

U00102

ニューラルネットワークを用いた FES サイクリングの電気刺激タイミング推定

Estimation of electrical stimulation pattern in FES cycling using neural network

○学 村岡 拓^{*1}, 正 小松 瞭^{*1}, 正 巖見 武裕^{*1}正 小林 義和^{*2}, 正 木澤 悟^{*2}, 松永 俊樹^{*3}, 島田 洋一^{*4}Taku MURAOKA^{*1}, Akira KOMATSU^{*1}, Takehiro IWAMI^{*1}Yoshikazu KOBAYASHI^{*2}, Satoru KIZAWA^{*2}, Toshiki MATSUNAGA^{*3} and Yoichi SHIMADA^{*4}^{*1} 秋田大学大学院理工学研究科 Graduate school of Engineering Science, Akita University^{*2} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College^{*3} 秋田大学医学部附属病院 Akita University Hospital^{*4} 秋田大学大学院医学系研究科 Graduate school of Medicine, Akita University

In this study, we suggested a stimulation pattern estimation system using a neural network as a method of determining electrical stimulation pattern during FES cycling. Generally, stimulation pattern decided from crank angle read from encoder. Therefore, the bicycle not attached encoder is not able to FES cycling. However, if stimulation pattern estimation is performed by a neural network, it is possible to perform FES cycling without remodeling the bicycle. Therefore, backpropagation was performed on the input signal using the data of the inertial sensor and the teaching signal using the encoder angle, and the weight and the threshold value were determined. The obtained weights and threshold values were reflected in the system and the stimulation timing was estimated. As a result, stimulation pattern estimation system was possible to estimate the stimulation pattern equivalent to that when using the encoder.

Key Words : Functional electrical stimulation, FES cycling, Neural network, Inertial sensor

1. 緒 言

麻痺患者には、筋骨格の変化によって引き起こされる脆弱性骨折ないし血管代謝疾患等の合併症のリスクが伴う。これらを予防する手法として、機能的電気刺激（Functional Electrical Stimulation, 以下 FES）を用いたリハビリ手法があり、患者自身の筋肉を動かすことが可能であるため筋力回復や血行改善等につながる事が知られている。特に下肢に麻痺を持つ場合には、FES を併用したサイクリング運動（以下 FES サイクリング）が有効であるとされており、屋外でのリハビリが可能な手法として注目されている。

従来の FES サイクリングにおいて電気刺激のタイミングは、エンコーダで検出されたクランク角度を読み取り、筋ごとへの刺激する筋を割り振っていた。しかし、この方法では、エンコーダの付いていない自転車では刺激タイミングを割り振ることが出来ないため、専用にエンコーダを取り付けた自転車で行なえば FES サイクリングを行なえないという問題があった。

そこで、本研究ではエンコーダからクランク角度を得ることの代替として、慣性センサとニューラルネットワーク（Neural Network, 以下 N. N.）を組み合わせた新しい刺激タイミング決定システムを提案した。また、提案したシステムの有効性を検証するため、健常者を対象とした FES サイクリングにおいて刺激タイミング推定が妥当であるかを検証し、評価を行ったので報告する。

2. 手 法

2・1 刺激タイミング推定システム

図1に本研究で開発した刺激タイミング推定システムの構成を示す。本システムは刺激タイミング推定システム本体、慣性センサ（3軸加速度センサ（(株) 日立金属）、1軸ジャイロセンサ（(株) 村田製作所）、エンコーダ（(株) オムロン）、データロガー（(株) 日置電機）から構成されている。なお、データロガーには、サンプリング間隔は20msでFESサイクリング時の全てのセンサ情報と、エンコーダから読み取ったクランク角度を基に決定した刺激タイミングを記録した。なお、慣性センサは図1に示すように左脚の膝蓋腱上に装着した。3軸加速度センサのX軸が上下方向、Y軸が左右方向、Z軸が前後方向の加速度信号を検知する。また、ジャイロセンサはY軸回りを測定し、膝の屈曲—伸展方向に対する角速度信号を検知する。

