

ピーク検出による運動単位活動電位数推定法の実筋電図への適用

Application of the method of estimating the number of motor unit action potentials by peak counting method to the real surface EMG

○ 今泉一哉・岩上優美（東医保大），吉田康行（お茶大），山下和彦（東医保大），戸川達男・比企静雄（早大）

Kazuya IMAIZUMI, Yumi IWAKAMI: Tokyo Healthcare University
Yasuyuki YOSHIDA: Ochanomizu University
Kazuhiko YAMASHITA: Tokyo Healthcare University
Tatsuo TOGAWA, Shizuo HIKI: Waseda University

Key Words: Electromyogram, Motor unit action potential, Peak counting, Modeling

1. はじめに

人間の身体運動は骨格筋の収縮によって引き起こされる。筋電図は、この筋収縮における電氣的な活動を観測した信号で、神経筋疾患の診断などの臨床分野で主に用いられる針筋電図と、スポーツ科学、人間工学、バイオメカニクス、リハビリテーションなどの分野で主に用いられる表面筋電図に大別される。針筋電図は、筋内の詳細な情報が得られる一方で、筋内に針を挿入するため侵襲性が高く、対象者の身体的な負担が大きい。表面筋電図は皮膚表面上の電極を用いて非侵襲的に観測できるため、針電極と同様に詳細な情報が得られれば有用であると考えられる。

筋電図は運動単位活動電位（Motor Unit Action Potential: MUAP）の干渉波形である。運動単位は、1つの運動ニューロンと支配された複数の筋線維で構成され、筋収縮は運動単位の発火頻度と動員される運動単位の数によって調節される。一般に表面電極で観測した MUAP は2つ以上のピークを持ったパルス波形と考えられるので、平均的にはその干渉波形をピーク検出し、一定区間で計数した値は、区間に含まれる MUAP の数に対応すると考えられる。筋電図から検出するピーク数と MUAP 数の関係の模式図を1に示した。

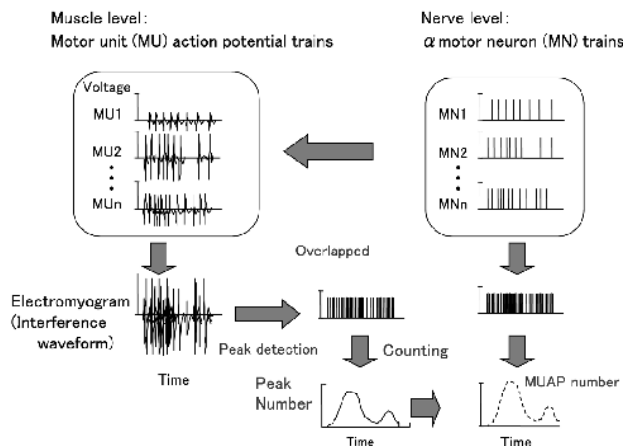


Fig. 1 Relationship between number of detected peak and that of motor unit action potential

中枢からの指令により動員された α 運動ニューロン列の発火は、筋レベルでは運動単位の活動電位列となる。運動単位の活動電位列の干渉波形が筋電図である。この干渉波形をピーク検出し、一定区間で計数した値がピーク数である。これに対して、MUAP数は神経レベルの α 運動ニューロン列の発火を一定区間で計数した値である。本研究では、

ピーク数がこの MUAP 数に対応すると考えた。

従来、筋電図のピーク数と MUAP 数との関係についてはあまり多くの研究がされていないが、筋電図のピーク数は、筋収縮が大きくなると飽和することが報告されている^(1,2)。Fuglsang-Frederiksen は、筋張力の増加に伴って MUAP 数は増加するが、Fig.2 に示すように、MUAP どうしが重畳するため検出できないピーク数も同時に増えることを、ピーク数が飽和する代表的な原因に挙げている⁽²⁾。Zhouらは、様々な筋収縮レベルでシミュレートした表面筋電図について、MUAP 数と筋電図から検出したピーク数とを比較し、収縮レベルが高くなるほど、ピーク数は MUAP 数と対応しなくなることを定量的に示し、筋収縮レベルが高くなると、MUAP 数を推定することは難しいとした⁽¹⁾。

