慣性センサを用いた歩行周期検出システムの評価

木澤 悟・工藤 諄大*

Evaluation of Gait Cycle Detection System Using Inertial Sensor Satoru Kızawa and Tomohiro Kudo

(平成25年11月29日受理)

The purpose of this study is to evaluate the capability for gait cycle detection using a tri-axial accelerometer and gyroscope. After stroke or traumatic brain injury, hemiplegic patients often suffer from drop foot. Recently, an approach to management of drop foot is a functional electrical stimulation (FES) system, which can maintain the foot in a natural position to prevent it from dragging during the swing phase of gait. However, it is necessary for FES system to detect the timing of the swing phase in order to control the electrical stimulation. So far a heel sensor have been used to detect whether it is a timing of swing phase, but the heel sensor have problem of durability and discomfort during gait, therefore, we have studied another approach to detect the swing phase by using a tri-axial accelerometer, a gyroscope and the use of Neural Network Learning. As a result of assuming various courses and having tested it, although errors and delay times were slightly observed in the output of the sensor signals of the gait cycle detection system, non-handicapped persons who asked to walk by the developed system with FES could obtain a better walking ability.

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 痺患者に適応したことを想定し、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

2.1. 歩行周期検出システムの構成

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. Fig.2 には歩行周期検出システム本体を示す.本シ ステムは、マイクロプロセッサに秋月製の H8-3052F(25[MHz])を利用しており, N.N.による学 習後に随時プログラムが更新可能な組み込みシステ ムである.また、各センサのノイズを除去して、学 習演算の円滑化及び誤作動を抑えるために Fig.3 に 示す LPF(Low Pass Filter)を搭載し,抵抗部が異 なる基板を交換することにより遮断周波数を変更す ることが可能である.本システムでは、先行研究の 結果から判断して LPF は 5[Hz]に固定した. また, ソフトウェア上でも移動平均を用いてデータの平滑 化をし、出力信号の精度を高めるように工夫してい る. Fig.4 にはフットスイッチを示す. 従来, フッ トスイッチは遊脚期を判断して電気刺激のタイミン

*秋田高専専攻科学生

グを知る信号として用いられていたが、本研究にお いては N.N.の学習用のデータの教師信号用および 遊脚期の確認用にフットスイッチ信号を用いている. このフットスイッチは靴の中敷きの踵部に固定され ており、フットスイッチを取り付けた中敷きは被験 者のサイズに合わせて製作した. Fig.5 には慣性セ ンサを示す. 慣性センサには日立金属株式会社製の 3軸加速度センサ(H48C)と村田製作所製の圧電振 動ジャイロセンサ ジャイロスター (ENC-03R) で 構成され,1基板上に3軸加速度センサと1軸ジャ イロセンサが搭載されている.なお,3軸加速度セ ンサの主な仕様は Table.1 に示し、1 軸ジャイロセ ンサの主な仕様は Table.2 に示す. 次に慣性センサ を膝に装着した図を Fig.6 に示す. 図中の矢印が示 すように、3軸加速度センサのX軸は遊脚期の上下 方向, Y 軸は左右方向, Z 軸は前後方向への加速状 態を検知するために用いられ、1 軸ジャイロセンサ は Y 軸周り、つまり膝関節の角速度の状態を知るた めに用いられている.



Fig.1 遊脚期検出システムの装着図



Fig.2 遊脚期検出システム本体



(a) LPF の本体 (b) 交換用抵抗部 Fig.3 本体内 LPF





Fig.4 フットスイッチ Fig.5 一体型慣性センサ

Table.1 三軸加速度センサ H48C の仕様

供給電圧	検出範囲	感度	応答性
[V]	[g]	[mV/deg./s]	[Hz]
$2.2 \sim 3.6$	± 3	333	500

Table.2 ジャイロスター ENC-03R の仕様

供給電圧	検出範囲	感度	応答性
[V]	[deg./s]	[mV/deg./s]	[Hz]
$2.7 \sim 5.25$	± 300	0.67	50



Fig.6 慣性センサの膝装着図

2.2. 実装実験前の N.N. 学習とその組み込み

本システムは、組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 を判断したとき、刺激装置である低周波治療器に信 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.患者自身が本システムを実装する前に 必要な N.N.学習は、予め遊脚期と立脚期の慣性セン サの状態と、教師信号として必要となる遊脚時のフ ットスイッチ信号を取得する必要がある. Fig.7 に 学習用の計測システムを示す.組込み前の N.N.によ る学習は、図に示すように、被験者に慣性センサと フットスイッチを装着して、実際に歩行し、歩行状 態をデータロガーで記録する. Fig.8 にデータロガ ーに記録された慣性センサ信号とフットスイッチ信

