

運動学習支援への適用を目的とした機能的電気刺激の電極位置選定法

Optimal Electrode Position Selection of Functional Electrical Stimulation for Motor Skill Learning

○ 宇田和弘（横浜国立大） 島圭介（横浜国立大） 島谷康司（広島県立大）

Kazuhiro UDA, Yokohama National University
Keisuke SHIMA, Yokohama National University
Koji SHIMATANI, Prefectural University of Hiroshima

Abstract: Although many limb function reconstruction methods using functional electrical stimulation (FES) have been verified, the stimulation electrode attaching position have been determined trial and error based on the anatomical feature. In this paper, we devised the electrode position selection method based on the characteristic model of the joint angle with respect to the current for the optimal electrode position selection in FES. Thus, we aim the implementation of efficient rehabilitation and the reduction burden for both of the experimenter and subject in using FES. As a result of the electrode selection experiment, it is showed that it can select appropriate electrode.

Key Words: Rehabilitation Equipment, Evaluation and Training Support, Electrical Stimulation

1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation FES) は、皮膚表面から筋へ電気刺激を与えることで筋収縮を促すことが可能である。適切な刺激と理学療法的介入によって麻痺側の機能回復が可能なることから、FES は身体機能再建リハビリテーションなどに古くから利用されてきた⁽³⁾。我々の研究グループでは FES を用いた新しいリハビリテーション法として、ヒト-ヒト間で筋収縮状態と関節運動を相互伝達する筋電位駆動型インタフェースシステム⁽⁴⁾を提案し、有用性を示してきた。

しかしながら、これら FES は刺激を与える電極を適切な位置に貼付できなければ、効果的に筋収縮を促すことができないばかりか、被験者に大きな痛みを伴う場合がある。そのため、適切な刺激電極位置を探索する手法が必要不可欠である。これに対して従来、電極位置は試行錯誤的に決定するしかなく、探索に時間がかかる問題がある。特に、電気刺激においては目的とする筋の Motor Point (MP) に適切に刺激を与えることが有用であるため、探索用のペン型電極などを用いて一定の刺激量で筋が最も顕著に収縮する部位を解剖学的知見を基に探索する方法が一般的である。ただし、MP には個人差が大きく、必ずしも解剖学的指標による探索結果と一致しないことが報告されている⁽⁶⁾。

本稿では、多チャンネル電極による電流制御と電流に対する関節角度特性モデルを組み合わせ、定量的に適切な電極対を決定する手法を提案する。これにより FES における適切な電極位置選定の支援を可能とする。さらに、提案法の適用例を示し、提案法の有効性を議論する。

2. FES を利用した筋電位駆動型ヒューマンヒューマンインタフェース⁽⁴⁾

これまでに我々は 2 者間の筋収縮情報を伝達する方法論を提案している (Fig. 1)。このシステムでは関節運動とその実現に必要な筋収縮パターンをヒトからヒトへ伝達することが可能である。まず一方の被験者の関節運動に伴う筋収縮状態を多チャンネル電極を用いて計測し、筋協調収縮パターンと力情報を抽出する。これらをニューラルネットに入力することで、被験者が行った動作を確率的に評価する。推定した動作と筋協調情報、力情報は電気刺激モデルを介してもう一方の被験者に電気刺激として与え、関節運動と筋収縮を誘発させる。例えば療法士から理想的な関節運動を患者に伝達することで、患者は自身の筋と関節で運動を再現して運動学習が可能となり、療法士-患者間のリハビリテーション支援や、運動熟練者から未熟練者への動作伝達訓練などが実施可能

