【論文】

下肢障害者の立位移動を可能にするシステム ABLE II の開発

A Standing Style Transfer System ABLE II for a Person with Disabled Lower Limbs

森 善一(正会員), 前嶋 兼(非会員)*

Yoshikazu MORI, Ken MAEJIMA*

Abstract

A standing-style transfer system that enables a person with lower limb disability to perform activities of daily living without the need of special infrastructure has been developed. This system comprises three modules: a powered lower extremity orthosis, a pair of telescopic crutches, and a pair of mobile platforms. This paper proposes a novel transfer system, ABLE II, that was improved for better operability and stability when traveling. The electric shoulder-type telescopic crutch was replaced with a manual elbow-type crutch, which is lightweight. An ultrasonic motor, instead of the previously used DC motor, was used for steering the mobile platform. The ultrasonic motor enables the reduction of backlash when steering the new platform. A supporting plate and an active ankle joint attached to each mobile platform provide stability when traveling in the standing position. Experimental results have verified the effectiveness of the new system.

Key Words

Moving Robot, Transfer System, Standing Style, Rehabilitation, Disabled Person

1. 緒 言

近年のロボット技術の発達に伴い、ロボット技術を福祉分野へ応用しようという試みが行われてきている。その主な目的は、障害者や高齢者の自立の促進と介護者の負担の軽減である。本研究では、事故や病気により両脚への神経が絶たれている脊髄損傷者(麻痺レベル L_1 程度)が、立位姿勢で移動できる新しいシステム ABLE の開発をめざしている^{1, 2)}。立位姿勢での移動により、特別なインフラのない環境においても移動が可能となり、行動範囲が飛躍的に拡大する。また、視線が高くなるため、精神的なストレスからも解放される。筆者らはこれまでに、日常生活における基本 3 動作、すなわち(1)立位姿勢での移動、(2)椅子からの起立・着座、および(3)段差昇降の各動作の可能性を示してきた。

本研究の新規・独創性は、“下肢障害者が小型の移動台

車の上に乗り、立った状態で移動する”という、一見不可能に思える移動を可能にするシステムの構成にある。これまでに筑波大学の HAL に代表される歩行型パワーアシスト装置が開発されている³⁻⁵⁾。しかしながら、HAL の場合では筋電位を利用しているため、脊髄損傷者のように筋電位自体が発生していない方への利用は原理的に不可能である。HAL では、筋電の発生する部位を使って下肢を動作させる試みも行われているが、研究は試行段階である。また、倒立振り子のように二輪で立ち上がる電動車椅子 iBOT®が開発されたが、使用者は座った姿勢のままであるため、移動には大きなスペースが必要であり、座位姿勢による障害に対する解決策にはなっていない⁶⁾。最近、イスラエルで開発された ReWalk は、優れた歩行アシストロボットであるが、設計上、車椅子に乗り込めず、すべての移動を歩行に頼るために、エネルギー効率、安全性等に問題を抱えており、まだ多くの課題が残されている⁷⁾。

筆者らが提案する立位移動補助システム ABLE は、伸縮杖、移動台車、下肢関節駆動機の 3 つのモジュールから構成される。本研究では 3 モジュールのうち、伸縮杖と移動台車に注目し、より安全で使いやすいシステムの構築をめざす。

