

表面筋電位を用いた運動時の人体関節トルクの推定 Estimation of active joint torque using surface-electromyogram

ベンチャー研究室 細田 遼 Ryo Hosoda

Electromyograms (EMG) are directly correlated with the contraction of muscle and they are used as an index of occurrence of muscle tension in sports or rehabilitation. The purpose of this research is to propose a method to estimate the active joint torque with related muscle's surface-EMG (sEMG). The joint torque can be used as an index of training effect, to control prosthetics or paralyzed limbs. We measured sEMG of 4 muscles of subjects while moving the elbow joint with variable load. We propose a linear time invariant model and polynomial non-linear models to model the relationship between sEMG and joint torque and to predict the joint torque with the model.

Key Words: Biological information, Dynamics, Signal processing

1. 背景・目的

スポーツやリハビリテーションにおいて、筋力トレーニングの効果の検証や義肢の設計・制御のため¹⁾²⁾人体が発する力の定量的な指標が求められている。表面筋電位(sEMG)は張力発生の指標として利用されているが³⁾、個人差や人体部位による差が大きく定量的な比較が難しい。

筋は、化学的エネルギーを力学的エネルギーに変換するタンパク質の構造物である。人体を多リンクシステムとみなしたとき、筋はアクチュエータとしての役割を持っており、1または2関節にわたる相対運動を生成する。筋を構成する筋細胞は興奮性であり、興奮と収縮が高度な相関を示すため、興奮が張力発生の指標として利用されている。興奮を測定する方法の一つに、体表に取り付けた電極による表面筋電位(sEMG)の測定がある。

個々の細胞の興奮は表面では電位が上昇してから定常状態以下に下降し、定常状態に戻るような電位変化として観察される⁴⁾。そのため、筋が活動している際のsEMGの波形はノイズのように平均値が0になるような形状をしており、原波形同士での比較は困難であることから、電位の絶対値をとること(全波整流)やそれを平滑化すること、一定時間毎に積分して比較することが行われている。

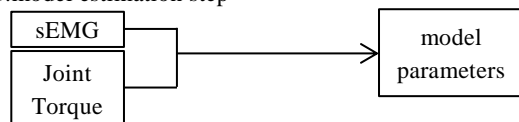
本研究では筋の興奮の指標である活動電位を測定し、筋骨格構造や数式モデルを利用して関節トルクを推定し、指標とすることを提案する。

2. 実験方法

2.1. 推定の流れ

本研究では関節トルクを測定できるような動作とその際のsEMGを測定して、sEMG-トルク関係のモデルを作成する工程と、作成したモデルを用いて訓練動作等において未知のトルクを推定する工程を想定した。そのため、トルク推定実験はモデル作成過程とモデルによる未知トルク推定過程に分かれる。

Step 1: model estimation step



Step 2: torque estimation step

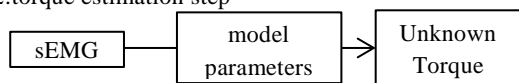


Fig. 1 Model parameter and torque stimulation flow

2.2. 筋電位振幅-関節トルク間関係モデル

推定には、関節角が一定の場合の推定実験が報告されている⁵⁾多項式 FIR モデルを用いる。関節トルク τ [Nm]を関

節の関連筋の sEMG の振幅(σ EMG)の関数であるとみなすと、フレーム n における関節トルク τ は、式(1)を用いて σ EMG で表される。

$$\tau[n] = a_0 + \sum_{d=1}^D \sum_{q=0}^Q e_{q,d} \sigma_E^d [n-q] + \sum_{d=1}^D \sum_{q=0}^Q f_{q,d} \sigma_F^d [n-q] + \sum_{d=1}^D \sum_{q=0}^Q g_{q,d} \sigma_G^d [n-q] \quad (1)$$

式(1)の入力の σ_E , σ_F , σ_G は対象とする関節の関連筋の σ EMG, 出力の τ [n]はフレーム n における関節トルクである。 $e_{q,d}$, $f_{q,d}$, $g_{q,d}$ はモデルパラメータであるので、実験データから求める。 Q はある瞬間の τ を推定するために用いるフレームオーダーであり、 D は多項式次数である。