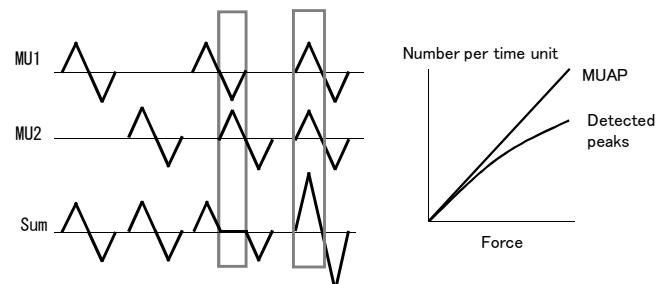


Fig. 2 Schematic representation of peak number saturation.

著者らは、これに対して、ピーク数と MUAP 数の関係を確率的な事象としてモデル化・定式化することで、MUAP 推定における問題点を解決できると考えた。これまで筋電図に含まれる MUAP 数と検出ピーク数との関係をモデル化し、検出ピーク数から MUAP 数を推定する方法を開発した⁽³⁾。特に本報告では開発した手法の実筋電図への適用性を検討した。

2. 方法

2-1 検出ピーク数と MUAP 数の関係のモデル

筋電図のピーク検出・計数において、検出ピーク数と MUAP 数の関係を以下のようにモデル化した。まず、MUAP のピークが検出できない状況を以下のように想定した。2つの運動単位について考えると、これらの発火時刻が近い場合、重畳波形からそれぞれのピークを分離して検出するのが難しい。2つの発火の時間的な位置がある一定の範囲以上離れると、各運動単位のピークを分離して検出することが可能になると考える。したがって、各運動単位の発火が相互に独立事象として起こると仮定すれば、2運動単位の同時発火の確率から、検出できない確率を求めることが

可能となると考える。

通常、表面筋電図では3つ以上の運動単位から構成されると考えられ、不検出の確率には、3運動単位以上の同時発火による不検出の確率が加算されていると考えられるが、モデルの単純化のため、筋電図に含まれる全ての運動単位のうち、2運動単位の組み合わせを取り扱う。

このようなピークの不検出の確率を計算するために、運動単位の発火を以下のように単純化した。

1) 各運動単位は独立事象としてランダムに発火するとした。

2) 各運動単位の発火時刻の間隔は平均±50%の範囲で、一様に分布しているとした。

このような条件において、運動単位の発火時刻の間隔より十分に細かい単位時間を設定し、この単位時間あたりの運動単位の発火数を発火確率と定義した。

1)については、運動単位間の相互の発火時刻には関連性が低いという生理学的知見にもとづく⁽⁴⁾。一部の運動単位間において、発火時刻が近くなる同期現象も知られているが⁽⁵⁾、不検出の確率を算出するために、運動単位間の発火は相互に独立事象であると単純化した。

2)については、1つの運動単位に関して、発揮力一定下において、発火間隔が一定ではなくばらつきがあるという生理学的な現象を示す⁽⁶⁾。詳細には、この発火間隔は正規分布するとされるが⁽⁶⁾、本研究では、発火確率を算出するために、分布の偏りは扱わず一様分布として単純化した。

