

非接触型センサを用いた歩行周期検出システム

Detection system at walking cycle using non contact sensor

○学 大関 文弥 (秋田高専)

正 木澤 悟 (秋田高専)

正 巖見 武裕 (秋田大)

松永 俊樹 (秋田大医)

島田 洋一 (秋田大医)

Fumiya OZEKI, Akita National College of Technology

Satoru KIZAWA, Akita National College of Technology

Takehiro IWAMI, 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

脳卒中や脊髄損傷の後遺症として片麻痺が残る場合、歩行中に遊脚のつま先を引き上げることができない下垂足を生じる場合がある。この下垂足に対して、機能的電気刺激（FES）を用いた筋制御によりつま先を引き上げ、歩行障害を改善する方法がある。従来、FES の刺激タイミングである遊脚期の識別は、足底に装着したフットスイッチからの ON/OFF 情報によって行われていた。しかしながら、この方法では足裏に違和感があり、また、フットスイッチの耐久性に問題がある。そこで、本研究では患者にとっての違和感や不快感を和らげるとともに、接触型であるフットスイッチの耐久性の問題を解決するために、非接触型センサを用いた遊脚期検出システムの開発を目的としている⁽¹⁾。フットスイッチの代わりに遊脚期のタイミング情報を得るために、非接触型センサとして3軸の加速度センサおよび1軸のジャイロセンサを用い、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提案する。

2. ニューラルネットワーク

N.N.の入力としては、予め膝に装着した3軸の加速度センサおよび1軸のジャイロセンサ情報を利用し、教師信号としてフットスイッチ情報を用いて学習を行う。学習後、得られたN.N.をマイクロコンピュータ上に構築し、FESシステム実装時に、歩行時の各センサ情報を読み込むことにより、マイコン内のN.N.で推定した遊脚期にFESで前頭骨筋を刺激し、つま先を引き上げる。

構築したN.N.は階層型で、入力12、中間8、出力1からなる3層構造であり、特に入力層には上下方向、左右方向、前後方向の加速度およびy軸まわりのジャイロ信号を用い、さらに各センサにおいては3時点分を利用した計12入力である。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。

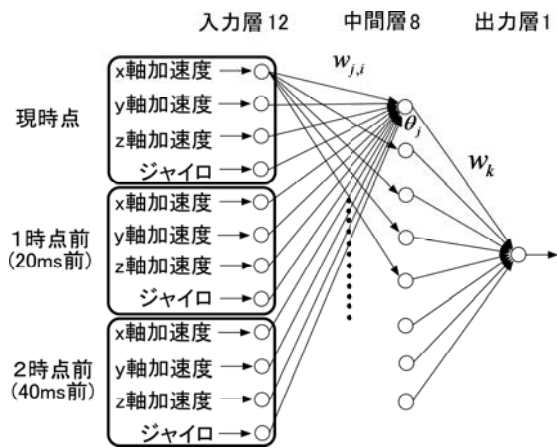


Fig.1 Neural Network

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、本研究で開発したシステムの有効性を確認するために健常者に対して実験を行った。N.N.の学習に必要な歩行時のフットスイッチ情報（教師信号）そして3軸加速度とジャイロセンサの出力（入力信号）をデータロガーによってサンプリング周期を10msとし計測・記録した。なお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下50mm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。学習においては、学習に用いたデータ長さの違いが、推定した遊脚期のタイミングの遅れや、判別エラーの回数に影響を及ぼすと考えられる。そこで、学習で用いる



Fig.2 Measurement system

適切なデータ長さを調べるために、歩行データ時間が10sec,40sec,80secの3通りの学習条件の場合について学習を行った。学習には、より様々な状況で遊脚期を推定できるように感覚的に遅め、普通、早めに歩く速度を変化させながら収集したデータを用いた。

3.2 実装実験

実験の準備として学習によって得られたネットワークをH8マイコンに構築した。その後、本システムを装着して遊脚期の推定を行い、結果をデータロガーに記録した。なお、同時にフットスイッチを装着して正確な遊脚期情報としてデータロガーに記録した。これは、N.N.による推定結果が正しいかどうか判断するためである。本研究では、実装実験においては歩行速度を一定とし、歩行時間は60secとした。歩行速度を一定とした理由は、学習条件に対する実装実験において、歩行の違いを無くするためである。

