Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

バイオメカニズム学会誌, Vol. 25, No. 2 (2001)

連 載

～口伝 表面筋電図篇～

ただいま処理中の巻

増田 正*

1．はじめに

前回までの連載で，きれいな表面筋電図を計測するところまできた．検出した筋活動電位をチャートに書き出して，原波形(raw EMG)を眺めることの重要性も指摘した．原波形を眺めるだけでも，動作のどのタイミングで，どの筋肉が活動したかは，十分に確認できる[7]．これは定性的分析法と呼ばれる．ハムもアーチファクトも原波形を見れば分かることが多いから，あれこれ処理した波形を眺めるよりも，定性的分析の方が確実なこともある．もし，原波形をじっくり眺めて問題が解決すれば，それが一番良い．

しかしながら，多くの場合には，その波形を処理し，振幅や，発火のタイミング，周波数などの特徴量を計算して抽出することになる[1]．さらに，それらの特徴量を，種々の条件下や様々な被験者間で比較して，何らかの結論を導くことになる．「この動作では筋活動が多い」とか，「熟練者群に比べて初心者群ではこのタイミングの筋活動が見られる」といった結論を導き出すためには，統計的な処理が必要になる．そのような場合には，統計的な比較の対象にできるような特徴量を，筋電位信号から抽出する必要が出てくる．

筋電位信号の特徴量として，最も重要なものが放電量すなわち平均振幅である．次には，やや専門的になるが，筋電位パワースペクトルの特徴量がある．この他に，スペクトルの変化を理解する上で重要になる筋線維伝導速度もあるが，紙面の都合上，ここでは取りあげない．

2．平均振幅

動作分析などの手段の1つとして表面筋電図を測る場合には，筋活動電位の平均振幅が対象となる．筋肉の放電量および放電のタイミングから，どの筋肉が，どの時点で，どの程度活動したかを知ることができる．筋肉が活動する状況には，スポーツなどのダイナミックな動きの場合もあるし，身体は動いてはいないで姿勢を維持するために筋肉が緊張を続けている場合もある．あるいは精神的な緊張に伴って，額や肩の筋肉に持続的な緊張が生じているような場合も考えられる．

平均振幅の特徴量としては，二乗平均平方根(RMS: Root Mean Square)と整流平滑化(ARV: Average Rectified Value)の2つがある．また，ARVに関連して，積分筋電図(IEMG: Integrated EMG)という量もある．

2.1. 平均振幅の特徴量

2.1.1. RMS

RMSは，一定の時間範囲の筋電位信号を二乗して，範囲内の平均を求めた後，平方根をとった量である．式で書くと，以下のようになる．

$$RMS(t)=\sqrt{\frac{1}{2T}\int_{-T}^{T}e^2(t+\tau)d\tau}$$

ここで，$e(t)$は筋電位信号で，(-T, T)が計算区間になる．筋電位信号の基線は0，すなわち平均値が0であるから，信号の標準偏差でもある[4]．より一般的に，積分を計算する際に重みを掛けて，

$$RMS(t)=\sqrt{\int_{-\infty}^{\infty}h(\tau)e^2(t+\tau)d\tau}$$

と書くこともできる．ここで，$\int_{-\infty}^{\infty}h(\tau)d\tau=1$になるようにh($\tau$)を設定する．h($\tau$)の取り方によって，積分区間を(-T, 0)とする事もできる．

対象とする区間を，少しずつ時間的にずらしながらRMSを計算することにより，RMSの時間変化波形が得られる．RMSは，アナログ回路で処理するのは少し面倒なので，通常は，AD変換してから計算機内で処理して求める．

2.1.2. ARV

振幅の絶対値を求めることを整流化(rectification)，整流化した波形を整流波(rectified wave)という[5]．整流波を，一定の時間範囲で積分するか，ローパスフィルタ(low-pass filter)をかけて平滑化したものが，ARVである．対象とする区間を少しずつ時間的にずらしながらARVを計算することにより，ARVの時間変化波形が得られる．ARVは，Rectified & Filtered EMGと呼ばれることもある[6]．RMSと同様な式を書くと，以下のようになる．

$$ARV(t)=\int_{-\infty}^{\infty}h(\tau)|e(t+\tau)|d\tau$$

ポリグラフ(多用途生体計測器)には積分器ユニットがあり，これを本体に挿すと，アナログ的にARV信号が得られる．ユニットの切替スイッチで，原波形を絶対値に変換してから平滑

