Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

バイオメカニズム学会誌，Vol. 25, No. 1（2001）

連　載

～口伝　表面筋電図篇～

いざ計測の巻

木　塚　朝　博*

1．はじめに

最近は筋電計測機器の改良や進歩により，昔に比べると格段簡便に筋活動電位(筋電図)が導出できるようになった．さらに，解析ソフトの普及によって動作時の筋負担や動作特性などの計測・評価も手間がかからなくなり，人間工学分野，体育・スポーツ分野，リハビリテーション分野などにおいても，気軽に筋電図が用いられる環境が整ってきた．しかしながら，電極を貼る場面は依然として手作業であり，大変重要なプロセスである．だからと言って，必要以上に難しく思い込んでいたり，逆に，電極を貼る所作は基本中の基本，まさに口伝なので，これまでの筋電計測マニュアルなどには書かれていないことが多く，取ってしまった解析に耐えない筋電図を前に時間を費やすこともある．

この巻では，これまで先人から語り伝えられていた表面筋電図計測法，その中でも最も一般的な双極差動導出法の準備プロセスを敢えて文字化することに心を砕きたい．したがって，プロフェッショナルの方には釈迦に説法となるが，お暇があれば是非お目通しの上「我が流派ではかようである」とさらに盛り上げて頂ければ幸いである．

2．電極を貼る前に

2-1. 動作を考え，被験筋を選ぶ

まず吟味しなければならないことは，どの筋に電極を貼るかである．基本的に表面筋電図は，皮下にある表層筋からのみ導出可能である．まず，検討したい動作，動作場面とそれに関る筋群の関係を明確にするためには，解剖学の成書と睨めっこすることが「始めの一歩」である．その上で，自分の体でその動作を繰り返し，どの筋群が使われているかを「感じる」ことも重要である．どの筋が使われているのか数回の動作で判断できなければ，軽く筋疲労を起すまで動作を繰り返してみることも一計である．

その際に，動きの大きい関節周りの筋に目を奪われたり，筋負担における先入観に対して注意しなければならない．例えば，床の物体を上段の棚に入れる際の筋負担を捉えたい場合，腰部だけの筋電図から評価することは危険である．負荷を担うために膝の筋群も，上肢や肩の筋群も関るからである．

筋電図は導出チャンネル数が少ない方が，当然計測も解釈も楽だが，導出する筋を絞りすぎると同じ動作でも筋の使い方に個人差がある場合は対応できなくなる．例えば，椅子からの立ち上がり動作で膝関節伸筋群の筋負担を捉えたい場合，外股ぎみで立ち上がる人と，内股ぎみで立ち上がる人では，大腿四頭筋(主に内側広筋と外側広筋)の使われ方が異なる．

そこで関係ありそうな筋群の全てから導出しておくと解析段階でいかようにもなるが，導出チャンネル数が増えれば高額な筋電計測機器が必要になる．したがって，本実験の前に，予備実験を繰り返し，筋電図を導出する部位を十分に吟味し，実験環境や実験目的に応じて複雑な動作を如何にモデル化するかなどを慎重に考えなければならない．

2-2. 電極を選ぶ

筋活動電位をどう解析するかによって，多くの種類の電極や増幅器(生体アンプ)を選ぶ基準が異なる．できれば高精度の機器を用い，精密に筋電図を導出するに越したことはないが，その環境に恵まれていなくても，限界をわきまえれば筋電図の導出を諦める必要はない．また，コンピュータに搭載する解析ソフトにフィルターなどの機能が充実していれば，高機能の生体アンプでなくても解析に耐える筋電位波形を得ることが可能である．

電極の種類，電極間距離，フィルター設定などによる波形への影響の詳細は，本連載の「前の巻」，先行論文や成書[1, 2, 3]にあるので割愛するが，J. Electromyography and Kinesiology の各巻末に記載されている記述「Standards for Reporting EMG Data」には一度目を通しておくことを勧める．この記述はインターネットでも見ることができる(http://www.journalofathletictraining.org/report_emg.html)．そこでこの巻では，基本の設定のみを簡単に記しておく．

