時でも筋肉の形状が変化する場合には有効である。

3. 筋肉疲労を探る

筋肉疲労を表面筋電図から探ろうとする試みは、1960年代に始まる(図2)。幸いなことに、表面筋電図のパワースペクトルは筋疲労につれて低域にその成分が集中する特徴があり、多くの研究者がこのことを報告した。そして、1980年代にはメジアン周波数を指標とした筋疲労モニターが開発され¹²⁾、さらに、1990年代に入って、複数の評価指標から筋疲労を探ろうとする研究¹³⁾へと発展してきている。しかし、長時間のフィールド実験やダイナミックな運動時に、実験室と同じ様な特徴を得ることはそれほどやさしくはない。このような場面での局所筋疲労を見る方法として、電気刺激によるスナップショット的な推定法と、動的運動時での多次元評価指標時系列から総合的に判断する方法とを紹介する。

3.1 重畳M波による方法^{14)~17)}

電気刺激によるスナップショット的な推定法のアイデアは古くからある。いわゆるM波を用いた評価法¹⁸⁾である。これは、電気刺激により局所的な筋活動を誘発し、筋線維の機能的状態の変化に関する情報を得ようとする方法である。しかし、M波が筋の機能的状態変化を十分に表しているわけではない。そこ

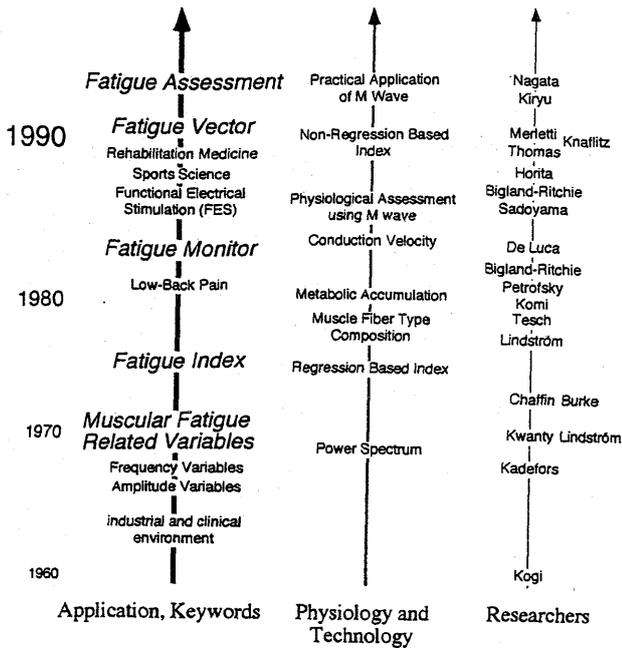


図2 表面筋電図で筋疲労を取り扱ったテーマや研究者の流れ。

で、一定随意収縮時の筋活動に重畳させて、M波を観察する方法をとる。なお、このようにして得られたM波を重畳M波と呼ぶ、これによって、随意収縮からは脳からの神経インパルス列に関する情報、重畳M波からは局所的な電気刺激による筋の機能的反応に関する情報とを同時に比較できる。ここで、ふたつのシステムに共通なフィルタは代謝産物による影響である。これは、一定随意収縮時では無酸素性過程の初期の段階から支配的である。一方、疲労が進むにつれ、一定随意収縮時の筋活動と重畳M波とでは、随意的なものとの外的刺激のものとの違いが現れてくると考えている。つまり、随意収縮下では筋が最大の力を出し切れていないと考える。このような考えから、重畳M波によりスナップショット的に筋疲労の程度をとらえる。

