様式Ｃ－１９

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成　２５　年６　月　５　日現在

機関番号：５１４０１
研究種目：基盤研究(C)
研究期間：２０１０～２０１２
課題番号：22560257

研究課題名（和文）　学習に基づく機能的電気刺激のための遊脚期検出システムの開発

研究課題名（英文）Gait Cycle Detection System Based On Learning For FES

研究代表者
木澤　悟（KIZAWA SATORU）
秋田工業高等専門学校・機械工学科・准教授
研究者番号：９０２３４２０２

研究成果の概要（和文）：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．本研究では，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 を組合わせることで，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 システムを提案した．

研究成果の概要（英文）：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.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合　計
2010 年度	1300000	390000	1690000
2011 年度	800000	240000	1040000
2012 年度	700000	210000	910000
年度			
年度			
総　計	2800000	840000	3640000

研究分野：工学
科研費の分科・細目：機械工学，知能機械学・機械システム
キーワード：バイオメカニクス

１．研究開始当初の背景

脳卒中片麻痺患者の下肢では，足関節背屈筋の筋力低下により歩行中遊脚期に足部が背屈できない下垂足が生じることがある．下垂足があると，床面と足部のクリアランスが十分にとれないため歩行が困難になり，転倒の危険性が増大する．これまでの研究では，足関節を背屈する総腓骨神経を電気刺激する FES による下垂足歩行再建の研究を行ってきた。国内外の下垂足用 FES 装置では，踵または足底に圧センサを用いて遊脚期を検出しているが，長期耐久性に乏しく常用患者では1ヵ月ほどで故障することが多く新しいセンサの取替えを行わなければならないためコストが掛かる．また，踵の圧センサと FES 刺激装置をコード接続しなくてはいけないため，コードが日常生活動作で邪魔になることがある．以上の問題点をクリアするために，次世代の下垂足用 FES 装置では，踵などの足部に設置したセンサではなく，電気刺激部位に近い膝付近にセンサを設置して歩行遊脚期を検出する新たな技術が必要であると考えられる．

２．研究の目的

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．この下垂足に対する歩行再建法として,機能的電気刺激（FES）を用いた筋制御法によってつま先を引き上げ，歩行障害を改善する方法がある．従来，この FES における遊脚期のタイミングの識別は，足底に装着した接触型センサの ON/OFF フットスイッチによって行われていた．そこで，患者側の足底の違和感や電気コード類の巻き付けを取り除くために，接触型センサの代替えとして，本研究では非接触型センサである 3 軸の加速度センサ，ジャイロセンサを膝下部に取り付け，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を組み合わせることで，歩行中の遊脚期情報を推定し，FES のための新しいスイッチング技術を試みる．また，この技術開発は患者にとって優しい FES を用いたリハビリシステムを提供し，高齢者や障害者を支援する新しい試みでもある．

３．研究の方法

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．**図 1** 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．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．**図 2** 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 20[msec]に同調している．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．**図 3** に遊脚既推定システムを装着した図を示す．

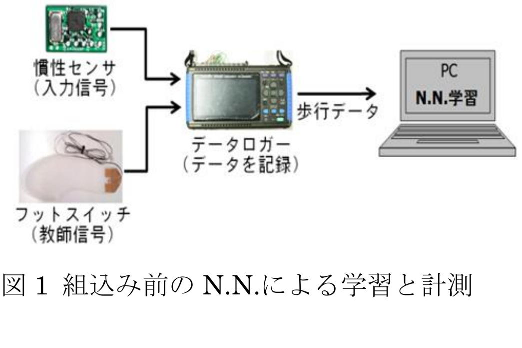


図 1 組込み前の N.N.による学習と計測

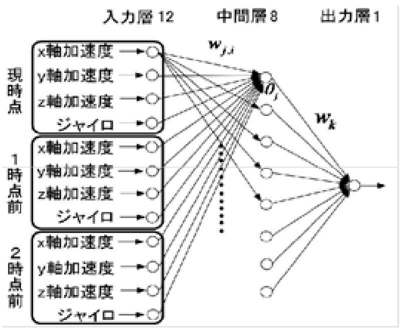


図 2 ニューラルネットワークの構造

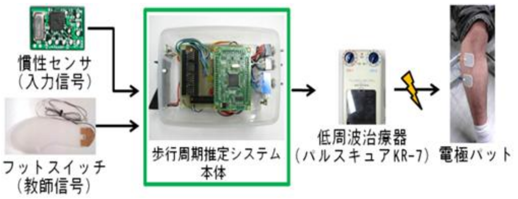


図 3　遊脚期推定システムの装着

4．研究成果

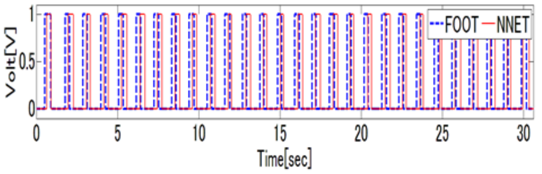
(1) 実装実験

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．実験条件は平面床上で通常歩行を 80 秒行ったが，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．

