

# 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

木 澤 悟・工 藤 諄大\*

Gait Cycle Detection System using Inertial Sensor in Hemiplegic Patients with Drop Foot  
Satoru Kizawa and Tomohiro Kudoh

(平成 年 月 日受理)

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 naturel 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, 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. 諸言

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各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。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に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と同様に健常者に対しても FES による電気刺激を与えて、開発した本システムの有効性を確認した。

## 2. 実験装置

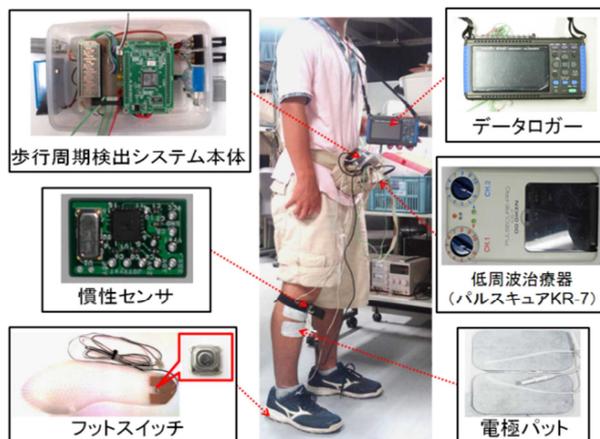
### 2.1. 歩行周期検出システムの構成

開発したシステムは、歩行周期推定システム本体、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

---

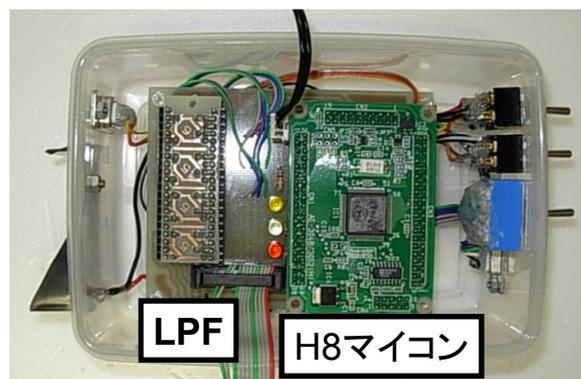
\*秋田高専専攻科学生

装置である低周波治療器(パルスキュー KR - 7), 表面電極パッドで構成されている. **Fig.1** に歩行遊脚期検出システムの構成と装着図を示し, 歩行周期検出システム本体は, ウエストバックに納め, フットスイッチ及び表面電極パッドは右足に装着した. **Fig.2** には遊脚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制御されている. また, 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. 本システムにおいては, 先行実験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 FES の電気刺激をタイミングよく与え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ごとのサイズに合わせて製作した. **Fig.5** に著者らが開発した慣性センサを示す. 慣性センサは加速度センサとジャイロセンサで

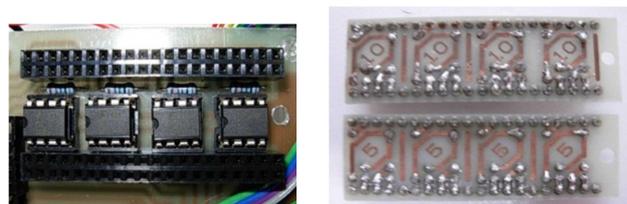


**Fig.1** 遊脚期検出システムの装着

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. **Table 1** に加速度センサの主な仕様, **Table 2** にジャイロセンサの主な仕様を示す. 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

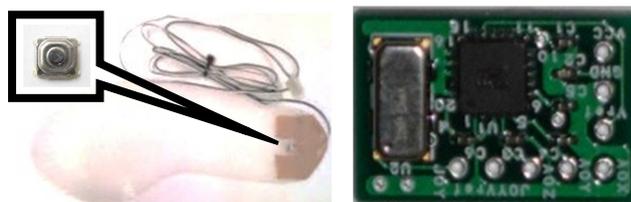


**Fig.2** 遊脚期検出システム本体



(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** 加速度センサの主な仕様

| 供給電圧 [V]  | 検出範囲 [g] | 感度 [mV/deg./sec.] | 応答性 [Hz] |
|-----------|----------|-------------------|----------|
| 2.2 ~ 3.6 | ±3       | 333               | 500      |

**Table 2** ジャイロセンサの主な仕様

| 供給電圧 [V]   | 検出範囲 [deg./sec.] | 感度 [mV/deg./sec.] | 応答性 [Hz] |
|------------|------------------|-------------------|----------|
| 2.7 ~ 5.25 | ±300             | 0.67              | 50       |

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. FES による電気刺激は慣性センサの入力信号をもとに, 学習によって組込みシステムである H8 マイコンに書き込まれた推定プログラムによって状況を判断して低周波治療器に信号が送られる. そして, 前脛骨筋付近に貼り付けた表面電極パットにより総腓骨神経を刺激して足関節を背屈させて歩行の際のつま先から接地を防ぎ, かかと部からの接地を誘導させることが可能である.