号を示す.本システムの原理は、図に示す3軸の加 速度信号と1軸のジャイロ信号の入力信号からN.N. 学習によって,フットスイッチ信号と同様なタイミ ングの波形を得ることが目的であり、図におけるフ ットスイッチ信号の 0[V]の状態が遊脚期状態, 1[V] の状態が立脚期状態にあり、0[V]の状態である遊脚 期に低周波治療器の電気刺激を与える必要がある. したがって、本システムはこのタイミングを慣性セ ンサの入力信号を基に学習により取得することにな る. この N.N.学習はオフラインで行い, 記録したセ ンサ信号は PC 上にて MATLAB Neural Network Toolbox を用いて学習させ、学習にはバックプロパ ゲーション法を利用した. Fig.9 に N.N.の構造を示 す.入力層 12,中間層 8,出力層 1 から構成され, 入力層は時間的な挙動を考慮して、センサ情報の現 在と過去の2時点を入力に用い,出力層はLow信号 および High 信号が出力されるように設計し、予め 記録したフットスイッチ信号に適合するように PC 上で学習を行い,各層の閾値,重み関数を算出した. この時, N.N.学習で求められた各層の閾値, 重み関 数を利用して, 推定された出力信号が教師信号であ るフットスイッチ信号の遊脚期に近似しているかを 確かめるために、PC 上でシュミレーションする. Fig.10 に N.N.学習後に算出されたシミュレーショ ン結果を示す.図より、シミュレーション上では、 教師信号であるフットスイッチ信号と N.N.推定出 力信号のタイミングは、ほぼ適合していることが考 えられる. その後, 求められた各層の閾値, 重み関 数を游脚期検出システム本体の H8 マイコンに書き 込み,実装実験に移行する.なお,各データの時点 間のサンプリング時間は H8 マイコンの処理時間を 考慮して 10[ms]としており、これに合わせて学習時 にデータロガーに取得するサンプリング時間も 10[ms]に同調している.

2.3. 実装実験による遊脚期検出方法

実装実験は、N.N.学習で得られた閾値,重み関数を H8 マイコンに書き込んだ後に遊脚期検出システム を装着して行う.なお、実装実験においても、本シ ステムの出力精度を確認するためにフットスイッチ も装着した. Fig.11 に遊脚期検出システムの装着図 を示す.学習時と同じ構成で、表面パットを前脛骨 筋付近に貼り付け、総腓骨神経を刺激して足関節を 背屈させる.



Fig.7 組込み前の N.N.による学習と計測



Fig.8 歩行時の慣性センサとフットスイッチの波形



2.4. 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点について検討を行った.

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.12 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. すなわち, フ ットスイッチは足の踵部に装着しているので, OFF 状態は、フットスイッチが離れた状態から踵が着く までの遊脚期状態, ON 状態は踵部が床に設置し始 めた状態からつま先が離れようとするまでの立脚期 状態を示している.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 床実験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であるため、フットスイ ッチによる立ち下がり時間から約 0.1[s]以内の遅れ 時間が許容範囲である. 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であり, Fig.13 に推定出力 エラーの状況を示す. 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.なお、臨床現場より当然のことながら、 全歩行中の推定エラーがゼロである程,望ましいと いう要望がある.

3. 基本実験

本来,下垂足患者に臨床実験を行い,本システム の有効性を検証すべきではあるが,システムの安全 性及び信頼性を検証するために,健常者で実験を行 った.本システムの有効性を検討するにあたり,基 本実験として平面床上での周回歩行実験,応用実験 として平面床上で「直線歩行」,「周回歩行」,そして 「直線歩行と曲線歩行を組み合わせた歩行」の3種 類の実験の比較検討を行った.**Table.3**に被験者の データを示す.



Fig.14 平面床上の周回歩行

3.1. 実験方法

N.N.学習時間を 60 秒間, 120 秒間, 180 秒間の 3 種類に、実装実験は 60 秒間と 180 秒間の 2 通りで 歩行して評価した.歩行の種類は一般的な通常歩行、 コース状況は Fig.14 に示す平面床上の周回コース とする.実験方法としては、はじめに学習用のデー タを取得するために 200 秒間通常歩行をし、被験者 の3軸加速度センサ、1軸ジャイロセンサ、フット スイッチ信号をデータロガーで記録する. 学習用と して各センサ情報,フットスイッチ信号の60秒間, 120 秒間, 180 秒間分を学習用 PC に取り込み, そ れぞれの時間分で N.N.学習を行い、閾値、重み関数 を算出する、学習で得られた閾値、重み関数を遊脚 期検出システム本体内の H8 マイコンに書き込む. 実装実験では学習用の歩行データと同様な歩行感覚 で平面床上を 200 秒間通常歩行し, そのときの N.N. 推定出力信号,フットスイッチ信号をデータロガー に記録する.実装実験で記録した各信号から評価す るために 200 秒間の中から歩行時間を 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.