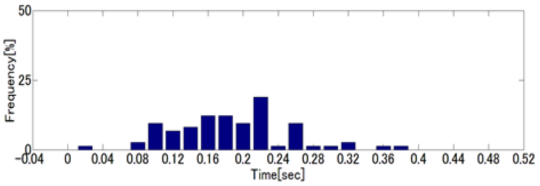
はじめに学習用のデータを取得するために平らな床の上を通常歩行をして，被験者 3 名の加速度，角速度，フットスイッチ信号をデータロガーに取り込んだ．次にこれらのセンサ情報の 80 秒間分だけを学習用 PC に取込んで，N.N.による学習を行った．そして，被験者それぞれについて学習によって得られた閾値，重み関数を遊脚期推定システムの H8 マイコンに書き込んだ．その後，各被験者には学習時と同様な歩行感覚で平坦な床上を約 100 秒歩行してもらい，そのときの加速度センサ，ジャイロセンサおよびフットスイッチ信号をデータロガーに記録した．そして，記録したセンサ情報の 80 秒を抽出して，80 秒における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

(2) 被験者 A の結果

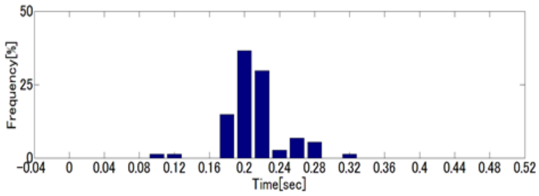
図 4 に被験者 A の実験結果を示す．図 4 (a) は N.N.出力とフットスイッチの出力結果の比較で，横軸は時間，縦軸に出力電圧，破線がフットスイッチ出力，実線が N.N.出力信号であり，ここでは 30 秒だけの出力波形を示す．次に 80 秒の出力波形から遅れ時間を評価するために，遅れ時間量を 0.04 秒毎に横軸で区切り，その頻度を縦軸にとり遅れ時間の



(a) N.N.出力とフットスイッチの出力比較

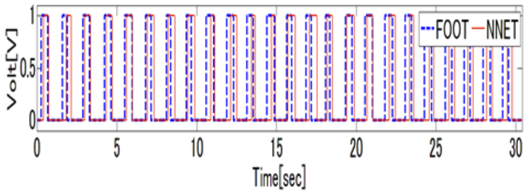


(b) 遊脚期開始時の遅れ時間

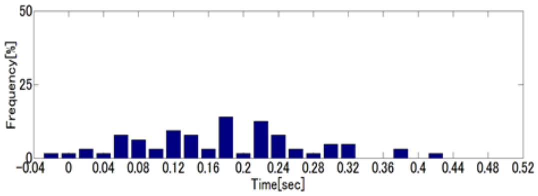


(c) 遊脚期終了時の遅れ時間

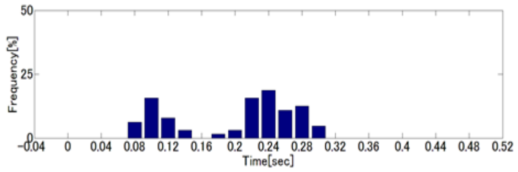
図 4 被験者 A の実験結果



(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

図 5 被験者 B の実験結果

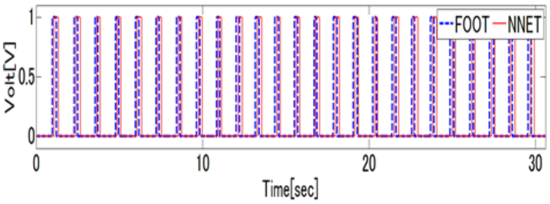
ヒストグラフを描く．頻度とは 80 秒の全歩数（右足）に対する各遅れ時間の回数を 100 分率で示している．図 4 (b)には遊脚期開始時の遅れ時間，図 4 (c)には遊脚期終了時の遅れ時間を示す．図より読み取った遅れ時間を Table 1 に示す．遊脚期開始時の遅れは 0.2 秒付近に集中しており，平均した遊脚期開始時の遅れ時間は 0.19 秒の遅れがあることが分かる．また，遊脚期終了時の遅れ時間も 0.24 秒付近に集中しており，遊脚期終了時の遅れ時間の平均値は 0.21 秒の遅れがあることが分かる．

