

片麻痺下垂足患者のための慣性センサを用いた歩行周期検出システムの評価

Evaluation of Gait Cycle Detection System Using Inertial Sensor for Single Paralysis Descent Foot Patients

○ 工藤 諄大 (秋田高専) 正 木澤 悟 (秋田高専)

Tomohiro KUDO, Akita National College of Technology

Satoru KIZAWA, Akita National College of Technology

Key Words: : Neural Network, Paralytic Drop Foot, Functional Electrical Stimulation

1. 緒言

機能的電気刺激 (FES) は、脳卒中や脊髄損傷などにより損なわれた運動機能に対し電気刺激を用いて麻痺した筋肉を収縮させ動作を再建させる先端医療である。今まで FES による片麻痺下垂足歩行の再建では、踵部に装着したフットスイッチで歩行遊脚期を検出し、足首の背屈運動に重要な前脛骨筋を刺激しリハビリを行っている。これに対し、著者らは、フットスイッチによる遊脚期のタイミング情報を得ることの代替えとして、片麻痺患者の膝蓋腱上に慣性センサとして 3 軸加速度センサおよび 1 軸ジャイロセンサを装着し、それらのセンサ情報とパターン解析が得意な Neural Network (以下 N.N.) を組み合わせることで、歩行中の遊脚期情報を推定するシステムを開発し、歩行再建における新しい FES システムを提案してきた。本研究では、提案したシステムの有効性を検証するための臨床実験の前段階として、健常者に対して行った。また、検証実験は片麻痺患者に適合したことを想定し、健常者に対しても FES による電気刺激を与えて、開発した本システムの信頼性の評価を行った。

2. 実験装置の構成

Fig. 1 に歩行遊脚期検出システムの装着図を示し、システムは、歩行周期検出システム本体、慣性センサ (3 軸加速度センサ及び 1 軸ジャイロセンサ)、フットスイッチ、データロガー、電気刺激装置である低周波治療器、表面電極パットの 6 点で構成される。また、遊脚期検出システムにフットスイッチを必要としないが、学習用教師信号の取得や検出結果の検証のために用いている。本体内の H8 マイコンは N.N.学習によって得られた推定プログラムが構築されており、FES の信号制御を行う。

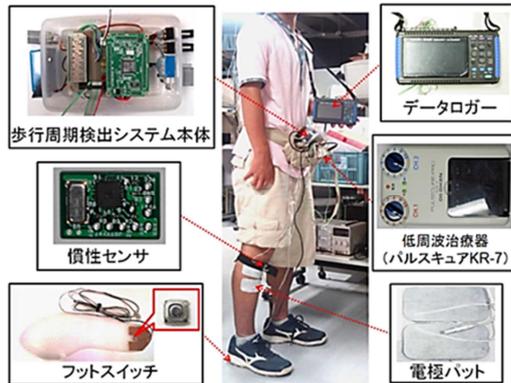


Fig. 1 遊脚期検出システムの装着

3. 学習と実装の手順

Fig. 2 に本実験の手順を示す。本システムは、組み込みシステムである H8 マイコンに遊脚期検出プログラムが書き込まれており、慣性センサを入力信号として遊脚期の状態であることを判断した時に、刺激装置に信号を送り出し刺激を与える仕組みである。そのため、書き込みシステムは遊脚期を推定するために学習が必要である。実装する前に必要な N.N. 学習は、予め入力信号である遊脚期と立脚期の慣性センサの状態と、教師信号として遊脚時のフットスイッチ信号をデータロガーで取得し、PC 上にてオフラインで N.N. 学習を行い、記録したセンサ信号は MATLAB Neural Network Toolbox を用いて学習させ、バックプロパゲーション法を利用した。

