

非接触型センサを用いた歩行遊脚期の検出システム

Detection System at Swing Phase using Non Contact Sensor

正 木澤 悟 (秋田高専) ○学 三浦 一成 (秋田高専)
正 巖見 武裕 (秋田大) 坂口 丈治 (秋田大)
松永 俊樹 (秋田大医) 島田 洋一 (秋田大医)

Satoru KIZAWA, Akita National College of Technology

Kazunari MIURA, Akita National College of Technology

Takehiro IWAMI, Akita University

Jyouji SAKAGUCHI, Akita University

Toshiki MATSUNAGA, Akita University, Faculty of Medicine

Yoichi SHIMADA, Akita University, Faculty of Medicine

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

1. 緒 言

機能的電気刺激 (FES) による片麻痺下垂足歩行の再建では、足裏に装着したフットスイッチで歩行遊脚期を検出し、前頸骨筋を刺激することにより機能的な足背屈を行っている。これまで著者らは、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非接触型センサとして3軸の加速度センサおよびジャイロセンサを設置し、それらのセンサ情報とパターン解析が得意なニューラルネット (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、LPF、マイコン部、刺激装置前段の出力部ブリッジ回路を一体化し小型軽量化を図り、学習後の実装実験での検出エラーについて検討したので報告する。

2. ニューラルネットワーク

開発した遊脚期検出システムは予め膝蓋腱上に装着した3軸の加速度センサおよびジャイロセンサ情報を利用し、遊脚期のタイミングを知るためにパターン認識が得意な N.N. を用いて学習を行う。なお、教師信号取得のため、踵には、従来のフットスイッチも装備している。学習後に得られた重みとバイアス値を組み込みシステムに書き込み、H8 マイコン上に構築された N.N. の出力が FES に送られ、FES によって遊脚期に前頸骨筋を刺激し、つま先を引き上げることになる。

構築した N.N. は階層型で、入力層 12、中間層 8、出力層 1 からなる 3 層構造であり、入力層には上下方向の加速度、前後方向の加速度、左右方向の加速度および y 軸まわりのジャイロ信号を用い、各センサにおいては 3 時点分として計 12 入力を用いた。また、学習に必要な教師信号には、同時に計測したフットスイッチの ON/OFF 情

報を用いた。学習はオフラインで行い、MATLAB-Neural Network Toolbox を用いて行った。Fig.1 に N.N. の構造を示す。

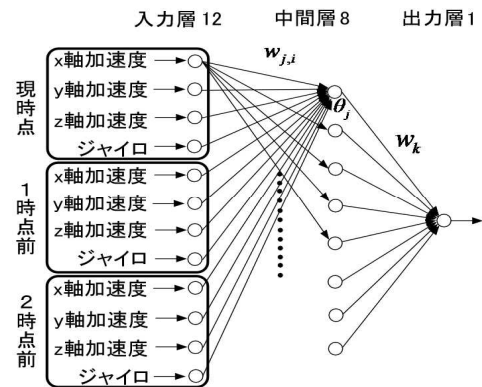


Fig.1 Neural Network

3. 実験方法

3.1 歩行データ測定と学習

この研究の最終目的は下垂足患者の遊脚期の推定であるが、第1段階として健常者に装着して平坦な廊下を直進歩行させ、その後、健常者が下垂足患者を想定し分回し歩行をして、開発したシステムの検出エラーについて検証した。3軸加速度センサおよびジャイロセンサの装着位置は膝蓋腱上とし、フットスイッチは同じ足の踵部とした。Fig.2 に開発したシステムの概要を示す。なお、データロガーでのサンプリング速度は 10ms とした。



Fig.2 Measurement system

また、本システムでは、データのノイズ成分の排除と学習のし易さを考慮し、センサ信号を 5Hz, 10Hz の LPF を通した比較実験も行った。

3.2 実装実験

学習によって得られた N.N.の重みとバイアス値を H8 マイコンに書き込み、装着後、遊脚期の推定実験を行い、結果をデータロガーに記録した。なお、同時に N.N.による推定結果が正しいかどうかを判定するために、フットスイッチを装着して正確な遊脚期情報もデータロガーに記録した。学習によって得られた N.N システムが、推定した遊脚期のタイミングと教師信号との比較において、どの程度の時間的なずれがあるのか、また、検出エラーがどの程度あるのかを検証した。Fig.3 に実験の手順を示す。