2001年4月5日受付
＊産業技術総合技術研究所 人間福祉医工学研究部門
〒305-8566 つくば市東1-1-1
E-mail : masuda-tadashi@aist.go.jp

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

化する全波整流と，正極性あるいは負極性の部分だけを用いて平滑化する半波整流を選べる．どちらでも大差はないが，情報量からいえば全波整流の方が有利であろう．

図1に，断続的に肘関節を屈曲させて，上腕二頭筋から計測した筋電図と，それと同時に記録した収縮力の波形を示す．図1Bは積分器の出力である．全波整流で，平滑化の時定数は0.1 sとした．収縮力に応じてARVも変化するが，収縮力のピーク値が一定であるのに対して，ARVのピークは変動が大きかった．力は同じでも，筋肉への力の入れ方の微妙な差で筋電図に変化がでる．

RMSとARVの性質は似ていて，どちらを使っても大差はない．信号の物理的な意味づけからはRMSはパワーになるので，スペクトルとの対応はつけやすい．

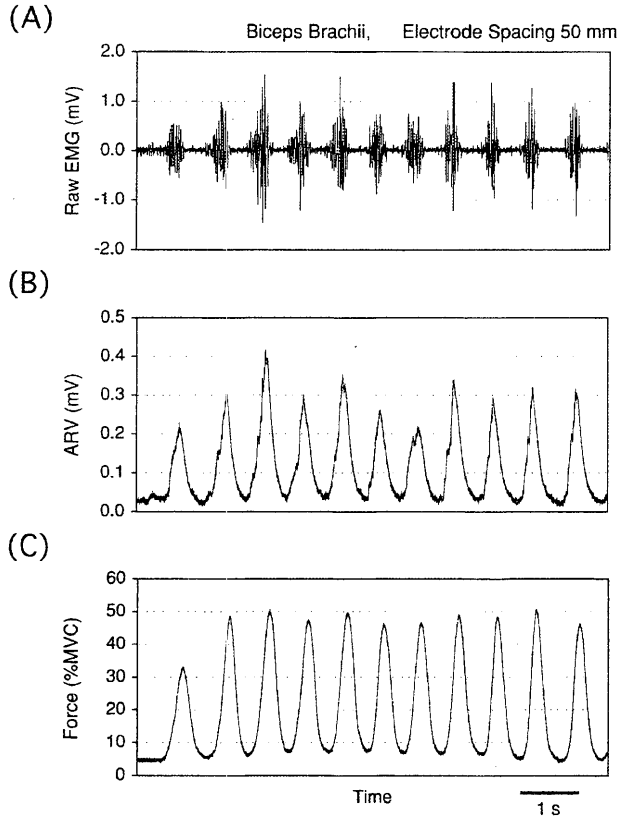


図1　(A) 表面筋電図の原波形、(B) 整流平滑化波形、(C) 収縮力

2.1.3. IEMG

ある時間範囲に渡っての整流波の積分値，すなわち総放電量は積分筋電図(integrated EMG)と呼ばれる．この場合，単位は電圧×時間[V.s]になる[4]．一方，ARVのことを積分筋電図と表現する例もある．ARVは，積分筋電図を積分時間で割ったものに等しいので，単位は電圧[V]になる[4]．論文などでは，混乱を招かないように，用語を定義して使う必要がある．

いずれの意味の場合でも，IEMGやiEMGと書く場合が多い．Iを小文字にするとiMacやi-modeのようで，おしゃれに見える．

2.2. 平滑化区間の長さと配置

RMSにしてもARVにしても，平滑化する区間の長さ，あるいはローパスフィルターの時定数によって，得られる信号が異なってくる．ローパスフィルターの時定数は，通常0.05-0.25 sが用いられる[2]．平滑化の区間を短くすると，発火のパターンは的確にとらえられるが，原波形にある波形の不規則さが残り，滑らかな波形にはならない．逆に，平滑化の区間を長くすると，収縮の変化に追いつかない緩やかな波形になる．どの程度の平滑化の長さにするかは，解析したい運動の種類に合わせることになる．いずれにしても，平滑化の区間の長さや，ローパスフィルターの時定数を，論文などに明記する必要がある[2]．