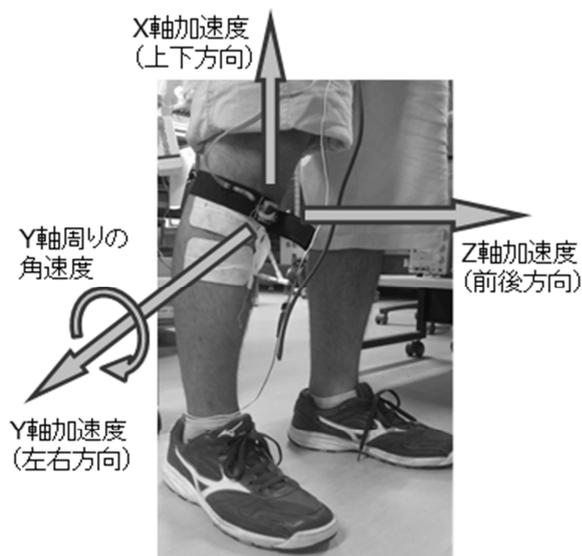


Fig.6 慣性センサの膝装着図

## 2.2. 組込み前の N.N.による学習と計測

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, 慣性センサの入力信号から遊脚期の状態であることを判断したときに, 刺激装置である低周波治療器に信号を送り出す仕組みである. そのため, N.N.学習用に患者自身が本システムを実装する前に予め遊脚期と立脚期の歩行周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に記録をする.

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 軸の加速度信号とジャイロ信号の入力信号から学習によって, フットスイッチ信号と同様な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 OFF 状態が遊脚期状態, ON 状態が立脚期状態にあり, OFF 状態である遊脚期に低周波治療器の電気刺激を ON 状態にする必要がある. 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もとに学習により獲得することになる. この学習はオフラインで行い, 記録したセンサ信号は PC 上で MATLAB Neural Network Toolbox を用いて学習をさせ, 学習にはバックプロパゲーション法を用いた. 入力信号は 3 軸加速度センサと 1 軸ジャイロセンサ, 教師信号はフットスイッチ信号である. Fig.9 に N.N.の構造を示すが, 入力層 12, 中間層 8, 出力層 1 から構成さ

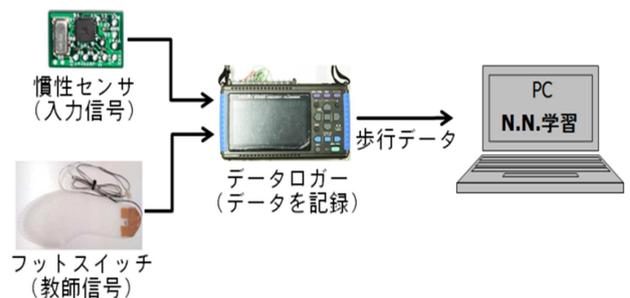


Fig.7 組込み前の N.N.による学習と計測

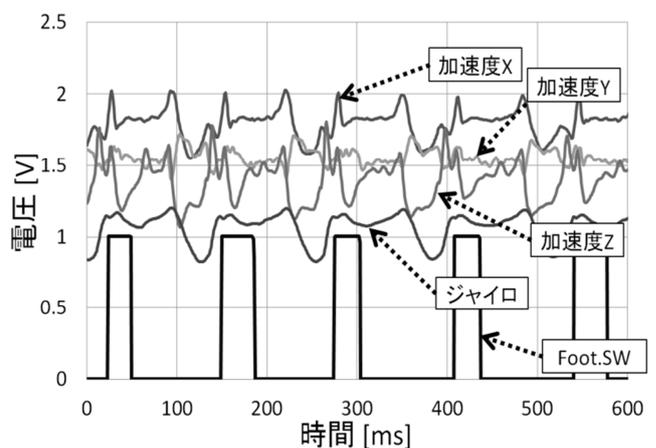


Fig.8 歩行時の慣性センサとフットスイッチ

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、出力層は予め記録したフットスイッチ信号に合致するようにPC上で学習を行い、各層の閾値および重み関数を算出した。学習後、求められた各層の閾値、重み関数を遊脚期推定システム本体のH8マイコンに書き込み、実装実験に移行することになる。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20[msec]としており、これに合わせ学習時にデータロガーに取得するサンプリング時間も20[msec]に同調している。

