Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

バイオメカニズム学会誌，Vol. 25, No. 3（2001）

連　載

～口伝　表面筋電図篇～

本物をゲットしようの巻

木　竜　　徹*

1．はじめに

連載が進むにつれ，読者の方々には表面筋電図がわりと身近な存在に感じてきただろうか．それでは，いよいよ実際の場面で解析や評価を行ってみよう．ただし，表面筋電図には期待している筋活動以外の信号(アーチファクトやクロストーク)も含まれている．そこで，“本物”の筋活動を手に入れるための解析法，評価法が必要となる．ここでは，運動時での計測，動作識別，運動単位の分離を例に解説する．また，様々な方法が提案されているスペクトル解析法で表面筋電図の周波数成分がどの様に表現されてくるのかを示す．最後に，筋張力の減少と筋疲労との区別について考えてみよう．

読者は，表面筋電図で解析したいものが何であるのか意識しながら読んでみてほしい．それには，表面筋電図が含んでいる情報がどの様な場面でどの様に現れてくるのかを良く理解しておく必要がある．つまり，計測によって得られた情報が“本物”かどうか，解析結果の評価が行える力を養っておく必要がある．

2．運動時の筋活動

解析や評価を行う前に，何が計測されたかを押さえておく必要がある．表面筋電図を利用する場面では，研究や医学的な側面が強い場合には一定随意収縮運動が，フィールドや工学的な側面が強い場合には動的運動が対象となることが多い．

運動に伴う様々な変化は，アーチファクトも含め，それ自体，情報となるかもしれない．しかし，“本物”の表面筋電図をねらうならば，収縮の程度を変えた一定随意収縮運動時の表面筋電図をよく観察し，どんな波形が観測されてくるのかよく見ておこう．これが，動的運動時の表面筋電図を処理する上で役立つ．表面筋電図は，神経インパルスが表面電極に到達するまでのまでの間に，様々な情報が加わったり，減衰させられたりして観察されたものである．この経路で関与する情報には，役立つ情報もあれば，雑音となる情報もある．たいていの場合，表面筋電図とそれ以外の雑音とは周波数成分が異なるので，判別がつくことが多い．問題は，動的運動時に，これらの情報がいつどの様にして関与するかである．

一定随意収縮運動では，比較的，これまでの連載で述べられてきた方法を実現しやすい．つまり，“本物”がどれかはたいてい見分けがつく．しかし，最近，様々な分野で利用されている動的運動時の表面筋電図計測では，計測の条件を厳密に満足させることが難しい．特に，これまでの連載で幾度となく登場したように，アーチファクトの混入と，活動している筋線維や神経支配帯に対する表面電極の位置に注意を払わなければならない．

アーチファクトを取り除くには，通常のハイパスフィルタで十分な場面も多い．この場合，対象とする表面筋電図の周波数成分がどれくらいの周波数範囲で存在しているのかを，事前に探っておく必要がある．なお，激しい運動では，フィルタ係数を信号の局所的性質によって制御する非線形フィルタ[1]の導入を検討してほしい．

一方，双極表面筋電図への神経支配帯の影響を避けるには，筋活動を広い範囲でとらえる多チャンネルアレイ電極が役立つ．すなわち，アレイ電極と神経支配帯との相対的位置関係が表面筋電図の評価指標に与える影響が分かっていることを利用する．つまり，多チャンネルアレイ電極を構成する各チャンネル毎の評価指標を比較することで，神経支配帯の影響を受けない“本物”の評価指標を手に入れることができる．この際，神経支配帯が評価指標にどの様な影響を与えるか，事前に調べておこう．なお，厳密に神経支配帯の影響を補正するには，時間につれて変化する神経支配帯の位置を知る必要がある[2]．

3．動作を識別する

現在，表面筋電図の応用の多くは，対象とした単一の筋肉の筋張力や運動に伴う複数の筋肉の活動を探るものである．これらの研究は，基本的にはバイオメカニクスの範疇であり，表面筋電図は筋張力やトルクを推定するために使われる．また，伸張反射のような筋運動制御系の解析では，α運動ニューロンや筋紡錘の働きを議論する．この様なストレートな研究とは別に，実用的な側面からのアプローチも多い．