平滑化に関するもう1つの問題は，平滑化の区間を，(-T, T)のように基準とする時間の前後に取るか，(-T, 0)のように後に取るかである．アナログ回路でARVなどを求めると，対象とする時点よりも未来の信号まで取り込んで平滑化することはできないから，平滑化された信号は，過去の変化だけを反映する．その場合には，平滑化後のピークが，原波形のピークよりも遅れて表れる可能性がある．ピークの遅れは，ローパスフィルターの時定数によって異なる．

これに対して，AD変換した後に計算機で処理すれば，ある時点から見て，その過去と未来の区間の信号からRMSやARVを計算することができる．このようにすれば，原波形と平均振幅波形の間のずれはなくなる．ただし，活動の開始時点を，平均振幅波形の立ち上がりから推定したい場合には，原波形の活動開始時点よりも，平滑化後の方が早く変化が表れるように見えるので，注意が必要である．すなわち，平均振幅の波形において，ピークを見たいのか，立ち上がりを見たいのかに合わせて，平滑化の区間を設定する必要がある．なお，筋電図のピークにずれが生じないように配慮しても，力の発生がEMD (ElectroMechanical Delay)によってずれているので，素早い動作を対象とする場合には，タイミングの解釈に注意する必要がある．

2.3. 集合平均

もし，対象とする動作が，歩行や，サイクリング，水泳などの一定した周期の繰り返し動作ならば，動作に合わせて整流化された筋活動電位を加算平均することができる．これを集合(集団)平均(ensemble average)という．このようにすれば，積分区間を短くして，かつ滑らかな振幅波形を得ることができる．また，平均せずに単に重ね合わせて波形を描画するだけでも，アーチファクトの検出に用いることができる．

2.4. クロストーク

筋電図を検出している筋から放電が見られても，本当にその筋の活動を捉えているのかどうか，不安になることも多い．他の筋肉からの信号を検出することを，クロストーク (cross talk)という．肘の屈曲動作を考えてみても，1つの筋肉の収縮だけで成り立っているのではないし，関与する筋は，同じようなタイミングで放電するので，得られた筋放電がクロストークによるものかどうかは，簡単には見分けがつかない．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

これに対する1つの方法は，近くの筋肉から同時に筋活動電位を導出し，特定の筋肉だけに力を入れるように努力させて信号を見ることである．他の方法として，筋活動電位の伝播パターンを計測することも考えられる(図2)．伝播パターンが検出できれば，確かに目的とする筋肉の活動であることが分かる．ただし，どの筋でも伝播パターンが見られる訳ではないので，適用は限られる．

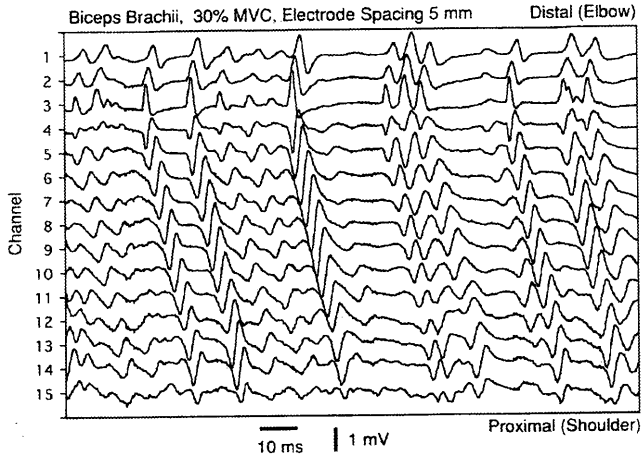


図2　多点表面電極列によって計測した筋活動電位伝播パターン

2.5. アーチファクト

筋電位信号にアーチファクトがのると，RMS や ARV が大きくなる．アーチファクトが入ったことは，原波形をみればある程度は分かるが，平滑化処理した信号からは，もはや確認することはできない．原波形が大切である1つの理由である．

アーチファクトが小さい場合には，原波形を見ても筋電位自体の変動に隠れて識別できなくなる．このような場合にも有効なのが，伝播パターンの検出である．アーチファクトが無い状態で明確な伝播パターンが検出できていれば，アーチファクトが混入すると，伝播パターンに乱れが生じて，容易に検出ことができる．

2.6. 収縮力との比較

筋電位信号は，振幅や周波数成分が収縮力に応じて変化するので，収縮力やトルクを規定する必要がある．このとき異なった被験者間での比較を可能にするために，収縮力を最大随意収縮力(MVC: Maximal Voluntary Contraction)で正規化(normalize)する[2]．MVC の発揮は，不慣れな被験者には難しいので，休憩を入れながら練習を行い，さらに実際の計測も2-3回繰り返し，ばらつきが小さいことを確認する．