このようなモデルにおいて、ある収縮レベルにおける、筋電図に含まれる運動単位の数を m 、いずれかの運動単位が発火する確率 P とすると、1運動単位あたりの平均発火確率は P/m となる。各運動単位がこの平均の確率で発火すると単純化すると、MUAPのピークが検出できない確率 Q は以下の式で表現される。

$$Q = \left(\frac{P}{m}\right)^2 \cdot R \cdot C_2 \quad (1)$$

ただし、 R はピークが検出できない時間的な範囲である。確率 P は、ピーク検出によって得られるみかけ上のMUAPのピーク出現確率 P' と、不検出確率の和で表現される。

$$P = P' + Q \\ = P' + P'^2 \cdot R \cdot \frac{(m-1)}{2 \cdot m} \quad (2)$$

ただし P, P' は以下の範囲である。

$$P' \leq \frac{m}{2 \cdot R \cdot (m-1)} \quad (3)$$

$$P \leq \frac{m}{R \cdot (m-1)} \quad (4)$$

式(3)で示した条件は、式(2)の方程式において P が解を持つ範囲、式(4)で示した条件は、 P' が P に応じて増加する範囲である。したがって、方程式(2)を解くことによって、 P は P', m, R から算出できる。

P は発火間隔より細かい単位時間あたりの数であるので、1sあたりの数に変換したものを、ここではMUAP数と定義する。

また今回は、単位時間として表面筋電図のサンプリング間隔を用いて後の計算を行う。

このような条件において、運動単位の発火は一定間隔でなくばらつきをもつため、運動単位の発火時刻の間隔より十

分に細かい単位時間を設定し、この単位時間あたりの運動単位の発火数を発火確率と定義した。

2-2 パラメータ設定

式(2)のパラメータ m, R を設定するために、 P と筋張力 F との関係以下のように仮定した。

$$\frac{P}{m} = k \cdot F \quad (5)$$

これを式(2)に代入して整理すると以下の式が得られる。

$$P' = -\frac{k^2 \cdot m \cdot (m-1) \cdot R}{2} \cdot F^2 + k \cdot m \cdot F \quad (6)$$

P' と F は実測できるので、式(6)を目的関数として、理論値と実測値の残差最小の条件でシンプレックス法により最適化計算し、パラメータ k, m, R を推定する。

2-3 筋電図計測

実筋電図における実用性を検証するため、筋電図計測の実験を行った。本実験では、健常な成人男性5名を被験者として、肘関節等尺性収縮時の屈曲トルクと上腕二頭筋の表面筋電図を同時に記録した。トルクの計測と表示には、米国Biodex社製のBiodex System 3を用いた。

被験者には事前に研究の趣旨、内容、個人情報保護について十分に説明し、理解した上で実験に協力する旨の同意を得た。

被験者は付属のアタッチメントで体幹および上肢を固定し、発揮トルクの曲線を見ながら、設定した目標トルクで約3秒間維持させた。目標値は事前に計測した最大随意収縮時(Maximum Voluntary Contraction: MVC)のトルクを100%として正規化し、20%、40%、60%、80%、100%の5段階、3回ずつとした。各試行の前に適切な練習試行を行い、また試行間には十分な休息をとった。

表面筋電図の計測には、銀・塩化銀の皿電極(NM-315S, 日本光電社製)を用いて双極誘導し、差動増幅した。双極の電極は筋線維の走行方向と平行に、神経支配帯のある筋腹をはずして貼付した(電極間距離: 15mm)。増幅器(日本光電社製, AM601G)のゲインは60dB、時定数は0.1s、高域遮断周波数は3kHzであった。増幅した信号はAD変換カード(National Instrument社製, DAQ Card-1024)を通じてPCに取り込んだ。サンプリング周波数は10kHz、量子化レベルは12bitとした。

2-4 データ処理

取り込んだデータを視覚的に確認し、各試行の中からトルクと筋電図が最も安定している1秒間を分析対象とした。

ピーク検出は、シミュレーションと同様に、前処理として筋電図波形を微分し、ピーク振幅および、傾きの閾値を設けて行った。ピーク振幅の閾値は、雑音区間のピーク振幅の平均値の2倍とした。傾きの閾値は、シミュレーションを用いた研究(1)と同様に量子化レベルの2倍とした。