1970年代後半から1980年代にかけての義手制御では，表面筋電図による動作識別が話題となり，表面筋電図のパラメトリックなスペクトル解析[3]あるいは多変量解析[4]が成果を上げた．パラメトリックなスペクトル解析とは，音声信号処理などで発達した線形予測法である．線形予測モデルによって，表面筋電図が持つ周波数成分の特徴を数個から数10個程度のパラメータで表現できる点は魅力的である．また，これらのパラメータと生理的要因との関係を示唆する研究もある．しかし，線形予測モデルは工学的には有効であっても，厳密な表面筋電図の生成モデルとしては適当ではないであろう．いずれにして

2001年5月28日受付
＊　新潟大学大学院自然科学研究科　情報理工学専攻
〒950-2181　新潟市五十嵐2の町8050番地
E-mail: kiryu@bc.niigata-u.ac.jp

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

も，複数の筋肉の表面筋電図から得られる情報を整理して，動作識別に利用するには，主成分分析や判別分析などの多変量解析が必要となる．

1990年頃になると，人工ニューラルネットワーク(ANN)を利用した運動制御機構の非線形システムの研究が登場する．例えば，表面筋電図と関節トルク間の複雑な非線形システムをANNでモデル化する方法である．また，動作と複数の筋活動とをANNで関係づけることもできる[5]．これによって，どの時点でどの筋が主に活動しているのかを推定できる．ここで注意しなければならないのは，正確に表面筋電図を計測しなくとも，ある程度，ANNで動作を識別できることである．つまり，運動時の人工的な雑音(アーチファクト)等の筋活動以外の様々な情報を含んでいても，その情報が動作の識別に役立っていれば，ANNは動作を識別してくれる．ただし，これは目的としているものが神経筋系の情報ではないから許される話である．

実際に，動作識別に必要な“本物”の情報が何であるかを意識した対応が必要である．“本物”の情報は，この場合，有効で再現性のある情報と読み替えられる．

4．運動単位の分離

運動の指令は脳や脊髄(反射の場合)からやってくる．つまり，大脳皮質の運動野から発する錐体路ニューロンの活動(スパイク数)は筋張力と関係がある．従って，表面筋電図の本質は神経筋制御系のふるまいに関する情報である．例えば，ほぼ一定の筋張力が観察されていても，運動単位(MU: Motor Unit)レベルでの活動が一定である保証はない．さらに複数の筋肉が関係する関節トルクとなると，関節トルク一定に対して様々なMU発火テーブル(MU firing table)のバリエーションが存在する．従って，漠然と筋力を見ている限りでは，筋力が減少した場合に，これが筋疲労によるものなのか，随意的に筋張力を減少させたことによるものなのかを判断することはできない．

このような場合，MUのfiring tableを手に入れたくなる．筋肉が収縮するときには二つの生理的要因が主に関係する．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．個々の運動単位活動電位(MUAP: MU Action Potential)波形は，支配される筋線維の数や電極からの相対的距離によって波形が異なる．表面筋電図はこのような数多くのMUAP波形を時空間的に重畳して観察したものであることを思い出そう．

さて，筋肉の収縮につれて，幾つかの種類の筋線維が順番に活動することが知られており，新たに参加するMUAP波形を順にライブラリ化することによって，複合筋活動電位を複数のMUAP波形へと分解する事ができる．その結果，MU毎に神経インパルスのfiring tableが求まる．これによって，様々な条件下での複数のMUの振る舞いを調べることができる．

LeFeverとDe Luca[6]は，計測法の工夫と統計的手法で，針筋電図で観測した複合筋活動電位を複数のMUAP波形へと分解した(図1)．この方法では，1本の針に4本のワイヤ電極を通して異なる3方向から複合筋活動電位を計測し，その観測位置によるMUAP波形の違いをみながら，弱い収縮時に出現するMUAP波形から順にリストアップする．この際，類似するMUAP波形の発火時刻を調べていく．2つ以上のMUAP波形が重畳した部分では，それまでにリストアップしたMUAP波形を順に差し引いて，誤差が白色雑音になるようにする．この際，既に出現したMUAP波形のインパルス時間間隔を参考に差し引く候補を決める．また，これまでのMUAP波形とは全く異なるMUAP波形が出現した場合，これを新たにライブラリに加える．以上のようにして，“本物”のMUAP波形の種類を識別しながら，複合筋活動電位を分解する．これによって分離できるMU数は10数個程度，収縮力は100%MVCまで可能である．このように，複合筋活動電位をMUAP波形と神経インパルス列のライブラリへと分解するには，生体信号計測の経験や生理的な知識が必要となる．