2010 年 12 月 20 日受理

2011 年 5 月 2 日最終原稿受理

茨城大学, 〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1

* 中山商事(株), 〒300-2651 茨城県つくば市鬼ヶ窪 1139-1

Ibaraki Univ., 4-12-1 Nakanarusawa, Hitachi 316-8511, Japan

* Nakayama Co. Ltd., 1139-1 Onigakubo, Tsukuba 300-2651, Japan

Fig. 1 Conceptual design of ABLE

従来の伸縮杖は、松葉杖に伸縮機能を付加しているため、杖の傾斜角にかかわらず、すぐに杖先が地面に接地できる長さに調整するためには、傾斜計を用いて杖長さを制御する必要があった。そのため、傾斜計の他、アクチュエータが必要となり、重量・コスト・安全性に問題を抱えていた。そこで、本研究では手動で長さ調整が可能な伸縮式ロフトランドクラッチを開発することにより、前述の問題の解決を図る。ロフトランドクラッチを用いることにより、肘関節の自由度を使うことができるため、杖自体は、長・短の2段階の調整で十分となる。立位時には杖を長い状態で用い、高い安定性を確保し、起立・着座時には短い状態で使用することにより、力を入れやすくなる。この伸縮杖は市販品に伸縮調整機構を付加することで実現でき、低コストでの製作が可能である。また、モータを使わずにワンタッチで伸縮できる軽量・安価かつ操作性が良いものであるため、脊髄損傷者に限らず、高齢者や軽度下肢障害者等のユーザーも使用することができる。次に、移動台車については、方向転換動作時において、バックラッシュによる回転誤差が移動時における台車の接触や脚の開きの原因となっていたため、従来のDCモータを超音波モータに変更することで、その問題の解決を図った。また、本システムの最大の特長である「立位移動」をより安全に行うため、移動台車に新たに足首関節と立位支持板を取り付け、立位移動時の安定性を向上させた。

以上、伸縮杖と移動台車に改良を施し、操作性と移動時の安定性を改善した新しい立位移動補助システムABLEIIの有効性について、実験を通して検証を行う。

2. 従来システムの概要

Fig.1に従来の立位移動補助システムABLEの構成を示す。ABLEは、(1)伸縮松葉杖 (2)下肢関節駆動機 (3)移動台車の3つのモジュールから構成される。

下肢障害者が立位移動するためには、麻痺のある脚を動かすためのモジュールが必要である。それが下肢関節駆動機であり、従来の歩行用下肢装具が持つ立位支持機能に加え、股関節と膝関節に取り付けたモータにより、それぞれの関

節の制御を可能としている。次に、移動については歩行形態をとらず、両足に不整地でも走行可能な小型のクローラ型の移動台車を装着することにより、高い移動効率を実現し、かつ、段差では脚を使うことにより、高い不整地適応性が得られる機構とした。しかしながら、立位状態でのクローラ型の移動では、安定性に欠けるため、安定性を得るために伸縮杖を用いる。伸縮杖を用いる場合、環境や姿勢に応じて杖をつく位置を変えることができるので、状態に応じたフレキシブルな対応が可能となる。さらに、杖の伸縮力は起立・着座時や、段差昇降時のパワーアシストとなるため、下肢関節駆動機のアクチュエータの小型化が図れるというメリットを持つ。

ABLEを装着した下肢障害者が日常生活を行うためには、まず座位状態でABLEを装着し、そこから立ち上がる動作が必要になる。この動作は、杖を脚の後方につき、下肢関節駆動機と杖の伸縮動作を協調することにより実現する。次に、移動する際は、前後方向の安定性を確保した状態を保つため、杖を体の前後に出す姿勢をとる。また、方向転換を行う場合は、杖を進行方向に配置し、杖で体を支えながら移動台車の回転盤を用いて体の向きを変えることにより実現する。段差の昇降や、隙間のまたぎ越えは、杖と下肢関節駆動機を協調動作させることにより、実現できる^{1), 2)}。

3. 新しい伸縮杖の提案

安定な立位移動を行うためには、杖を即座に所望する位置につくことが重要になる。そのためには、軽量で操作性の良い伸縮杖が望ましい。そこで本研究では、ロフトランドクラッチ(以下、LCと略す)をベースに用いた伸縮松葉杖に代わる新しいモジュール「伸縮ロフトランドクラッチ」(以下、伸縮LCと略す)を提案する。

LCは杖の上方が屈曲し、握りの上部に設置された前腕カフに腕を通して使用する歩行補助用の杖である。松葉杖は常に脇当てを上腕に接触させて使用するため、杖は腕全体の延長として機能し、肘関節を使用することはできない。一方、LCでは前腕カフが前腕をホールドし、前腕の延長として杖を操作するため、肘関節の自由度を生かすことができる。したがって、杖の長さを連続的に変化させることなく伸縮松葉杖の機能を実現できる。また、LCは握りと前腕の2点で使用者の体重を支え、使用者は体重を掌で支える形になるため、手首の力や握力が弱い方も使用できる⁸⁾。