3.2. 実験結果

3.2.1. 遊脚期開始および終了時の遅れ時間の結果

Fig.15 に学習時間 60 秒間での実験結果を示す. Fig.15(a)はフットスイッチ信号と N.N.推定出力信 号との比較結果で、横軸は時間、縦軸は出力電圧, 破線はフットスイッチ出力信号,実線はN.N.推定出 力信号であり、ここでは紙面の都合上 30[s]だけの出 力波形を示す.図より N.N.出力はフットスイッチの 出力信号に比べ,若干の時間的な遅れが見られる. 次に3種類の学習時間の出力波形から遅れ時間を評 価するために、遅れ時間量を 0.01[s]毎に横軸で区切 り、その頻度を縦軸にとり遅れ時間のヒストグラム を描く. 頻度とは各抽出時間(60 秒間および 180 秒 間)の総右側歩数に対する各遅れ時間の回数を 100 分率で示している. Fig.15(b)には遊脚期開始時の遅 れ時間, Fig.15(c)には遊脚期終了時の遅れ時間を示 す.図より読み取った遅れ時間を Table.4 に示す. Fig.16 に学習時間 120 秒間での実験結果を示す.

Fig.17に学習時間 180 秒間での実験結果を示す.以上,推定時間の遅れについてまとめると,平均遊脚期終了時の遅れ時間は,学習時間を 60 秒間から 180 秒間に長くすることによって約 0.03[s]縮めることが可能となった.しかしながら,逆に平均遊脚期開始時の遅れ時間は 0.14[s]遅れる結果となった.

3.2.2. 歩行中の推定出力エラーの結果

Fig.18に各学習時間におけるエラー率の結果を示 す縦軸には推定エラー率,横軸には N.N.学習時間を 3 通り,奥行き軸には実装実験で抽出した歩行時間 を 2 通りとった.図より,実装実験で抽出した時間 に関わらず,学習時間を長くする程,推定エラーが 改善されていることが分かる.しかしながら,PC による学習時間は時間的コストで,60秒間から180 秒間学習に変更するにあたり,4倍程かかることが 分かった.以上の結果より,健常者において本シス テムの N.N.学習に基づく遊脚期を推定した出力は, 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約 10[%]減少させること ができた.



Table.4 基本実験の結果まとめ (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



Fig.18 各学習時間におけるエラー率の結果

4. 応用実験

4.1. 実験方法

基本実験では、周回歩行実験を行い、学習時間の 比較から遊脚期の遅れ時間、推定エラー率の検討を 行った.その結果、学習時間が長い程、遊脚期推定 エラーが少ない結果が得られたが、逆に遊脚期開始 時の遅れ時間が悪くなる結果となった.この結果を 基に、学習時間の長さは100秒あたりが最適である と判断した.したがって以後の学習時間は、100秒 と一定した.応用実験では、単純な周回コースでは なく、複雑な歩行コースを想定して行った.比較の ため Fig.19に示すような、「コース1(直線コース)」、 「コース2(周回コース)」、「コース3(直線コースと 曲線コースの組み合わせ)」の3種類を用意して比較 評価実験を行った.また、実装実験では N.N.学習で

歩行した向きを「順方向」,学習時と逆向きの歩行で ある「逆方向」の2通りで歩行実験を行い、その比 較評価を行った.歩行は基本実験と同様に健常者が 行い,コース状況は平面床上である.なお,下図に 歩行進路の順方向および逆方向の矢印を示す.実験 方法としては、それぞれの3つのコースで、はじめ に学習用の100秒間のデータを取得するために各コ ースをスタートからゴールまでの時間である 100 秒 間よりも長い時間の通常歩行をし, 被験者の3軸加 速度センサ,1 軸ジャイロセンサ,フットスイッチ 信号をデータロガーで記録する. 各センサ情報, フ ットスイッチ信号の 100 秒間分を学習用 PC に取り 込み, それぞれ 3 つのコースにおいて, N.N.学習を 行う. 学習で得られた閾値, 重み関数を遊脚期検出 システム本体内の H8 マイコンに書き込む。実装実 験では、学習用の歩行データと同様な歩行感覚で平 面床上を 100 秒間以上の通常歩行し、そのときの N.N.推定出力信号,フットスイッチ信号をデータロ ガーに記録する.実装実験で記録した各信号から評 価で用いる 100 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エラーについて評価した.