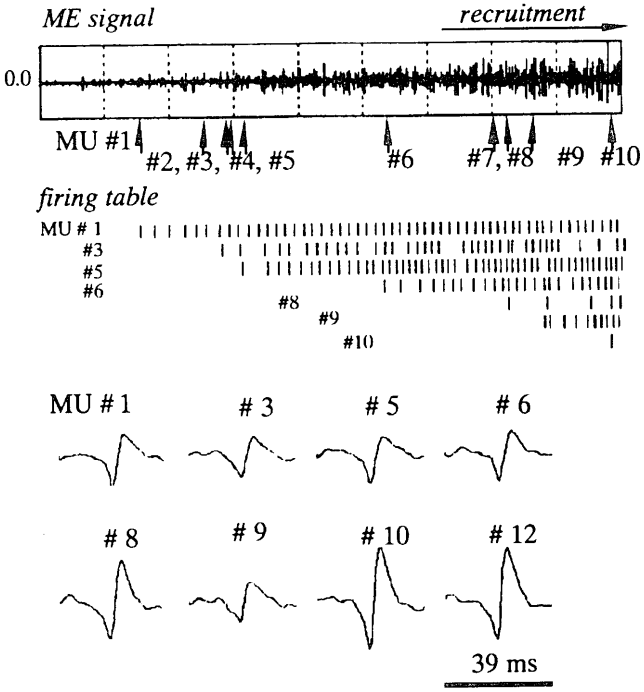


図1　MUデコンポジション．上段から表面筋電図，MU毎のfiring table，MU毎のMUAP波形．

さて，MU firing tableへの分離では針電極を使うことが一般的である．しかし，針電極は一般には簡単ではない．実は，電極間隔を狭くした双極差動導出による表面筋電図でも，ある程度は針電極と同じような波形を計測できる[7]．ただし，皮膚から比較的浅い部分のMUの活動が対象であるが．これが可能となるのは，双極差動導出の電極間隔が空間フィルタの役割をしているからである．つまり，電極間隔を狭くすることでMUAP波形どうしが重なり合わないように高周波成分を強調できる．この場合，針電極で計測した波形と似たような信号が得られるので，ある程度，同様な方法で分解できそうである．De Lucaらが使用した4本のワイヤを入れた針電極と同様な計測ができれば，さらに分解能力を高めることができるであろう．

5．スペクトル解析の限界

表面筋電図のスペクトル解析の目的は何だろう？実際は，神経生理学的な意味の探求や，動作識別のためのパラメータ抽出

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

などが目的であろう．それでは，目的が決まったとして，様々な解析方法のどれをどんな基準で選択したらよいのか？つまり，スペクトル解析には様々な方法が開発されてきており，選択する方法によっては，十分な情報が得られなかったり，間違った結果が得られることに注意が必要となる．

1960年頃に始まった表面筋電図のパワースペクトル推定法として，生理学的な研究ではフーリエ変換が用いられ，義手制御での表面筋電図解析ではモデルパラメータからのパワースペクトル推定が行われてきた．フーリエ変換が支持されるのは，他の方法に比べその理論のわかりやすさにある．一方，モデルパラメータを用いる最大の理由は，時間につれて変化する場面での推定が可能であること，つまり，短時間で周波数成分を推定できること，モデルパラメータを動作識別や制御に使えること等である．