「座位姿勢からの起立」を行う際には、腕力で体重の一部を支持する必要があるため、力を出しやすいように杖が短い状態(Short)で動作を行う。一方「立位姿勢での移動」を行う際には、より広い範囲で杖を接地できるよう、杖を長い状態(Long)にして行うといった発想により、機構的には杖の長さがShortとLongの2段階に変化するFig.2に示すような伸縮LCの製作を行った。なお、杖はNAVIS製ロフトランドクラッチ(高身長用 HC6012)に加工を施した。

Fig.3に伸縮LCのロック部機構の概略を示す。同機構はアクリル板(100×65×3 mm)に挟まれており、固定時はロック

Fig. 2 Telescopic Lofstrand crutch

Fig. 3 Lock mechanism of the telescopic Lofstrand crutch

部で伸縮部分の穴にピンを挿すことで、杖先端に荷重がかかっても、杖が一定の長さを維持することができる。なお、同図内の丸棒(Rod)は、ワイヤを垂直に引き、小さな力で操作できるようにするために設けている。しかしながら、伸縮部分は円筒形状のため、固定用の穴がピンとかみ合わない向きになる可能性がある。そこで、常に固定用の穴とピンがかみ合うような状態にするため、伸縮部分にスリットを設け、杖の外側からスリットを貫通する軸ネジを通した。ピンは圧縮バネによって常に伸縮部分を固定しているが、使用者がトリガ(Fig.2(e))を引いている間は、ワイヤを介してピンが引き出され、伸縮部分の固定が外れる。固定解除時は、伸縮部分がロフストランドクラッチ内部をスライドすることによって、伸縮を実現する。使用する際には、杖の下筒の自重により Short から Long へ、また使用者が杖を押し込むことによって Long から Short への伸縮動作を行う。また、握りの部分には下肢関節駆動機と移動台車を制御するためのスイッチ(Fig.2(d))を取り付けてある。製作した伸縮 LC の Short 時の長さは 71.3[cm], Long 時は 94.1[cm]となる。伸縮 LC はアクチュエータを持たないため、質量は 0.86 kg となり、従来使用していた伸縮松葉杖の 2.91

Fig. 4 Improvement of the mobile platform (side view)

Fig. 5 Mobile platform (new type)

Fig. 6 Time response of the steering angle of the mobile platform using an ultrasonic motor

kg と比べ、軽量化することができた。また、アクチュエータ用の太い電源ケーブルが不要であることも、操作性の向上に寄与している。

4. 新しい移動台車の提案

本章では、方向転換の際に生じる回転盤の回転角度誤差、および立位移動時の安定性向上のための改良について議論する。

Fig. 7 ABL (new type)

4.1 方向転換について

方向転換は、台車の回転盤を用いて実現するが、このときに生じる回転誤差は、直進移動時の脚の開き、または左右の台車の接触につながる²⁾。従来の移動台車の回転盤における回転誤差の主な原因は、Fig.4(a)に示す回転機構に用いたウォームギアにあった。しかしながら、ウォームギアを使用することのメリットとして、回転盤がバックドライブブルでない、つまり外力により回転盤は回転しないという安全上重要な役割がある。そこで本研究では、ブレーキ機能を失わずに回転誤差を減らすため、超音波モータの導入を考えた。その理由は、超音波モータは、1.非通電時にブレーキが働く、2.低速で高トルクという特徴を持つからである。従来の機構では、DCモータから、それぞれ一段の平歯車およびウォームギアを介して回転盤に動力を伝達していたが、新機構では、Fig.4(b)に示すように、超音波モータの動力は一段の平歯車のみを介して回転盤に伝えることができるため、回転誤差の低減を図ることができる。新機構の超音波モータには、新生工業製USR-60(定格トルク 0.5 Nm, 定格回転速度 100 rpm)を用いた。この変更により、バックラッシュによる回転誤差は、2.48 deg から 0.18 deg に減少した。その結果、例えば 1 m 前進した場合、横方向の移動誤差は約 43 mm から約 3.1 mm となり、移動時の問題点の改善がみられた。

