Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

バイオメカニズム学会誌，Vol. 24, No. 4（2000）

連　載

～口伝　表面筋電図篇～

取り扱い注意の巻

木　竜　　徹*

1．はじめに

著名な数学者であったノバート・ウイナーが「サイバネティックス，動物と機械における制御と通信」を著したのが，今から50年以上も前の1948年のことである．彼は，「筋電流を利用して動く義手」の研究を医学者と共同で行った．その中で，筋肉の活動をシステマティックにとらえ，人工の筋肉運動知覚の考えから新しい概念，サイバネティックスを登場させたのである．これは，後にボストンアームとして具体化する[1,2]．ノバート・ウイナーが注目した筋肉運動知覚での中枢制御系に係わる情報は，筋電流，すなわち筋電図である．その後，1970年代後半ころから1980年代にかけて，義手の制御や動作識別を目的とする研究で，表面筋電図のパラメトリックなスペクトル解析や多チャネル電極による多変量解析が好まれた．1990年ころになると，人工ニューラルネットワークを利用する研究が盛んになり，一方で，バーチャルリアリティや手話等では指の動作をコンピュータに取り込む際に表面筋電図が使われるようになった．また，スポーツ科学やリハビリテーションでは表面筋電図は必須である．

このように現在，表面筋電図は電気生理学的な基礎研究や臨床医学だけでなく，スポーツやリハビリテーション，さらにバーチャルリアリティへと応用範囲を広げてきている．その一方で，手軽さから安易な計測データの解釈が気になるようになってきた．そこで，4回のシリーズで計測・解析・評価の際に重要なポイントを解説する．

2．筋活動をとらえる

筋活動は，一本の運動神経に支配された幾つかの筋線維を一つの単位として起こる．この単位を運動単位(MU：Motor Unit)と呼ぶのはご承知の通りである．運動神経の興奮は，神経インパルス列として，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気的興奮が伝播し，それによって筋張力が発生する．この筋張力の発生は筋肉内にある固有のセンサ(筋紡錘や腱器官)でとらえられ，筋張力の調節が行われる．これが，筋肉活動の大まかなシナリオであり，さらに幾つもの筋肉によって様々な動作が実現する．

2000年8月7日受付
＊新潟大学大学院・自然科学研究科
〒950-2181　新潟市五十嵐二の町8050番地
E-mail : kiryu@bc.niigata-u.ac.jp

この筋肉活動を神経筋制御系の立場からとらえるにはどうしたらよいか．実際には，電極を用いて筋活動電位(筋電図)を計測することになる．この際，特定の筋線維の活動を探ろうと思ったら針電極がよい．しかし，比較的計測が容易で通常の目的には表面電極で計測した表面筋電図で十分である．ここで，電極は筋肉で起きている電気的変化をとらえるアンテナのようなものである．アンテナに電気的特性があるように，電極にも特性があり，計測の際には大いに注意が必要となる．

表面筋電図は目的とする筋肉の皮膚上に貼付した電極によって，各MUの電気的興奮(MUAP：MU Action Potential)を時間的・空間的に重ね合わせた信号である(図1)．これに対して，針筋電図は針電極近くでの比較的狭い範囲での活動電位を観測する．

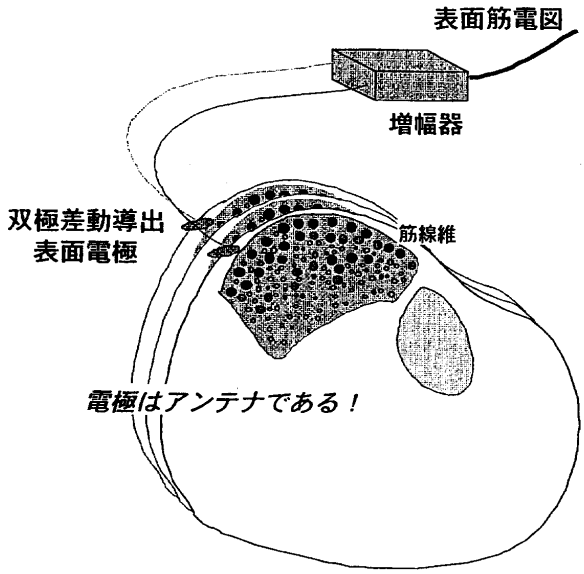


図1　表面筋電図の計測モデル．

さて，表面筋電図によって，同じ筋張力を維持している状態であっても，その背後で複数の神経インパルス列の振る舞いやエネルギー代謝がどのように変化しているのかを計測できる．その理由はなぜだろうか．