そんな中，1990年前後に，時間につれて変化するパワースペクトルを推定するための様々な方法が提案され，表面筋電図の動的運動時での解析にも試みられるようになってきた．すなわち，短時間フーリエ変換(STFT: Short-Term Fourier Transform)，ウイグナー・ビレ分布(WV: Wigner-Ville)，ウエーブレット変換(WT: Wavelet Transform)，さらにマッチングパシュート(MP: Matching Pursuit)法等の様々な方法が登場した[8]．これらのうちどれを使うかの選択基準は，表面筋電図を解析しようとする目的にかなう結果を分りやすく示してくれるかどうかという点である．

注目すべきは，このようにいろいろな方法が Mathematica (http://www.wolfram.com/)や Matlab(http://www.mathworks.com/)等の市販のソフトウエア，さらに方法を提案している研究者の Website から入手できることである．手軽であるがゆえに，利用した解析法が目的とする対象をうまく表現しているのか否か，常に注意しなければならない．

図2はスキー運動時のターンを行っているときの表面筋電図(前脛骨筋)を STFT, WT, MP で解析したものである．すべて，横軸を時間，縦軸を周波数とした時間周波数表現である．なお，このターンは滑走開始後約 60 秒後で計測したもので，大体このあたりで筋疲労によるきつさが自覚され，転倒しやすくなる．時間周波数表現によれば，紡錘状の筋活動の前半と後半とで周波数成分に違いが見られ，STFT 法に比べて MP 法ではこの特徴が顕著である．これは，何を意味しているのであろうか？“本物”の MU の活動と関係はあるのだろうか？

例えば，Boxtel[9]は，表面筋電図のフーリエ変換によって推定されるパワースペクトルの概形は MUAP 波形によって決まり，インパルス頻度は低い周波数帯域でわずかにピークが見える程度であると記述している．しかし，パワースペクトルからインパルス頻度を推定する方式はあまり期待しない方がよい．その理由は，実際には，数多くの筋線維がリクルートメントの順序に従って活動し(時間につれて変化している)，MUAP 波形も1種類ではないからである．また，MUAP 波形の形状に大きく影響を与える伝導速度も1種類ではない．この様に神経生理学的な仕組みと計測される表面筋電図との関係は，細かい点で複雑である．そこで，これらの制約を取り除く方法として，解剖学的知識と電磁界の電気生理学的知識とを加えて，より精密な表面筋電図シミュレーションモデルで解析を進めようとする研究がある[10]．

現在，高性能な PC の登場によって，表面筋電図シミュレーションの流れは加速しそうな気配がある．その根底には，表面筋電図に影響を与える要因が出そろってきており，それらの要因が評価指標にどの程度影響を与えているのかを，シミュレーションですばやく予測したい願望があるのだろう．例えば，2000 年6月に札幌で開催された ISEK2000 (International Society of Electrophysiology and Kinesiology：Website, http://shogun.bu.edu/isek/ を参照)の会場で配布された SENIAM Project の CD-ROM には，ヨーロッパ各国の研究者が持ち寄った表面筋電図シミュレーションプログラムが収められていた．ただし，表面筋電図シミュレーションはあくまでも神経インパルスから表面筋電図までの観測プロセスを真似ているだけであって，例えば，MU firing table など実際の運動時の生理データを入れないと“本物”に近づけない．

6．筋張力の減少と筋疲労との区別

表面筋電図に研究者が最初に期待したものは筋張力の推定である．すでに 1950 年代，IEMG(あるいは iEMG)を評価指標とする筋張力の推定が始まり，その後，いくつかの評価指標と筋張力との関係が調べられた．その結果，筋張力の発現が主に MU

