

床反力情報に基づく装着型ロボットによる起立補助

後藤 謙治[†] 香川 高弘[†] 宇野 洋二[†] 阪口 豊^{††}

[†] 名古屋大学大学院工学研究科
〒464-8601 愛知県千種区不老町
^{††} 電気通信大学大学院情報システム学研究科
〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘

E-mail: †{k_goto,kagawa,uno}@nuem.nagoya-u.ac.jp, ††sakaguchi@is.uec.ac.jp

あらまし 下肢麻痺患者の自立支援に向けて歩行補助ロボット WPAL の開発が進められている。補助ロボットを用いた制御において使用者の意図に合わせて補助を行うことが重要である。本研究では補助ロボットを用いた起立動作に焦点を当て、起立の際の上肢の運動に合わせて動作補助を行う制御系開発を目的とする。健常者の起立動作の計測実験を行った結果、足裏の床反力だけでなく歩行器の力を考慮することで下肢関節の運動の開始タイミングを検出できることがわかった。この結果から、歩行器に作用する力を計測するシステムと歩行補助ロボットによる起立補助の制御系を開発した。開発したシステムでは、足裏と歩行器の床反力のデータから起立動作の開始タイミングを検出し、下肢運動を実行する。開発した制御法とスイッチによって起立動作タイミングを与える従来法を比較する動作試験を行い、提案法の有効性を評価した。

キーワード 装着型ロボット, 床反力, 起立動作, 歩行器

Sit-to-stand assistance based on ground reaction force using a wearable robot for paraplegics

Kenji GOTO[†], Takahiro KAGAWA[†], Yoji UNO[†], and Yutaka SAKAGUCHI^{††}

[†] Graduate School and School of Engineering, Nagoya University
^{††} Graduate School of Information Systems, The University of Electro-Communications
E-mail: †{k_goto,kagawa,uno}@nuem.nagoya-u.ac.jp, ††sakaguchi@is.uec.ac.jp

Abstract Wearable robots have been developed to restore leg motor functions of paraplegic patients. Coordination between the paralyzed leg motion by the robot and the user's voluntary movement is important to assist the sit-to-stand movement. In this study, we address developing an assist control of sit-to-stand movement based on the motion of the upper extremities. From measurement experiments of sit-to-stand motion, it was found that the beginning of the leg motion can be detected by ground reaction force acting on the foot soles and a walker. Based on the measurement results, we developed a control system of the wearable robot in which the leg movement for standing up is triggered by the ground reaction force acting on the walker and foot soles. We examined the effectiveness of the proposed method comparing with previous method in which the leg motion was triggered by a mechanical switch.

Key words Wearable robot, Ground reaction force, Sit-to-stand motion, Walker

1. はじめに

下肢麻痺者の下肢運動機能を再建に向けて、さまざまなシステムの開発が進められている。代表的な方法として、機能的電気刺激を用いる方法 [1] [2] や装具にモータなどの動力を取り付けた装着型ロボット [3] [4] がある。我々は下肢麻痺者用の歩行

補助ロボット WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) のセンサ・制御システムの開発を進めてきた。WPAL は内側股継手付き長下肢装具の一つである Primewalk [5] をベースとした装着型ロボットであり、下肢の動力が内側に配置されていることが特徴である。動力を内側に配置することによって、WPAL を一般の車椅子と併用できるという利点がある [6]。WPAL を

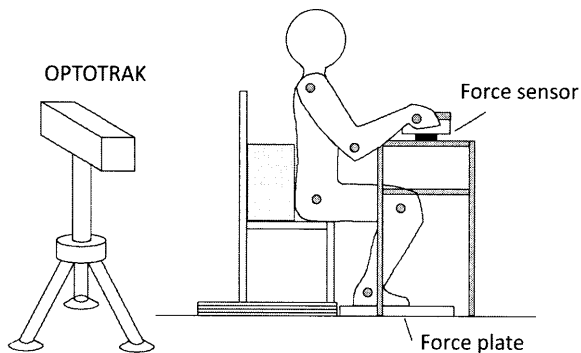


図1 実験環境

用いた起立・歩行では、歩行器を併用して腕でバランスを維持する必要がある。装着型ロボットの制御では、下肢麻痺者の運動の意図が反映される上肢体幹の自発的な運動に基づいて適切な下肢の運動を行うことが重要である[7]。我々はこれまでに歩行中の腕の動きを歩行器に取り付けた加速度センサで計測し、腕の動きに合わせて歩幅を調整するシステムを開発した[8]。また、WPAL用の3軸の床反力と圧力中心位置を計測できる薄型の床反力センサを開発した[9]。使用者の上肢・体幹の動きで変化する床反力を基にロボット歩行における転倒防止への応用を進めてきた。

