

非接触型センサを用いた歩行遊脚期の検出システムの開発

木澤 悟・三浦 一成*

Detection system at swing phase using non-contact sensor

Satoru KIZAWA and Kazunari MIURA *

(平成23年11月25日受理)

This paper describes detection system that combines non-contact sensors and Neural Networks (N.N.) at swing phase. Hemiplegic patients with foot drop can't raise toe when they walk. Recently, Functional Electrical Stimulation (FES) system is developed to assist walking of hemiplegic patients. FES system for foot drop need signal of swing phase at walking. Previously, detection system with contact sensor was used to detect swing phase. But there were discomfort and durability issues in this system. Therefore, in previous studies, we developed a swing phase detection system using non-contact sensor and N.N.. As a result, we succeeded to detect the swing phase of healthy individuals using this system, but the estimation error has occurred sometimes. In this study, we report that the estimation accuracy is improved by using the LPF.

1. 緒言

脳卒中の後遺症として片麻痺が残る場合、歩行時に足のつま先を上げることができない下垂足を生じることがある。これに対してFESを用いた歩行再建法があるが、電気刺激の制御タイミングとして遊脚期の検出が必要である。従来、遊脚期の検出は足底に装着した接触センサによって行われていたが、この方法では違和感や耐久度の問題がある。そこで非接触センサとNeural Network（以下N.N.）を組み合わせ遊脚期の推定を行う方法を検討した。その結果、健常者の遊脚期検出は可能であったが、実用化のためには検出精度が低く、また実際の患者に対する有用性は未知数であった。本研究では遊脚期推定の検出精度の向上、そして下垂足患者の遊脚期検出の検出精度についての検証を目的とする。

2. 実験装置

2.1 非接触型センサ

遊脚期を推定するための非接触型センサは、3軸加速度センサ（Hitachi Metals製 H48C）およびジャ

イロセンサ（村田製作所製ジャイロスター）を使用した。フットスイッチ（接触型センサ）および非接触型センサをFig.1に示す。また、各センサの主な仕様をTable 1, 2に示す。