一定随意収縮時の筋活動は、従来と同様に、MPFを用いて解析する。M波の解析では、M波をインパルスレスポンス波形と考え、そのフィルタ特性を取り扱う。しかし、重畳M波による推定法では、M波を複数のMUAPの複合波形と考えている。つまり、重畳M波 $s(t)$ は構成成分であるMUAP毎に伝導速度が異なり、それが電気刺激後の遅れ τ_i となって以下の式のように観察される、と考えている。

$$s(t) = \sum A_i(t) \pi(a t - \tau_i) \quad (4)$$

ただし、 π はMUAPの原波形、 a は伝導速度のスケールファクター、 $A_i(t)$ は振幅の時間変化である。疲労につれて、複数の構成成分波形 $\pi(a t - \tau_i)$ が重畳M波の中でどのように変化していくのかを解析するため、重畳M波の瞬時周波数(IF: Instantaneous Frequency)を求める。IFを求めるには、Hilbert変換による方法¹⁴⁾を使う。Hilbert変換はFFTが利用できるので、計算速度も速い。いわゆるチャープ信号のIFを求めると、時間につれて周波数が直線的に増加する様子がよくわかる。重畳M波のIFにより、筋疲労時に重畳M波のどの部分を構成する $\pi(a$

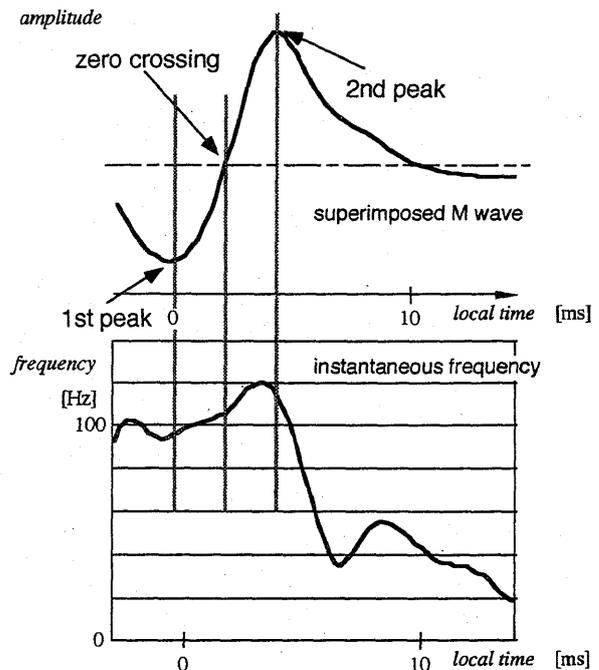


図3 重畳M波とその瞬時周波数の時間変化。瞬時周波数は重畳M波の3つの特徴ある時刻を対象とする。

$t - \tau_i$)の周波数変化が大きいのかを見ることができる。図3は、前脛骨筋を最大随意収縮の70%で約40秒間収縮させた際に、1秒間隔でモーターポイントへ電気刺激を加え、重畳M波とそのIFパターンを求めた例である。筋疲労評価では、重畳M波の第1ピーク、零交差、第2ピークの各箇所でのIFのみを対象にする。

図4(a)は、40秒、100秒、40秒の連続実験で、重畳M波のIFと背景筋活動のMPFとをフレーム毎に推定し、代表的な100秒での結果を表示したものである^{15,16)}。このMPF-IFのふるまいを時間につれて相関係数 $\rho_{MPF-IF, I}$ で求めた結果が図4(b)である。それによれば、疲労の初期にはIFとMPFとに強い正の相

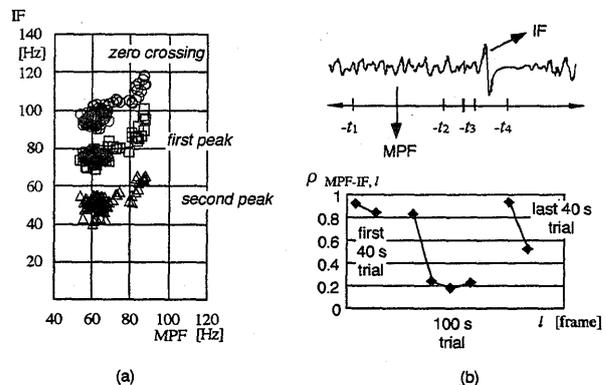


図4 前脛骨筋にみられた筋疲労。
(a) 100秒間持続収縮時にみられた重畳M波のfirst peak, zero crossing, second peakでの瞬時周波数(IF)とその直前の持続収縮時の筋活動の平均周波数(MPF)との関係(MPF-IFパターン)。
(b) MPF-IFパターンの示す相関係数を時間を追って求めた結果。筋疲労につれて、相関係数が小さくなる。