装着型ロボットによって下肢麻痺者の自立動作を再建するには、歩行だけでなく車椅子からの起立・着座の補助制御を行う必要がある。安定な起立動作を行うためには、歩行と同様に上肢体幹の自発的な運動により生じる重心移動と身体を持ち上げる下肢の運動を協調させる必要がある。本研究の目的は、起立動作における使用者の自発的な運動を検出するセンサシステムを開発し、自発運動を基に適切なタイミングで下肢の起立動作を実行する制御システムを開発することである。本研究では、最初に歩行器を用いた起立動作における身体の動きと歩行器・足裏に作用する床反力を計測する実験を行った。計測実験から下肢の運動開始タイミングを予測するために歩行器に作用する力が重要であることを確認した。そこで、歩行器に作用する力を計測するシステムを開発し、床反力から起立動作の開始タイミングを検出して下肢の運動を補助する制御を開発した。開発したシステムの動作試験を行い、スイッチで開始タイミングを与える従来法と比較した。

2. 起立動作の計測実験

WPALを使用した下肢麻痺患者の動作の補助のためには、下肢麻痺患者の動作を検出しそれに合わせて補助制御をする必要がある。足底および歩行器の床反力センサから得られる情報をWPALの補助制御に使うためには、使用者の動作と床反力との関連を知る必要がある。そこで本研究では、歩行器を用いた起立の計測実験を行った。

2.1 実験方法

健康な男性4名が実験に参加した。実験環境を図1に示す。

被験者は6軸力覚センサ(IFS-90M31A50-I50, ニッタ製)の取り付けられた歩行器が置いてある椅子に座り、6軸床反力計(キスラー社製)に足を置いて椅子に浅く腰掛けた。椅子と床の高さを被験者が立ち上がりやすい高さに調節した。起立直前の姿勢のばらつきを抑えるため、床反力計に足の位置と椅子への着座位置を指定した。被験者の足首関節、膝関節、股関節、肩関節、肘関節、小指MP関節位置に位置計測用のマーカを貼り付けて、その位置を3次元位置計測装置(OPTOTRAK Certus, Northern Digital Inc. 製)で計測した。サンプリング周波数は力覚センサ、床反力計、OPTOTRAKともに100Hzとした。椅子に着座した状態を初期状態として、以下の4種類の条件の起立動作を順番に行った。

条件A) 通常の起立動作

条件B) 通常よりも速い起立動作

条件C) 通常よりも遅い起立動作

条件D) 脚にできるだけ力を入れない起立動作

条件Aの動作では、歩行器は特に意識させずに起立動作を行った。条件B、条件Cについては条件Aの計測の後に、条件Aに比べて早くまたは遅くという指示を被験者に与えた。これらの条件における動作パターンを比較することで、速度の違いに依存した歩行器と足底の力の変化と速度に依存しない特徴を調べた。条件Dについては意図的に歩行器に頼った動作をさせることで、起立するときの歩行器に作用する力を調べた。それぞれの実験は疲労を考慮して10回ごとに休憩を挟んで、条件A、B、Cについては20回、条件Dについてはマーカの欠損が多いため、30回計測した。条件Dでは実験の前に起立動作の練習を数回程行った。