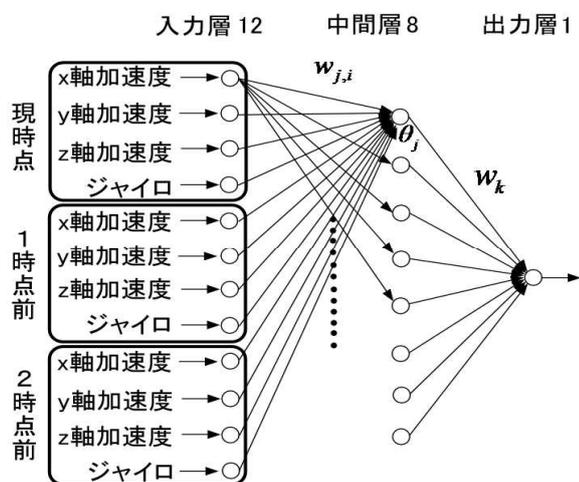


Fig.9 N.N の構造

### 2.3. 実装実験による遊脚期検出方法

実装実験は、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.10に遊脚既推定システムを装着した図を示す。学習時と同じ構成で、表面電極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.11に実装実験で得られたフットスイッチ信号とN.N.信号出力、つまり、本システムの推定した出力信号の比較である。破線はフットスイッチ信号、実線はN.N.出力信号である。図より、本システムの推定信号がほぼフットスイッチ信号を推定できていることがわかる。

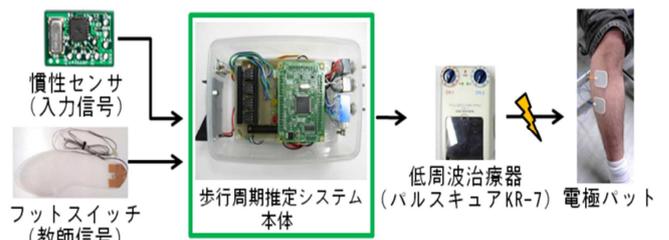


Fig.10 遊脚期推定システムの装着

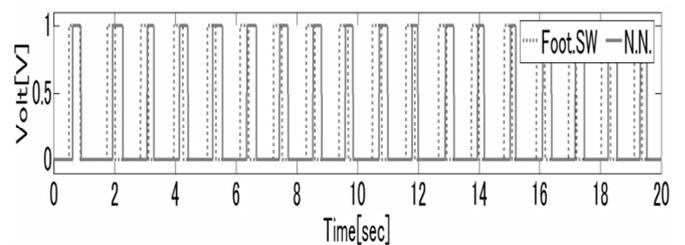


Fig.11 歩行時のフットスイッチ・N.N 信号の出力

### 2.4. 信頼性の評価方法

被験者に装着して遊脚期推定システムの信頼性を確認するために

- 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

について検討を行った。Fig.12はフットスイッチ信号とN.N.出力信号との比較である。実線は本システムの出力信号、破線はフットスイッチ信号であり、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

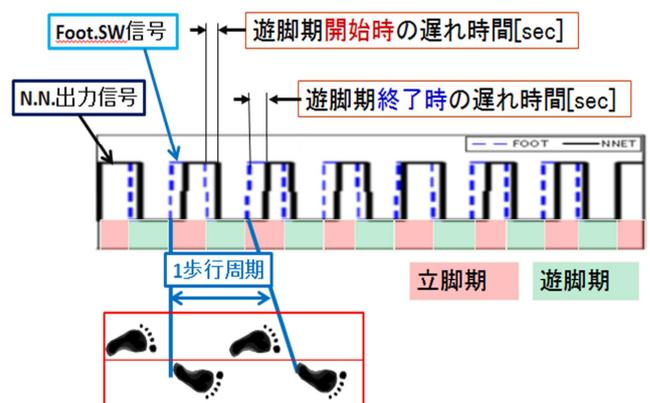


Fig.12 フットスイッチ信号とN.N.出力信号との比較

しているため、OFF 状態は、つま先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表している。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は、遊脚期終了時の遅れ時間、立ち下がりエッジにおいては、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[sec]以内の遅れ時間が許容範囲である。そこで、著者らが開発したシステムが出力の時間的な遅れに対する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 に出力エラーの状況を示す。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出力エラーについても検証した。