ピーク計数は、100msの移動時間窓で計数した後、1秒間の平均値をピーク数とし、これを用いて P' を算出した。なお、ここでもシミュレーションと同様に3相性のMUAP微分波形を想定し、計数の値を3で割って対応をとった。

次に、 P' と F を式(6)に代入し、先に述べた方法によってパラメータ k, m, R を設定した。なお、最適化計算における k, m, R の初期値は、それぞれ $k=0, m=2, R=1$ とした。

最後に、このパラメータを式(2)に設定し、 P およびMUAP数を推定した。

3. 結果

実測した上腕二頭筋の筋電図についてのピーク計数の結果について述べる。Fig. 3は、収縮レベル F と P' の観測値および最適化計算による近似値の関係を示す。これは典型的な被験者における結果の例である。白丸が実測値 (Measured), 実線が近似値 (Theoretical) である。

収縮レベル 20%MVC では、観測値が 0.127, 近似値が 0.088 となり、40%MVC では、観測値が 0.143, 近似値が 0.147, 60%MVC では、観測値が 0.163, 近似値が 0.175, 80%MVC では、観測値が 0.159, 近似値が 0.173, 100%MVC では、観測値が 0.155, 近似値が 0.142 となった。実測値, 近似値ともに収縮レベルが高くなるにつれて上昇の度合いが小さくなり、80%MVC 程度で完全に飽和した。このときのパラメータ k, m, R は、 $k=0.042, m=12.17, R=3.05$ であった。

Fig. 4 は実測した上腕二頭筋の筋電図について、収縮レベルと検出ピーク数および MUAP 数の推定値との関係を示す。図の○が検出ピーク数 (Peaks), ●が推定した MUAP 数 (Estimated by Eq. 2) を示す。

実筋電図においては、真の MUAP 数がわからないので、式(5)で示したように、MUAP 数が収縮レベルに比例すると仮定した場合を△ (Estimated by Eq. 5) で示した。これを基準とすると、収縮レベル 20%MVC においては、MUAP 数よりもピーク数が近いが、40%MVC 以上では、いずれも MUAP 数の推定値に近い。

また、80%MVC においては、ピーク数自体が 60%MVC よりも小さいため、MUAP 数推定値も小さくなった。

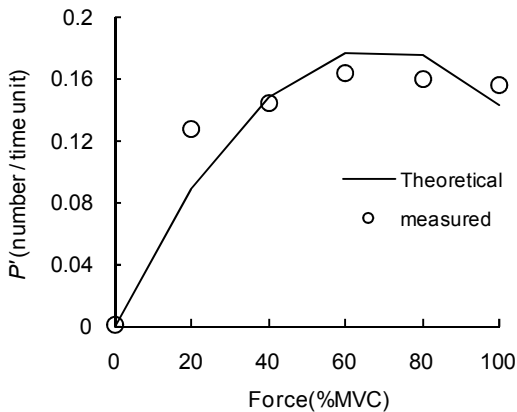


Fig. 3 P' obtained by peak counting and the approximate value derived by optimization calculation in the real surface EMG.

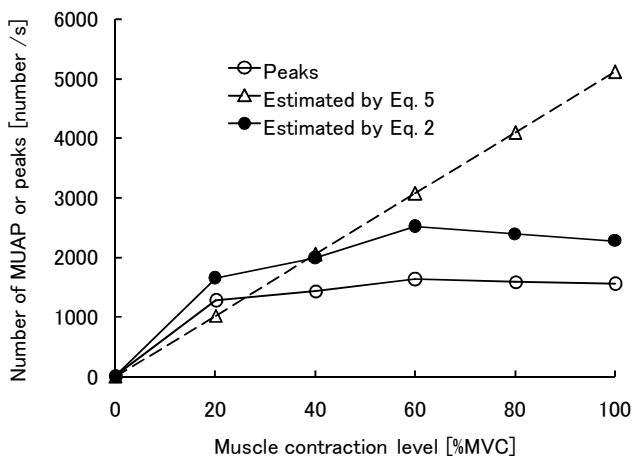


Fig. 4 Numbers of detecting peaks and estimated MUAP in the real surface EMG.