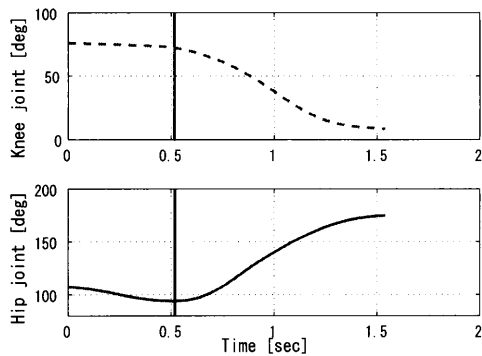
2.2 データ解析

実験で得られたデータはカットオフ周波数10Hzの2次のバターワースフィルタをかけて、高周波成分を除去した。マーカの欠損部分は3次スプライン補間によって補正された。ただし欠損部分が広範囲にわたるデータは解析から除外した。起立動作では最初に体幹の前傾によって股関節の屈曲が生じることから、起立動作の運動時間を股関節の角速度の2乗が一定値を越える間で定義し、測定データから起立動作部分を切り出した。

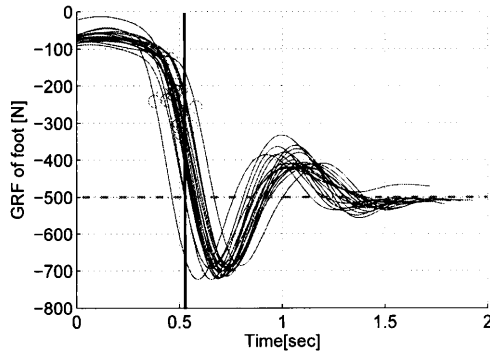
2.3 結果

通常の起立動作(条件A)における代表的な股関節と膝関節の角度データおよび、床反力計の床反力と圧力中心位置(COP)を図2に示す。関節角度について、膝関節は最大伸展位を0[deg]、股関節は直立位を0[deg]と定義した。図中の縦線は股関節の屈曲のピーク時刻を表す。図2(a)から、体幹の前傾による股関節の屈曲ピークから膝関節が伸展し始めたことが確認できる。股関節の屈曲ピーク時刻において、垂直床反力(図4(a))が増加し、足裏のCOP(図4(b))は前方に移動したことがわかる。股関節の屈曲ピークにおいて、体重の支持が椅子から脚に移り、膝関節の進展が開始されると考えられる。

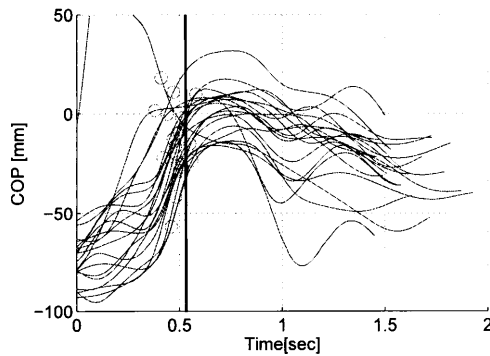
図3は代表的な被験者Cにおける股関節の屈曲ピーク時刻と膝関節の進展開始時刻の関係を示す。ただし、時刻0[s]は股関節の屈曲開始時刻である。起立が遅くなるほど股関節のピークと膝関節の運動開始の時刻も遅くなり、両時刻の相関が高い



(a) Joint angle



(b) Ground reaction force



(c) COP

図2 通常の起立動作(条件A)における関節角度(股関節, 膝関節), 垂直床反力, COP位置のプロファイル. 垂直床反力とCOPにおける丸印は股関節の動き出す時刻を表す, また, 一点鎖線は被験者の体重を表す.

ことがわかる. 他の被験者についても被験者Aが $R=0.9380$, 被験者Bが $R=0.9475$, 被験者Dが $R=0.9652$ と高い相関を示した. 股関節屈曲開始時刻, 膝関節の伸展開始時刻, 運動終了時における足裏の床反力とCOPの平均と標準偏差をそれぞれ図4(a), (b)に示す. 重心の加速度の違いから, 立ち上がりの速さに依存して床反力の値が異なる. しかし, 膝伸展時に体重を足裏に乗せると同時に, COPを前に移動させるという傾向は速度にほとんど依存しない. 脚に力を入れない起立動作(条件D)について, 歩行器に力を入れるためCOPは股関節のピーク時刻においても後方にとどまっておき, そのばらつきが大きい. また床反力計の値も小さく, 他の条件のときに現れた傾向と一致しなかった. 図5は条件Dにおける足裏・歩行器