動作解析で筋電図を計測する目的として，筋電図から筋収縮力を推定したいということも多い．このような場合には，MVC 時に得られた RMS や ARV の値で，目的動作の平均振幅波形を正規化する．ダイナミックな動きでは，動作時と MVC 計測時で，関節角度が異なっているであろうから，MVC 計測時の，関節角度や筋長を記録する．また，MVC を非等尺性で記録する場合には，関節角度や筋長の範囲，変化速度を記録して明記する[2]．

2.7. 関節角度の変化

関節角度が変わると，皮膚に貼り付けた電極と，筋肉の相対的な位置関係が変化する．神経支配帯がちょうど2つの電極の中間点に来ると，両側に伝播する筋活動電位が同相になり，互いにうち消し合って振幅が急に小さくなる可能性がある(図3)．

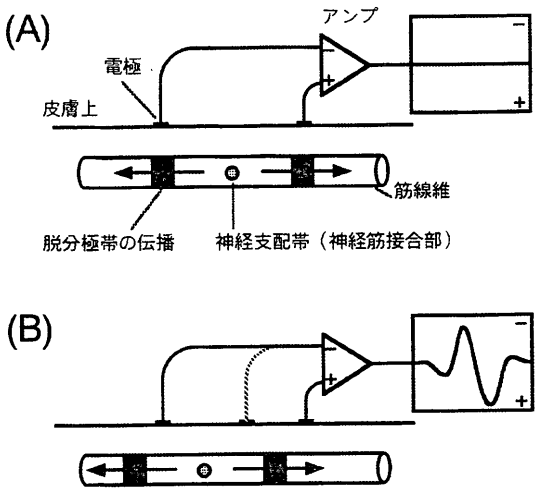


図3　神経支配帯と電極の位置関係によって変化する筋電位振幅。(A) 神経支配帯が電極の中間点にあると、電位がうち消し合って出力が小さくなる。(B) 神経支配帯が中間より少しずれていると、等価的に電極間隔が小さくなる

もちろん，このような状況が起こるのは，神経支配帯が狭い範囲に集中している特定の筋肉，特定の被験者に限られる．しかし，このような可能性を頭の隅に入れておかないと，動きの途中で急に筋力が低下したという誤った解釈になりかねない．

関節角度の変化に伴って神経支配帯から電極が離れると，神経支配帯から開始した興奮が検出されるまでの時間が延長する．反射の研究などで，関節を伸展，屈曲すると，反射が速くなる，あるいは遅くなるという，これまた誤った解釈が生じかねないので注意が必要である．

3．パワースペクトル

持続的な収縮を続けていると，筋活動電位がだんだん緩やかな波形を示すようになる[1]．これは筋疲労の影響といわれている．表面筋電図は多数の運動単位活動電位の和で，ランダムな変化を示すので，波形を眺めるだけでは，緩やかになった変化を定量化することはできない．このような場合には，スペクトル解析を行う．

ハムの混入が無いことを確認するためにも，スペクトルを見ておくことは有用である．逆に，入れたつもりがないハムフィルターがオンになっていることも，スペクトルを見ればすぐに分かる．

なお，スペクトル(spectre)はフランス語であって，英語ではない．英語ではスペクトラム(spectrum)である．パワースペクトルは，英語とフランス語が混在している．英語で統一すれば，パワースペクトラムになる．さらに厳密には，周波数 1 Hz 当た

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

りのパワーなので，パワースペクトル密度関数(PDS: Power Density Spectrum)と呼ぶ[2]．

3.1. パワースペクトルの計算

スペクトルの計算には，フーリエ変換を用いる．また，線形予測法で計算する方法もある．スペクトルの計算は，生体信号処理用の専用シグナルプロセッサや，パソコン用の信号処理ソフトで行える．フーリエ変換したスペクトルは，強度と位相に分かれるが，問題になるのは強度の方である．そのため強度をパワーで表した，パワースペクトルが用いられる．

パワースペクトルにおいて，横軸の最大値，すなわち最大周波数は，AD 変換したときのサンプリング周波数になる．一方，周波数の刻みは，フーリエ変換した信号の長さで決まる．例えば，AD 変換を 4096 Hz で行い，2048 点，すなわち 0.5 秒間の信号をフーリエ変換すると，最大周波数は 4096 Hz で，周波数の刻みは 2 Hz になる．周波数の刻みを細かくしたければ，信号を長くする．誘発筋電位のスペクトルを求める場合などでは，元々の信号の持続時間が短い．これをそのままフーリエ変換すると，周波数の刻みが荒くなる．そこで，対象とする信号の後に 0 をつなげて長くすると，周波数の見かけ上の分解能が上がる．これをゼロ詰め(zero padding)という．