(c) コース3 (直線コースと曲線コースの組み合わせ)
Fig.19 平面床上の周回歩行のコース

4.2. 実験結果

Fig.20 に「コース 1」での実験結果を示す. Fig.20(a)は順方向でのフットスイッチ信号と N.N. 推定出力信号との比較結果, Fig.20(b)は逆方向での フットスイッチ信号と N.N.推定出力信号との比較 結果で, 横軸は時間, 縦軸は出力電圧, 破線はフッ トスイッチ信号, 実線は N.N.推定出力信号であり, ここでは紙面の都合上 15[s]だけの出力波形を示す. Fig.20(c)には遊脚期開始時の遅れ時間, Fig.20(d)に は遊脚期終了時の遅れ時間を示す. 図より読み取っ た遅れ時間を Table.5 に示す. Fig.21 に「コース 2」 での実験結果を示す. Fig.22 に「コース 3」での実 験結果を示す. Fig.23 に 3 種類のコースにおける「順 方向」および「逆方向」の推定エラー率の結果を示 す. 縦軸には推定エラー率,横軸にはコースを 3 種 類,奥行き軸には歩行の方向を 2 通りとった. 図よ り,各コースとも「順方向」において推定エラー率 はそれほど変化しないが,順方向と逆方向を比較す ると,「コース 2」,「コース 3」が逆方向は順方向よ りも推定エラー率は 3 倍以上に増えたことが分かる. 以上より,「コース 1」に対して「コース 2」,「コー ス 3」は遅れ時間は増加し,推定エラー率は増加し た結果となった.考えられる理由としては「コース 2」と「コース 3」においては、曲線歩行の距離が増 えたことが原因であると考えられる.また、「順方向」 と「逆方向」の比較より、遅れ時間は各コースとも に「順方向」と「逆方向」で違いは見られなかった が、推定エラー率が「コース 1」を除き 3 倍以上に 増えたことが分かった.「コース 2」と「コース 3」 において推定エラー率が増加した原因は、「順方向」 と「逆方向」では曲線歩行において、右旋回あるい は「左旋回」であるので、左右方向の歩行状態を計 測する Y 軸方向の加速度に違いがあると考えられ、 学習においては、左旋回と右旋回を考慮した学習を 行えば、もう少し逆方向の推定エラー率を抑えられ たと考えられる.



Table.5 応用実験の結果まとめ (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



Fig.233種類のコースにおける「順方向」および 「逆方向」の推定エラー率の結果

5. 結言

本研究では、提案したシステムの有効性を検証す るために臨床実験の前段階として、健常者に対して 行った.検証実験は片麻痺患者と想定して健常者に 対しても FES による電気刺激を与えて、基本実験と して、N.N.学習の学習時間の違いにおける検証、応 用実験として、歩行コースの変更による検証を行っ た.その結果、基本実験では N.N.学習時間が長くな ればなるほど推定エラー率は、ほぼ0[%]に改善する ことができた. 推定時間の遅れについては, 平均遊 脚期の遅れ時間は学習時間を長くすることによって 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 0.14[s]遅れる結果となっ た.これは、60秒間の学習時間では短く、曲線歩行 の情報が欠落し N.N.学習に考慮されなかったこと が原因と考えられる.また、応用実験では歩行の方 向による違いは見られなかったものの, 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.これは、 「順方向」では左旋回、「逆方向」では右旋回であり、 左右方向の歩行状態を計測する Y 軸方向の加速度 に違いがあると考えられ、このことが N.N.学習で反 映されずに実装実験で推定エラーの増加に繋がった と考えられる.

参考文献

- 工藤,木澤,巌見,松永,島田,"片麻痺患者の ための非接触型センサを用いた歩行周期検出シ ステム",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)
- 2) 工藤,木澤,"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",独立行政法人国立高等専門学校機構 秋田工業高等専門学校研究紀要 第48号, pp.8-14 (2012.2)
- 3) Tomite, T., Simada, Y., Matsunaga, T., Sasaki, K., Yoshikawa, T., Iwami, T., "Gait Cycle Detection Using a Tri-axial Accelerometer And a Gyro scope in Hemiplegic Patients", Akita journal of medicine, 38 (3-4), pp.105-110 (2012)