(3) 被験者 B の結果

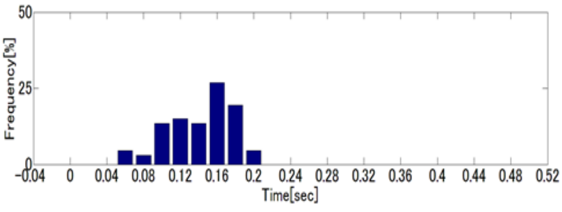
図 5 に被験者 B の実験結果を示す．被験者 B の遊脚期開始時の遅れ時間は被験者 A と異なり，遅れ時間がばらつき均一化されていないが，遊脚期開始時の遅れ時間の平均は 0.15 秒であり被験者 A よりも遅れが少ない．一方，遊脚期終了時の遅れ時間は，遅れ時間は 0.24 秒付近に集中しており，被験者 A と同様に平均値は 0.20 秒である．

(4) 被験者 C の結果

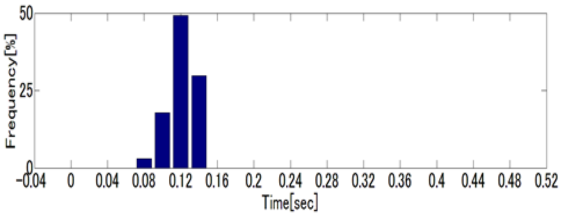
図 6 に被験者 C の実験結果を示す．被験者 A，B と異なり，遊脚期開始時の遅れ時間は 0.16 秒付近に集中しており，遊脚期開始時の遅れ時間の平均は 0.14 秒であり，また遊脚期終了時の遅れ時間は 0.12 秒付近に集中しており，遊脚期終了時の遅れ時間の平均は 0.12 秒となり，被験者の中で遊脚期開始時の遅れ時間，遊脚期終了時の遅れ時間のいずれも遅れが少ない．



(a) N.N.出力とフットスイッチの出力比較



(b) 遊脚期開始時の遅れ時間



(c) 遊脚期終了時の遅れ時間
図 6 被験者 C の実験結果

(5) エラー率の検証

図 7 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．

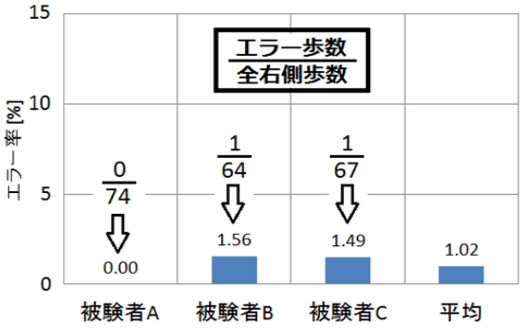


図 7 各被験者に対するエラー率の結果

5．主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔雑誌論文〕（計 3 件）

① 木澤　悟,工藤　諒大，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，秋田工業高等専門学校研究紀要，査読無，Vol.48，2013，8-14

② 木澤　悟,三浦　一成，非接触センサを用いた歩行遊脚期の検出システムの開発，秋田工業高等専門学校研究紀，査読無，2012，Vol.47，9-15

③ 大関　文弥，木澤　悟，非接触センサを用いた歩行周期検出システムの開発，秋田工業高等専門学校研究紀，査読無，2010，Vol.45，9-18

〔学会発表〕（計 6 件）

① 桧森，大友，小林，巖見，宮脇，木澤，松永，島田，アタッチメント型 FES サイクリングユニットの開発と乗車ポジション評価，日本機械学会東北学生会第 43 回卒業研究発表講演会，2013

② 坂本，秋元，宮脇，木澤，佐藤，ジャイロ・加速度センサを利用した腕動作支援装置の評価，日本機械学会 技術と社会部門，2012

③ 木澤，工藤，巖見，松永，島田，片麻痺患者のための非接触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 秋季講演会，2012

④ 坂口，巖見，木澤，松永，島田，機能的電気刺激 (FES) を用いた下垂足改善用装置の開発，日本機械学会東北支部第 48 秋季講演会，2012

⑤ 木澤,三浦,巖見,坂口,松永,島田,非接触センサーを用いた歩行遊脚期の検出システム,日本機械学会東北支部第 47 期秋季講演会，2011
⑥ 小西,宮脇,木澤，三軸加速度センサを用いた人間動作の測定，日本機械学会東北支部第 46 期秋季講演会，2010

〔図書〕（計 0　件）

〔産業財産権〕
○出願状況（計　0 件）

名称：
発明者：
権利者：
種類：
番号：
出願年月日：
国内外の別：

○取得状況（計 0　件）

名称：
発明者：
権利者：
種類：
番号：
取得年月日：
国内外の別：

〔その他〕
ホームページ等
http://www.ipc.akita-nct.ac.jp/kizawa/

６．研究組織
(1)研究代表者
木澤　悟（KIZAWA SATORU）
秋田工業高等専門学校・機械工学科・准教授
研究者番号：90234202

(2)研究分担者
（　　）

研究者番号：

(3)連携研究者
（　　）

研究者番号：