刺激タイミング推定システムにはマイコンボード Arduino Uno を使用しており、N. N. によって算出された重み関数、閾値およびプログラムを随時書き込むことができる組み込みシステムである。また、センサから入力される信号を平滑化処理するローパスフィルタを搭載した。これはノイズを除去することでN.N.の学習を円滑化し、誤作動を抑えるために用いた。

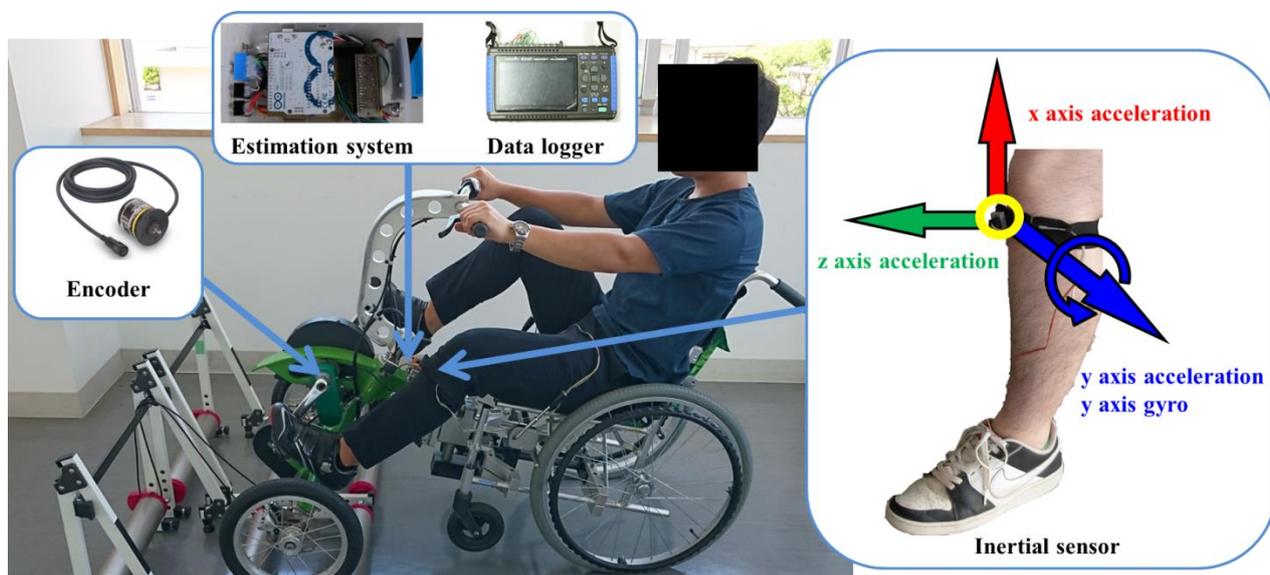


Fig. 1 Stimulation pattern estimate system in FES cycle unit attached wheelchair.

2・2 ニューラルネットワークによる刺激タイミングの推定と実装実験

推定システムに N. N. によるアルゴリズムを用いているため、重み関数 $w_{j,i}, w_k$ や閾値 θ_j といった学習パラメータを事前取得しておく必要がある。予め、事前の N. N. 学習により重み関数と閾値を算出し、刺激タイミング推定システムの Arduino マイコンに書き込む。実装実験では、慣性センサを入力信号として推定システムに入力し、筋の刺激タイミングであると判断した時に推定信号を出力する。そして、臨床応用の場合はこの推定信号を刺激装置に入力し、筋を刺激することで FES サイクルを行なう。図2にデータロガーで記録された慣性センサ信号と、エンコーダより読み取った右脚の大腿四頭筋の刺激タイミングの例を示す。この際の刺激タイミング信号は、1V が刺激 ON、0V が刺激 OFF の状態を示す。なお、大腿四頭筋の刺激タイミングは、クランク角度が 0° から 30° または 310° から 360° と設定した。