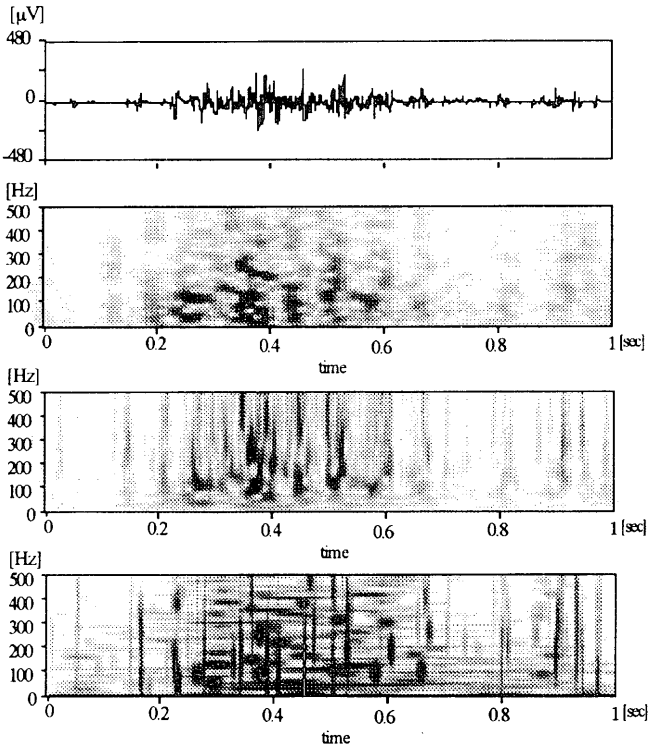


図2　スキー運動時での表面筋電図(前脛骨筋)のスペクトル解析．上段から表面筋電図，STFT, WT, MP での解析結果．MP による結果は，STFT と WT による結果の双方の特徴を持っているように見える．なお，このターンは滑走開始後約60秒後で，急斜面の終わりに相当する場所である．転倒はこのあたりで起きることが多い．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

リクルートメントで行われるサイズの大きな筋ほど，筋張力とRMS(Root Mean Square)との間に非線形性が現れるといわれている[11]．一方，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．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周波数にその成分が集中する特徴があり，多くの研究者がそのことを報告してきた．しかも，筋疲労しやすい筋線維は浅層にあり，表面電極でとらえることが容易であった．筋疲労時では，活動しているMUAP波形の形状(振幅や持続時間など)は，時間につれて様々な影響を受けて変化する．特に一定随意収縮ではMUAP波形の持続時間が長くなる現象が簡単に計測できる．持続時間が長くなることが，表面筋電図のパワースペクトルを低域周波数にシフトさせると言われている．しかし，筋疲労による筋張力の低下は，活動するMU数の減少でもある．ここで，個々のMUAP波形には違いがあるため，MU数の減少もパワースペクトルに影響を与えることになる．これらのことを考えると，筋疲労時ではパワースペクトルが低域に集中すると記述しておいたほうがよさそうである．

ところで，MU数の減少は筋疲労ではなくとも故意に力を減少させた場合でも同じである．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では，評価指標に違いは見られるのであろうか？実際には，表面筋電図の振幅値情報(ARV: Average Rectified Value，RMS: Root Mean Square など)や周波数情報(MDF: MeDian power Frequency，MNF: MeaN power Frequency)には際立った違いが見られない(図3)．この識別に，2チャンネルの表面筋電図を主成分分析する方法が有効であると報告されている[12]．すなわち，表面筋電図のARVとMNFを求め，2チャンネル2種類の時系列から一定区間長毎に主成分分析を行って固有値時系列を比較する方法である．主成分が筋活動にかかわる生理的変化を直接的に表すわけではないだろうが，多次元評価指標に含まれている相関性の強い情報を整理し，単独の評価指標では見いだせない特徴の違いを探る方法として，今後も検討していく必要があろう．さらに，主成分分析を拡張した独立成分分析も注目されている．これらは，周波数分析とは異なるアプローチで観測信号をその構成要素である主要成分へと分解する方法として魅力的である．

7．表面筋電図は万能ではない

最後に，表面筋電図が万能ではない，すなわち，幾つかのものは他の方法でも推定できることを示すことによって，表面筋電図の得意とする対象を明らかにしておきたい．

MU firing tableに関しては，1980年頃から報告が多くなってきている筋音[13]が対抗馬である．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磁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言われている．

他の筋疲労評価法[14]については近赤外光が良く知られている．近赤外光オキシメータは非観血的に動脈血中の酸素飽和度を計測する．なお，筋の生理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，筋そのものの振えや筋肉の機械インピーダンスを計る方法もある．これらは，手軽さの点では筋電図と同様であろう．

以上，2つの例をあげたが，まだまだ他にもある．筋疲労を調べようとする方法は実用性，有効性，精度などの観点から，対象とする課題へどれが適用できるかを調べておく必要がある．