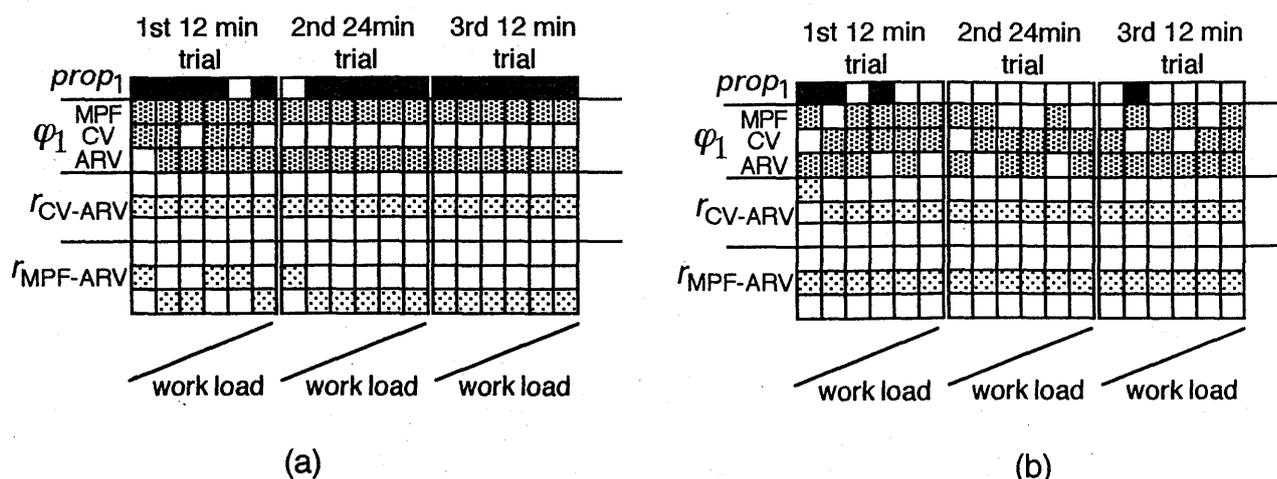


図5 総合評価パターンによる自転車エルゴメータ運動時の筋活動状態の変化。
 上列より、第1主成分の寄与率(prop1)、第1固有ベクトルの成分、各評価指標間の相関。ただし、相関は上列より順に、0.5以上、0.5から-0.5、-0.5以下の範囲を表す。塗りつぶす条件は本文参照。
 (a) 筋疲労を示さなかった群の例。評価指標間の相関は小さく、prop1の値も0.5を越える区間は少ない。
 (b) 筋疲労を示した群の例。ほとんどの区間で、prop1は0.5を越え、MPFとARVは負の相関を示した。

関が見られるものの、疲労の進行につれてその相関が崩れる特徴が観察された^{16,17)}。

3.2 主成分分析による方法^{19,20)}

動的運動時の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.で述べたように、神経筋接合部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、皮膚表面で眺めた興奮電位の電気的伝播分布が点ではなく、線あるいは面として得られることがあげられる。

この解説では、動的運動時の筋疲労度を連続的に計測して評価する場面を想定している。この場合、筋張力の増加と、そして次第に現れる筋疲労とを取り扱わなければならない。なお、動的運動でも運動のインターバル毎にスナップショット的に評価する場合には、従来の方法や重畳M波による方法などよい。

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、多次元評価指標の主成分分析を紹介する。主成分分析は、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 $x(q)(m)$ とする。ここで、 $C(m)$ を m フレーム内における $x(q)(m)$ の共分散行列とし、以下の固有方程式

$$C(m)qk(m) = \lambda k(m)qk(m) \quad (5)$$

を解く。固有値 $\{\lambda_k\}$ 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 $r(r \leq q)$ 次元空間で評価指標の分布の様子をみる際に、第 k 固有値 λ_k の大きさ(第 k 主成分の分散)の全固有値の和に対する比率(寄与率)とその固有ベクトルの成分に注目する。寄与率から、評価指標分布の統計的構造を

決定できる。さらに、その固有ベクトルの成分から、筋活動の変化に関わった主な評価指標を判断する。

主成分分析の結果を生体機能の内部構造を直接的に表すものと考えるのは無理があるが、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るようになる。