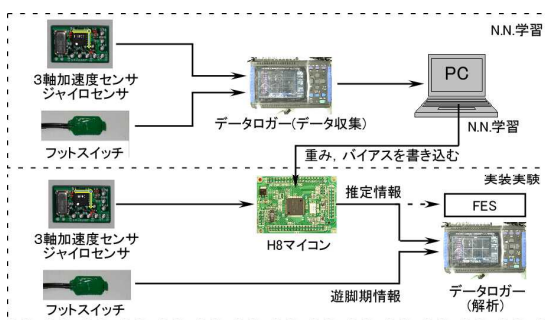


Fig.3 Experiment flow

4. 実験結果

学習で用いる入力情報データは、歩行データ時間が 60sec の場合について学習を行い、実装実験でも歩行時間を 30sec とし感覚的に一定速度で歩いて遊脚期検出の検証を行った。Fig.4 は LPF が 10Hz, Fig.5 は LPF が 5Hz の場合で、上段の図(a)は N.N.の出力結果とフットスイッチの出力結果を比較した図、中段(b)と下段(c)はそれぞれ N.N.出力の遊脚期開始および遊脚期終了のタイミングの誤差を比較したヒストグラムである。図より、LPF が 5Hz の場合、遊脚期開始の遅れが小さいことが分かる。また、実装実験の 30sec の間に 1 度も推定エラーが生じなかった。健康歩行において 5Hz の LPF の推定成績が良かったので、このシステムを分回し歩行に適用した。その結果を Fig.6 に示す。健康歩行と比較すると推定エラーは生じていないが、遊脚期開始において、推定時間のばらつきが生じている。Fig.7 には、60 秒間、分回し歩行を 3 回行ったときのエラー回数を示す。LPF が 10Hz 時はエラーが生じているが 5Hz 時は 1 度も生じていないことが分かる。

5. 結 言

本研究で開発した膝蓋腱上に装着したセンサと N.N.の学習により、歩行中の遊脚期を検出することが可能であり、従来に比べ推定精度が向上した。今後は実際の下垂足患者に適用し有効性を確認したい。

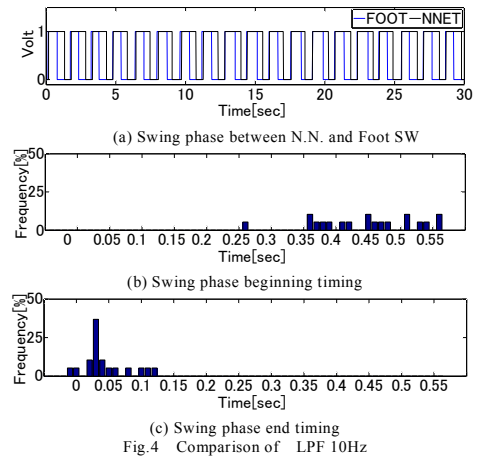


Fig.4 Comparison of LPF 10Hz

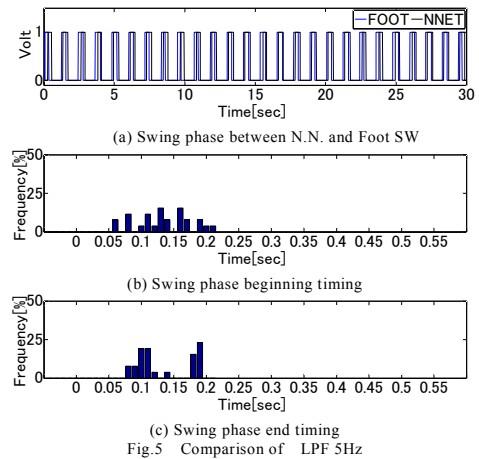


Fig.5 Comparison of LPF 5Hz

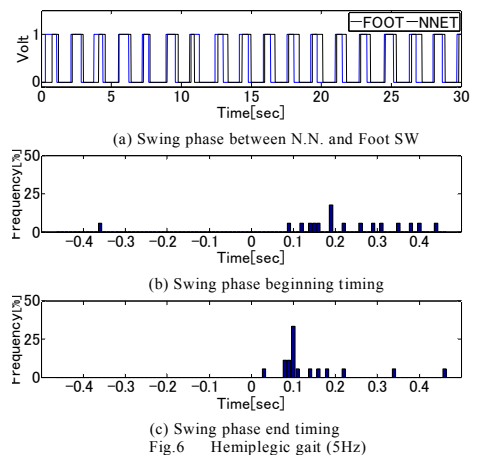


Fig.6 Hemiplegic gait (5Hz)

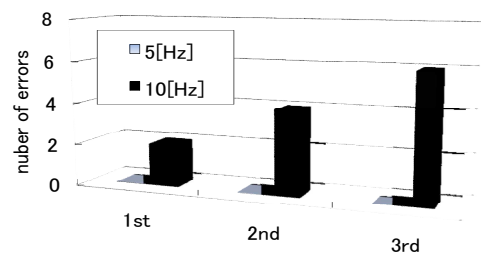


Fig.7 Number of errors

文 献

(1) 齋藤, 他 5 名, 日本機械学会ジョイントシンポジウム 2008 講演論文集, No.08-23, 2008, 365-367