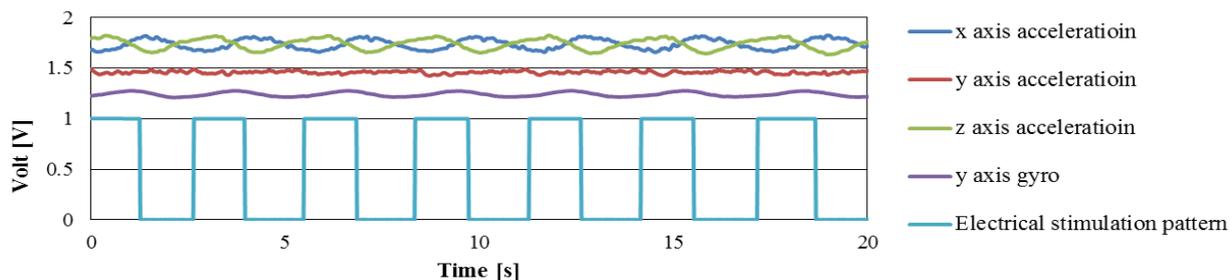


Fig. 2 Example for sensor data and stimulation pattern.

図3にN.N.の構造を示す。N.N.では入力層、中間層および出力層を構成する各要素（パーセプトロン）にそれぞれ重みをつけて合計し、その値が閾値 θ_j を超えるとニューロンが発火し出力される。N.N.の構造は各センサ情報において、現時点、1時点前および2時点前からなる12のパーセプトロンを持つ入力層、11のパーセプトロンからなる中間層、出力層を1とした。

本システムにおけるN.N.学習は、教師信号にエンコーダから読み取った刺激タイミング（クランク角度）の情報を刺激タイミングのステップ信号（ON：1，OFF：0）に変換して用いた。またN.N.の入力信号として膝に取り付けた3軸加速度センサおよび1軸ジャイロセンサの信号情報を用いて、出力信号が教師信号と一致するよう重み関数、閾値を学習させた。本研究ではMATLAB Neural Network Toolbox（MathWorks Inc.）を用いて、誤差逆伝播法（Backpropagation法）による刺激タイミングの学習を行った。その後、学習で求められた各要素の重み関数、閾値を遊脚期検出システム本体のArduinoマイコンに記録し、実装実験を行った。

本実験では、健康男性1名を対象に計測を行なった。被験者には初めに図1に示す自転車をケイデンス（クランクの回転数）20rpm一定で60秒間漕いでもらい、その際3軸方向の加速度センサとy軸ジャイロセンサを入力信号、エンコーダから読み取った刺激タイミングを教師信号としN.N.による学習を行なった。その後、得られた重み関数と閾値を刺激タイミング推定システムに反映し、被験者に自転車を漕いでもらい刺激タイミング推定を行なった。