図5は、自転車エルゴメータ運動時に整流化平均値(ARV: Average of Rectified Value)、MPF、そしてMUAPの平均伝導速度(CV: Conduction Velocity)を求め、加重負荷毎にそれらを主成分分析して、その時間経過の結果を図示したものである(総合評価パターン)。負荷は100wattsから200wattsまでの漸増負荷であり、ほとんどの被験者が運動の最終段階で有酸素運動からその一部が無酸素運動となって疲労したものと予想している。さて、総合評価パターンでは、第1主成分の寄与率(prop1)が0.5を越える部分を黒く塗りつぶした。これは、第1主成分優勢の場面では、評価指標分布が一つの方向にだけ向いていることを表しており、総合評価パターンの2行目以降の統計量が強い意味を持つからである。さらに、第1固有ベクトルの成分で値が0.5を超える部分、各々の相関係数では0.5を境に正の相関、無相関、負の相関部分をそれぞれのスクリーントーンで塗りつぶした。その結果、疲労を示さない群と疲労を示す群とを一見して識別できるようになった²⁰⁾。特に、筋疲労を示した群ではほとんどの区間で、prop1は0.5を越え、筋疲労が推察される負荷の後半ほどMPFとARVは負の相関を示した。つまり、電気的な興奮は増加しているが、MUAPの周波数成分は低い周波数へと移行した。

4. 広い観点から筋疲労をとらえる

ここでは、表面筋電図から局所筋疲労を探る方法について述べてきた。しかし、直接的に筋疲労を探ろうとすると、血中乳酸濃度の計測がスポーツ分野では主流である^{21,22)}。さらに、筋

疲労も筋だけではなく循環器系全体を含めた運動能力の一部として取り扱われている(図6)。すなわち、筋のエネルギー発生過程の初期は無酸素性エネルギー(クレアチン系と乳酸系)であり、その後、有酸素性エネルギーとなる。筋肉の一定収縮は無酸素性エネルギーでまかなわれるため、乳酸系でのエネルギー枯渇が筋疲労となる。一方、最大酸素摂取量の約50~70%を越える運動時の筋疲労は、有酸素系の能力が限界に達し、部分的に無酸素系に切り替わるとともに血中乳酸濃度が急激に増加することで生じる。これらの情報は、循環器系に伝わり心拍や呼吸の増進をもたらす。

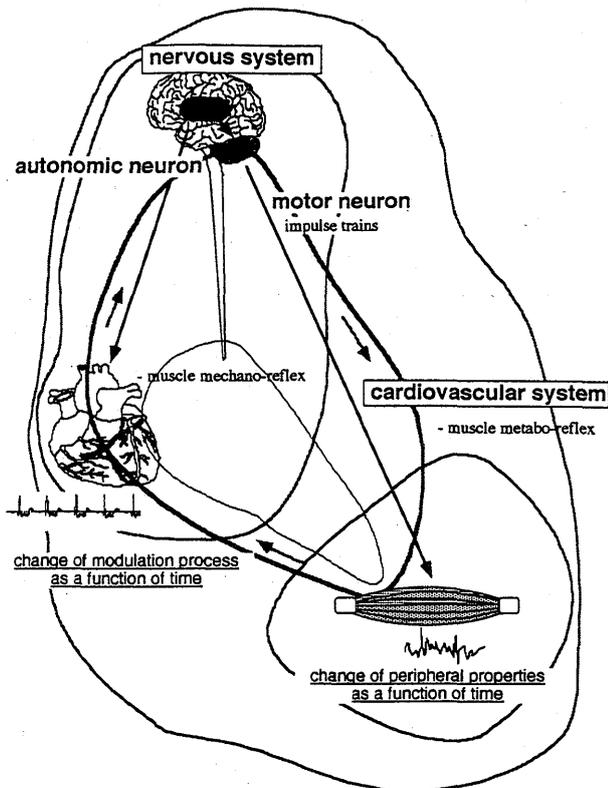


図6 運動時の筋疲労のとらえ方の概念図。
筋肉ではエネルギーの消耗が筋疲労である。その影響は、筋肉だけでなく血中乳酸濃度や心拍変動などでも現れる。結局、表面筋電図でどれくらいの範囲まで分かるのかを知ることが重要である。

