

# ペダリング運動におけるリアルタイム筋活動表示のための筋電信号処理方法

○寺嶋辰一郎, 井上剛 (大阪工業大学)

## EMG Signal Processing Method for Real-time Muscle Activity Indication in Pedaling Motion

\* S. Terashima and T. Inoue (Osaka Institute of Technology)

**Abstract**— In cycle sports typified by bicycle road race, how to use the muscles during a pedaling motion is important to achieve higher performance, but it is difficult to understand one's own muscle activities. In this study, we proposed a surface EMG signal processing method for a real-time display that can easily understand muscle activity during a pedaling motion. We confirm the effectiveness of the proposed method using EMG data recorded from three subjects, during pedaling exercise to change cadence. As a result of evaluating by the error reduction ratio of the proposed method for the conventional method, the average value of all subjects was 81.5%.

**Key Words:** EMG, pedaling motion, real-time feedback

### 1 はじめに

自転車のロードレースに代表されるサイクリングスポーツにおいて、より高いパフォーマンスを実現するためには、ペダリング動作における筋活動を定量的に理解することが重要である。そこで、筋電位を用いて定量化した筋活動によりペダリング運動を解析する研究が行われている<sup>[1][6]</sup>。従来の研究では、詳細なデータを大規模な装置を用いて計測しており、その処理は計測後に行われている。しかし、ペダリング運動と筋活動の関係を理解するには、力の入れ方や姿勢に応じて変化する筋活動を理解しやすい表示方法にリアルタイムにフィードバックすることが有効である。

そこで本研究では、ペダリング運動時の筋活動を筋電計測結果に基づいて定量化し、リアルタイムにフィードバック可能なシステムの実現を目的とする。本稿では、ペダリング運動時の筋活動を容易かつリアルタイムに表示するための筋電信号処理手法について提案する。また提案手法を評価した結果について述べる。

### 2 ペダリング運動時における下肢筋の計測

#### 2.1 実験仕様

ペダリング運動時に活動する代表的な筋である大腿直筋を計測する実験を行った。実験協力者は20代2人と40代1人の男性3人(PIN1-PIN3)であり、研究目的及び実験内容について十分に説明を行い、同意を得た上で実験に参加してもらった。

実験時の写真を Fig.1 に示す。実験協力者は大腿直筋の筋電位を計測するために筋電計測用のディスプレイ電極（ノラクソン製電極間隔 2.0cm）を装着し、自転車エルゴメータ（wattbike）を用いてペダリング運動を行った。筋電位の計測は生体信号記録システム（トヨタテクニカルディベロップメント製 Livo）を用いた。なお、筋電の計測はサンプリング周波数

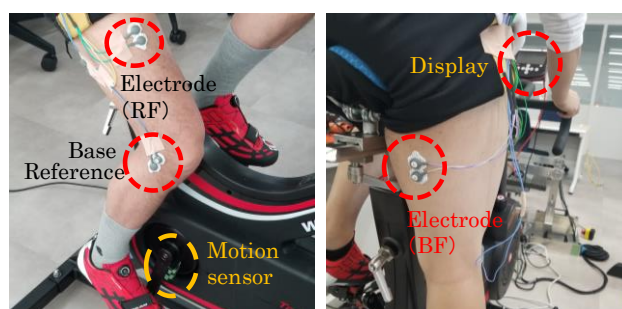


Fig. 1 Position of electrode

1kHzで行い、計測波形に対して20-200Hzのバンドパスフィルタ処理と60Hzのノッチフィルタ処理を行った。また、自転車エルゴメータとPCと接続し、専用アプリを用いることで、1回転ごとのペダル踏力及びパワーの平均値を計測した。

本研究ではクランク角度に対応させた筋活動を表示するシステムの実現を目指しているため、クランク角度についても筋電位の計測と同時に行った。クランク角度の計測は Fig. 1 に示すように自転車エルゴメータの右クランクに9軸モーションセンサ（ZMP社製 IMU-Z2）を取り付けることで行った。計測のサンプリング周波数は100Hzである。また、クランク角度は鉛直上向き方向を0degとし、回転方向に対して正となるように角度を定義した。

実験では、実験協力者は自転車エルゴメータの負荷設定が一定の状態、モニターに表示されるケイデンス（1分間あたりのクランク回転数）を見ながら実験者の指示に合わせて30秒毎に40rpm、60rpm、80rpmと変化させるペダリング運動を行った。