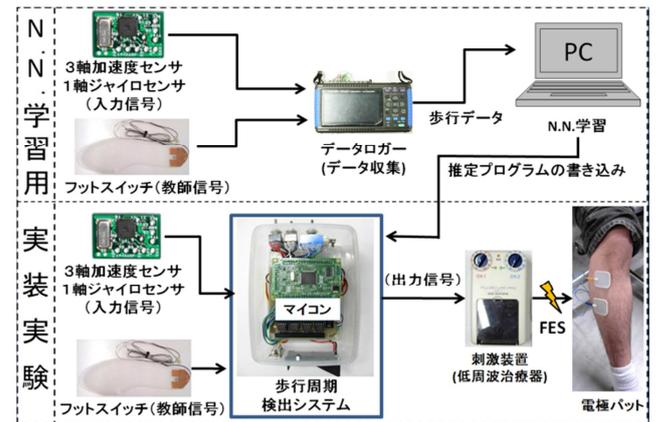


Fig. 2 実験手順

4. 推定精度の評価方法

被験者に装着して遊脚期検出システムの信頼性を確認するために以下 2 点について検証を行った。

- 1) 遊脚期開始および終了時の遅れ時間
- 2) 歩行中の推定出力エラー

Fig. 3 はフットスイッチ信号と N.N.推定出力信号との比較である。破線はフットスイッチ信号、実線は本システムの出力信号であり、信号の立ち上がりエッジが遊脚期終了時間、信号の立ち下がりエッジが遊脚期開始時間を意味している。このことから、図に示すように、時間的な実線と破線の波形のずれが、立ち上がりエッジにおいて遊脚期終了時の遅れ時間、立ち下がりエッジにおいて遊脚期開始時の遅れ時間である。臨床現場からの要望としては、FES による電気刺激のタイミングは遊脚期開始時に必要であり、フットスイッチによる立ち下がり時間から約 0.1[s]以内が

遅れ時間の許容範囲である。そこで開発したシステムが出力の時間的な遅れの信頼性を検証するために、この遅れ時間を計測した。次に、歩行中の推定出力エラーとは、本来、出力してはいけないタイミングに信号が出力される、あるいは出力されるべきタイミングに出力されない場合があり、Fig.4 に推定出力エラーの評価を示す。推定出力エラーは下垂足患者の歩行再建において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問題であり、信頼性を評価するために推定出力エラーについても検証した。評価実験としては、基本実験では Fig.5 に示すコースを用いて、N.N.学習時間の長さの違いにおける検証を行った。N.N.学習時間を 60 秒間、120 秒間、180 秒間の 3 種類を用意し、実装した全歩行行程から抽出時間を 60 秒間と 180 秒間の 2 通り用意して評価した。実験方法としては、始めに学習用のデータ収集のために 200 秒間歩行を行い、得られたデータを PC に取り込み、それぞれの時間分で N.N.学習を行う。そして、算出したデータを H8 マイコンに書き込み、200 秒間の実装実験を行い、それぞれ信号を収集し、その中から 60 秒間、180 秒間分を抽出して、遊脚期開始・終了時の遅れ時間および推定出力エラーについて評価した。また、応用実験では基本実験を踏まえ、N.N.学習時間を 100 秒間、実装した全歩行行程から抽出時間を 100 秒に固定した。そして、Fig.6 に示すような「コース 1」、「コース 2」、「コース 3」の 3 種類を用意し、様々な歩行に対応できるか検証した。また、実装実験では「順方向」と「逆方向」の 2 通りの歩行で比較検討を行った。

5. 実験結果

本システムの有効性を検討するために、初めに基本実験を行い、その結果を Table.1 に示す。N.N.学習時間を 60 秒間から 180 秒間に長くすることによって推定エラー率をほぼ 0[%]に改善することができた。また、平均遊脚期終了時の遅れ時間は約 0.03[s] 縮めることが可能となったが、逆に平均遊脚期開始時の遅れ時間は、約 0.14[s]遅れることが分かった。また、応用実験の結果を Table.2 に示す。結果は、「コース 1」が単純なため、遊脚期の遅れも小さく推定エラーも少なかった。「コース 2」の遊脚期の遅れ時間が最も大きかったが、組み合わせた「コース 3」は予想よりも遅れ時間は小さかった。また、歩行の方向である「順方向」と「逆方向」による遅れ時間の違いは、いずれのコースの場合にも違いは見られなかったが、N.N.推定エラーは「コース 2」「コース 3」の逆方向が「コース 1」に比べ、3 倍近く増える結果となった。