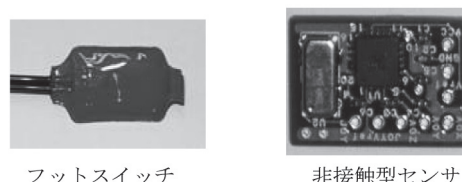


Fig. 1 使用センサ

Table 1 3軸加速度センサの主な仕様

供給電圧 (V)	検出範囲 (g)	感度 (mV/g)	応答性 (Hz)
2.2~3.6	+/- 3	333	500

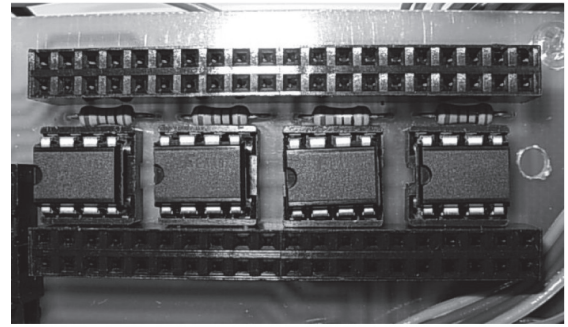
Table 2 1軸ジャイロセンサの主な仕様

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

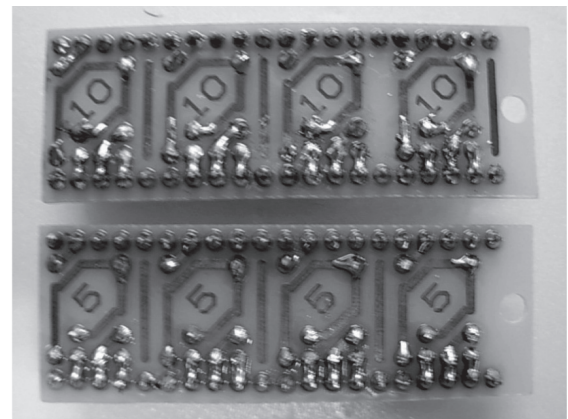
* 秋田高専専攻科学生

2.2 遊脚期検出システム

本システムは非接触・接触の各センサ，非接触センサのノイズ除去用のローパスフィルタ（以下LPF）とH8マイコンを含む本体，データロガーによって構成され，学習用データの取得とマイコン上でのN.N.構築，および遊脚期の推定を行う。各加速度およびジャイロセンサについてはFig.2に示すように膝の上下，左右，前後の加速度をそれぞれX, Y, Z軸加速度とし，Y軸周りの角速度をjとする。Fig.3に本体を示す。本体内のLPFはFig.4に示すように抵抗部の交換によって遮断周波数を変更することが可能である。加えて本機にはH8マイコンライタとしての機能とFES装置の電気刺激制御のためのブリッジ回路を内蔵する。なお，システムはコンパクト化を図り先行研究のものを再設計し，LPFについては先行研究で使用した遮断周波数が10[Hz]のものに加え，新たに5[Hz]のものを用意し遊脚期検出精度について比較を行った。これらの遊脚期検出システムを装着した図をFig.5に示す。



(a) LPF 基部



(b) LPF 抵抗部

Fig. 4 本体内LPF



Fig. 2 非接触センサの膝装着図

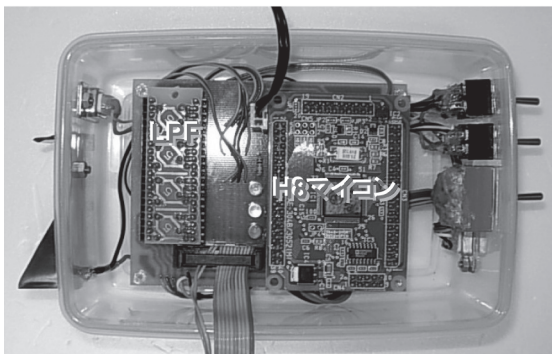


Fig. 3 遊脚期検出システム本体

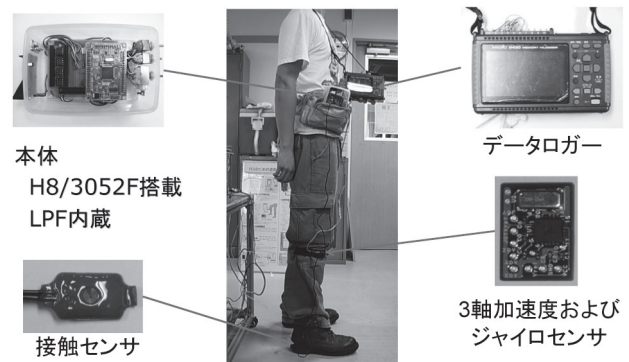


Fig. 5 遊脚期検出システムと装着図

3. 遊脚期の検出

本システムを用いた遊脚期検出は次の手順による。

- 1) 接触センサと非接触センサ情報の取得
- 2) N.N.学習とH8マイコン上でのN.N.構築
- 3) 非接触センサとN.N.による遊脚期検出

3.1 接触センサと非接触センサ情報の取得

初めに遊脚期検出システムを装着し歩行を行い、接触・非接触センサの各センサ情報をデータロガーによって記録する。接触センサであるフットスイッチによる信号はN.N.の教師信号に用いるために記録している。なお非接触センサ信号に関しては本体内のLPFによってフィルタリングされる。Fig.7には各センサによって記録された歩行データの一例を示す。赤、ピンク、緑、青の波形がそれぞれX,Y,Z軸加速度、Y軸角速度である。また黒い矩形波がフットスイッチによる遊脚期情報で、Highの間が立脚期、Lowの間が遊脚期である。