以上のように、筋疲労を解明する際には、循環器系に関連した代謝を測定することは重要である。しかし、血中乳酸濃度の計測は観血的な方法であり、誰でも行える方法ではない。非観血的な方法としては、 $^{31}\text{P-NMR}$ ²³⁾は魅力的である。 $^{31}\text{P-NMR}$ によって目的とする筋pHが無侵襲に計測できるからである。さらに非観血的な方法として、動脈血中の酸素飽和度を計測する近赤外光オキシメータ²⁴⁾がある。しかし、これらは高価である。これに対して表面筋電図は間接的な方法であるが、手軽で安価であり、ここで述べたような工夫をすることで、かなり筋疲労の様相をとらえることができる。

最後に、1980年ころから報告が多くなってきている筋音²⁵⁾についてふれておく。筋電図とは異なり、筋線維の収縮に伴う振

動を、マイクロフォンや加速度センサーでとらえたものが筋音である。振動の伝わり方は筋電図の電界の伝わり方と異なる。また、筋線維の種類によって振動の仕方が異なる。この特性がMUのリクルートメントや筋疲労と関係があるのではないかとされている。ちょうど、脳波(電界)に対して脳磁図(磁界)が現れて、互いに欠点を補完しあう方法として発展したのと同じことが、筋電図と筋音にもあてはまるときがくるかも知れない。

なお、筋の機能的な変化ではなく、バイオメカニクス的な変化として、筋そのものの振え²⁶⁾や筋肉の機械インピーダンス²⁷⁾を計る方法もある。これらは、手軽さの点では筋電図と同様であろう。また、ダイナミックな筋活動を伴わない状態で筋疲労を探る方法としては、有効であろうと考えている。

5. おわりに

表面筋電図による筋疲労評価は手軽であり、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。ここでは、表面筋電図を多チャネルアレイ電極で計測するメリット、一定持続収縮での重畳M波によるスナップショット的評価法、およびダイナミックな運動時に連続して多次元評価指標の主成分分析を行い、筋疲労を評価する方法を説明した。ここではふれなかったが、これらの方法を義手義足やFESの場面で実際に評価していくことが、今後、必要と考える。そのためには、個人差を取り扱えるように、評価に際してはメンバーシップ関数を工夫できるファジイ推論が有効であろう。

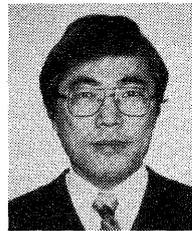
以上、まだフィールド実験が少なく十分ではないが、ここで紹介した新しい方法が少しでもこの分野の研究者の参考になれば幸いである。なお、生体信号処理の分野に興味のある方は、日本ME学会専門別研究会の関連するホームページ <http://www.info.eng.niigata-u.ac.jp/times/sprmbf/> で情報を得ることができる。

謝辞 重畳M波の名称、及び様々な面でご助力いただきました共同研究者の筑波大学先端学際領域研究センター教授 岡田守彦先生に深く感謝いたします。また、文部省科学研究費、東電科学技術研究所、医科学応用研究財団、日産科学振興財団からの補助により、これらの研究を進めることができました。ここに感謝いたします。

参考文献

- 1) Chaffin, D. B.: Localized muscle fatigue, Definition and measurements, *J. Occup. Med.*, 15, 346-354 (1973)
- 2) De Luca C. J. and Knaflitz M: *Surface Electromyography: What's New?*, CLUT (1992)
- 3) Kogi, K. and Hakamada, T.: Frequency analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue, *J. Sci. Labour*. (Tokyo), 38, 519-528 (1962)
- 4) 運動時の代謝量の測定, 日本ME学会雑誌, *BME* 8(11), (1994)