#### 2.2 実験結果

実験で計測したペダリング運動時の大腿直筋電図とクランク角度の一例を Fig.2 に示す。Fig. 2 で示した計

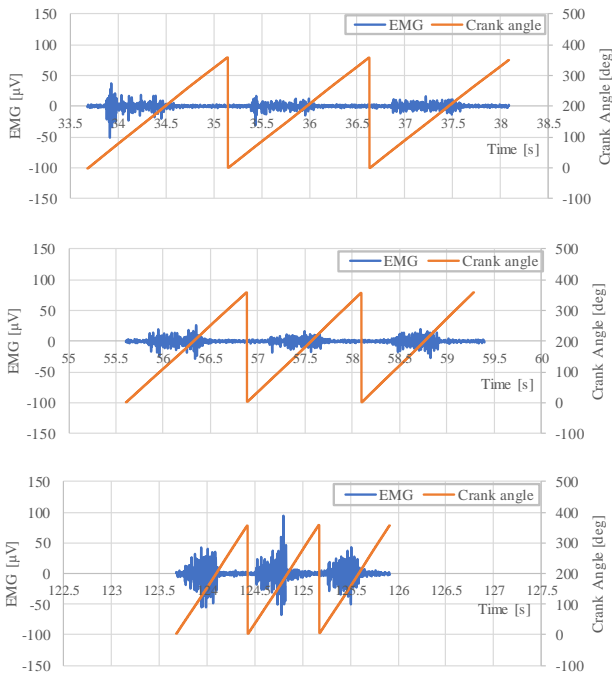


Fig. 2 Example of EMG measurement result

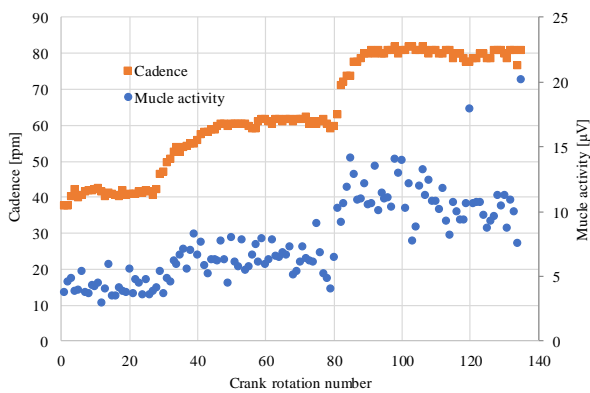


Fig. 3 Example cadence and RMS of EMG

測結果の区間はクランクが3回転した区間であり、回転速度が高くなるほど筋電区間が短くなると共に筋電位の振幅値が大きくなっていることがわかる。振幅値が大きくなる理由としては、ケイデンスが高くなることで、消費エネルギーが増えるためであり、さらに本自転車エルゴメータは負荷の設定を一定にしても、ケイデンスを高くするとペダリング時の負荷（ペダル踏力）が増えるためである。

Fig. 3にPIN1のクランク回転数に対するケイデンスと1回転の筋電信号のRMS (root mean square)を示す。先に述べた理由により、ケイデンスが高くなるほど筋活動を示すRMSが増加している。また、ケイデンスが高くなるほどばらつきが大きくなっていることもわかる。これは、回転速度が速くなると、安定して漕ぎ続けることが困難な速度であるため、筋の使い方の変化が大きくなったと考えられる。

### 3 リアルタイム表示のための筋活動計算手法

#### 3.1 提案手法

実現を目指すシステムでは、クランク角度に対応した筋活動をリアルタイムで表示する。表示はクランクが1回転する毎に更新されるので、60rpmでは1秒ごと、120rpmでは0.5秒ごとに更新される。ユーザがこの短い時間でクランク角度における筋活動を容易に理解するには、計測された筋電信号の波形をそのまま表示するのではなく、より理解しやすい波形に変化することが望ましい。

そこで、計測された筋電信号波形を滑らかにするために、信号に対して全波整流を行い、その後カットオフ周波数2Hzのローパスフィルタ処理を行った。計測された筋電信号に本処理を行い、さらにデジタルフィルタによる遅延を補正することで得た筋活動の一例をFig. 4に示す。Fig. 4に示すように、算出された筋活動は筋電信号を滑らかに表現できていることがわかる。

Fig. 4に示した処理結果は、すべての筋電計測区間に対して処理を行い得られた筋活動である。しかし、実際のシステムでは、リアルタイムフィードバックを目指しているため、クランクが1回転するごとに、その1区間の筋電計測結果に対して処理を行い、結果を画面に表示する。そこでFig. 4の中央のクランクが1回転する区間のみに対して本処理を行った結果の一例をFig. 5に示す。Fig. 5に示すように区間の両端において、デジタルフィルタ処理の影響で波形が歪み、全区間に対して処理を行い得た波形とは異なる結果となった。