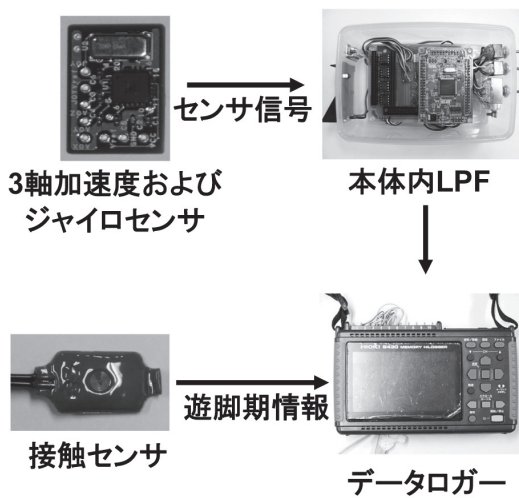


Fig. 6 歩行データの取得

3.2 N.N.学習とH8マイコン上でのN.N.構築

次に3.1で記録した歩行データを用いてPC上でN.N.の学習を行う。本検出システムでは入力層として現時点, 1時点前, 2時点前の各加速度と角速度センサ情報の12入力, 中間層8, 教師信号として接触センサによる遊脚期情報を使用した出力層1のN.N.を設計して学習を行った。なお学習にはMATLAB/NeuralNetworkToolboxを使用し、アルゴリズムとしては誤差逆伝播法を使用する。Fig.8にN.N.設計図を示す。

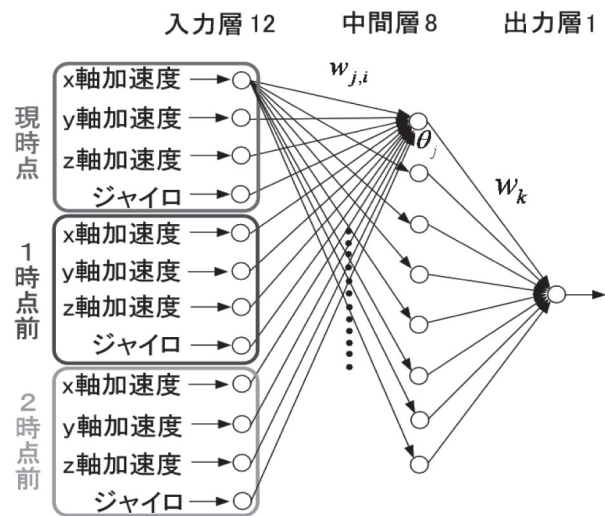


Fig. 8 N.N.設計図

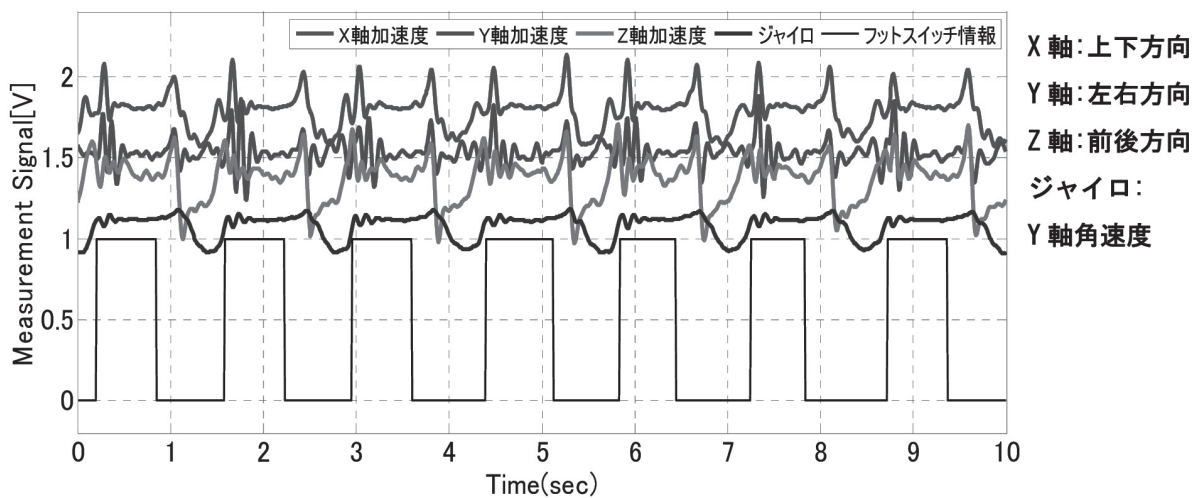


Fig. 7 歩行時の接触センサと非接触センサの各センサ情報

学習後、それによって得られた重みと閾値を用いてH8マイコン上にN.N.を構築する。加えてH8マイコン上のプログラムではN.N.によって出力された信号に対して移動平均処理と信号の2値化を行っている。移動平均処理とは、現在の情報および過去の情報を平均することにより、有限のインパルス応答をフィルタリングする手法である。本システムでは後述する推定エラーの除去のため、Fig. 9に示すように遊脚期推定値を平滑化した。黒い実線は移動平均前、赤の実線は移動平均後である。しかしながら、移動平均化した遊脚期情報が0より大きく1より小さい場合は、遊脚期と支持脚期を判断できない。そのため、Fig. 10に示すように、閾値を設定し、平均した値が0.85以上の場合は支持脚期判定「1」とし、0.25以下の場合は遊脚期判定「0」とし、それ以外