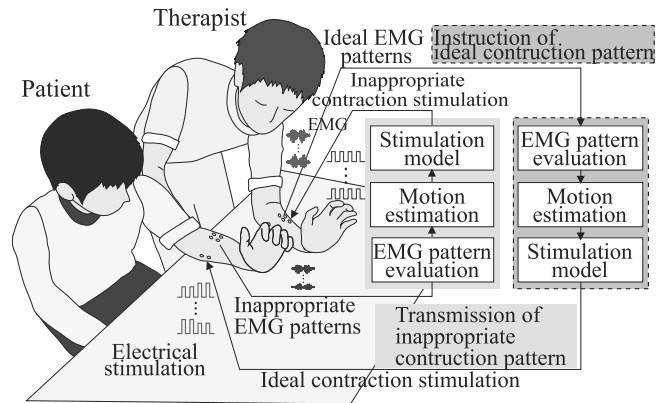


Fig.1 Human-human interface for direct rehabilitation based on EMG and usage of FES⁽⁴⁾

となる。

関節運動の伝達においては、被験者に与える電流と誘発される運動の関節角度の特性をモデル化して導入している。具体的には関節角度は K チャネルの電極対を用いて筋に与えられる電流を変数とする非線形関数の総和として近似できると仮定し、次式により表現する。

$$\theta(t) = \sum_{k=1}^K \alpha_k f(I_k(t)) \quad (1)$$

このとき、電流と関節角度の特性が指数関数的な振る舞いを示すことから、指数関数を用いた電流-関節角度モデルを提案し、運動伝達の可能性を示した⁽⁵⁾。ただし、このモデルでは角度が大きい動作時に誤差が大きくなる問題があった。次節では、関節角度と電流の関係性を評価する予備実験と新しい電流-関節角度特性モデルについて説明するとともに、電極選定法について述べる。

3. 電流-関節角度特性モデルに基づく刺激電極選定法

3.1 電気刺激における電流-関節角度特性評価

被験者を健常男性 3 名 (A-C:24±0.5 歳) とし、対象動作及び目標筋は手背屈動作及び尺側手根伸筋として予備実験を行った。実験には EN-8203 (日本光電)、アイソレータ SS-104J (日本光電)、ゴニオメータ (Biometrics Ltd)、10 × 20mm ゲルロード電極を用いた。電流は 0 ~ 10 [mA] の範囲で 0.2 [mA] 間隔で与え、関節角度をゴニオメータを用いて計測した。

被験者 A の計測結果と特性曲線を Fig. 2 に示す。ここで

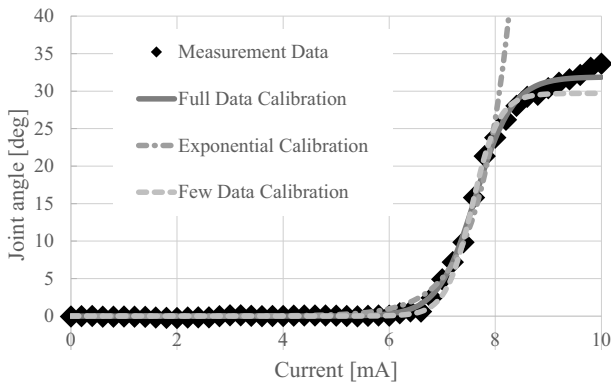


Fig. 2 Measured data and calibration result

ロット点は計測データであり，今野ら⁽⁵⁾が提案した次式の指数関数を用いて近似した結果を鎖線で表示している。

$$\theta(t) = \alpha \exp(\beta(I(t) - \gamma)) + \delta \quad (2)$$

ここで， θ : 関節角度， I : 電流， $\alpha, \beta, \gamma, \delta$: 実数パラメータである。Fig. 2では，8[mA]程度までは平均二乗誤差 (RMSE)=0.82[deg]で近似できているが，その値を超えると計測結果が飽和して一定値へと漸近している。8～10[mA]ではRMSE=300[deg]であり，鎖線で表示したモデルとの誤差が大きくなっている。これは関節の可動域の限界などによるものであると考えられる。そこで，提案法ではシグモイド関数を基にした新しいモデルを次式のように定義する。

$$\theta'(t) = \frac{\epsilon'}{\delta' + \alpha' \exp(\beta'(\gamma' - I(t)))} \quad (3)$$

ここで， θ' : 関節角度， I : 電流， $\alpha', \beta', \gamma', \delta', \epsilon'$: 実数パラメータである。Fig. 2において提案モデルによる全ての計測データを用いた特性曲線を実線で併記している。また，破線は提案モデルによる一部の計測データ(3点)を用いた特性曲線である。