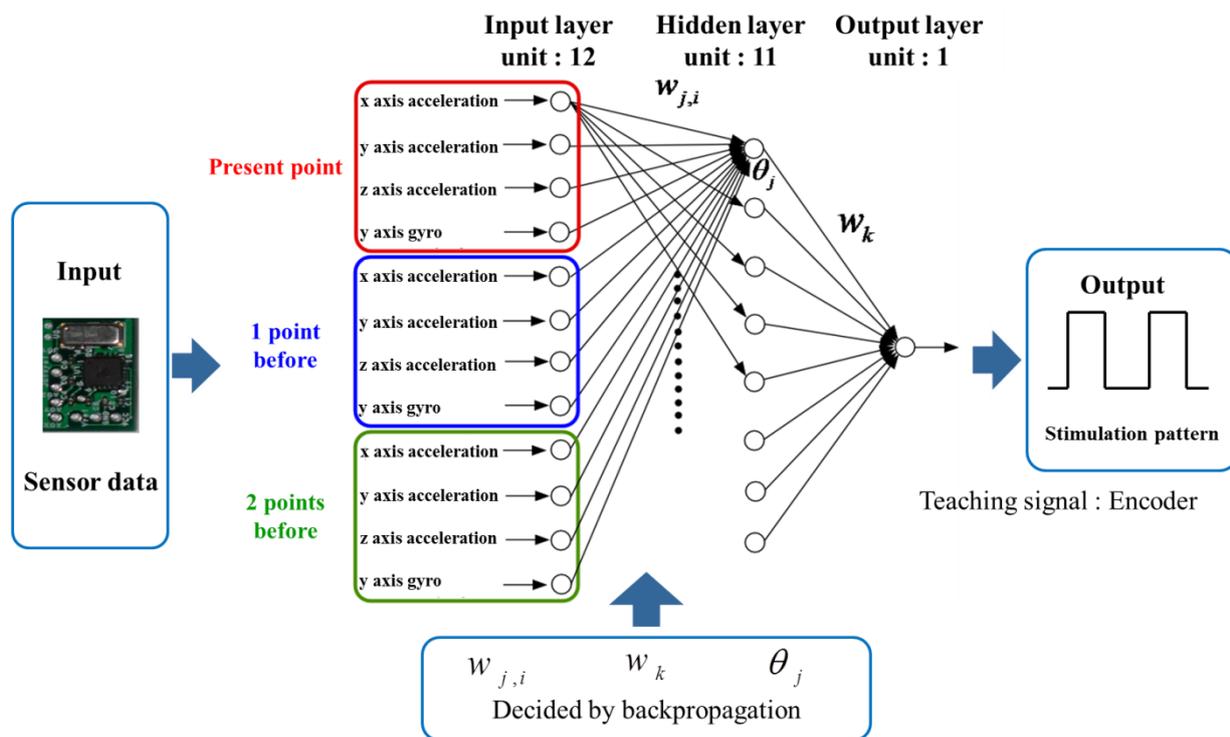


Fig. 3 Structure of neural network.

2・3 評価方法

本研究における刺激タイミング推定結果の評価方法について図4を用いて説明する。図4に示している破線は本システムのN.N.の出力信号、実線はエンコーダより読み取った刺激タイミングである。ON状態は右脚の大腿四頭筋に電気刺激が作用している状態、OFF状態は電気刺激が作用していない状態である。このことから、システム出力信号とエンコーダより読み取った刺激タイミングを比較し、立ち上がりエッジのずれが推定開始遅れ時間、立ち下がりエッジの差が推定終了遅れ時間となる。FESを併用した動作においてはより正確なタイミングでの電気刺激を求められるため、この遅れ時間が短いほど推定システムの精度が高いものとする。

本実験ではクランク1回転ごとの推定開始遅れ、推定終了遅れを求め、クランク総回転数の推定開始遅れの平均値および推定終了遅れの平均値を用いて評価した。また、本来、出力してはいけないタイミングに推定信号が出力される波形を推定エラーとする。推定出力エラーもまた、FES使用時において使用者に危険な要素であるため、開発したシステムの安全性や信頼性に関わる。そのため、推定エラー数およびクランク総回転数に占める推定エラーの割合を求め、その値が小さいものほど信頼性が高いと言える。実験では全推定開始、推定終了に占めるエラー回数の割合をエラー率とし、評価した。

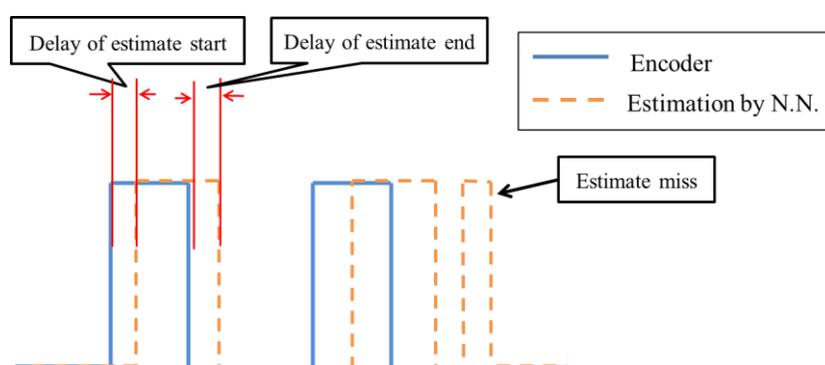


Fig. 4 Evaluation parameter of stimulation pattern.