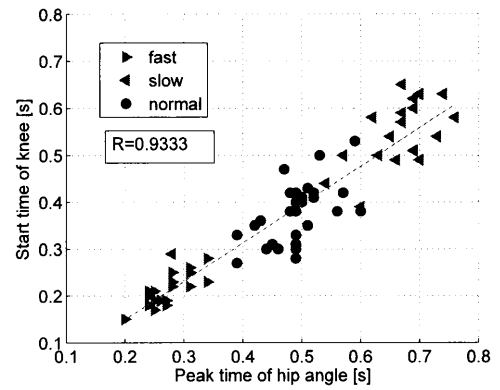
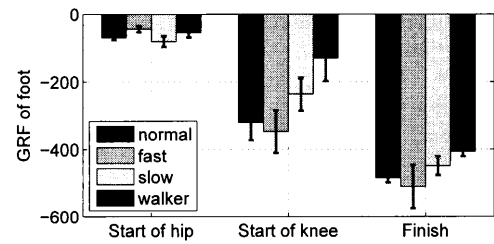
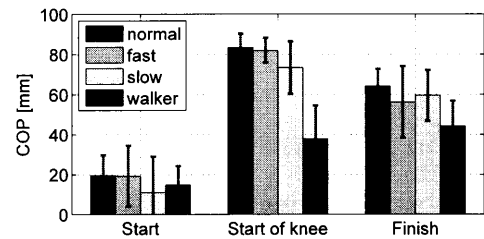


図3 股関節の屈曲ピーク時刻と膝関節の進展開始時刻の関係



(a) GRF.



(b) COP.

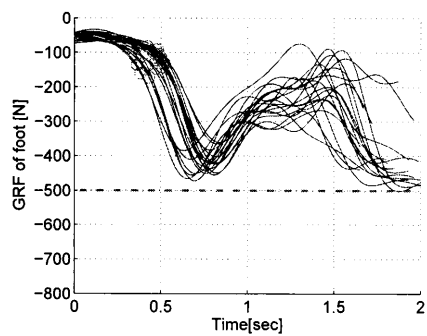
図4 股関節の屈曲開始, 膝関節の伸展開始, 起立終了における垂直床反力とCOP位置

の力のプロファイルとその和を示す. 歩行器に作用する力と垂直床反力のプロファイルでは試行間のばらつきが大きい, その和を見ると, 各試行毎のばらつきが小さく, 通常の起立動作のプロファイルと同様の傾向を示した(図5). プロファイルの特徴が一致する理由は, 通常の起立と歩行器に頼った起立の重心の運動パターンが類似しているためと考えられる. さらに, 歩行器の力に着目すると, 股関節の屈曲開始時刻(0[s]) 辺りから力の変化がみられる. この力の変化は下肢運動に先行する体幹の前傾を反映すると考えられる.

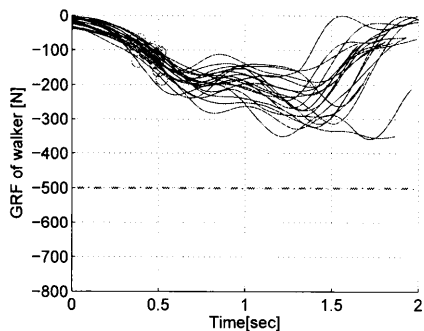
3. 起立動作の補助制御

3.1 ロボットと歩行器に作用する力の計測

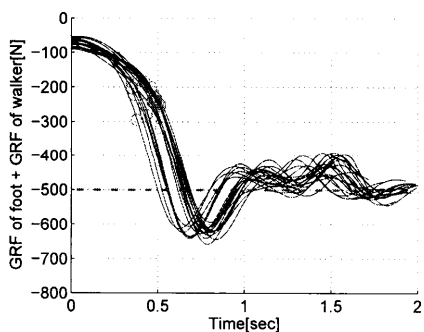
本研究で用いた装着型ロボットWPALを図6左に示す[4]. 左右の股関節, 膝関節, 足首関節にDCモータが取り付けられている. 関節の可動域は, 直立状態を 0° として股関節が $\pm 30^\circ$, 膝関節が屈曲 120° , 足首関節が $\pm 15^\circ$ である. また, WPAL足底の四隅に取り付けられた小型3軸力覚センサ(USL06-H5-500N, ニッタ製)により, 使用者の足裏にかかる床反力を計