一般に，電極直径や電極間距離が大きくなると筋電位波形が平坦化したり，クロストーク(cross talk：隣接の筋の筋活動電位をも拾うこと)の危険性が高くなる．逆に，小さ過ぎると皮膚と電極との接触抵抗が増え，ノイズを含んだ波形になったり，発汗によって2極が短絡してしまうこともある．そこで現在のところ，一般的なパッシブ電極(図1；A，B)を用いる際は，露出金属部の直径 5 ～ 10mm の電極を用い，電極中心間距離を 15 ～ 20mm とするのが標準である．大腿部などの大筋群から筋電図を導出する際は，直径，間隔ともに大きい方を用いて構わないが，手指などの小筋群から導出する際は下限を，もしくはさらに小さな特殊な電極を用いることを勧める．

2000年12月15日受付
＊筑波大学・体育科学系
〒305-8574　つくば市天王台1-1-1
E-mail : kizuka@taiiku.tsukuba.ac.jp

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

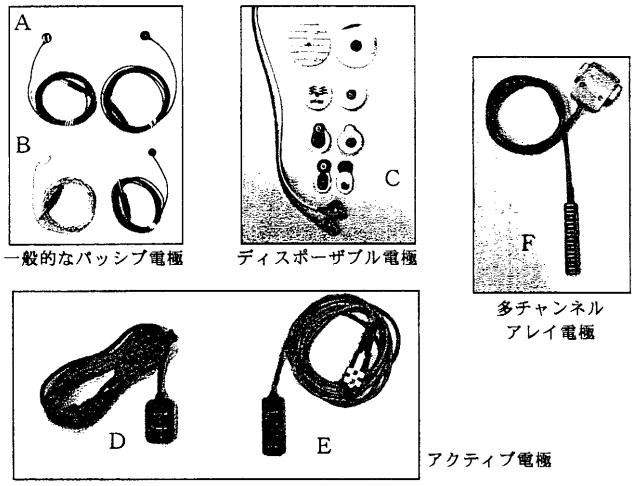


図1　電極の種類

市販されているディスポーザブル電極では，皮膚との接着部を含めた直径が，小さいもので 20mm，導通部も小さいもので直径 12mm である（図1；C）．この電極は着脱が便利であり，接触面積が大きく抵抗が小さくなるので，ノイズ成分が少ない波形を得ることができる．しかしながら，必然的に電極間距離が大きくなることによる問題や，クロストークの問題が生じ易いので，前腕や手指などの小筋群には適さない．

アクティブ電極は電極がホッチキスの針のようになって，電極間隔 10mm 固定のものが多い（図1；D, E）．いくつかの改善を期待するところもあるが，使ってみると非常に便利な電極である．

2-3. 測定機器を選ぶ

2-3-1. 筋電図をどう解析するのかをあらかじめ検討する

増幅器や記録器の選定や設定を行う前に，筋電図をどのように役立てるのかを考えておかなければならない．例えば，筋放電開始，持続，停止を見て，動作に関与する筋の使用不使用（On-Off）や各筋の活動順序などの筋放電パターンを検討したいのか，どの程度使われているかなどの定量的解析をしたいのか，あるいは筋活動電位の周波数解析を行いたいのか，筋電図解析の目的によって用いる電極の種類が異なるだけでなく，増幅器の設定もいろいろであるからである．具体的には後述するが，要するに，手持ちの機器によって研究の目的と内容が制限されたり，逆に，研究の目的と内容によっては高機能の機器でなくても用が足りるのである．

2-3-2. 記録器を選ぶ

昔は，記録方法というと，オシロスコープに表示された筋電位波形を写真に撮り，直接計測・評価していた．あるいは，ペンレコーダを用いて記録紙に画かれた筋電位波形を計測・評価していた．最近は筋電位信号を直接 A/D 変換してコンピュータに取り込み，解析ソフトにより計測・評価するのが一般的になっている．電極が正確に貼付され，機器の設定も適切であれば，この方法でなんら問題はないが，A/D 変換中にコンピュータがフリーズすることも皆無ではない．何度も試技を繰り返せる場合は必要ないが，学習効果を検討する場合など1回1回の試技に重要性が高いときは，一旦データレコーダに精度良く記録しておくことを勧める．