パラメータ推定用の実験データからモデルパラメータを求める。モデルの評価は式(2)に示す誤差率 e によって行う。

$$e = |(\tau_{est} - \tau_{calc}) / \tau_{calc}| \quad (2)$$

τ_{est} : 筋電位振幅から推定したトルク

τ_{calc} : 関節角と実験条件から計算したトルク

2.3. 関節および筋肉の選定

人体の他の関節と比較して、肘関節には以下の利点があるので、肘関節を実験の対象とした。

- 伸縮において1自由度の回転関節とみなせる
- 伸縮に関わる筋が大きいので、筋電位振幅が大きいので測定が容易である
- 関連筋が4つであり、他の関節より少ない

2.4. 実験の設定

肘関節の関節角と関節トルクがそれぞれ変化し、肘関節関連筋のみで荷重を支える状態を作るため、滑車装置を用いて荷重を手首に加えた。被験者は椅子に座り、右肘を支持台に置いて前腕を屈伸させる。屈伸時間は20 secで、実験の間に5分の休憩を挟んだ。関節角は約-20 deg から40 deg まで変化する。おもり質量 m [kg]は2 kgと5 kgである。関節角 θ を用いて負荷トルク τ [Nm]は式(3)のように計算できる。なお、前腕の質量の影響は無視した。

$$\tau = ml(g - l\ddot{\theta} \cos \theta) \cos \theta \quad (3)$$

sEMG は肘関節の屈曲/伸展を行う上腕二頭筋、上腕三頭筋、腕撓骨筋の表面で測定した。Inertial Measurement Unit (IMU)を前腕の手首付近に取り付け、関節角速度 $\dot{\theta}$ を測定した。筋電計に筋電計 myon 320, IMUにPocket IMU 2を用いた。測定時の腕部の姿勢、肘関節関連筋の位置および電極・IMUの取り付け位置をFig. 2に示す。sEMG信号は4000 Hz, ± 2.5 mVの範囲で測定し、式(4)に示すようにsEMG信号 s の0.250 sec (100 sample)の絶対値の積分平均 σ を σ EMGとした。10秒間の肘関節の屈伸を含む σ EMGとトルクの時刻歴データを用いて、モデルパラメータ e, f, g を逆行列を用いて求めた。

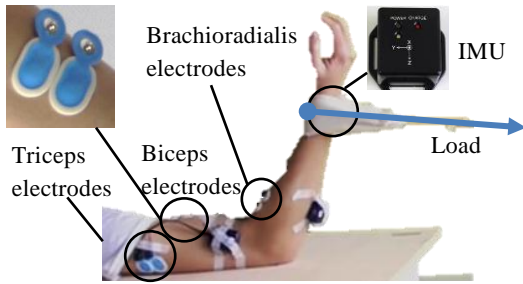


Fig. 2 Arm posture and electrodes, IMU position, during the experiments

$$\sigma[n] = \frac{\sum_{i=0}^{99} |s[100n - i]|}{100} \quad (4)$$

3. 推定結果

3.1. モデルパラメータの選択

多項式 FIR モデルを用いたトルク推定において、モデルパラメータの評価のためにクロスバリデーション時の誤差率を計算した。フレームオーダー Q は $1 \leq Q \leq 30$ 、多項式次数は $1 \leq D \leq 4$ でモデルを作成した。誤差率が最小となる前後の次数における誤差率の推移を Fig. 3 に示す。2次、 $Q = 8$ のモデルで誤差率が最小の 4.93 % となったので、これを用いてトルク推定を行った。

3.2. 単一モデルによる推定

Fig. 4 の 1 model estimation が式(1)のモデルを用いたトルク推定の結果である。Fig. 4 の 2.5 から 3.5 sec の関節が屈曲する期間で、誤差は 1.5 Nm 以下である。一方、Fig. 4 の 4.5 から 9.6 sec の関節が伸展する間の誤差は 2 Nm を超える。各関節角の範囲における誤差率の平均を Table 1 の 1 model の列に示す。他の試行でも、関節の伸展時の誤差は収縮時よりも小さかった。関節が伸展しているときは、筋腱複合体が前腕に対して斜めになるのでモーメントアームが小さくなり、筋によるトルクの出力は小さくなる。以上のことから、一定のトルクであっても屈曲時の σ EMG は伸展時よりも大きくなると考えられる。すなわち、関節角の変化が σ EMG-関節トルク間の関係に影響を与えることが示された。