表面筋電図は万能ではないが，もっとも手軽に計測できて，様々な情報を含んだ生体信号である．特に，筋を特定する場合は神経インパルス，筋張力，筋疲労に関連した情報，動作時の複数の筋を対象とする場合は動作への各筋毎の寄与(筋張力，筋疲労に関連した情報)を明らかにすることを得意とする．

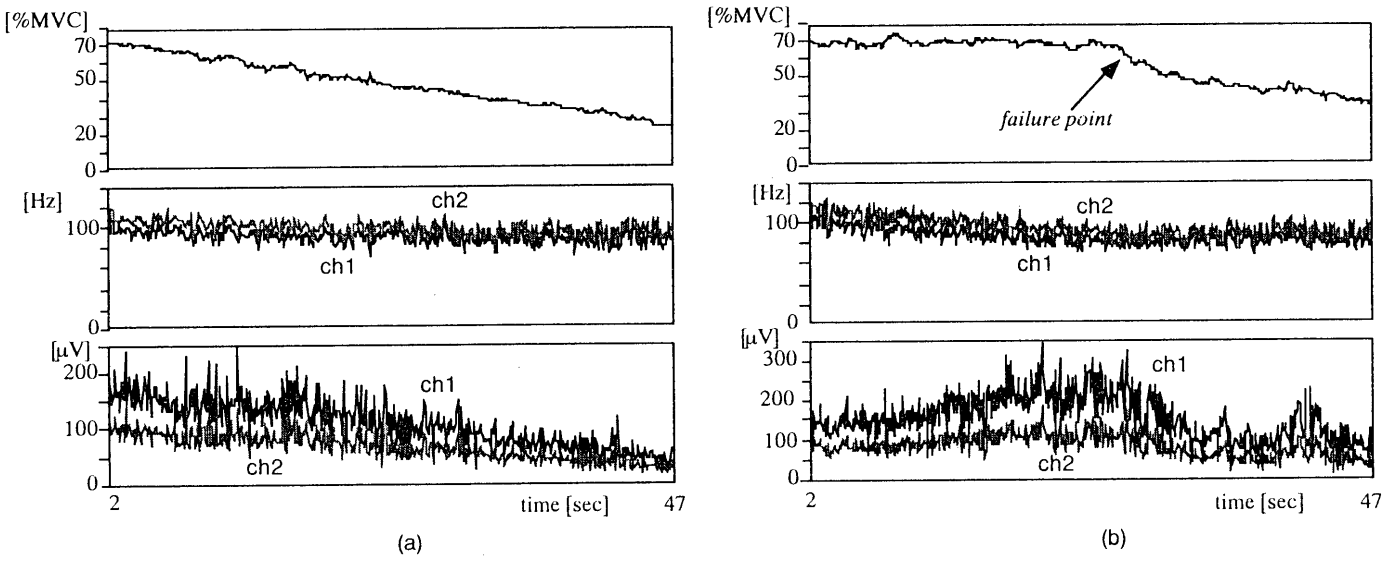


図3　(a)故意に筋張力を減少させる場合と(b)筋疲労による筋張力の低下での計測結果．上段より，最大随意収縮の割合で表示した筋張力，MNF，ARV．Failure point以後のMNF，ARVの変化の様子はよく似ている．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

8．おわりに

ダイナミックな運動時の複雑な生体機能の変化を表面筋電図から解析することは，バイオメカニズム，生理学，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．発生メカニズムは異なるが，表面筋電図は音声や脳波と似ている．そのため，音声や脳波解析で導入されたいろいろな生体信号処理技術が応用されてきた．当然ではあるが，表面筋電図の生体信号処理では，神経筋活動であることをしっかりとわきまえた解析・解釈が必要である．生体信号処理による解析結果を議論する際には，生理的要因が結果に影響を与えている証拠を，利用した解析法とは別におさえておく必要がある．例えば，「取り扱い注意の巻」の図4等を場面場面に応じて作成しながら，結果を検討していくことを勧める．