ただし，ペンレコーダやオシロスコープはもう必要ないと早合点してはならない．筋電図記録中は，どのようなアーチファクトが，どのようなタイミングで混入するか予測できない．常に，原波形をモニターし，導出されている筋電位波形が解析に耐えられるものかどうかをチェックしておかなければならない．その手段として，ペンレコーダあるいは周波数応答特性の優れたサーマルアレイレコーダなどを活用するのも方法であるが，これからはデジタルオシロスコープや波形解析ソフトのオシロスコープ機能を用いる方法が一般的になるであろう．

2-3-3. 増幅器と記録器の設定をする

増幅器の時定数やフィルターは，表面筋活動電位の特性を考慮して設定しなければならない．表面筋活動電位は 5 ～ 500Hz に分布すると言われているので，時定数は一般に 0.03sec を用いる．0.03sec では，5.3Hz 以下がカットされることになる．時定数; T (sec) から遮断周波数; f (Hz) への変換式は $f = 1/2\ \pi\ T$ となる．ハイカット（高域遮断周波数）機能，low-pass filter 機能を用いなくて済むならその方が良いが，用いる場合は基本的に 1kHz 以上を用いる．

A/D 変換の際のサンプリング周波数に関しては，もし積分筋電図，平均筋電図，RMS (root mean square) などで定量的評価をしたいのならば，少なくとも 1kHz 以上，できれば 2kHz 以上で行う必要がある．周波数解析をしたいのならば，前述の筋活動電位の周波数特性や増幅器の設定を鑑み，少なくとも 2kHz，できれば 5 ～ 10kHz で記録できる環境が必要である．

逆に，関与する筋の使用不使用（On-Off）だけをモニターし，力学的信号の検討を主に行う場合には，力学的信号を記録する際の 500Hz 以下で，筋電位波形も A/D 変換する前例もある．

3．同期させる力学的信号を検討する

動作時の筋負担や動作特性などの計測・評価のために筋電図を記録する際には，動作との整合性を保つため，力学的信号（動作の情報）を同期させて記録しておくことが必要である[3]．ビデオなどによる画像，関節角度，力量計やフォースプレートなどによる出力，屈曲・伸展などの動作方向，歩行時の離着床時点などの中から，必要な力学的信号を筋電図と合わせて記録し，各筋からの放電が動作のどの局面に関るものなのかを同定できるようにしなければ，被験者間，被験筋間，動作間などの条件で比較することができなくなる．

また，筋電図と力学的信号を同期させて見るとき，筋放電開始から力学的信号の変化開始までの時間遅れ（EMD : electromechanical delay）を考慮しなければならない．つまり，筋収縮が開始され，筋張力が生じ，自重や初期張力に勝って張力信号や角度信号が変化し出すまで，あるいは筋放電が停止して張力信号や角度信号の変化も終息するまでには，約 30 ～ 100ms の時間遅れが存在するのである．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

4．電極貼付の準備

4-1. 電極の貼付位置を探す

電極を貼る前に，まだまだ下準備が必要である．まず，電極貼付位置の問題である．これまでに，電極の貼付位置は筋腹，あるいは運動点（モーターポイント：一定強度の経皮的電気刺激によって最大の筋収縮が得られる点）としている場合がある．しかし，運動点は神経筋接合部にあたり，筋腹付近に分布している．仮に，神経筋接合部を挟んで２つの電極を貼付してしまうと，図２に示したように，接合部から両側（近位と遠位）へ筋内を伝搬する電位がお互いを相殺して記録され，振幅が小さい，あるいは平坦な波形になってしまう[4]．したがって，厳密に言えば，多チャンネルアレイ電極（図１；F）を用いて神経筋接合部を同定したり，前述した電気刺激により運動点（神経筋接合部）を同定したり，あるいは神経筋接合部は皮膚抵抗値が低いので皮膚抵抗を調べて最も低い部位を同定し，そこを外した筋腹付近で，２つの電極で神経筋接合部を挟まないように貼付するように注意を払うべきである．しかしながら，通常は多チャンネルアレイ電極，電気刺激装置，皮膚抵抗計がない場合の方が多く，実際に行うには技術も要する．