そこで、区間の両端の影響が小さくなる筋活動計算

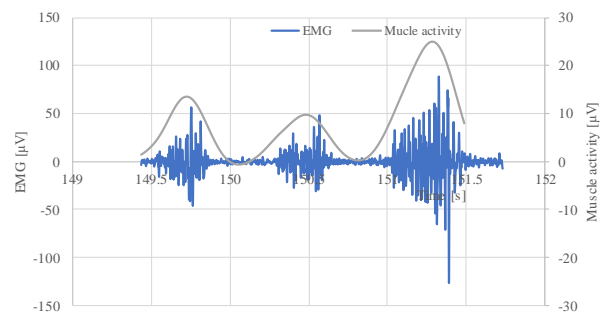


Fig. 4 Example of EMG and Muscle activity

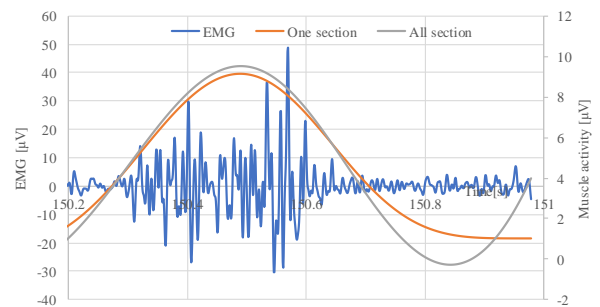


Fig. 5 Example of Muscle activity for one section

手法を提案する。提案手法ではまず、表示対象である1回転区間のデータ（以降現在区間のデータと記述）の前後に1つ前の回転区間のデータ（以降過去区間のデータと記述）と、1つ後の回転区間のデータ（以降未来区間のデータと記述）を加えてクランク3回転分のデータを作成する。次に、作成したクランク3回転分のデータに対して筋活動を前述の方法により算出する。最後に、3回転分のデータから現在区間の筋活動を抽出しリアルタイムフィードバックの結果として表示する。本処理を行うことで、デジタルフィルタの影響を受けない筋活動が表示できる。但し、現在区間のデータの後に追加する未来区間のデータは計測ができないため、提案手法では未来区間のデータの予測値として現在区間のデータを用いる。すなわち「過去区間データ」「現在区間データ」「現在区間データ」の3回転分データを作成して処理を行う。

Fig. 6にFig. 5で示した筋電位信号データに対して提案手法を適用し、筋活動を算出した結果を示す。Fig.6に示すように、提案手法により算出した筋活動は1区間のみを用いて算出した筋活動と比べて、フィルタの影響を受けていない筋活動（未来区間を利用した筋活動）に近い結果となっていることがわかる。

### 3.2 提案手法の評価

提案手法の有効性を確認するため、実験協力者3人(PIN1~PIN3)の計測結果に対して提案手法の精度評価を行った。

まず、提案手法と1区間のみ用いる手法について各回転の誤差の平均値を求めた。ここで、正解値は未来区間を用いて算出した筋活動とし、誤差はクランク回転ごとに以下の式を用いて求めた。

$$error(p) = \frac{\sum_{i=1}^N |MA_p(i) - MA_A(i)|}{N} \quad (1)$$

ここで、 $p$ はクランク回転数であり、 $MA_A(i)$ は $p$ 番目の回転における未来区間を用いて算出した筋活動の $i$ 番目の値であり、 $MA_p(i)$ は同回転における提案手法及び1区間のみを用いた手法を用いて算出した $i$ 番目の値である。また $N$ は同回転におけるデータ数である。

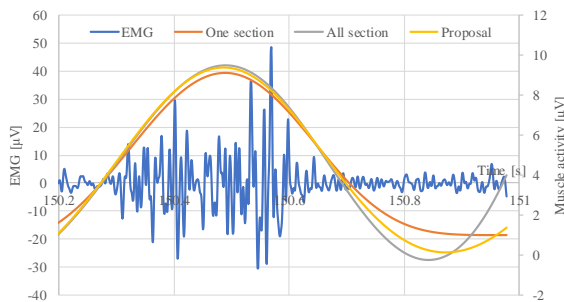


Fig. 6 Muscle activity calculated by the proposed method

このようにして求めたPIN1の各回転数における誤差とケイデンスをFig.7に示す。Fig.7より、提案手法は1区間のみを使う手法に比べて全体的に誤差が減少しているが、特にケイデンスが高い区間において誤差が減少していることがわかる。但し、提案手法の結果の中でも、ケイデンスが高い区間の誤差が大きい結果となった。

計測区間全体について各回転数の誤差の平均値を用いて、1区間のみを用いる手法に対する提案手法の誤差減少率を求めた結果をTable1に示す。提案手法の平均誤差減少率は1区間のみを用いる場合に対して平均81.5%減少しており、その有効性が確認された。