は1時点前と同様の判定をさせることにより推定結果を2値化させる。

3.3 非接触センサとN.N.による遊脚期検出

3.2でN.N.を構築したH8マイコンによって非接触センサを用いた遊脚期推定を行う。システムを装着し歩行を行い、その間、非接触センサの信号を本体内のLPFによってフィルタリングし、H8マイコンに入力することで遊脚期をリアルタイムで推定し出力する。また推定された遊脚期と併せてフットスイッチによる遊脚期を同時に記録し、それらを比較し、推定遊脚期についての検証を行う。Fig. 12に推定された遊脚期と同時に記録した実際の遊脚期の一例を示す。青い破線が実際の遊脚期、黒い実線がN.N.によって3軸加速度およびジャイロセンサ信号から推定された遊脚期である。

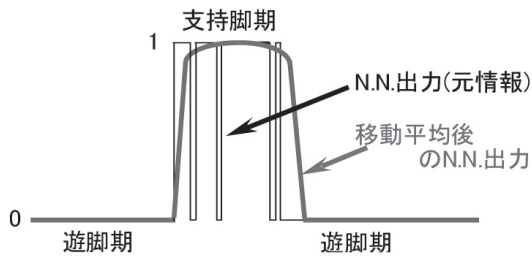


Fig. 9 移動平均処理

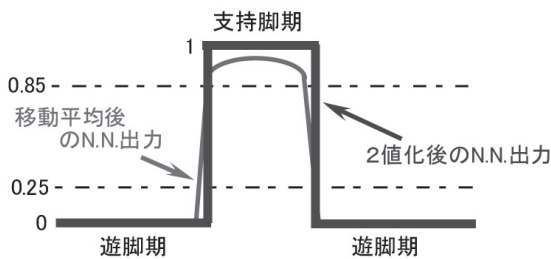


Fig. 10 信号の2値化

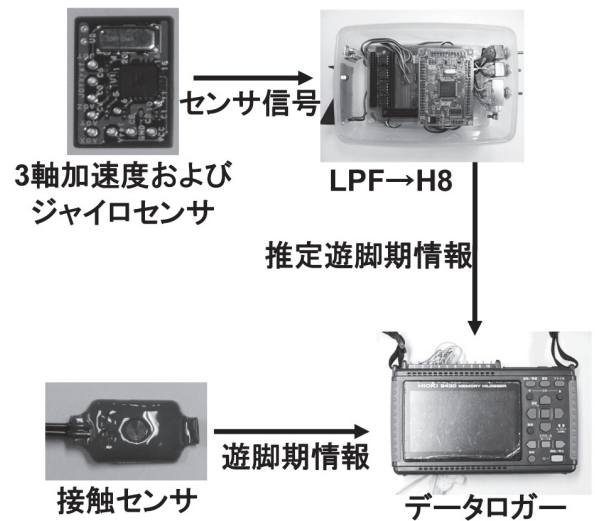


Fig. 11 遊脚期の推定

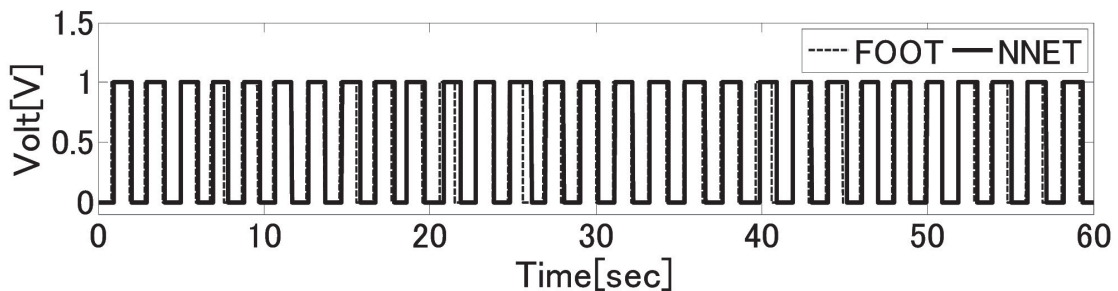


Fig. 12 歩行時の接触センサと非接触センサの各センサ情報

4. 実験

4.1 実験の評価対象

実験の評価対象は以下の二つとする。

- 1) 遊脚期開始時・終了時の遅れ時間
- 2) 歩行中の推定エラー発生回数

N.N.によって推定した遊脚期出力は、Fig. 13に示すような実際の遊脚期に対する開始・終了時の遅れと、本来発生してはいけないパルスが発生する推定エラーが生じる。遊脚期開始・終了時の遅れや推定エラーの発生は下垂足患者の歩行再建において危険な要素である。そこで、今回の実験において遊脚期開始時・終了時の遅れ時間と、歩行中のエラー発生回数を実験結果の評価対象とした。また、遅れ時間の要因として考えられるものはLPFなどによる学習結果の良否やH8 マイコン上の推定プログラムの処理時間、移動平均処理などがあり、推定エラーは非接触センサ信号の高周波成分が原因と考えられる。なお遅れ時間に関しては個人差があるものの、0.1[sec] 以下が望ましいとされる。

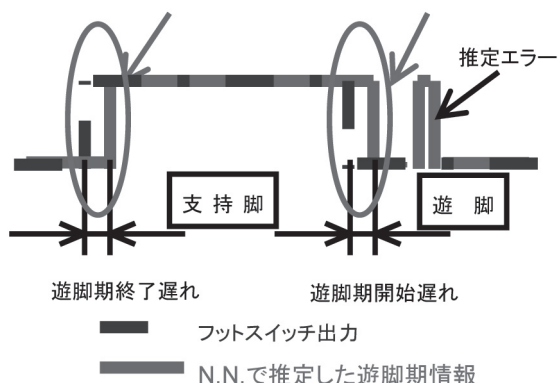