3．表面電極のしくみ

アンテナの役割をする表面電極はどの様に設計したらよいのか？　現在，表面筋電図のほとんどは双極(bipolar)の電極構成を用いた差動増幅器で計測された信号である．さらに，皮膚を通じて筋活動電位を計測するため，電極と皮膚表面間での高インピーダンス(電気的信号を通し難い状態)対策が必要となる．

さて，電極にはパッシブ電極とアクティブ電極とがある．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

パッシブ電極は最も一般的に使われているもので，電極と皮膚表面間の接触インピーダンスを下げるためは，使用にあたって貼付部位の準備や電解のりを必要とする．これは，高インピーダンスのままでは温度，湿度，動きの影響を受けて分極電圧が変化し，ダイナミックな運動時に電極と皮膚表面との間を密接に接触できないためにアーチファクト(人工的に発生する雑音)が発生するからである．これに対して，電極側で皮膚に近い高インピーダンスを電気的に作り出して，アーチファクトの発生を防いでいるのがアクティブ電極である．アクティブ電極は電極端子毎にバッファアンプを内蔵し，皮膚表面での高インピーダンスや電極リード線の揺れに起因する問題を解決する．アクティブ電極によって，皮膚表面をかるくアルコールでふき取るだけでよく，また，ダイナミックな運動時であっても電極コードの揺れによるアーチファクトが発生しにくい計測が可能となる．このように，アクティブ電極は表面筋電図測定をフィールド実験へと広げていく際に欠かせない技術である．なお，時間につれて表面電極と活動する筋線維との相対的位置関係が変化する．この場合，多チャネルアクティブアレイ電極が好ましい(4．参照)．

図2は表面電極を双極差動導出する際の接続方式を示したものである[3]．電源雑音など電極端子に同相で混入する雑音を取り除くため，表面筋電図計測では双極差動(SD：Single-Differential)接続が利用されている．一方，小さな筋肉だけの活動を探るには DD(Double Differential)接続が好ましい．DD 接続は，隣接する筋からの活動電位の漏れ(crosstalk)を抑えた計測を

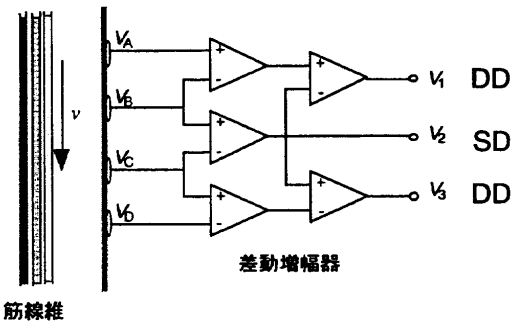


図2　表面電極を双極差動導出する際の接続方式．

可能にする．このように便利な双極差動導出であるが，利用する際に注意すべき幾つかの周波数特性がある．なお，筋電図が幾つもの周波数成分の和で表されることをご存じの方も多いと思うが，フィルタ等では周波数によってその信号を通過させたり，遮断したりする．これをそのフィルタの周波数特性と呼ぶ，さて，皮膚からの深さ方向のフィルタ特性はローパスフィルタであり，深い位置にある筋線維の活動ほど低域周波数成分が強調される[4]．この皮膚効果フィルタは活動する筋線維の解剖学的位置が関与するため，手の下しようがないが，これ以外は周波数特性の設計が可能である．特に，双極差動導出による表面筋電図のパワースペクトル $P(\omega)$ は，電極間隔と MUAP の伝播速度の関数である点に注意が必要である[4]．すなわち，$P(\omega)$ は電極間隔によって変わる．また，$P(\omega)$ には一定周波数間隔でディップ(利得が急峻に減少すること)が存在し，電極間隔が狭いほど最初の周波数ディップは高い周波数へ移行する(このときの周波数ディップから伝播速度を逆に推定することができる)．したがって，電極間隔を比較的短くすることで，高周波数成分まで計測できるようになり，MUAP 波形の分離には好都合となる(ただし，狭い電極間隔は比較的浅い部分の筋線維の活動しかとらえていない)．アレイ電極やマトリックス電極は，この様な目的に使われるのである．