### 4 考察

1区間のみを用いる手法と提案手法において、クランク角度の1回転の中でどの区間の誤差が大きくなるかについて調べた。具体的には、1回転を10等分した区間に分け、各区間における平均誤差について式(1)を用いて算出し、全回転の平均と標準偏差を求めた。結果をFig.8に示す。Fig.8より1区間のみを用いる手法は両端の誤差が大きいのに対し、提案手法は後半のみ誤差が大きくなるが、その大きさは1区間のみの場合に比べて小さいことが確認できる。これは、1区間のみを用いる場合、区間の両端でデジタルフィルタの影響を受けるのに対し、提案手法では、過去データを用いているため前半の誤差は発生せず、後半の誤差も未来データと現在データが類似している場合、小さくなるためである。

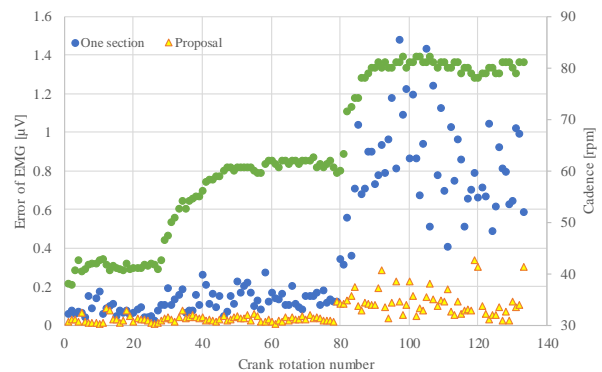


Fig. 7 Error of proposed method and cadence

Table 1 Reduction ratio for error of muscle activity

	Error reduction ratio [%]
PIN1	83.4%
PIN2	72.2%
PIN3	88.9%

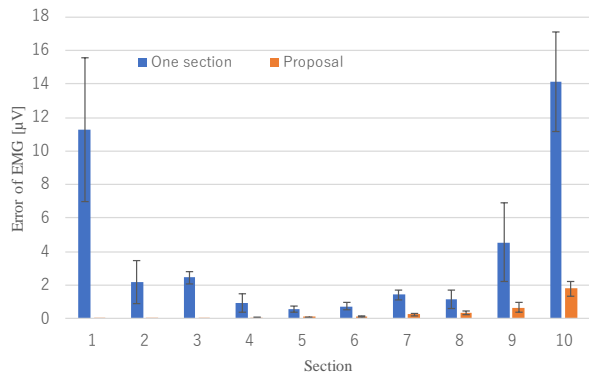


Fig. 8 Error distribution of proposed method

一方、提案手法においても、後半で誤差が生じており、その誤差は端に近づくほど大きくなっていることが確認できた。これは、本提案手法が未来データの予測値として現在データを用いており、現在データと未来データに違いが生じているためであると考えられる。今後は、機械学習を用いてより高い精度で未来区間データを予測する手法について検討する予定である。

#### 4 おわりに

本論文では、ペダリング運動時の筋活動のリアルタイム表示するための筋電信号処理方法について提案した。リアルタイムに計測されたクランク1回転のデータを用いて筋活動を算出すると、区間のはじめと終わりでデジタルフィルタの影響を受ける。そこで、未来の予測データとして現在のデータを用いて処理対象のデータを長くすることでフィルタの影響を軽減する手法を提案した。3人の実験協力者のペダリング運動計測実験で計測したデータを用いて1区間のみを利用する手法に対する提案手法の誤差の減少率で評価を行った結果、全被験者の平均値は81.5%であり、提案手法の有効性が確認された。

今後は、未来区間データの予測精度を上げることで提案手法の誤差を減らすことを検討する。具体的には現在区間の踏力やケイデンス、筋電などから機械学習により未来区間データの特徴を予測し、その特徴に近い過去の区間データを用いる手法について検討する予定である。

#### 参考文献

- 1) M. Jorge, M.L. Hull : Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling., Journal of Biomechanics, vol. 19, pp. 683-694, 1986.
- 2) S. Dorel, A. Couturier, F. Hug : Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling.,Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, vol. 19, pp. 44-54, 2009.
- 3) F. Hug, N.A. Turpin, A. Guével, S. Dorel : Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to dif-

ferent muscle synergies?, J Appl Physiol, vol. 108, pp. 1727-1736, 2010.

- 4) F. Hug, S. Dorel : On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer, Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 19, pp. 182-198, 2009.
- 5) M. Ericson : Analysis of EMG measurements during bicycle pedaling , Scand J Rehabil Med Suppl, vol. 16, pp. 1-43, 1986.
- 6) T. Daniel, W. Fred, J. Kolkhorst, J. Daniel, Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency, European Journal of Applied Physiology, vol. 99, pp. 659-664, 2007.