(a) GRF of foot at condition D



(b) GRF of walker at condition D



(c) GRF of foot and walker at condition D

図5 歩行器に頼って起立した時(条件D)における歩行器と足裏に作用する力のプロファイル(実線), 一点鎖線は被験者の体重を表す。

測することができる[9]。図6右に歩行器を示す。装着型ロボットを用いた歩行では、下肢麻痺患者は姿勢の維持や歩行の推進力を得るため歩行器を用いる。歩行器は平地歩行時には片側の足を支点にし、もう片側の足を持ち上げて前方に移動するが、起立を行う際には脚の力の代わりに歩行器に力を入れて上体を持ち上げると予想できる。この歩行器に作用する力を計測するため、小型圧縮型ロードセル(LMA-A-200N, 共和製)を歩行器の4つの脚の底面に取り付けた。ロードセルの出力する信号は微弱なため、計装アンプを用いた増幅・オフセット調整回路とカットオフ周波数16HzのRCローパスフィルタ回路を作成した。この出力信号をSH-2Aマイコンボード(YS7206UL-1, YellowSoft)のAD変換器により10ビットのデジタル信号に変換され、シリアル通信によってPCに送信される。計測回路は1つの基板にまとめられ、歩行器の前面に取り付けた。

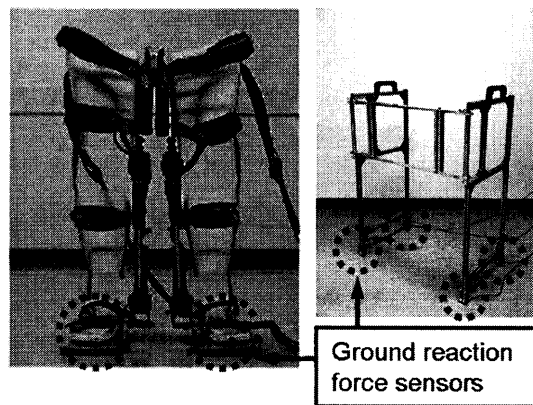


図6 歩行補助ロボットWPALと歩行器

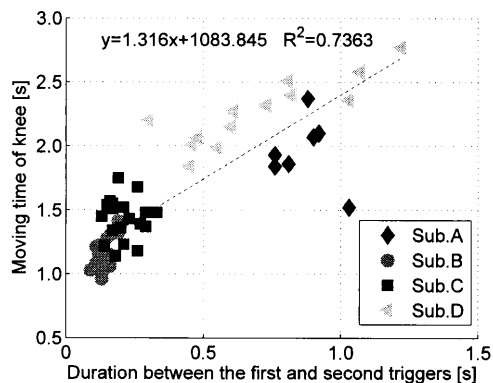


図7 2つのトリガの時間間隔と起立動作における膝伸展時間との関係。

3.2 床反力に基づく起立補助

起立動作の計測実験から得られた以下の結果を基に、ロボットによって補助する膝関節と足関節の動作開始時刻を検出する。

- 上体を前に傾けると歩行器に力がかかる
- 下肢運動の直前には足の床反力が増加する
- 歩行器と足の床反力の和のプロファイルがばらつきが小さく、通常の起立と同様の特徴を示す。

実験結果から、歩行器の床反力および、歩行器と足の床反力の和を用いて動作開始タイミングを決定する。まず歩行器の床反力に対して閾値を設定して体幹の前傾を検出する。次に、体重の支持が椅子から脚と歩行器に移ったことを歩行器と足の床反力の和から検出する。この2つのトリガにより補助動作を開始する。1つ目の歩行器床反力のトリガを体重の10%とし、2つ目の歩行器と足裏床反力のトリガを体重の75%に設定した。

下肢関節の目標軌道は膝関節及び足関節の計測軌道を5次の多項式近似し、その係数と運動時間から算出した。運動時間は2つのトリガの時間間隔から決定される。図3に示すように、起立動作が遅いほど膝関節の伸展開始時間が遅いことがわかる。最初のトリガが体幹の前傾、2番目のトリガが膝関節の伸展を検出するので、2つのトリガの時間間隔によって動作速度を検出できると考えられる。図7は計測実験のデータに対して計算したトリガの時間間隔と運動時間を示す。両者の回帰の決定係数は $R^2 = 0.7363$ であった。この回帰直線から起立動作の運動時間を計算した。