そのようなときには，筋腹付近をやや外してズバッと電極を貼ってしまう．ただしそのまま計測を始めず，安静レベルの振幅と最大筋出力時の振幅の差が十分にあり，筋出力の増大と筋電位振幅の増大がほぼ対応しているかどうかを確かめておくことである（図３）．２極が一体化されたアクティブ電極（図１；D）を用いる場合でも，上記の作業は同様である．

さて，ではどのようにして筋腹を見つけていくか．まずはその筋の起始と停止（筋と骨の付着部），紡錘筋であるか羽状筋であるかなどの筋の形状を解剖学書[5, 6, 7]で調べ，筋の線維方向を確認しておく．筋線維の長軸ラインと２つの電極のラインがずれる（角度が付く）と筋電位波形も歪んでしまうからである．次に，被験者に筋を収縮したり弛緩したりを繰り返してもらい，その筋の幅（端）を手で触りながら中央部を確認する．その筋幅の中央部で，収縮させた際に筋が最も盛り上がる所をやや外して目印を付け，筋線維方向に沿って，その目印を挟んだところに電極を置く．このように，目と手と知識を駆使しながら電極貼付位置を探っていくのである（図４）．

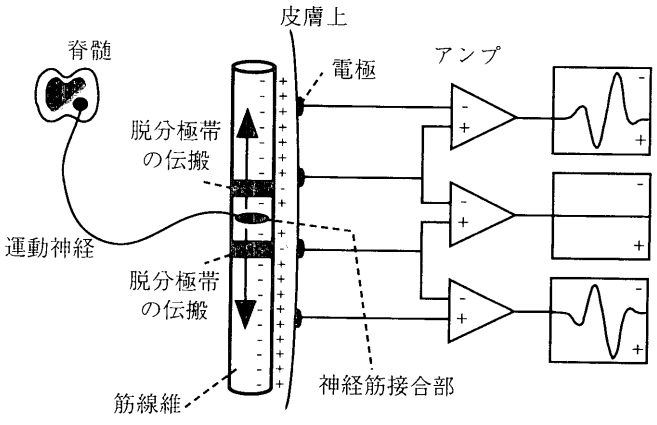


図２　神経筋接合部と電極との位置関係による筋電位波形のちがい

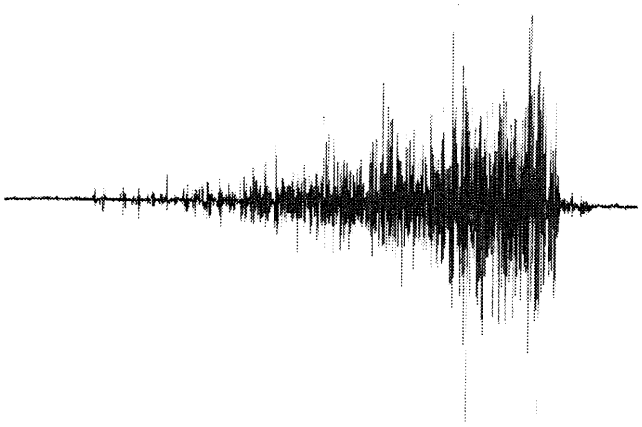


図３　良好な筋電図の例（筋出力の増大に伴う筋電位振幅の増大）

さらに，関節角度の変化を伴う動的収縮の際には，筋収縮により皮膚上の電極位置と神経支配帯の位置とが相対的にずれることによる影響がある[8]．周波数解析をする場合には特に考慮しなければならないが，対処法については，前の巻の「ダイナミックな運動時での計測」の節を読み返していただきたい．