スペクトル解析しようとする筋電位信号を，そのままフーリエ変換にかけたのでは，信号の両端が急激に変化し，スペクトルに歪みを生じる．これを軽減するために，フーリエ変換の前に窓関数(window function)をかける．窓関数としては Hamming, Hanning, Tukey 等がある[2]．元々の信号が長ければ，余り影響は無い．自分で色々試して，どのような結果になるのかを調べおくと良い．

これらの処理方法はスペクトルに大なり小なり影響を与えるので，論文等に書くときには，計算に使ったデータ区間の長さ，ゼロ詰めの長さ，窓関数の種類を明記する[2]．

3.2. スペクトルの特徴量

パワースペクトルは波形なので，それだけを見ていても，例えば 2 つのスペクトルの，こちらの方が低周波成分が多いなどといった，定量的な比較はできない．そこで，スペクトルを処理して，特徴的な数値を計算する．このような特徴量には，平均周波数(MPF: Mean Power Frequency; MNF: MeaN power Frequency)[3]や中央周波数(MDF: MeDian power Frequency)がある．平均周波数だけならば MPF と書くのが素直だが，中央周波数の頭文字も MPF になってしまうので，両方使う場合には MNF, MDF と表記する[2]．

3.2.1. MNF

MNF は，以下の式で表される．

$$MNF = \frac{\int_0^\infty f \ \ P(f)df}{\int_0^\infty P(f)df}$$

ここで，$P(f)$はパワースペクトル，f は周波数を表す．MNF は，スペクトル分布の重心になる．スペクトル全体が低周波に変化すると MNF は小さくなる．

3.2.2. MDF

MDF は，以下の式で表される．

$$\int_0^{MDF} P(f)df = \int_{MDF}^\infty P(f)df$$

MNF という数学的に素直な量があるのに，なぜ MDF を使うかという理由の 1 つは，MDF が高周波成分に含まれるノイズの影響を受けにくいことである．本来筋活動電位の信号がない周波数に，アーチファクトや計測器や信号線から高周波の雑音が乗ると，MNF は高周波側に引きずられやすい．MDF ももちろん影響を受けるが，MNF よりは受けにくいとされている．

3.3. スペクトルの形を決める要因

スペクトルの形を決めるのは，1 つ 1 つの運動単位活動電位(MUAP)の波形と，それらの発射パターンである．スペクトルの 40 Hz 以上の部分は MUAP の形で決まり，40 Hz 以下の部分に発射頻度などの発射パターンの影響が表れるといわれている[1]．

双極電極が神経支配帯を挟むような位置にあると，検出される電位が打ち消し合って振幅が小さくなる．このことは，等価的に電極間隔が小さくなっていると考えられるので，スペクトルにも影響がでて，通常は，周波数が高くなる．関節角度が変化するような動的な運動では，電極がたまたま神経支配帯を挟んだ位置に来る関節角度で，急に MNF, MDF が高くなったように見えることがある．この点も解釈を誤らないように注意する必要がある．

3.4. ディップ周波数

双極導出に用いる 2 つの電極の下を筋活動電位が一方向に伝播する場合を考える(図 4)．伝播する波を空間周波数に分解して，1 つの周波数の正弦波を見ると，電極間隔と波のピーク間隔が一致するような空間周波数の場合，検出される波が同相になり，互いに打ち消し合って出力は 0 になる．これがパワースペクトルのディップ(窪み，dip)である[1]．この周波数をディップ周波数と呼ぶ．式で書くと，$f=n*v/d$ にディップ周波数が生じ

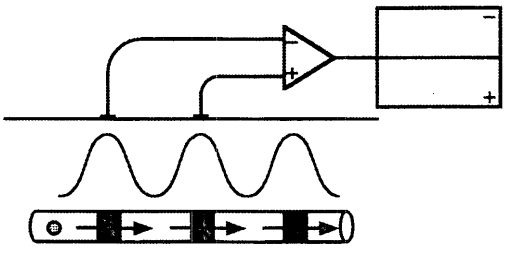


図 4　ディップ周波数の発生。伝播する活動電位の空間的な波長と電極間隔が一致すると筋活動電位の出力が 0 になる。これが、パワースペクトルではディップ(窪み)として表れる。

