B108

マトリクス表面筋電図による運動単位活動の計測

服部 託夢[○] (奈良先端科学技術大学院大学), 中村 英夫 (大阪電気通信大学),

吉田 正樹 (大阪電気通信大学), 湊 小太郎 (奈良先端科学技術大学院大学)

Measurement of a Motor Unit activity from matrix surface Electromyogram

Takumu HATORI, Hideo NAKAMURA, Masaki YOSHIDA
and Kotaro MINATO

ABSTRACT

The aim of this study is to estimate single motor unit action potential (sMUAP) firing time and muscle fiber conduction velocity (MFCV) by surface electromyogram (sEMG). We made the matrix surface electrode of 8×8 that got 56ch sEMG signals. The 56ch sEMG signals were recorded from the biceps brachii muscles during isometric contraction at 20% maximal voluntary contraction. We used Independent Component Analysis (ICA) and the template matching for the identification of sMUAP. By using the results of identification, we estimated sMUAP firing time. As sEMG is interference of many sMUAP, ICA is useful for making it easy to detect sMUAP train. Using the estimated sMUAP firing time, we calculated the averaged MUAP waveforms at each electrode. Finally we estimated MFCV by using averaged sMUAP waveforms.

Keywords: motor unit, matrix surface electromyogram, independent component analysis

1. 緒 論

腕を曲げる、歩くといった運動は筋を収縮させることで可能となる、この筋収縮を制御しているのが脊髄内にある α 運動ニューロンとそれにつながる筋線維である。 α 運動ニューロンが興奮すると、支配下の筋線維群は同時に収縮する。この α 運動ニューロンと筋線維を筋張力発生機構における最小機能単位として、運動単位 (MU) とよぶ。このとき筋線維に発生する電位を運動単位活動電位 (MUAP) とよび、これを皮膚に貼り付けた電極で観測したものを表面筋電図 (surface EMG: sEMG) とよぶ。筋収縮時には複数の MU が協調して活動するため、sEMG は複数の MUAP が干渉したものが得られる。Nakamura ら¹⁾ は、筋電図に独立成分分析 (ICA) を適用することで、単一 MUAP の発火時刻同定が容易になり、発火時刻同定のための前処理として ICA は有効であることを示している。また MUAP が筋線維上を伝導する速度を筋線維伝導速度 (MFCV) とよぶ。MFCV は筋が疲労すると低下するため、筋疲労の指標として用いられている。また、電極をマトリクス状に配置することで sEMG から神経筋接合部を推定する手法があり、MU を同定する指標の 1 つとなる。MUAP 発火時刻、MFCV、神経筋接合部を同時に推定できれば神経筋機能の解明につながると考えられる。

そこで、本研究では、マトリクス状表電極を作成し、得られた多チャンネル sEMG に ICA を適用して単一 MUAP 発火時刻を同定し、同定した MUAP 発火時刻を

元に MFCV を推定するシステムの開発を目的とする。

2. 方 法

2.1 64 極表面電極

本研究で使用した表面電極を Fig.1 に示す。電極は直径 1 mm の銀線を使用した。電極は Fig.1 に示すように、5mm 間隔で 8 個直線的に配置して 7 ch (v0-v6) の双極誘導筋電図が得られる列と、その列と同様の列を 2.5mm 間隔で平行に 8 列になるように配置した。

Fig.1 The surface electrode of 56ch

2.2 56ch 表面筋電図の測定

被験者を椅子に座らせ、両肩と腰をベルトで固定し、完全伸展時を 0 度として肘関節角度 90 度を屈曲させ地面に対して水平となるように前腕を固定した。表面電極は上腕二頭筋近傍の皮膚表面上に貼り付けた。発揮張力は被験者の最大随意収縮力 (MVC) の 20% とした。得られた電位は通過帯域 5–1500Hz のフィルタ処理後に 66dB 増幅した。増幅した筋電位は量子化 12bit、サンプリング 10kHz で PC に記録した。計測時間は 5 秒とした。

2.3 単一運動単位活動電位発火時刻の同定

得られた 56ch の sEMG から一つの MU が発火した時刻を同定するためには経験豊富な人の判断が要される。そこで、本研究ではまず発火時刻の同定を容易にするため Nakamura ら¹⁾と同様の手法を用いて sEMG を独立成分へ分離する。分離した独立成分から類似した波形群を抽出するためにテンプレートマッチング法を用いて単一 MUAP の発火時刻を同定した。同定した発火時刻を縦傍線で表したものが Fig.2 である。

Fig.2 identification of MUAP fire times for MU0 and MU1

2.4 筋線維伝導速度の推定

sEMG から MFCV 推定のために、MUAP の ch 間での MUAP ピーク時刻の時間遅れを求める。しかし、sEMG はノイズや他の MUAP からの干渉をうける。このノイズの干渉を除去するために、同定した単一 MUAP 発火時刻をトリガとして、各 ch の加算平均波形を求める。求めた加算平均波形を各 ch で並べたものが Fig.3, Fig.4 である。この加算平均波形から、各 ch のピーク時刻を求め、各 ch 間での時間遅れを調べる。求めた時間遅れで電極間距離を割ることで MFCV を推定する。

Fig.3 Averaged waveform of MU0

Fig.4 Averaged waveform of MU1

3. 結果

一回の sEMG データから 2 つの単一 MU について、Fig.2 に示す縦棒線に示すように単一 MUAP 発火時刻を 5 秒間のデータで 70 個程度を連続的に同定することができた。この発火時刻から求めた 5 秒間の MUAP 発火間隔は 63.1 ± 14.7 ms であった。各 MU の MUAP 加算平均波形から求めた MFCV はそれぞれ、MU0 は 4.5m/s で MU1 は 5.3m/s であった。

4. 考察

複数の MUAP が干渉した sEMG から単一の MUAP 発火間隔と MFCV を推定できた。今回の MFCV の結果は、上腕二頭筋の 4ch アレイ状表面筋電図から単一 MU を同定せずに MFCV を推定した Nishihara[2]らと同等の結果が得られた。また、Fig.4 で ch13 と ch14 の間にピーク相の反転が確認できることから、神経筋接合部がこれら 2 つのチャンネル間に分布していると考えられる。そして Fig.3 ではこの反転が見られないことから MU0 と MU1 はそれぞれ違う MU であると推測できる。また、筋発揮張力を高めると MU 動員数が増加し、MUAP の干渉が高くなるため単一 MUAP 発火時刻の同定には針状の電極が用いられていた。そこで、発火時刻の同定の前処理に ICA を用いた本システムは、生体に対して非侵襲的に計測できるため有用であると考えられる。

参考文献

- 1) Hideo Nakamura, Masaki Yoshida, Manabu Kotani, Kenzo Akazawa, Toshio Moritani. The application of independent component analysis to the multi-channel electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains: part I-measuring techniques, J. Electromyography Kinesiology, vol.14, (2004) pp. 423-432.
- 2) Ken Nishihara, Toshiro Futami, Kazuho Hosoda, Tashiaki Gomi. Validation of estimated muscle fiber conduction velocity with the normalized peak-averaging technique, J. Electromyography Kinesiology, vol.15 (2005), pp.93-101.