Fig.5 に回転盤を外した状態の台車の写真を示す。回転盤にかかる荷重は、ラジアルベアリング(ミネベア製, LF-1680HH, 基本動定格荷重 1,606 N, 基本静定格荷重 712 N)を縦に支える構造の自作キャスタを 10 個用意し、回転盤が ± 90 deg 回転する際に、最低でも 8 個のキャスタで荷重を支持できるように配置した。したがって、使用者が片足で

Fig. 8 Stability margin (top view)

Fig. 9 Stability margin (backward) of the mobile platform when traveling in a standing position

立った場合においても安定した回転が実現でき、凹凸のある路面を走行する際に受ける衝撃にも耐えることができる。

回転動作実験は、荷重が載っていない場合、および被験者が片足立ちで荷重をかけた場合の 2 種類について調べた。被験者(体に障害を持たない身長 166 cm, 体重 65 kg の成人男性)による実験では、バックパック(14 kg)を装備した状態で、下肢関節駆動機の左股関節および左膝関節の屈曲により左足を持ち上げ、伸縮 LC を用いてバランスをとりながら、移動台車の回転盤を 5 s 間で 90 deg 回転させた。制御は PD 制御則に基づく位置制御を行った。Fig.6 は目標軌道に対する追従特性実験の結果である。なお、目標軌道は、3 次多項式を用いて生成した、実験より、荷重の有無にかかわらず、いずれの条件においても最大誤差 0.3 deg 程度の精度(1 m 直進走行した場合の横方向誤差=約 5.2 mm)で目標軌道に追従できることが分かった。

4.2 立位移動時の安定性の向上

立位移動時の前後方向の安定性を確保するためには、脚を前後に開脚することが効果的である。しかしながら、以前の ABL の構成では、使用者はスキーブーツを装着していたため、足首関節は鉛直方向から前方に 3~15 deg 程度しか曲げることができないため、前後に開脚することができなかった。

そこで、開脚を行えるように足首に1自由度の能動関節を追加した。ギアボックスの構成は股関節と同様、マクソン製 DC モータ (70 W) を用い、減速比は 1/1,646 とし、足首関節の可動範囲は $\pm 45^\circ$ とした。その他の変更として、バックパックに入っていたバッテリーを膝前部に移すことにより、重心位置を下げて安定性を向上させ、同時に使用者の負担を軽減させた。Fig.7 に変更後のシステム全体の外見を示す。

杖と移動台車の接地により構成される支持多角形は、脚の開き幅、および杖の接地点に応じて変化し、その安定余裕は、次式のように算出される。

$$SM_1 = a + \frac{w}{2} \tan \theta \quad (1)$$

$$SM_2 = \left(a + \frac{w}{2} \tan \theta \right) \cos \theta \quad (2)$$

$$SM_3 = a + \frac{1}{2} (w + d_x) \tan \theta \quad (3)$$

ここで SM_1 、 SM_2 は、それぞれ、Fig.8 に示すように、杖を接地していない場合の開脚時における Y 軸方向および斜め方向の後方安定余裕である。一方、 SM_3 は、後方の台車の延長上に杖を接地したと仮定した場合の後方安定余裕を示している。ただし、 a : 左右の台車の後方中点を結ぶ線分と Y 軸交点から、Y 軸上にある体の重心の投影点までの距離 (閉脚時は後方安定余裕と等しい)、 w : 台車の X 軸方向接地距離、 l : 台車の Y 軸方向接地距離、 θ : Y 軸方向の開脚角、 d_x : X 軸方向の開脚幅、 d_y : Y 軸方向の開脚幅、 C_l 、 C_r : それぞれ左右の杖位置 とする。