4. 考察

4.1 モデルと推定法の評価

本研究では、筋電図をピーク検出・計数することによって得られるピーク数に着目し、これが生理学的な情報として筋電図に含まれる MUAP 数と対応すると考えて、二者の関係をモデル化・定式化した。従来、筋収縮レベルが高くなるにつれて、ピーク数は MUAP 数に追従して上昇せず飽和するという現象が知られている^(1, 2)。このため、ピーク数から MUAP 数を推定すると、過小評価するという問題点があった⁽¹⁾。これに対して、著者らは、さきのモデルに基づいて、MUAP 数を推定する方法を提案し、本報告では実際の表面筋電図に提案手法を適用してその有用性を検討した。

まず、モデル化・定式化については、Fig. 3 に示したように、上腕二頭筋の表面筋電図において、ピーク検出による P' に対して、最適化計算によってカーブフィットした近似値は、60%MVC 程度まで、シミュレーションによる先行研究⁽³⁾と同様の傾向が見られた。次に、モデルを用いた MUAP の推定法については、MUAP 数が収縮レベル(力)と比例すると仮定した場合、Fig.4 に示すように 40%MVC 以上において、推定法が有効であったと考えられた。

シミュレーションの先行研究においては、推定値は飽和したが、今回の実筋電図の推定値は 60%MVC 程度を境に頭打ちになった。この原因としては、式(4)で示すように、推定式(2)は P' が P に応じて増加する範囲を対象としているが、 P' は Fig. 3 に示すように 60%MVC から 80%MVC の間で完全に飽和し、100%MVC で減少したことが考えられる。しかし、誤差自体は減少しており、このような場合においても推定法は有効であると考えられる。

さらなる改善策として、 P' が下降局面にならないようにする方が有効であり、観測範囲の狭い電極を用いて筋電図に含まれる運動単位数を減らし、MUAP の干渉を抑えることが考えられる。ただし、運動単位数を減らすことは、筋の情報量を減らすことになるので、さらなる検討が必要である。

4.2 動員特性

一般的に動員されている運動単位の数は収縮レベルに応じて増加することが知られている^(7,8)。したがって、筋電図のシミュレーションにおいては、運動単位の動員は収縮レベルの関数とした。これに対して、MUAP 数の推定式のパラメータ同定においては、 m を定数として単純化した。これは、一般的な生理学的な知見とは一致していないものの、MUAP 数の推定自体はほぼ正しく行われていると考える。ある P に対して、 m が実際に動員された m より大きい場合、式(1)において $(P/m)^2$ で示される任意の運動単位の同時発火の確率は小さくなるが、組み合わせ数 ${}_m C_2$ は大きくなるため、これらの積の Q にはあまり誤差が現れない。逆に、 m が小さくなった場合、同時発火の確率が大きくなるが、組み合わせ数が小さくなるため、 Q の誤差もあまり大きくならない。シミュレーションにおいて得られる P を式(1)に代入し、 m を変化させたときの Q との関係を見たところ、 Q はほとんど変化しなかった。また、Zhou らの研究⁽⁹⁾において、 P の推定式に運動単位の動員と発火頻度の変化させて筋電図をシミュレーションしても、MUAP 数の推定結果にはあまり影響しなかったとしている。したがって、このモデルおよび推定式については、 m を一定にしても問題ないと考えられる。

4.3 ピーク検出

筋電図から MUAP の特徴点を検出する方法としては、ピーク検出以外にも、ゼロクロス検出、テンプレートマッチングなどが

考えられる^(9,10). 先行研究において、これらの手法はピーク検出した場合と同様の傾向をとることが言われている。したがって、本研究で用いたモデルおよび推定式は、ピーク検出以外の特徴点を計数する手法においても適用できると考える。