本文では，説明が十分でないところもあったと思われる．補足説明をインターネット上のEMG Website (http://earc.bsp.bc.niigata-u.a.cjp)に掲げておくので，興味にある方は参考にして頂きたい．また，この連載に対する感想や質問も，earc@bsp.bc.niigata-u.ac.jp で受け付けている．

すでに連載を読み終えた読者にとって，表面筋電図は心電図同様に生体機能を探るツールとして使えそうに思われたことであろう．このツールを生かして次のステップへと考えをめぐらしてほしい．例えば，運動そのものについては筋活動だけにこだわるべきではなく，脳を意識した解析が今後は必要であろう．脳は運動指令を出すだけでなく，運動に対する生体機能の調節（自律神経活動から動機づけまで）に様々なレベルで関与している．図4はそれを漠然と表したものである．今後の構想の参考になれば幸いである．

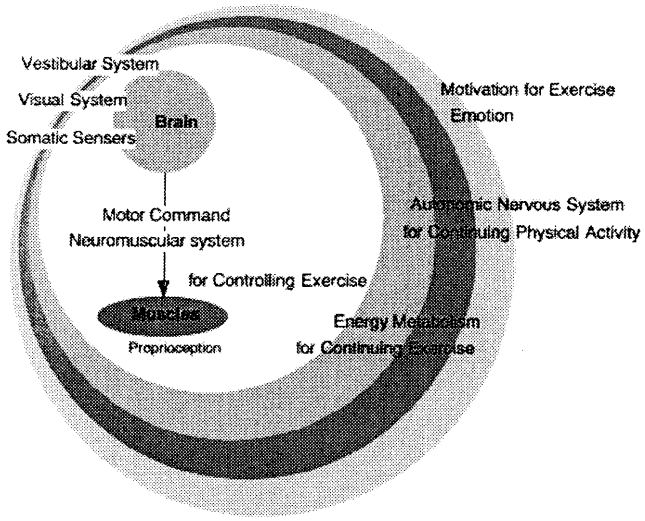


図4　運動に関与する脳．運動指令は筋へ向かい，表面筋電図として計測される．運動の維持には循環器系を制御する自律神経系が関与する．さらに，運動の動機づけがその外郭にある．

参考文献

1) 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，J71-D(8)，1832-1838(1989)
2) Kaneko H., Kiryu T., Saitoh Y. : Compensation for the distortion of bipolar surface EMG signals caused by innervation zone movement, IEICE Trans. Inf. & Syst. E79-D(4), 373-381(1996)
3) Graupe G., Cline W. : Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control purposes, IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. SMC-5, 252-259(1975)
4) 山田雅史，丹羽信善，内山明彦：筋電の周波数成分と振幅成分を用いた義手制御，医用電子と生体工学，18(2), 133-138(1980)
5) 小池康晴，川人光男：表面筋電信号を入力とするダイナミクスモデルを用いたヒューマン・インターフェース，電子情報通信学会論文誌，J79-A(2), 363-370(1996)
6) LeFever R., De Luca CJ. : A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials part I: Technique, theory, and implementation, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29(3), 149-157 (1982)
7) Reucher H., Rau G., Silny J. :Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: Part I - Introduction to measuring technique and applications, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-34 (2),98-105(1987)
8) 木竜　徹：生体信号の Decomposition, 第 14 回生体・生理工学シンポジュウム論文集，神戸，3-7(1999)(http://earc.bsp.bc.niigata-u.a.cjp からでも入手できる)
9) Boxtel A.V., Schomaker L.R.B. : Motor unit firing rate during static contraction indicated by the surface EMG power spectrum, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30(9), 601-609 (1983)
10) Nandedkar S., Stalberg E., Sanders D. : Simulation techniques in electromyography, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32 (10), 775-785 (1985)
11) Basmajian J.V., De Luca C.J. : Muscles alive, 5th edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Chapter 7 (1985)
12) Nakamura Y., Kiryu T., Saitoh Y. : Multivariate analysis of multichannel surface myoelectric signals to determine muscular fatigue, Method of Information in Medicine, 36, 302-305 (1997)
13) 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)
14) 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，特集　運動時の代謝量の測定，8(11)，22-29 (1994)

NII-Electronic Library Service