Fig.9 は 0~40 cm まで開脚幅 d_y を変化させたときの安定余裕を示したものである。ただし、 $w = d_x = 16.5$ cm、 $l = 22$ cm、 $a = l/4$ とした。足を前後 (Y 軸方向) にずらすことにより、Y 軸方向の安定余裕 SM_1 は直線的に増加するが、実際の後方安定余裕 SM_2 は、開脚幅 d_y が 25 cm 付近以降、大きく変化しない。それに対し、台車後方に杖をつくことにより、安定余裕 SM_3 は大きな値となることが分かる。仮に、開脚幅 d_y を台車の縦幅と同じ 27.8 cm とし、台車後方位置に杖をついた場合をその他の場合と比較すると、閉脚時 (Closed)、開脚時斜め (SM_2)、開脚時後方 (SM_1)、開脚+杖 (SM_3) の後方安定余裕は、それぞれ 5.5、9.5、12.4、19.4 cm となり、脚を前後にずらし、杖を脚と逆方向にクロスしてつく移動形態時には、閉脚時の約 4 倍、開脚時の約 2 倍の安定性が得られることが分かる。

通常、杖先にはスリップ防止用のゴムが取り付けられているため、すべることはないが、ゴムの磨耗や床面の状態、特に屋外を走行する場合には小石などでゴムが効果的に接地しないことが考えられるので、本研究では常に安定余裕 SM_3 を確保するために、新たに「立位支持板」の開発を行った。立位支持板は、任意に展開・収納できることが望ましいが、モータを追加することは、スペース、誤動作の可能性、コスト等の

Fig. 10 Snapshots when expanding the supporting plate

Fig. 11 Lock/Free mechanism of the supporting plate

Table 1 Tipping angle in a standing position

	Forward [deg]	Backward [deg]
① Closed	13.1	13.9
② Open	13.2	13.5
③ Open with Plates	22.5	25.5

点から、最適な選択とは言えない。そこで、本研究ではリンク機構を用いることを検討した。Fig.10 に立位支持板の展開の様子 (右上はリンクの拡大図) を示す。まず、同図(a)において、Short 状態にした伸縮杖を Plate A と Plate B のリンク近くに置き、(b)において杖を押し込んで行き、(c)で展開を完了する。また、収納する際は、(d)に示すように、リンク後方のピン (ロックピン) を押すことにより素早く折りたたむことができる。Fig.11 は立位支持板のロック/フリー機構の拡大図となる。ロックピンが右上方にある時、リンクは固定され、移動台車の有効縦幅は拡大される (Fig.10(c) 参照)。具体的には、立位支持板により、右台車はクローラの接地点から 30 cm 前方へ、左台車は 27 cm 後方に拡張される。一方、ロックピンを左下方へ押し込むことにより、リンクは開放され、バネ A の収縮により立位支持板は収納される (Fig.10(d) 参照)。

立位支持板の効果を確認するため、人が装着していない状態の ABLE に対して前後の傾斜を与え、①閉脚、②開脚のみ、③立位支持板を用いた開脚 の 3 つのケースにおいて転倒時の角度を調べた。ただし、このときの開脚幅 d_y は 27.8 cm とした。実験の結果を Table 1 に示す。この結果より、開脚した上で立位支持板を使用することにより、他の 2 倍程度の安定性が得られることが分かった。ただし、同表の実験結果は、Fig.9 で示した計算結果と比較し、大きな誤差が生じていることが分かる。その主な原因は、歯車間のわずかなバックラッシュにより生じる関節の剛性の低さ、立位支持板の動きを滑らかにするために必要となる Plate A と Plate B 連結部のわずかな隙間がリンク先端で拡大されたこと、重心位置の違い等が考えられる。これらを減少させることは今後の課題となる。

次に横方向の安定性について考える。4.1 節で述べたように、方向転換の際に生じる台車回転盤の回転誤差は、直進移動時の脚の開閉につながるため、台車の横方向の累積誤差に対する安全性の評価が必要となる。本研究では、この誤差許容域を、次の 2 つの理由より、最大 ± 5 cm ととることが妥当であると考えている。なお、この領域を超えた場合は、使用者は一度停止し、脚を初期位置へ戻す。