Fig.13 出力エラーの評価

### 3. 実験

#### 3.1. 実装実験

本来、下垂足患者に臨床実験をして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 3 名の被験者について行った。いずれの被験者は男性であり、健常者 3 名 A,B,C の歩行についての遊脚期推定の評価実験を行った。Table 3 に被験者の歩行の特徴を

示す。実験条件は平面床上で通常歩行を 80[sec]行ったが、1 歩行周期、センサを装着した右足の歩数等を比べると若干差異はあるが、概ね各被験者とも似たような歩行である。

はじめに学習用のデータを取得するために平らな床の上を通常歩行をして、被験者 3 名の加速度、角速度、フットスイッチ信号をデータロガーに取り込んだ。次にこれらのセンサ情報の 80 秒間だけを学習用 PC に取込んで、N.N.による学習を行った。そして、被験者それぞれについて学習によって得られた閾値、重み関数を遊脚期推定システムの H8 マイコンに書き込んだ。その後、各被験者には学習時と同様な歩行感覚で平坦な床上を約 100[sec]歩行してもらい、そのときの加速度センサ、ジャイロセンサおよびフットスイッチ信号をデータロガーに記録した。そして、記録したセンサ情報の 80[sec]を抽出して、80[sec]における遊脚期開始時の遅れ時間、遊脚期終了時の遅れ時間および出力エラーについて検討した。

Table 3 被験者の歩行の特徴

|                | 被験者 A | 被験者 B | 被験者 C | 平均    |
|----------------|-------|-------|-------|-------|
| 年齢             | 20    | 20    | 20    |       |
| 性別             | 男性    | 男性    | 男性    |       |
| 身長[cm]         | 176   | 165   | 164   | 168.3 |
| 体重[kg]         | 62    | 66    | 45    | 57.7  |
| 平均 1 歩行周期[sec] | 1.05  | 1.22  | 1.19  | 1.15  |
| 平均立脚期[sec]     | 0.28  | 0.38  | 0.20  | 0.29  |
| 平均遊脚期[sec]     | 0.78  | 0.840 | 0.99  | 0.87  |
| 80 秒間の右側歩数[歩]  | 74    | 64    | 67    | 68.3  |

### 4. 実験結果

#### 4.1. 被験者 A の結果

Fig.14 に被験者 A の実験結果を示す。Fig.14(a) は N.N.出力とフットスイッチの出力結果の比較で、

横軸は時間、縦軸に出力電圧、破線がフットスイッチ出力、実線が N.N.出力信号であり、ここでは 30[sec]だけの出力波形を示す。次に 80[sec]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 0.04[sec]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フを描く。頻度とは 80[sec]の全歩数（右足）に対する各遅れ時間の回数を 100 分率で示している。Fig.14(b)には遊脚期開始時の遅れ時間、Fig.14(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。遊脚期開始時の遅れ時間は 0.2[sec]付近に集中しており、平均した遊脚期開始時の遅れ時間は 0.19[sec]の遅れがあることが分かる。また、遊脚期終了時の遅れ時間も 0.24[sec]付近に集中しており、遊脚期終了時の遅れ時間の平均値は 0.21[sec]の遅れがあることが分かる。

#### 4.2. 被験者 B の結果

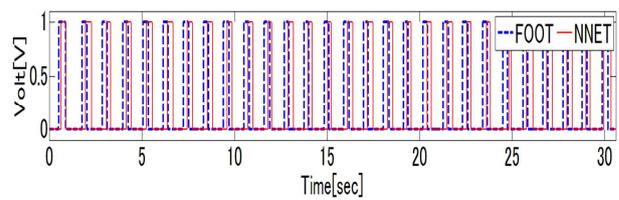
Fig.15 に被験者 B の実験結果を示す。被験者 B の遊脚期開始時の遅れ時間は被験者 A と異なり、遅れ時間がばらつき均一化されていないが、遊脚期開始時の遅れ時間の平均は 0.15[sec]であり被験者 A よりも遅れが少ない。一方、遊脚期終了時の遅れ時間は、遅れ時間は 0.24[sec]付近に集中しており、被験者 A と同様に平均値は 0.20[sec]である。