ピーク検出において、正負両方のピークを検出した。その理由は、MUAP のいずれかの相のピークを選択的に検出することは難しく、むしろピークが多いほど手がかりが増えると考えたからである。本研究では MUAP 間の違いはあるものの、それらを同じと見なしても、ばらつきがそれぞれ相殺されて近似の結果が得られたと考える。

4.4 手法の特徴

MUAP 数は、参加している運動単位の数と平均の発火頻度の積とみることができる。したがって、従来の平均振幅や周波数分析による指標に比べて、運動単位の活動が詳細にわかり、筋制御において中枢神経系からの指令がより直接的に反映される可能性がある^(1, 9, 10, 11)。このため、近年 MUAP 数の推定法が注目され始めている。

本研究で提案した手法の利点として、簡単なアルゴリズムだけで構成されているため、ソフトウェアとして実装しやすく、実時間に近い処理が見込める点が挙げられる。

以上のことから、本研究で提案手法は、神経筋疾患の診断などの臨床分野において有益な情報を得る MUAP 推定法に発展する可能性がある。

なお、本手法を臨床現場で使用する際の課題として、疾患と検査目的に応じた筋の選択、各筋の生理学的特性を考慮した評価基準の選択、パラメータ設定のための力計測の簡便化もしくは代用手段の開発が必要であると考えられる。

5. まとめ

本研究では、筋電図をピーク検出・計数することによって得られるピーク数に着目し、MUAP 数との関係をモデル化・定式化した。従来、検出ピーク数は、筋収縮レベルが高くなると飽和するという現象が知られており、ピーク数による MUAP 数の推定は、過小評価になるという問題点があった。これに対して本研究では、モデルを用いて検出ピーク数から筋電図に含まれる MUAP 数を推定することを提案し、実際の表面筋電図での有用性を検討した。その結果、以下のことが明らかになった。

1. 本研究で提案した筋電図のピーク数と MUAP 数のモデルおよび定式化を適用した結果、シミュレーションによる先行研究と同様の傾向を示した。
2. 本研究における検出ピーク数と MUAP 数の関係のモデルは、実際の筋電図計測および電気生理学的な現象を適切に表していると考えられる。
3. 筋電図から MUAP 数を推定する方法は、実際の筋電図においてもピーク計数だけの場合よりも MUAP 数に対する誤差が減少すると考えられた。
4. 本手法が、シミュレーションだけでなく、実際の筋電図に適用できることを示した。

参考文献

- (1) Zhou P, Rymer WZ, An evaluation of the utility and limitations of counting motor unit action potentials in the surface electromyogram, *Journal of Neural Engineering* 2004; 1(4): 238-245.
- (2) Fuglsang-Frederiksen A., Electrical activity and force during voluntary contraction of normal and diseased muscle. *Acta Neurologica Scandinavica* 1981; 63 (suppl 83): 1-60.

- (3) 今泉一哉, 戸川達男, 比企静雄, 筋電図のピーク計数による運動単位活動電位数の推定法, *ライフサポート学会誌*, 2009,21(1):10-17.
- (4) Enoka R. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*, second edition, Champaign, IL: Human Kinetics Pub, 1994.
- (5) Yao, A. J. Fuglevand, and R. M. Enoka, "Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions," *J Neurophysiol.* 2000; 83: 441-452.
- (6) Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools, *Journal of Neurophysiology*, 1993; 70(6): 2470-2488.
- (7) De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP, Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *The Journal of Physiology* 1982; 329: 129-142.
- (8) Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R, The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions, *The Journal of Physiology* 1973; 230(2): 359-370.
- (9) Zhou P, Rymer W Z, Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate? *Journal of Neural Engineering* 2004; 1(2): 99-110.
- (10) Zhou P, Rymer WZ. MUAP number estimates in surface EMG: Template-matching methods and their performance boundaries, *Annals of Biomedical Engineering*, 2004; 32(7): 1007-1015.
- (11) Kallenberg LA, Hermens HJ, Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007.