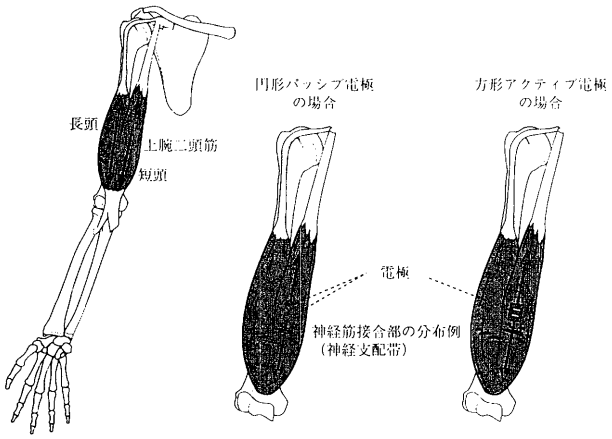


図４　上腕二頭筋における筋線維走行及び神経筋接合部の分布例と電極貼付例

4-2. 皮膚抵抗を軽減する

S/N 比を高く保つため，モーション・アーチファクトの基線揺れや交流雑音などのノイズ成分を押さえるために，電極貼付部の皮膚抵抗を軽減しなければならない．皮膚抵抗の軽減には，昔は紙ヤスリで擦っていたが，皮膚へのダメージもあるので，現在ではほとんど行わない．

パッシブ電極を用いる際は，コンパウンドを混ぜたペースト（スキンピュアなど）があるので，それを脱脂綿につけて擦り，アルコールで拭いて仕上げをする．最近は機器の進歩により，ここまでで十分にノイズレスな波形を得られる場合が多いが，基線が揺れたり，ノイズ成分が残る場合は，プリパレーションを行うと良い．プリパレーションとは，針の先で，電極中央部にあたる皮膚の表組織１枚を剥がす作業である．表組織１枚程度であるから出血はしない．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

アクティブ電極を用いる場合は，アルコールで拭くだけで十分であるが，念のためスキンピュアで擦ることを勧める．

4-3. 電極を貼る

ようやく電極を貼付する段である．ディスポーザブルタイプ以外のパッシブ電極では，カップの中に電極のり（ペースト）を注入するタイプが多い．電極のりはカップの中に過不足無く注入しなければならない．カップにすりきれ一杯を注入したつもりでも，カップの隅にすき間があったり，皮膚に吸収されたりして，貼付後カップ内にペーストが満たされていない状態になると接触抵抗が大きくなってしまう．

次に，電極を貼付位置に置き，テープなどで皮膚に固定する．テープはサージカルテープなど，粘着力が強くて薄いもの用いることを勧める．電極に専用の両面固定シールを用いるのも便利である．

これで取りあえず完了である．しかしながら，電極のりが皮膚になじむ前（接触抵抗値が落ち着く前）に計測を始めてしまうと最初の筋電図はノイズ成分が残る（図５；基線が太い）ので，貼付後 10 ～ 15 分経てから計測を開始した方が良い．また，最後の確認作業として，電極間抵抗（電極間インピーダンス）を測定しておく．一般に 20kΩ以下で，できれば 5kΩ以下あることが望ましい．機器の種類によっては抵抗計測機能が付属されているものもある．

4-4. アース電極を貼る

アース電極にも，信号電極と同様に電極のりを用いるタイプ，大きな円板状の金属板を固定するタイプ，帯状の金属板や水を含ませた布を巻き付けるタイプなどさまざまな種類がある．いずれにしろ，信号電極を貼付する場合と同じく，アース電極貼付部位の皮膚抵抗を軽減する処置をしっかりと施しておかなければならない．