Fig. 2の実線では，RMSE=0.54[deg]となり，精度よく近似できていることがわかる。被験者 B,C についてもそれぞれ RMSE=0.73[deg], 0.67[deg]の精度で近似できた。また破線では全域の計測データを使用せずとも3点のデータでRMSE=1.03[deg]の誤差で近似できていることが確認できる。また被験者 B,C についても RMSE=1.45[deg], 1.63[deg]の精度で近似できた。これにより関節運動が誘起される電流値近傍のみの簡易な計測でも特性曲線を得ることができる。以上のことからこのモデルを用いて電極対の優位性を評価できると考えられる。これらを踏まえ，式(3)を用いた適切な電極位置の選定法を次節で示す。

3.2 電極選定法

Fig. 3に提案する電極選定法の構成を示す。提案法では，まず目的動作に寄与する筋付近に多チャンネルのアレイ電極を貼付して各電極対に評価電流を与える。次に得られたデータから電流-関節角度特性モデルのパラメータを同定し，評価関数により電極の優位性を評価して適切な電極対を決定する。以下に詳細を示す。

1. 被験者の目的動作の主動筋筋近傍に N 極の電極を貼付する。このとき電極の集合を S とする。また，目的動作の関節角度を計測するためのセンサを装着する。
2. 電極 $m, n \in S (m \neq n)$ に対し，微弱な評価電流をあたえ，その際に生じる動作から L 点の関節角度を計測する。
3. 計測した関節角度値から，提案する電流-関節角度特性モデル(3)の各パラメータを最小二乗法を用いて同定する。
4. 3で得られた関節角度特性曲線とそのパラメータ

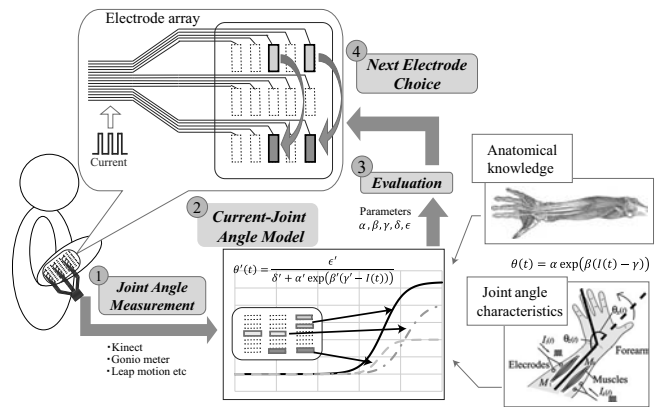


Fig. 3 Proposed electrode selection method

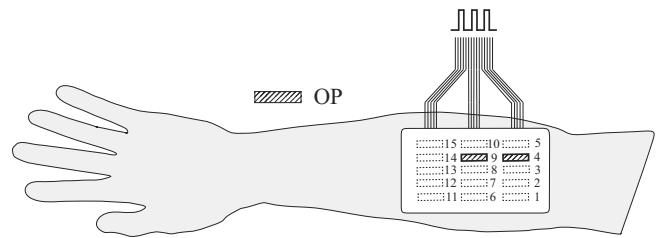


Fig. 4 Electrode locations

$\alpha', \beta', \gamma', \delta', \epsilon'$ を用いて評価関数(4)式により電極の有効性評価を行う。

$$E_{m,n} = w_1 \frac{\epsilon'_{m,n}}{\delta'_{m,n}} + w_2 \frac{1}{\beta'_{m,n}} + w_3 \frac{1}{\gamma'_{m,n}} \quad (4)$$

ここで， $w_i (i \in 1, 2, 3)$ は重み係数であり，計測したデータから FES による関節運動において優先する項目をユーザが任意に決定することができる。式(4)第一項は誘起された関節運動の関節角度の大きさを評価し，第二項は電流に対する関節角度の滑らかさを評価する。第三項は関節運動の電流閾値を評価することができる。優先させたい項の重み係数を増加させることで，任意の特性を重視した電極対を選定する。例えば， w_3 を増加させることでより低電流閾値で関節運動を誘起する電極対を選定することができる。