Fig. 13 遊脚期推定結果の評価対象

4.2 実験内容

4.2.1 実験 1

下垂足を伴わない健常者 A, B, C の 3 人を被験者とし、その歩行について遊脚期検出を行う。平面床上で通常歩行を行い、60秒間の歩行データを抽出し、それを用いて学習を行う。その後同条件で歩行し遊脚期推定を行い、30秒間の推定データに関して評価する。その際先行研究で使用していた遮断周波数:10[Hz] のLPFに加えて、遮断周波数:5[Hz] のものも使用しそれらの結果を比較した。

4.2.2 実験 2

健常者が患者のぶん回し歩行を模倣し、歩行中センサ類を装着した脚を横に大きく振りながら行う歩

行（以下模擬ぶん回し歩行）について遊脚期検出を行った。実験 1 の被験者 A が60秒間の模擬ぶん回し歩行を行い、そのデータを用いて学習、その後30秒間の模擬ぶん回し歩行について遊脚期推定を行い、検出可能か否かの検証を行った。また遮断周波数:10[Hz], 5[Hz] のLPFをそれぞれ使用し3回ずつ遊脚期推定を行い、60秒間の遊脚期推定中に発生したエラー回数を比較した。なお、実験 1, 実験 2 のいずれにおいても移動平均処理には現時点と過去 4 時点の信号を用いている。

5. 実験結果

5.1 実験 1 の結果

Fig. 14およびFig. 15に実験 1 で行った健常者 A の実験結果を示す。Fig. 14が遮断周波数:10[Hz], Fig. 15が遮断周波数:5[Hz] のLPFをそれぞれ使用したときのデータである。Fig. 14(a) およびFig. 15(a) が推定・実際それぞれの遊脚期情報で、緑の実線が推定遊脚期、青の実線が実際の遊脚期である。また、Fig. 14(b), (c) およびFig. 15(b), (c) がそれぞれ遊脚期開始時・終了時の遅れを0.01[sec] 刻みでヒストグラム化したものであり、横軸が実際の遊脚期に対する推定遊脚期の遅れ時間[sec] である。また、縦軸は全ての遅れに対する個々の遅れ時間の発生頻度である。それぞれの遊脚期開始時の遅れを比較すると10[Hz] のLPFに比べて5[Hz] のものを使用した方は遅れ時間が大幅に減少し、バラツキが改善されていることが確認できる。また、遊脚期終了時については10[Hz] と比較し5[Hz] の方に遅れ時間の微増とピークの分裂が見られた。