3. 結 果

図5にN.N.で推定した刺激タイミングの波形と、エンコーダから読み取ったクランク角度を刺激タイミングのステップ信号に変換した波形の比較を示す。2つの波形を比較すると、概ね一致している事が確認できた。本実験において、平均推定開始遅れ時間は0.1020秒、平均推定終了遅れ時間は0.0815秒という結果が得られた。この遅れ時間をクランク角度に換算すると 10° 前後刺激タイミングにずれが生じているといえるが、エンコーダ使用時に設定した刺激タイミングから 10° 程度遅れた場合でもサイクリング動作を妨げる動きにはならないため、この遅れ時間は許容範囲と考えた。また、推定エラーは7回発生し、エラー率は17.5%（推定開始20回、推定終了20回の計40回における割合）となった。

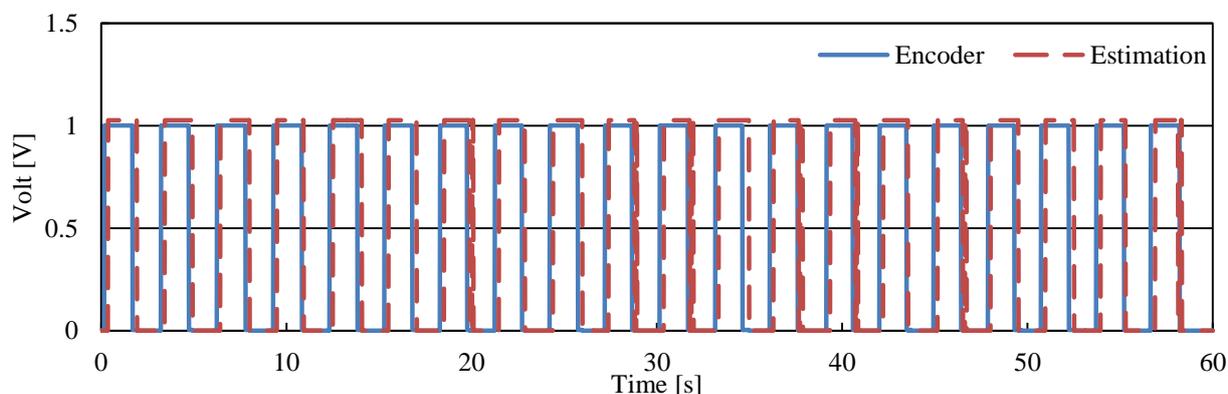


Fig. 5 Stimulation pattern by encoder and N. N.

図6, 図7はそれぞれ推定開始遅れ時間量, 推定終了遅れ時間量を0.01秒ごとに横軸で区切り, 正規化した頻度を縦軸にとり, 遅れ時間のヒストグラムを描いたものである. 頻度とは, 総クランク回転数に対する各遅れ時間の回数を百分率で表している. 図7より, 推定終了遅れ時間は0.1秒付近に集中していることが分かり, 刺激タイミングの差として許容範囲と考えた. 図6より, 推定開始遅れ時間にはばらつきが生じていることが分かるが, 推定開始遅れ時間が0.1秒以内に概ね収まっているため, 動作の妨げにはならないと考えた. 今後は, N.N.内の各パラメータの調整や, 学習時に利用するデータの長くするなどして, 推定精度を高める必要がある.