4．ダイナミックな運動時での計測

表面筋電図に関して行われた数多くの研究の結果，静的な運動時(等尺性収縮)では，筋電図解析から得られる種々の評価指標がどのような生理学的要因と関係があるのかがかなり明らかになってきた．しかし，実際にダイナミックな運動では，まだ十分に生理的な要因との関連性が解明されていない．ダイナミックな運動時の表面筋電図計測では，アーチファクトの混入と活動している筋線維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．そこで，多チャネルアクティブアレイ表面電極を計測や解析に利用する[5]．

さらに，双極差動導出に与える神経支配帯の影響[6]も無視できない．神経支配帯を避けて電極を貼付することが理想的であるが，どの時点でどの神経支配帯が影響を与えているかは計測してみないと分からないのが現状である(ここで，神経支配帯といっているのは解剖学的な意味もあるが，活動して表面筋電図に影響を与える神経支配帯と理解するのが正しい)．したがって，ダイナミックな運動時では，筋肉のサイズや解剖学的な理由で神経支配帯の影響をどうしても避けられない場面がある(図 3[7])．

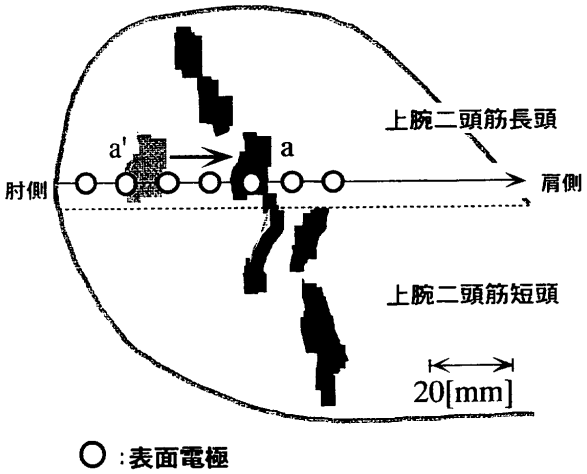


図3　ダイナミックな運動時での神経支配帯の分布の移動(詳細は文献(7)を参照のこと)．

そこで，多チャネルアレイ電極を使い神経支配帯の影響を受けていない何れかの双極差動導出ペアを選択する方法がある[8]．すなわち，電極と神経支配帯との相対的位置関係が，各チャネル毎の積分値筋電図($IEMG_i(t)$: Integrated EMG)や表面筋電図の平均周波数($MPF_i(t)$: Mean Power Frequency)に与える影響を調べた実験結果によれば，各双極差動導出ペアから推定された

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

$IEMG_i(t)$，$MPF_i(t)$ に対して

$$IEMGc(t) = \max\{ IEMG_i(t) \} \quad (1)$$

$$MPFc(t) = \min\{ MPF_i(t) \} \quad (2)$$

のように比較することで，神経支配帯の影響を抑えたIEMGc(t)と MPFc(t) が得られる．ここで，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 $IEMG_i(t)$，$MPF_i(t)$ としている．

5．なにが計測できるのか？

一定随意収縮時とダイナミックな運動時とで，表面筋電図で評価できるものが変化する．表面筋電図は，幾つものMUAPが時空間的に重畳したものであるから，筋張力の変化によるMUAPの増減，筋疲労による伝播速度の変化，及びその原因となるものを評価できることになる（図4[9]）．

さて，トレーニングやリハビリテーションの場面では，筋張力が低下した際に，意図的に力を弱めたのか，筋疲労によるものなのかの違いを評価することが必要と思われる．この違いを表面筋電図から評価できるであろうか？　実際には，とても難しいが，表面筋電図からその情報は手に入れられそうである．筋張力やパルスオキシメータによる血液中酸素飽和度では計測できない神経筋活動の情報を筋電図は与えてくれる．