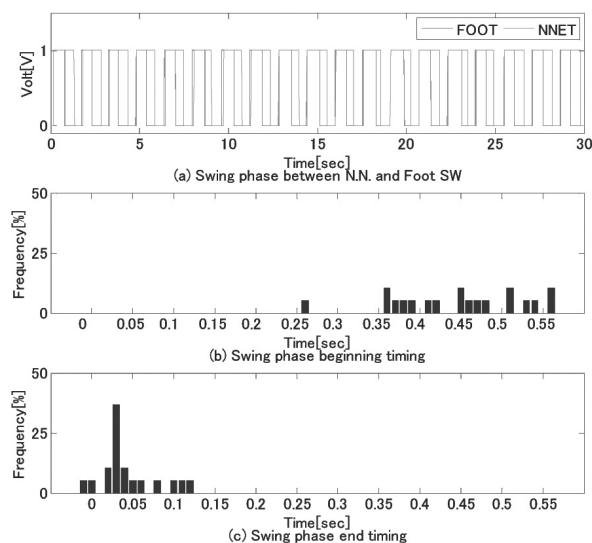


Fig. 14 健常者 A 通常歩行 LPF : 10[Hz]

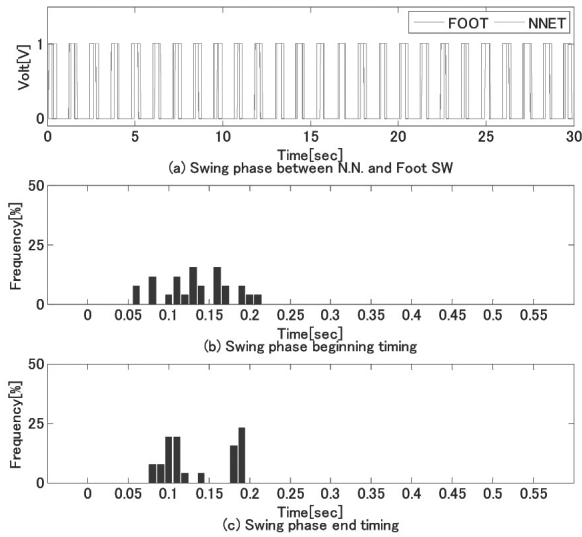


Fig. 15 健常者A通常歩行 LPF : 5[Hz]

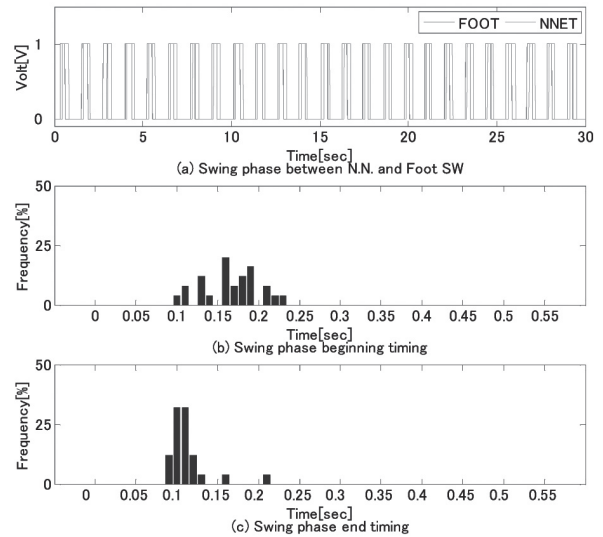


Fig. 17 健常者B通常歩行 LPF : 10[Hz]