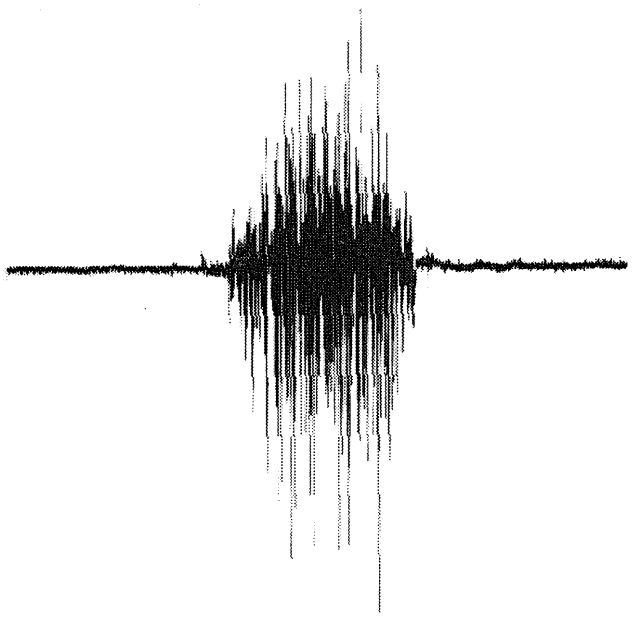


図５　電極貼付直後の筋電図の例（基線が比較的太い）

アース電極貼付位置は，一般には手首，足首，肘部，膝蓋骨上などの皮膚直下に筋が無い部位に貼付する．アース電極を１つ貼付してもノイズ成分が十分に除去できないときは，面積の大きいアース電極を用いたり，複数個貼付する．皮膚と電極との接触面積が大きくなれば，当然接触抵抗も小さくなり，ノイズ成分も小さくなる．裸足になって接地コネクタに接続された大きな導電板の上で動作することも一案である．ただし，アース電極を複数個用いる際は，同一のアース端子に接続した方が良い．

５．諸問題対策

よく直面する具体的な問題と，その解決方法をいくつか挙げてみたい．

5-1. 振幅が小さい

増幅器や記録器の利得（ゲイン）を上げても，筋電図の振幅が小さいと感じるときは，電極の位置を変えてみると解決する場合が多い．電極間距離が広過ぎること，２つの電極のラインが筋線維方向とずれていること，たまたま神経筋接合部の直上付近に電極を貼ってしまったこと，などが主な理由である場合が多いからである．

5-2. 交流雑音などのノイズ成分を除く

5-2-1. 実験室内

交流雑音（図６）にはハム・フィルターも有効であるが，できるだけ用いず最後の手段とした方が良い．特に周波数解析を行いたい場合は，ハム・フィルターを用いないで記録できるように工夫しなければならない．

交流雑音が見られる場合は，最初にアース電極の接続を再確認する．アース電極のリード線は，当然，計測機器のアース・コネクタにつながり，最終的には実験室の接地コネクタに接続されるが，各接続部が確実に固定されているか確認をする．バネの緩いワニグチ・クリップなどで接続していると，アース機能を果たしていない場合もある．

それでもノイズ成分が残る場合は，以下を参考にありとあらゆる方策を実行する．アース電極の数（接触面積）を増やす．計測には関係ない，周辺にある全ての電気機器を OFF にする．蛍光灯も OFF にする．電極からのリード線各々がシールドされているタイプのものを用いる．電源コードをつないだ同じコンセント（分岐器など）から，他の機器類が発生するノイズを拾っている場合もあるので，筋電計測関係の機器と他の機器の電源を別系統にする．運動負荷装置のモーターなどがノイズ源で，OFF できずに困る場合は，少しでもそれを遠ざける，あるいはそれを小型シールド箱へ入れてしまうなどなどである．ただし，電極自体の不良，機器自体のメカニカルな異常の場合もあるので，日頃のメンテナンスも大切である．

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

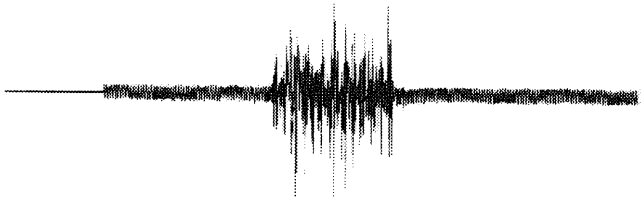


図6　交流雑音による筋電図の例



図7　モーション・アーチファクトの例(基線揺れ)