参考文献

工藤, 木澤, 他 3 名, 日本機械学会東北支部第 48 期秋季講演会講演論文集, No.2012-2, pp.176-177 (2012.9)

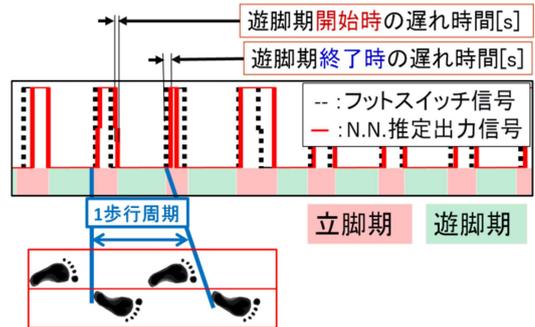


Fig. 3 フットスイッチ信号と N.N. 出力信号との比較

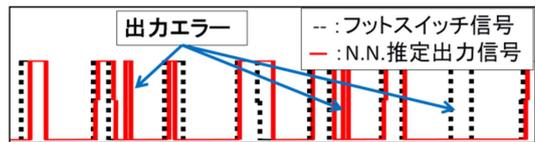


Fig. 4 出力エラーの評価

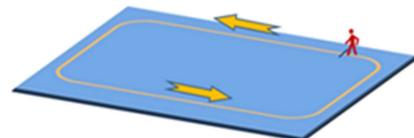
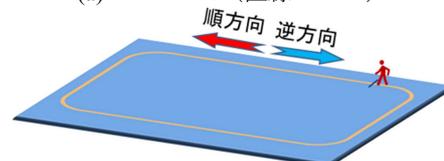


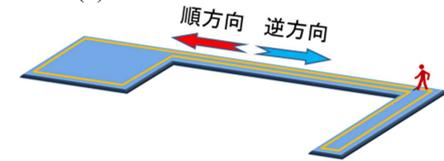
Fig.5 基本実験のコース (周回コース)



(a) コース 1 (直線コース)



(b) コース 2 (周回コース)



(c) コース 3 (直線コースと曲線コースの組み合わせ)

Fig.6 応用実験のコース

Table. 1 基本実験の結果 (順方向のみ)

	60秒間学習		120秒間学習		180秒間学習	
	60秒抽出	180秒抽出	60秒抽出	180秒抽出	60秒抽出	180秒抽出
総歩数[歩]	94	178	92	274	98	288
総右側歩数[歩]	47	139	46	137	49	144
平均遊脚期開始時の遅れ時間[s]	0.15	0.14	0.24	0.26	0.29	0.30
平均遊脚期終了時の遅れ時間[s]	0.11	0.11	0.07	0.07	0.08	0.09
エラー歩数[歩]	4	15	3	14	0	1
エラー率[%]	8.5	10.8	6.5	10.2	0.0	0.7

Table. 2 応用実験の結果 (100 秒間学習)

	コース1(100秒抽出)		コース2(100秒抽出)		コース3(100秒抽出)	
	順方向	逆方向	順方向	逆方向	順方向	逆方向
総歩数[歩]	150	154	148	150	148	150
総右側歩数[歩]	75	77	74	75	74	75
平均遊脚期開始時の遅れ時間[s]	0.10	0.10	0.20	0.17	0.14	0.13
平均遊脚期終了時の遅れ時間[s]	0.10	0.10	0.07	0.07	0.10	0.09
エラー歩数[歩]	3	3	3	10	4	11
エラー率[%]	4.0	3.9	4.1	13.3	5.4	14.7