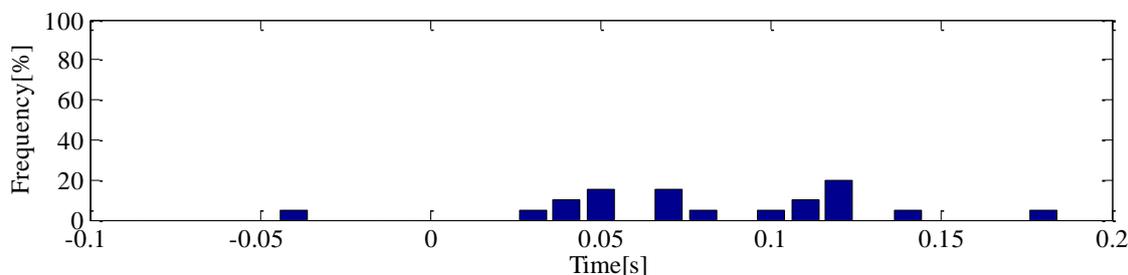


Fig. 6 Histogram for delay of estimate start

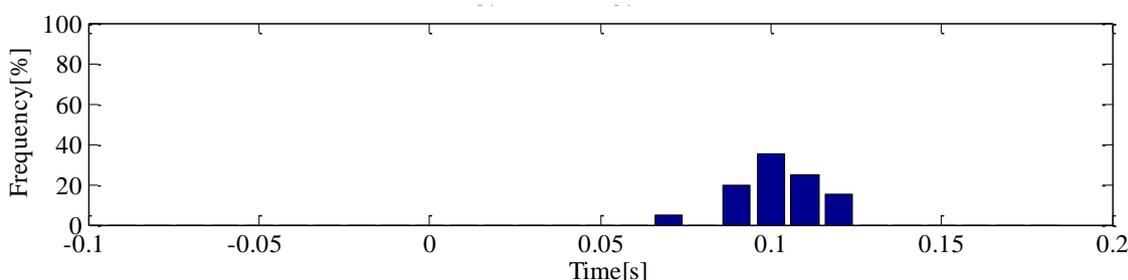


Fig. 7 Histogram for delay of estimate end

4. 結 言

本研究では, FES サイクリング時の電気刺激タイミングの決定方法として, ニューラルネットワークを用いた刺激タイミングの推定を行なった. その結果, エンコーダを用いた従来の刺激タイミングと同様に刺激タイミングを推定する事が出来た. 今後は推定の精度を高め, 安全性やリハビリ効率を高める必要がある. また, 他の自転車を用いた場合でも推定可能で FES サイクルが可能であることを示す必要がある.

謝 辞

本研究の一部は JSPS 科研費 15K05919 の助成によって行われた.

文 献

- 木澤悟, 巖見武裕, 宮脇和人, 松永俊樹, 島田洋一, “学習による FES のための階段昇降を含んだ歩行周期検出システム”, 日本福祉工学会誌, Vol.17, No1(2015), pp.20-26.
- 草階彬, 小玉翔太, 小林義和, 巖見武裕, 畠山和利, 島田洋一, “障害者用自転車のクランク高さが下肢関節モーメントと筋電に及ぼす影響”, シンポジウム: スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2016 講演論文集(2016), C-7.
- Hull, M. L., “Functional Roles of the Leg Muscles When Pedaling in the Recumbent Versus the Upright Position”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127(2005), pp. 301-310.
- Hunt, K. J., Hosmann, D., Grob, M. and Saengsuwan, J., “Metabolic efficiency of volitional and electrically stimulated cycling in able-bodied subjects”, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 35, No. 7(2013), pp. 919-925.

- Johnston, T.E., Marino, R. J., Oleson, C. V., Schmidt-Read, M., Leiby, B. E., Sendeki, J., Singh, H. and Modlesky, C. M.,
“Musculoskeletal Effects of 2 Functional Electrical Stimulation Cycling Paradigms Conducted at Different Cadences for
People With Spinal Cord Injury: A Pilot Study”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 97, No. 9(2016), pp.
1413-1422.
- Kurosawa, K., Futami, R., Watanabe, T., Hoshimiya, N., “Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller”,
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 13, NO. 3(2005), pp. 359-371.
- Kobayashi, Y., Iwami, T., Komatsu, A., Hatakeyama, K., Matsunaga, T and Shimada, Y., “Effects of riding position of bicycle for
disabilities on lower limb joint moments and EMG values of able-bodied subjects: Experiment in voluntary and FES cycling
motion” , *Proceedings of the 21th IFESS Annual Conference 2017, REHAB WEEK2017*(2017), 211(USB).