5. 2～4のプロセスを n, m の組み合わせを変えて繰り返し，全ての $E_{m,n}$ の中で式(4)が最大となったものが適切な電極対であると同定する。

4. 実験

被験者は健康男性2名(A-B:24±0.5歳)とし，対象動作及び目標筋は手首背屈動作及び尺側手根伸筋として実験を行った。実験に用いた機器は3節と同じとした。まず解剖学的指標を基に尺側手根伸筋のMP位置をあらかじめ探索し，その後電極位置を少しずつずらしながら刺激電流値に対して効率よく関節運動と筋収縮を誘発できる箇所に電極を貼付した。この電極対は[9-4]でありOPと表記する。次にOPの近傍に13極のアレイ電極を貼付した。貼付部位のイメージをFig. 4に示す。図中の斜線部はOPを示す。なお被験者には事前に実験の目的と内容を十分に伝え，実験は研究倫理委員会の承認を得た上で実施した。

計測を行う前に全ての電極対に3[mA]の電流を与え，被験者に電流に対する不快感を回答させた。このとき，痛みが強いものは不適切であるとして選定対象から除外した。電流は0～10[mA]の範囲で0.2[mA]間隔で与え，関節角度をゴニオメータを用いて計測した。得られたデータに対して， $L=3$ として式(3)のパラメータを最小二乗法を用いて同定した。ただし，それぞれ1.関

Table 1 Evaluation results for each electrode

+	-	α'	β'	γ'	δ'	ϵ'	RMSE	$E_{m,n}$
11	8	1.060	1.995	6.865	0.558	29.77	2.637	2.94
11	3	0.990	2.121	6.876	0.661	27.73	2.100	2.67
9	4	1.021	2.010	7.949	0.607	24.82	1.390	2.57
8	4	0.995	2.442	6.488	0.752	24.85	1.535	2.43

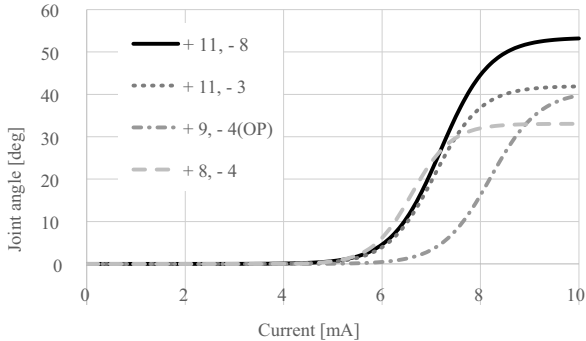


Fig.5 Experimental Result of Top Four Electrodes

節運動が開始した電流値点, 2. その電極において十分関節運動が誘起される電流値点, 3. 以上2点の間値のデータを用いた.

被験者 A に対するパラメータの同定結果, RMSE および式 (4) を用いて評価した結果 ($E_{m,n}$) を上位4電極について Table 1 に示す. ここで, 各重み係数は1とし, 評価した結果は各電極対において比較オーダーを揃えるために式 (3) の各項最大値で正規化した. また, OP における特性曲線と他の電極における特性曲線を Fig. 5 に示す.

表から OP の電極に対する評価値が3番目に高い結果となった. これは, 提案法によって OP の位置を選定できることを意味するとともに, OP と同等以上の特性を持つ電極対を選定できる可能性を示唆している. Fig. 5 を見ると, $E_{m,n}$ が最も大きい [11-8] の電極では他の電極と比較して誘起される関節運動が大きく, また他の電極対と同程度の電流閾値で関節運動が誘起され, 電流に対する関節角度の推移も他の電極対との大きな差異は見られない. このことから, [11-8] の電極対が適切であることがわかる. この結果は Table 1 の結果と一致する. 以上のことから提案法によって定量的に適切な電極位置を決定できる可能であることが示された.