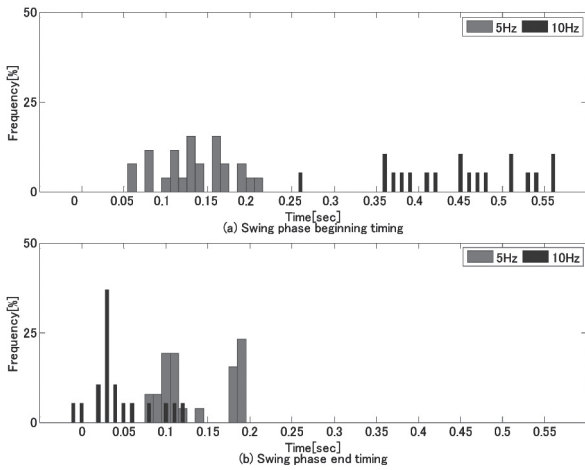


Fig. 16 健常者A通常歩行の遅れ時間の比較

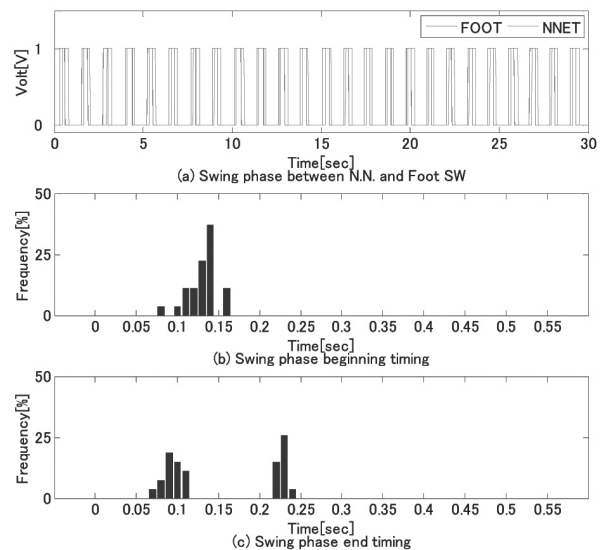


Fig. 18 健常者B通常歩行 LPF : 5[Hz]

次にFig. 17およびFig. 18に健常者Bの実験結果を示す。Fig. 17とFig. 18それぞれの遊脚期開始時の遅れを比較すると健常者Aのデータほどではないものの、10[Hz]のLPFに比べて5[Hz]のものを使用した方が遅れ時間が減少し、バラツキが改善されていることが確認できる。また、遊脚期終了時には10[Hz]と比較し5[Hz]の方に遅れ時間の増加とピークの分裂が見られた。また健常者Cの結果に関しては健常者Bとほぼ同様であったため割愛する。

なお今回いずれの歩行時にも推定エラーは発生しなかった。しかし、先行研究では10[Hz]のLPFを使用した際は推定エラーが度々発生しており、本研究での提案システムを用いた試験的な実験では5[Hz]のものを使用した際にはエラーがほぼ発生しなかった。

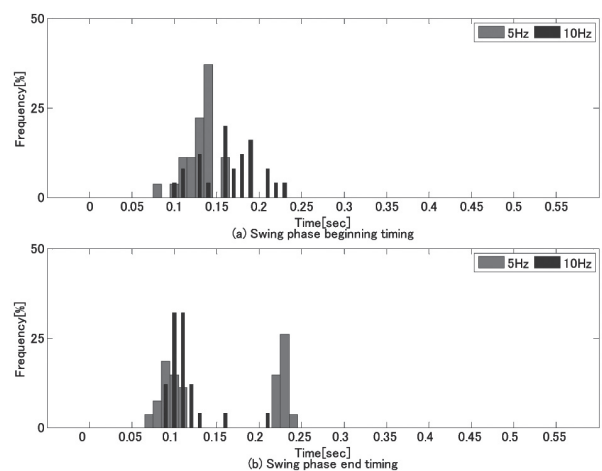


Fig. 19 健常者B通常歩行の遅れ時間の比較

5.2 実験2の結果

実験1の結果を踏まえて5[Hz]のLPFを使用した。健常者による模擬ぶん回し歩行の遊脚期検出結果をFig. 20に示す。Fig. 20(a)が推定・実際それぞれの遊脚期情報で、黒の実線が推定遊脚期、青の破線が実際の遊脚期である。またFig. 20(b), (c)がそれぞれ遊脚期開始時・終了時の遅れをヒストグラム化したものであり、横軸が実際の遊脚期に対する推定遊脚期の遅れ時間である。また縦軸はその頻度である。Fig. 21(a)の遊脚期情報から遊脚期の推定検出は成功していると言える。しかしながら実験1での被験者Aの通常歩行時の遊脚期検出と比較すると、遊脚期開始・終了遅れ時間ともにバラツキが激しく、遊脚期開始時の全体的な遅れ時間は増大していること、遊脚期終了時の遅れ時間はそれほど変わらないことが確認できる。また10[Hz], 5[Hz]のLPFをそれぞれ使用したときのエラー発生回数