#### 4.3. 被験者 C の結果

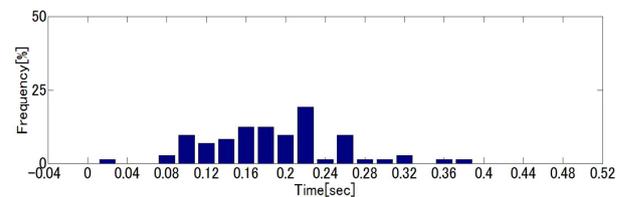
Fig.16 に被験者 C の実験結果を示す。被験者 A, B と異なり、遊脚期開始時の遅れ時間は 0.16[sec]付近に集中しており、遊脚期開始時の遅れ時間の平均は 0.14[sec]であり、また遊脚期終了時の遅れ時間は 0.12[sec]付近に集中しており、遊脚期終了時の遅れ時間の平均は 0.12[sec]となり、被験者の中で遊脚期開始時の遅れ時間、遊脚期終了時の遅れ時間のいずれも遅れが少ない。

#### 4.4. エラー率の検証

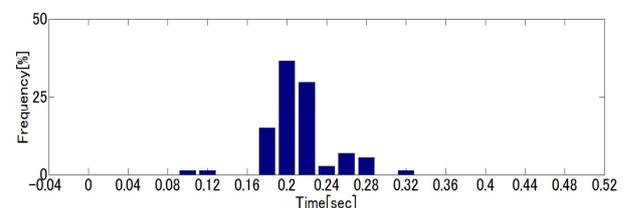
Fig.17 に各被験者に対するエラー率の結果を示す。結果としては悪くとも 1 歩のみの出力エラーとなり、エラー率としては 2%未満となった。また平均しても 1.02%程度であり良い結果が得られた。