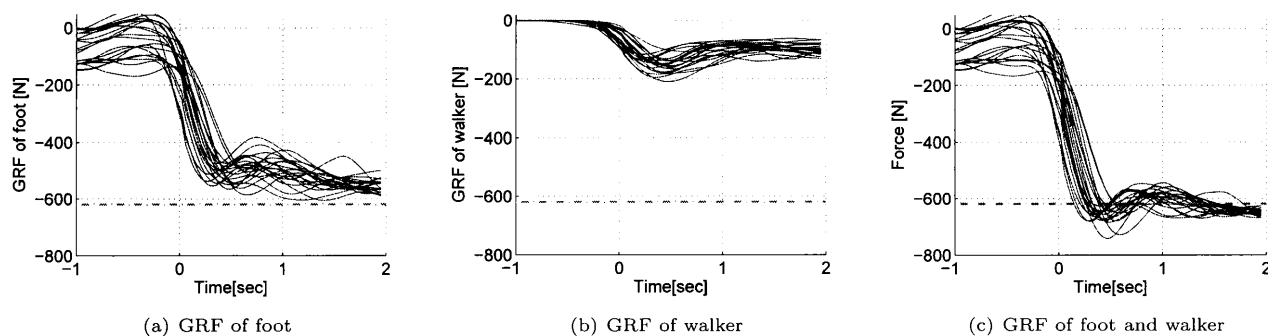


図 8 WPAL による起立動作（従来法）中の床反力のプロファイル（実線），一点鎖線は被験者の体重を表す。

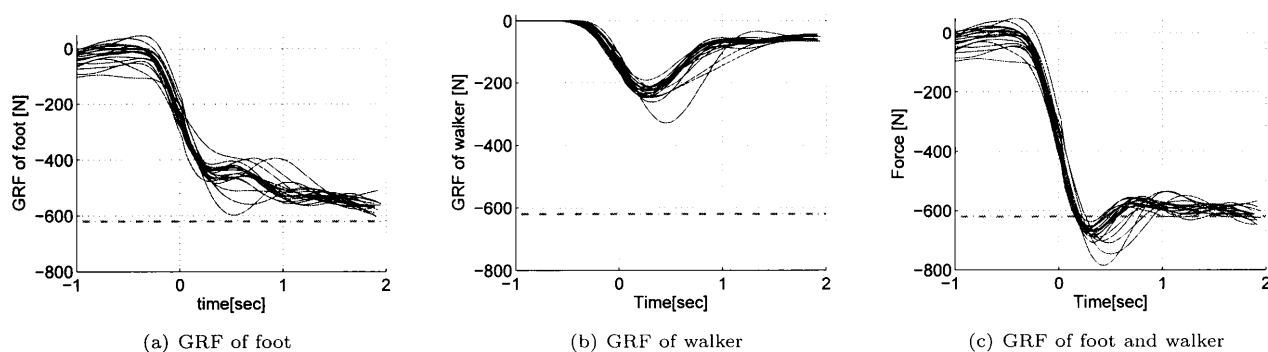


図 9 WPAL による起立動作（提案法）中の床反力のプロファイル（実線），一点鎖線は被験者の体重を表す。

4. 装着型ロボットを用いた検証実験

4.1 実験方法

WPAL による補助制御の動作試験を行い，提案法とスイッチでトリガを与える方法を比較した。

健康な男性被験者 1 名が実験に参加した。被験者は提案法を実装した WPAL を装着し，椅子に座り歩行器を持った姿勢から立ち上がるように指示された。比較のため，従来法としてスイッチで補助動作を開始する方法で起立する実験も行った。従来法では運動時間（膝関節の伸展時間）を 2 [s] とした。スイッチは起立動作を妨げない大きさのものを使用し，スイッチの信号は歩行器の床反力センサの AD 変換に使用したマイコンで取り込んで PC に送信した。WPAL の制御のサンプリング周波数周波数を 30 Hz とした。一方，床反力センサおよびスイッチの電圧は，動作開始タイミングを検出する間は 100Hz，WPAL 制御中は 30Hz とした。試行回数はどちらも 20 回とした。