5. まとめと今後の課題

本稿では電気刺激における関節角度の変化特性を表現する電流-関節角度特性モデルを考案するとともに, 刺激電極位置の定量的選定法を提案した. 実験解剖学的知見と試行錯誤による MP の探索法により得られた電極位置を提案法を用いて同定できる可能性が示された.

今後は被験者数を増加させるとともに, 電流-関節角度特性モデルを用いて目的動作に寄与しない電極を選定候補から除外する方法論への展開を目指す.

6. 謝辞

本研究は JSPS 科研費 15H01661 の助成を受けたものであり, ここに謝意を示します.

参考文献

(1) 八木了, 杉本良洋, 中土幸男, 半田康延, 島田洋一, 小松繁, 内藤輝, 市江雅芳, 星宮望, “機能的電気刺激 (FES) による麻痺手の動作” リハビリテーション医学, Vol. 21, No. 4, pp. 235-242, 1984.

(2) 市江雅芳, “リハビリテーションにおける機能的電気刺激 (FES)”, 山梨医大誌, Vol.13, No.2, pp.41-52, 1998

(3) G. Pfurtscheller, G. R. Muller, J. Pfurtscheller, H. J. Gerner, R. Rupp, “‘Thought’ - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia”, Neuroscience Letters, Vol.351, No.6, pp.33-36 2003

(4) 島 圭介, 今野 和樹, 島谷 康司, “運動機能リハビリテーションを目的とした筋電位駆動型ヒューマンヒューマンインタフェース”, 第 21 回ロボティクスシンポジウム講演論文集, pp.1-6, 2016.

(5) 今野 和樹, 島圭介, 島谷 康司, “機能的電気刺激によるリハビリテーションを目的とした前腕動作制御法”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, No.15-2, 1P2-M09, 2015

(6) M.Gobbo, P.Gaffurini, L.Bissolotti, F.Esposito, C.Orizio, “Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response”, European Journal of Applied Physiology, Vol.111, pp.2451-2459, 2011

(7) 成田 大一, 吉田 英樹, 大森 俊輔, 千葉 正司, 尾田 敦, 石川 大瑛, 高橋 信人, 外崎 敬和, “電機生理学的モーターポイントと解剖学的モーターポイントは一致するか?”, 東北理学療法学会, 第 24 号, pp.5-10, 2012

(8) 溝畑 日出昌, 千葉 正司, 成田 大一, “解剖学的指標を用いたモーターポイントの位置推測”, 第 38 巻 1 号, pp.57-63, 2010

(9) Je-Hum Lee・Hye-Won Kim・Xiaochun An・Mi-Sun Lee・U-Young Lee・Seung-Ho Han, “Localization of motor entry points and terminal intramuscular nerve endings of the musculocutaneous nerve to biceps and brachialis muscles”, Surgical and Radiologic Anatomy, Vol.32, pp.213-220, 2010

(10) Dimitra blana, Juan G. Hincapie, Edward K. Chadwick, Robert F. Kirsech, “Selection of muscle and nerve-cuff electrodes for neuroprostheses using customizable musculoskeletal model”, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol.50, No.3, pp.395-408, 2013

(11) Aiko Kido Thompson・Richard B. Stein, “Short-term effects of functional electrical stimulation on motor-evoked potentials in ankle flexor and extensor muscles”, Experimental Brain Research, Vol.159, pp.491-500, 2004

(12) Nebojsa M Malesevic, Lana Z Popovic Maneski, Vojin llic, Nikola Jorgovanovic, Goran bijelic, Thierry Keller and Dejan B Popovic, “A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp”, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012

(13) Tiebin Yan, Christina W. Y. Hui-Chan, Leonard S. W. Li, “Functional Electrical Stimulation Improves Motor Recovery of the Lower Extremity and Walking Ability of Subjects With First Acute Stroke”, A Journal of Cerebral Circulation, pp.80-85, 2005

(14) Yasumori Kawai, Keita Ejiri, and Hiroyuki Kawai, “Co-Contraction of Antagonist Muscles of Human Limb using Neural Network-based Control”, SICE International Symposium on System Integration, pp.33-38, 2015