3.3. 複数モデルによる推定

今回は、肘関節伸展時に σ EMG -関節トルク間の関係が変化することに対応するため、2.87 deg と 22.9 deg を境に関節角度と σ EMG の時刻歴データを 3 つに分離し、それぞれのデータセットにおいてモデルパラメータを計算した。推定時は関節角によって 3 つのモデルを選択した。Table 1 の 3 models A のとおり、3モデルによる推定では、関節の伸展の際、誤差は 5.81 % と、1モデルによる推定よりも小さくなった。一方、中間時において誤差率は 2 % ほど大きくなった。そこで、中間時はすべての関節角での時刻歴データを用いて計算することとした。この手法で 3モデルのパラメータを計算してトルクを推定した結果を Fig. 4 の 3 models estimation に示す。Table 1 の 3 models B に示すとおり、中間時の誤差率は 3.58 % となった。

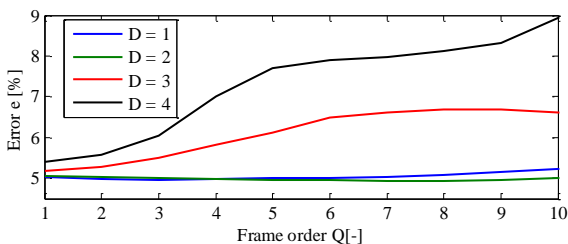


Fig. 3 Variation in model error with D

Table 1 Estimation error for the 3 proposed models

Joint Angle	Error [%]		
	1 model	3 models A	3 models B
Flexion	3.36	3.43	3.43
Middle	3.58	5.81	3.58
Extension	7.24	5.68	5.68
All	4.93	4.98	4.34

4. 結論・今後の展望

本研究は、関節角が運動する場合に σ EMG を用いたトルク推定を実現することを目的とした。 σ EMG-関節トルク間の関係が関節角によって変化することに複数モデルを選択的に利用する手法を提案し、10秒間の筋電位データにおいて、トルク推定を 4.34 % の誤差率で行った。特に誤差率が大きかった関節伸展時の誤差率を約 1.4% 減少させ、推定全体での誤差率を約 0.6 % 減少させた。

現状ではモデルの使い分けの基準を実験的に決定しているので、モデル分割数および分割の基準について、複数通りを比較し最適な方法を選択可能にする必要がある。関節角の変化による筋のモーメントアームの変化をモデルに組み込むことも検討している。

発展的な課題として、筋の発する他動的張力を取り入れたモデルを作成することも検討する。また、実際のリハビリテーション動作などでもトルク推定実験を行い、手法の実用性を確認する。本研究では一定姿勢でのトルク推定を行ったが、応用のためには 2 関節の連動動作や、他の筋の収縮により筋がねじれている場合の動作などにおいてトルク推定の精度を確認する必要がある。

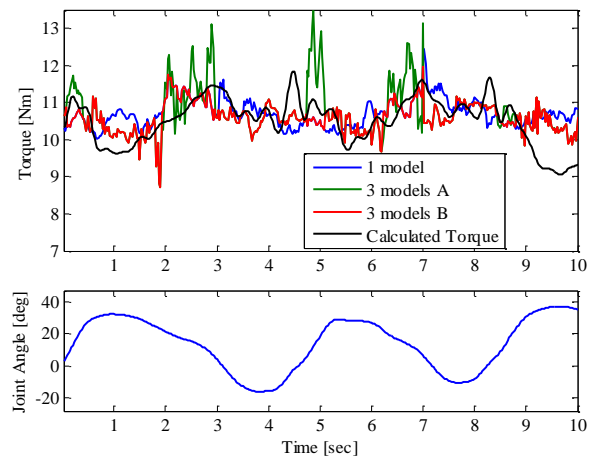


Fig. 4 Torque estimation result

参考文献

- 1) E. Nagasue, K. Suetsugu, R. Takeuchi, T. Inada, Y. Tagawa, N. Shiba, "FES for daily living : A application to arm's and finger's functions", BMFSA (20), pp 23-26, 2007
- 2) H. Sakakihara, "Development of Myoelectrically-controlled Below-elbow Prosthesis with Wrist Rotation Function", IEICE Technical Report MBE, 107(154), pp 67-70, 2007
- 3) T. Yamashita, Y. Tominaga, M. Yoshida, "Comparison of level ground walk and treadmill walk", IEICE Technical Report MBE, 106(506), pp21-24, 2007
- 4) P. Konrad, "The ABC of EMG", Noraxon INC. , p 5, 2005
- 5) L. Liu, P. Liu, D. V. Moyer "Identification of Constant-Posture EMG-Torque Relationship About the Elbow Using Nonlinear Dynamic Models", IEEE Transactions on biomedical engineering Vol. 59 No. 1, pp205-212, 2012