5-2-2. 実験室外

接地コネクタが他の実験室と共用(同系統)で，他の実験室にある機器から発生するノイズを逆にもらってしまう場合もある．このような場合は，別系統の接地コネクタを利用する．実験室の接地コネクタの数，あるいは性能が十分で無いときは，市販のアース棒を購入し，実験室近くの地面に穴を掘って埋め，それを用いると効果があるときもある．ただし，別系統の接地コネクタを複数使用することは，ノイズ源を特定できなくなるので避けた方が良い．ノイズ除去に水道管を用いると効果があるときもあるが，最近は本管が非金属だったり，危険だったりする場合があるので，安易に利用しないほうが良い．

5-3. 基線が揺れる

電極リード線が動作に伴って揺れることにより，筋電図の基線が揺れる場合がある(図7；モーション・アーチファクト)．まずは関節可動域を妨げないように注意しながら，サージカルテープなどでリード線を皮膚上に止めると良い．また，この種のノイズの周波数は比較的低いので，フィルターを用い 10 ～ 20Hz以下をカットすれば，主な筋電位成分を損なうことなく基線揺れを除くことができる．

また，素早く大きな動作中における筋電図には，20Hz 以下ではカットできないモーション・アーチファクトが残ることがある．この場合，フィルターの設定を変えるか，時定数を 0.03sec →0.003sec に変える方法がある．しかしながら，時定数0.003sec を用いると 53.1Hz 以下がカットされることになるので，筋活動電位の低周波成分の一部も損なわれる問題があり，マイナス面をわきまえて用いなければならない．

その他にも，前述したプリパレーションによって皮膚抵抗を下げたり，アクティブ電極を用いるなどの方法がある．また，表面筋電図の混入したアーチファクトの特殊な除去法についてさらに詳しく知りたい場合は，参考文献に載せた論文と著書を照会されたい[9, 10, 11]．

筋電図中の波形がノイズか信号か，表れたアーチファクトの原因はなにかなどの判読に自信を持つためには，ノイズを嫌わず，むしろ数多く体験し，ノイズ源を推理してみることである．故意にさまざまなアーチファクトを起して体験しておくことも良策である．そうすれば，本番の計測の際，慌てず騒がず，素早くノイズ成分を除去できるようになるはずである．本巻に記述できなかった子細もあるが，誌面の都合上ここまでとする．

参考文献

1) 熊本水頼：筋電図の基礎と展開，Jpn. J. Sports Sci.，2(9)，664-670(1983)
2) Basmajian JV and DeLuca CJ : Muscles Alive, 5th ed, Williams & Wilkins, Baltikore (1985)
3) 吉澤正尹:筋電図　－表面筋電図の記録･分析入門－, Jpn. J. Sports Sci.，14(1)，89-98(1995)
4) Masuda T, Sadoyama T : Distribution of innervation zones in the human biceps brachii, J. Electromyography and Kinesiology, 1, 107-115, (1991)
5) 栗山節郎(監修)：身体運動の機能解剖，医道の日本社(1997)
6) 河上敬介，小林邦彦：骨格筋の形と触診法，大峰閣(1998)
7) 足立和隆(訳)：よくわかる筋の機能解剖，メディカル･サイエンス・インターナショナル(2000)
8) 斎藤健治，岡田守彦，佐渡山亜兵，増田　正：筋長増加にともなう表面筋電図の徐波化とその機構，脳波と筋電図，24(5)，317-324(1996)
9) 南　茂夫:科学計測のための波形データ処理, 84-110, CQ出版社(1986)
10) 金子秀和，木竜　徹，牧野秀夫，斉藤義明：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 D，J71(9)，1832-1838(1988)
11) 木竜　徹：筋電図計測での注意点，Jpn. J. Sports Sci.，11(9)，545-549(1992)

NII-Electronic Library Service