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

る．ここで，fは周波数[Hz]，nは自然数[1,2,3,...]，vは筋線維伝導速度[m/s]，dは電極間距離[m]である．

等尺性の一定収縮下で計測した筋電図を図5に，それのパワースペクトルを図6に示す．パワースペクトルは，4096 Hzでサンプリングした1 s長の信号にHanning窓をかけてフーリエ変換し，それを10回分平均して求めた．図6Bに示すように，Logスケールにするとディップ周波数が明瞭になる．この例では，ディップ周波数が100 Hzだったので，伝導速度は4 m/sと推定される．

ディップ周波数が上記の式で計算できるのは，双極電極が神経支配帯からみて，どちらか一方の側にあり，電極の間に神経支配帯が無い場合である．図3のように，神経支配帯を挟んで電極を配置すると，振幅が小さくなるだけでなく，ディップも別の周波数に移る．

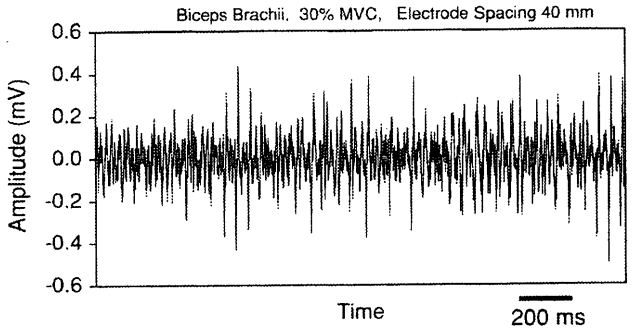


図5　パワースペクトルの計算に用いた表面筋電図波形(一部)

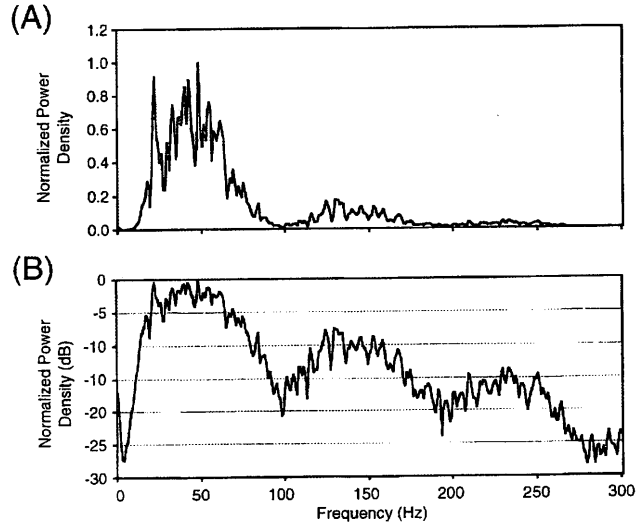


図6　図5の表面筋電図から計算したパワースペクトル。
(A) 最大値で正規化、(B) さらにデシベル表示に変換

4．まとめ

筋電位信号を処理するということは，時系列としての波形データを，振幅値や，平均周波数などの数値に変換することである．これは，1次元の波形データを数値データに縮約する過程といえる．数値データとなってはじめて，様々な収縮条件や被験者間での比較が可能になる．そして，このような比較を通して，筋肉の活動パターンや，疲労などの内部変化を調べることができるようになる．

参考文献

1) Basmajian, J.V. and De Luca, C.J.: Muscles Alive, 5th ed, Williams & Wilkins, Baltimore (1985)
2) Standard for Reporting EMG Data, J. Electromyogr. Kinesiol. の各号の巻末および http://shogun.bu.edu/isek/publications/standards/index.html に記載
3) 加藤象二郎，大久保堯夫，編：初学者のための生体機能の測り方，日本出版サービス，159-163 (1999)
4) 小林茂夫：表面筋電図の測定，処理，分析，J. J. Sports Sci., 2 (9), 671-685 (1983)
5) 深代千之，桜井伸二，他：スポーツバイオメカニクス，朝倉書店，115-119 (2000)
6) 三田勝己：筋電図計測，BME, 5 (1), 33-40 (1991)
7) 吉澤正尹：筋電図－表面筋電図の記録・分析入門－，J. J. Sports Sci., 14 (1), 89-98 (1995)

NII-Electronic Library Service