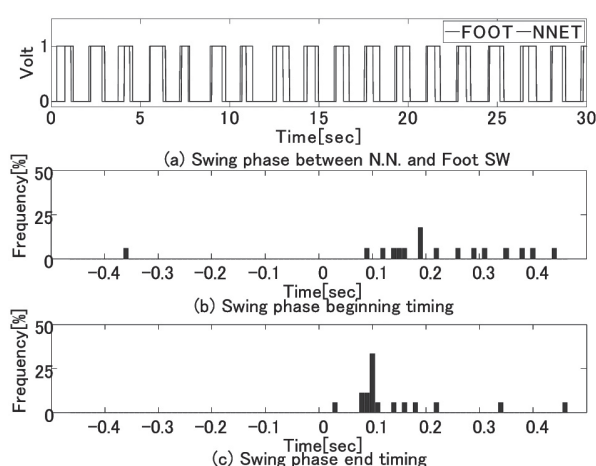


Fig. 20 健常者による模擬ぶん回し歩行 LPF: 5[Hz]

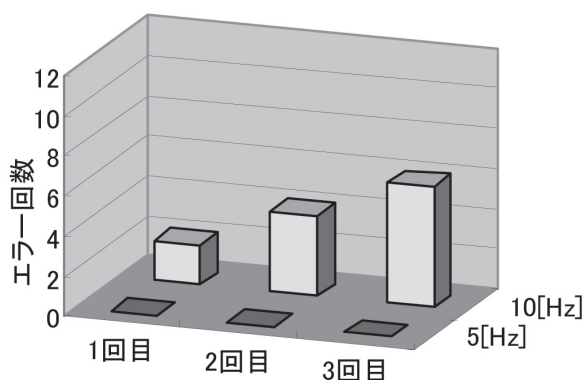


Fig. 21 模擬ぶん回し歩行におけるエラー発生回数

について以下にFig. 21として示す。遮断周波数: 10 [Hz]のLPFを使用した場合、60秒間の模擬ぶん回し歩行中、平均4回ほどの推定エラーが発生した。しかし、5[Hz]のものを使用した場合、通常歩行時と同様にエラーは発生しなかった。以上の結果より本研究で開発した遊脚期検出システムは、先行研究で10[Hz]のLPFを使用した遊脚期検出システムと比較して通常歩行、あるいは健常者の模擬ぶん回し歩行においても遊脚期推定に対しエラーがなく推定でき、遊脚期推定の時間的遅れもほぼ減少し遊脚期検出システムとして有効であることが確認された。

6. 結言

本研究ではLPFの遮断周波数変更によって、遊脚期開始遅れ時間の減少や推定エラーの発生防止といった精度の向上、また模擬的ではあるものの、本検出システムを用いてぶん回し歩行時の遊脚期検出が可能であることなどが確認でき、本研究で新たに開発した遮断周波数: 5[Hz]のLPFを用いた遊脚期検出システムの有効性が検証された。しかし遊脚期終了遅れ時間の増加やピークの分裂が生じてしまった。これはLPFにより非接触センサの信号波形が滑らかになりすぎたことが原因であると考えられる。これを改善するためには更に遮断周波数が5 [Hz]~10[Hz]間のLPFについての検証が必要であると思われる。また今回の実験では、移動平均処理に現時点と過去4時点の区間の信号を用いたが、LPFによって推定エラーの発生が抑えられるため、使用する区間を減少させ遅れ時間を短縮することができると考えられる。また、今回は検証しなかったが実験中、歩行速度によって検出精度に若干の変動が見られた。今後、今回とは異なる遮断周波数のLPFについて移動平均処理の区間変更や歩行速度による検出精度の変化、また実際の下垂足患者に対しての実用性などを検証したい。

参考文献

- (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
- (2) 三浦, 他5名, 日本機械学会東北支部第47期秋期講演会講演論文集, No.2011-2, 2011, pp.116-117