(a) N.N.出力とフットスイッチの出力結果の比較

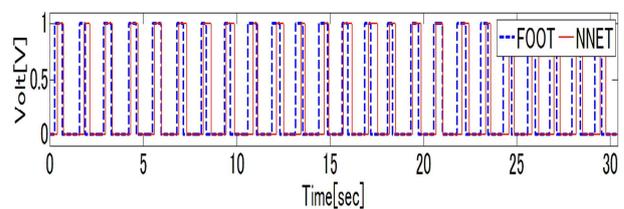


(b) 遊脚期開始時の遅れ時間

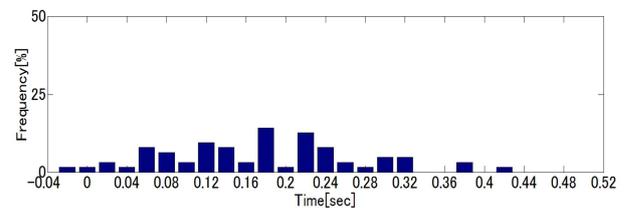


(c) 遊脚期終了時の遅れ時間

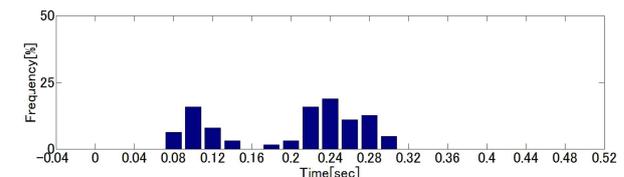
Fig.14 被験者 A の実験結果



(a) N.N.出力とフットスイッチの出力結果の比較

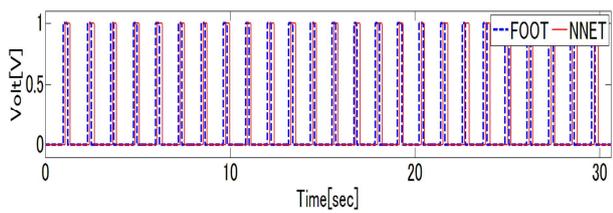


(b) 遊脚期開始時の遅れ時間

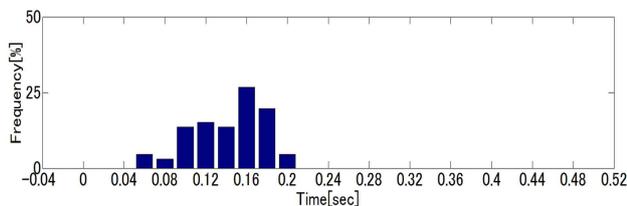


(c) 遊脚期終了時の遅れ時間

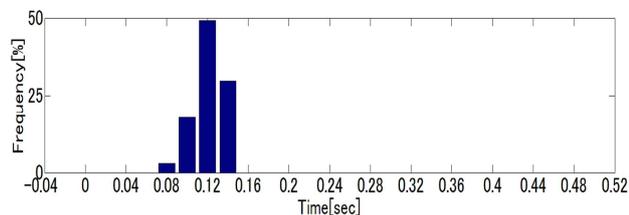
Fig.15 被験者 B の実験結果



(a) N.N.出力とフットスイッチの出力結果の比較



(b) 遊脚期開始時の遅れ時間



(c) 遊脚期終了時の遅れ時間

Fig.16 被験者 C の実験結果

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、フットスイッチ出力信号と比べ、ほぼ正確に遊脚期のタイミングを推定して FES 信号を出力することができ 80[sec]の歩行時間においては 1.02%程度 of 出力エラーより生じない結果となった。また、遊脚期を推定した出力の時間的なタイミングの遅れは、被験者の平均で遊脚期の開始および遊脚期の終了において、いずれも 0.2[sec]以内であり、十分正確な出力信号を出力しているといえ、今後、さらに本システムの有効性を検証するために患者に対する臨床実験が必要であると考えている。

Table 4 実験結果のまとめ

|                    | 被験者 A | 被験者 B | 被験者 C | 平均   |
|--------------------|-------|-------|-------|------|
| 平均遊脚期開始時の遅れ時間[sec] | 0.19  | 0.15  | 0.14  | 0.16 |
| 平均遊脚期終了時の遅れ時間[sec] | 0.21  | 0.20  | 0.12  | 0.18 |
| エラー歩数[歩]           | 0     | 1     | 1     | 0.67 |
| エラー率[%]            | 0.00  | 1.56  | 1.49  | 1.02 |

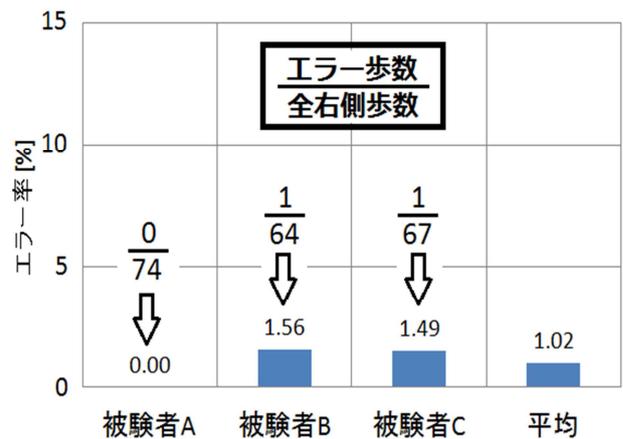


Fig.17 各被験者に対するエラー率の結果

## 5. 結言

本研究では片麻痺下垂足患者に対する FES による歩行の再建ために、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として、患者の膝蓋腱上に慣性センサとして 3 軸の加速度センサおよび 1 軸のジャイロセンサを設置し、それらのセンサ情報と Neural Network による学習を組み合わせることで、歩行中の遊脚期情報を検出するシステムを開発し、システムの有効性の評価を行った。その結果、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、80[sec]の歩行時間においては 1.02%程度 of エラーが出力されており、また、推定した出力の時間的なタイミングの遅れは、被験者の平均で遊脚期の開始および遊脚期の終了において、いずれも 0.2[sec]以内であり、正確に遊脚期を推定し、エラーも極めて低いことが検証された。今後、開発した本システムを患者に対する臨床実験を実施し、開発したシステムの有効性を検討することが必要であると考えている。

## 参考文献

- (1) 齊藤, 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

- (2) 大関, 他 4 名, 日本機械学会東北支部第 45 期  
秋季講演会講演論文集, No.2009-2, 2009,  
pp.141-142
- (3) 三浦, 他 5 名, 日本機械学会東北支部第 47 期  
秋季講演会講演論文集, No.2011-2, 2011,  
pp.116-117
- (4) 坂口, 他 4 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, 2012,  
pp.46-47
- (5) 工藤, 他 4 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, 2012,  
pp.176-177