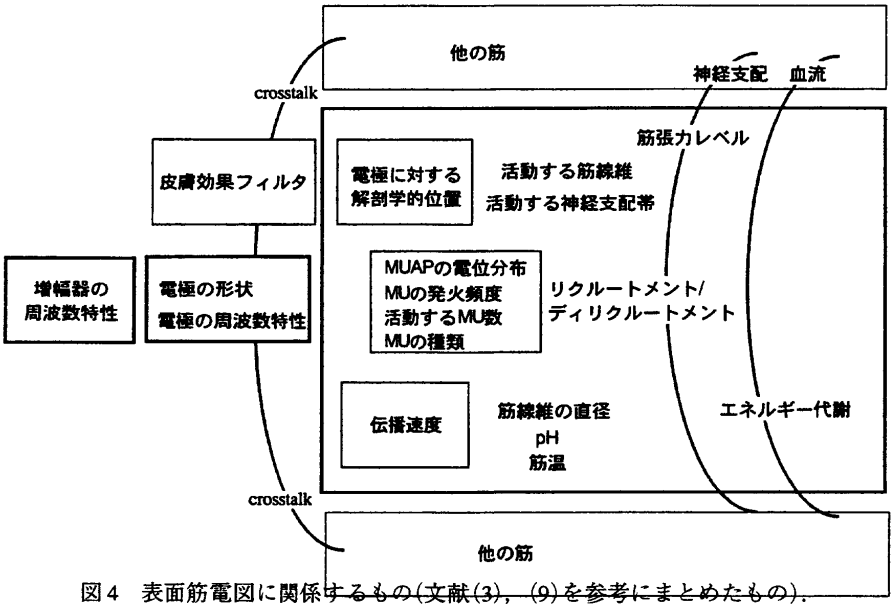


図4　表面筋電図に関係するもの（文献(3)，(9)を参考にまとめたもの）．

6．まとめ

表面筋電図に関して，何が計測できているのかの問いに対しては，計測上の注意点を良く理解しておくことが肝要である．また，何が計測できるのかでは，図3の特徴を良く理解することが必要となる．

表面筋電図解析は個々のMUの発火時刻を調べる方法（MU Decomposition）に代表されるようなミクロな展開，また，一方ではニューラルネットワークによる動作識別に代表されるように複数の筋肉活動を統合したマクロな展開がある．さらに，フィールドでの計測をより簡単にかつ信頼性の高いものとするための技術として，無線通信技術や装置の小型化による新たなウエアラブル計測法が登場してくるであろう．

このシリーズは，これから表面筋電図計測を始める研究者，すでに計測はしているが限界を感じている研究者にとって，少しでも参考になれば幸いである．今後のシリーズでは，さらに詳しい計測法，解析法を紹介していく．なお，感想や質問があれば，earc@bsp.bc.niigata-u.ac.jp までお寄せいただきたい．書き足りなかった部分や，質問に対する回答等はインターネット上の EMG Web Site（http://earc.bsp.bc. niigata-u.ac.jp/emg.html）で対応していく予定である．

参考文献

1）鈴木良次：生物情報システム論，朝倉書店 東京，1991, 1-12

2）高井信勝　監訳：フォン・ノイマンとウィーナー，工学社 東京，1985, 227-229

3）De Luca CJ, Knaflitz M: Surface electromyography: What's New?, CLUT, Torino, 1992

4）Lindström L, Magnusson R: Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications, Proc. IEEE 65: 653-662, 1977

5）木竜　徹：表面筋電図の多チャネル計測と筋活動機能の解釈，BME, 10, 1, pp.38-46, 1997

6）Masuda T, Sadoyama T: Distribution of innervation zones in the human biceps brachii, J. Electromyography and Kinesiology 1: 107-115, 1991

7）金子秀和，木竜　徹，齊藤義明：動的運動時表面筋電図からの神経支配帯位置の推定，電子情報通信学会論文誌 DII, J75-DII, 4, pp.808-815, 1992

8）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, 1991

9）De Luca CJ: The use of Surface electromyography in biomechanics, J. Appl. Biomechanics, 13, 135-163, 1997

NII-Electronic Library Service