4.2 結果・考察

従来法と提案法による起立動作における足裏の床反力，歩行器の力とその和をそれぞれ図 8 と 9 に示す。ここで，0 [s] が制御開始時刻（膝関節の伸展開始時刻）である。足裏の床反力について，動作開始前はどちらも同じようにばらつくが，動作開始の 0 [s] 後では提案法のほうが，ばらつきが抑えられているのが確認できる。歩行器の床反力にも同じ傾向があるが，力のピーク値が従来法のほうが大きい。このピーク値の違いは提案法では，起立動作を開始するためには歩行器に力を入れなけれ

ばならないことに起因すると考えられる。また，足裏と歩行器の床反力を足した値でも提案法の方がばらつきは小さかった。計測実験の条件 D の結果と同様に，足裏と歩行器の床反力を足したプロファイルが通常の起立動作時（図 2(b)）と同様の傾向を示した。足裏や歩行器に作用する力のプロファイルのばらつきは，起立動作中の体幹のバランス維持を反映すると考えられる。提案法のほうがスイッチによる方法よりもばらつきが小さかったことから，提案法による補助の方が安定に立ち上がれると考えられる。

5. おわりに

本研究では，装着型ロボットを用いた起立動作補助のセンサ制御系を開発した。下肢麻痺患者が起立を行う際には脚の力の代わりに歩行器に力を入れて起立することから，下肢の動作開始を検出するため歩行器の床反力センサと起立動作の補助制御システムを開発した。提案法を用いた起立動作試験を行い，安定に立ち上がれることを確認した。今後の課題として着座動作への応用，さらには上肢の運動に応じて起立の中断や着座への移行など柔軟な補助制御に発展させることが挙げられる。

謝辞 本研究を進めるにあたり，貴重なご助言を頂きました名古屋大学田地宏一准教授に感謝いたします。本研究は科学研究費補助金基盤研究 (B)No.21300092, (C)No.23560526 により行われた。

文 献

- [1] G. Yamagichi and F. Zajac “Restoring unassisted natural

- gait to paraplegics via functional Neuromuscular stimulation: a computer simulation study”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.37, pp.886-902, 1990.
- [2] M. Goldfarb and W.K. Durfee “Design of a controlled-brake orthosis for FES-Aided gait”, IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol.4, No.1, pp.13-23, 1996.
- [3] H. Kawamoto and Y. Sankai “Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL”, Advanced Robotics, Vol.19, No.7, pp.717-734, 2005.
- [4] 清水康裕, 鈴木亨, 才藤栄一, 村岡慶裕, 田辺茂雄, 武満知彦, 宇野秋人, 加藤正樹, 尾関恩, “対麻痺者の新しい歩行補助ロボット WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) に関する予備的検討”, The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine Vol.46, No.8, pp.527-533, 2009.
- [5] E. Saitoh, T. Suzuki, S. Sonoda, J. Fujitani, Y. Tomita and N. Chino “Clinical experience with a new hip-knee-ankle-foot orthotic system using a medial single hip joint for paraplegic standing and walking”, American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.75, pp.198-203, 1996.
- [6] 村岡慶裕, 才藤栄一, “歩行補助ロボットの開発”, ロボット学会誌, Vol.26, No.8, pp.20-22, 2008.
- [7] P.H. Veltink, H.F.J.M. Koopman, F.C.T. van der Helm and A.V. Nene “Biomechanics – Assisting the impaired motor system”, Archives of Physiology and Biochemistry, Vol.109, No.1, pp.1-9, 2001.
- [8] 香川高弘, 宇野洋二, 神谷俊光, 河村耕造, “歩行補助ロボットの歩幅予測制御のためのヒューマンインタフェース”, 計測自動制御学会論文集, Vol.44, No.11, pp.886-895, 2008.
- [9] 北村仁, 香川高弘, 宇野洋二, “装着型ロボットの歩行補助における後方転倒予防のための一方策”, 電気学会論文誌 C, Vol.131, No.11, pp.2000-2008, 2011.