- 5) Lindström L, Magnusson R : Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications, Proc. IEEE 65, 653-662 (1977)
- 6) Reucher, H., Silny and J., Rau, G. : Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: Part II - Filter performance in theory and modeling, IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-34, 106-113 (1987)
- 7) 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 D II, J74-DII, 426-433 (1991)
- 8) Masuda, T., Sadoyama, T. : Distribution of innervation zones in the human biceps brachii, J. Electromyography and Kinesiology 1, 107-115 (1991)
- 9) 三田勝己: 筋電図計測, 日本 ME 学会雑誌, BME 5(1), 33-36 (1991)
- 10) 金子秀和, 木竜 徹, 牧野秀夫, 齊藤義明: 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, J71-D, 1832-1838 (1989)
- 11) Kiryu, T., Kaneko, H., and Saitoh, Y. : Motion artifact elimination using fuzzy rule based adaptive nonlinear filter, IEICE Trans. Fundamentals, E77-A(5), 833-838 (1994)
- 12) Stulen, F. B. and De Luca, C. J. : Muscle fatigue monitor: a noninvasive device for serving localized muscular fatigue, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29, 760-768 (1982)
- 13) Merletti, R., Lo Conte, L. and Orizio, C.: Indices of muscle fatigue, J. Electromyography and Kinesiology, 1, 20-33 (1991)
- 14) 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)
- 15) 森下真里, 木竜徹, 齊藤義明, 山田 洋, 岡田守彦: 重量 M 波による局所筋疲労推定法の評価, 第 14 回バイオメカニズム・シンポジウム, 397-408 (1995)
- 16) Kiryu, T., Morishita, M., Yamada, H. and Okada, M. : A muscular fatigue index using superimposed M waves and fuzzy rules, in Proc. 18th Annu. Int. Conf. IEEE/EMBS, Amsterdam, The Netherlands, file number in CD-ROM 104 (1996)
- 17) Yamada, H., Okada, M. and Kiryu, T. : Progress of muscle fatigue assessed by using evoked and volitional myoelectric potentials, in Proc of the 11th congress of ISEK, 186-187, The Netherlands (1996)
- 18) Bigland-Ritchie, B. : EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions, In : Porter, R. and Whelan, J. (Eds) : Human Muscle Fatigue, 130-156, Pitman Medical (1981)
- 19) 小川克徳, 木竜 徹, 齊藤義明: 動的運動時における筋活動状態の評価, 第 10 回生体生理工学シンポジウム, 261-264 (1995)
- 20) Kiryu, T., Takahashi, T., and Saitoh, Y. : Evaluation of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise using the proportion time-series of principal components, in Proc. 17th Annu. Int. Conf. IEEE/EMBS, Montreal, CANADA, 1201-1202 (1995)
- 21) Schurch, P. 著, 福地保馬, 川初清典, 須田 力共訳: スポーツ診断学 - 理論と実際 -, オーム社, 9-32 (1991)
- 22) 森谷敏夫, 根本 勇編: スポーツ生理学, 朝倉書店, 86-100 (1994)
- 23) 吉田敬義, 亘 弘: ³¹P-NMR による運動中の筋代謝の測定, 日本 ME 学会雑誌 BME 8(11), 2-15 (1994)
- 24) 浜岡隆文, 岩根久夫: 近赤外光を用いた運動中の筋組織の酸素動態, 日本 ME 学会雑誌, BME 8(11), 22-29 (1994)
- 25) 赤滝久美, 三田勝己: 筋音による筋収縮過程の推定, 日本 ME 学会雑誌, BME 8(11), 30-38 (1994)
- 26) 福本一朗: 生理的振戦の実験的研究, 電子通信学会技術研究報告, MBE95-21, 41-47 (1995)
- 27) 岡久雄, 藤原史朗: 筋硬度変化による筋疲労の評価, バイオメカニズム学会誌, 20(4), 185-190 (1996)



木竜 徹 (きりゅう とおる)

1977 年新潟大学大学院工学研究科修了。1985 年工学博士(東京工業大学)。1977 年新潟大学歯学部助手。1979 年新潟大学工学部助手。現在, 新潟大学大学院自然科学研究科教授。生体信号処理, 特に, 時間につれてシステムが変化する場面の解析を対象としている。表面筋電図では, スポーツやリハビリテーションなどフィールドでの活用をめざして, 多チャネル計測法, 筋疲労の評価法の研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会, 日本 ME 学会, 日本顎機能学会の会員。(バイオメカニズム学会正会員)。