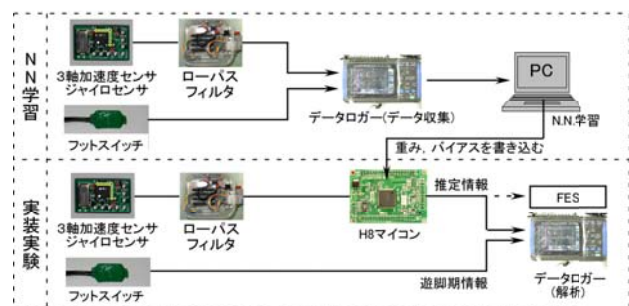


Fig.3 Experiment flow

4. 実験結果

Fig4~Fig6は学習した歩行データ時間の違いによる結果である。上段の図(a)は実装実験におけるN.N.による遊脚期の推定結果とフットスイッチの出力結果を比較した図であり、中段(b)と下段(c)の図はそれぞれN.N.出力の遊脚期開始時および遊脚期終了時のフットスイッチに対するタイミングの遅れを比較したヒストグラムである。図より、学習した歩行データが短い10secの場合、多数の判断エラーが生じているが、学習データの時間が80secの長い場合は1度も判断エラーが生じていないことがわかる。また、遊脚期終了時において、学習用データが長いほど、遊脚期推定の遅れ時間が短くなる傾向があり、さらに、遅れ時間のばらつきが小さいことがわかった。

5. 結 言

本研究で開発した非接触型センサを用いた遊脚期検出システムによって、フットスイッチを用いずに遊脚期のタイミングを推定することが可能であることが確かめられた。今後は、遅れ時間を短縮できるように学習方法やシステムを改良するとともに、実際の下垂足患者に対しても、同様に本システムが有効であるかを確認したい。

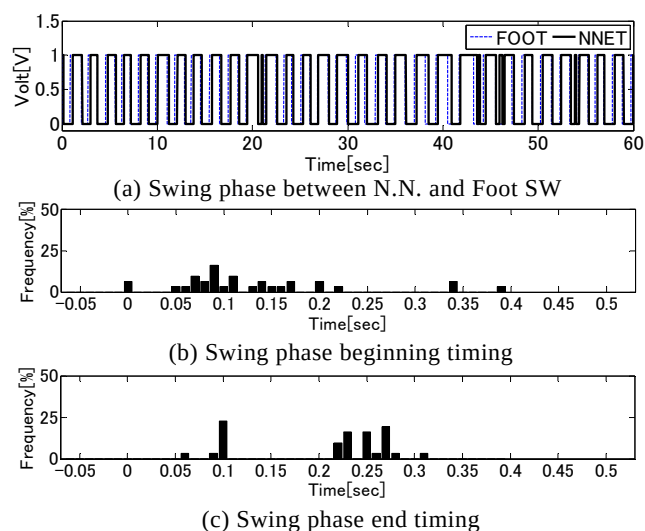


Fig.4 Comparison of training time Case 1 (10sec)

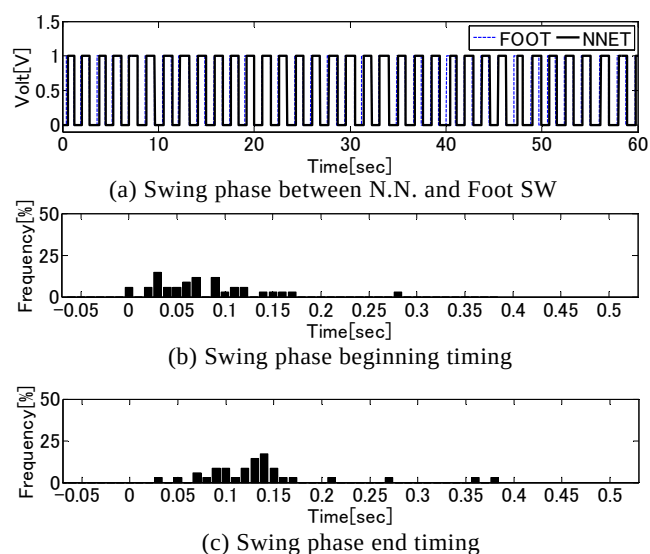


Fig.5 Comparison of training time Case 2 (40sec)

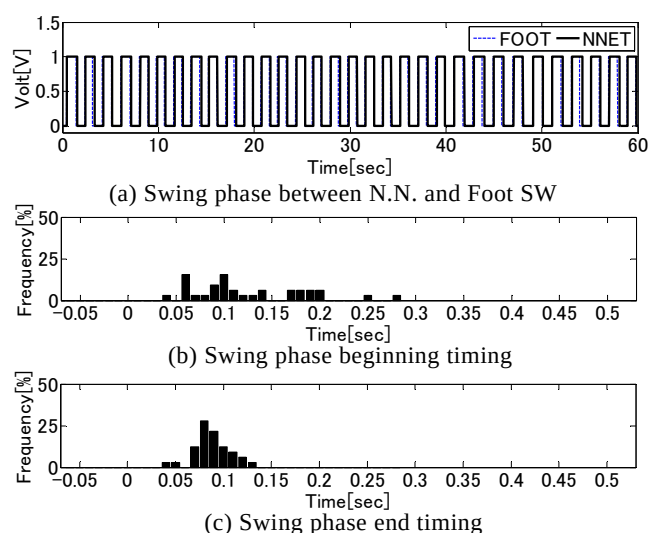


Fig.6 Comparison of training time Case 3 (80sec)

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