1. 立位支持板を展開した場合、移動台車の接地により構成される支持多角形は長方形となるが、Fig.8 におけるパラメータ: $d_x = 16.5$ cm, $w = 16.5$ cm, $d_y = 27.8$ cm とすると、支持多角形の辺長さは X 軸, Y 軸方向にそれぞれ 49.5 cm, 55.6 cm となる。脚が開く方向の誤差は、安定性が増すため転倒の危険性は減少する一方で下肢関節駆動機の可動域を超える危険がある。逆に脚が閉じる方向の誤差については、 X 軸方向に狭くなるため、転倒の危険が生じる。ここで、 X 軸方向に 5 cm 狭くなったことを想定すると、横方向の安定余裕は -2.5 cm 減少し、これは全体の約 5 % にあたる。
2. 現在の ABLE は横方向への移動はできない構造であるため、移動時の加減速に伴う転倒モーメントは、横方向に生じない。

5. 動作実験

本章では、立位支持板を用いた起立動作、並びに移動動作の検証実験を行う。本実験における被験者は、身長 166 cm, 体重 65 kg の下肢に障害を持たない成人男性である。ABLE の OS には ART-Linux を使い、制御用 PC には Libretto U100 (CPU 1.1GHz, Pentium M), インタフェースボードには Ritech Interface Board (岡崎産業製, IF-0145-1), モータドライバには HRP Motor Driver (図工製, HRT07-0004) を用いた。制御用 PC は外部 PC と無線 LAN 接続されており、プログラムの進行状況をモニタリングできる。各モジュールの制御には PD 制御を用い、サンプリング時間は 5 msec とした。被験者は、PC, 制御ボード, モータドライバの入ったバックパック (重量 7.2 kg) を背負った状態で実験を行った。各関節角の計測は、モータに直付けされているエンコーダを用い

Fig. 12 Experiment of standing up from a chair

て行い、前後方向の揺れの計測には、傾斜計 (SEIKA 製, NA4-70, 分解能 < 0.01 deg, 応答時間 < 0.25 s) を用いた。

(a) Hip joint angle

(b) Knee joint angle

(c) Ankle joint angle

Fig. 13 Experimental data when standing up from a chair

座位姿勢から、立位移動を開始するまでの様子を Fig.12 に示し、そのときの実験結果を Fig.13 に示す。なお、Fig.13(a)における括弧内の記号は Fig.12 の右下の記号と対応している。各動作手順は以下に示すとおりである。被験者は、(ii)、および(iv)-1、(v)-1、(v)-2 の直前に、杖のグリップに取り付けられているスイッチ (Fig.2(d)参照) を押すことにより動作の開始フラグを PC に送る。なお、(v)-1 と(v)-2 間のタイムラグは、スイッチを押すまでの動作時間である。

(i) Short 状態にした杖を移動台車後方より 24 cm 後方に接地し、足首をできるだけ体に引き寄せ、起立動作の準備を行う。このときの足首関節角 13 deg (鉛直上向きを基準) は、下肢障害者 (60 歳代、男性、麻痺レベル = L_3) にご協力いただき、計測した値である。

(a) Time response of the traveling distance

(b) Time response of the body angle

Fig. 14 Experimental data when traveling

- (ii) 重心を前方に移動させ、座位状態から中腰状態に移行する。なお、中腰状態では重心は足上に移っている ($t=0 \sim 7$ s)。
- (iii) 股と膝の伸展を一時停止し、杖を Long 時の長さに変更する ($t=7 \sim 13$ s)。
- (iv) 1. 股と膝の伸展を行い、基本立位姿勢 (股、膝、足首の関節角 = 11.1 deg, -21.1 deg, 10 deg) へ移行する ($t=13 \sim 21$ s)。このとき重心は踵と爪先の間に存在し、杖による支持なしでも転倒しない (計算上、重心位置は、足首位置から 8.5 cm 前方にある。ただし、バックパックは考慮しているが、立位支持板の質量は無視している)。2. この状態で伸縮 LC を用い、左右の立位支持板を順に展開する ($t=21 \sim 44.4$ s)。
- (v) 1. 基本立位姿勢から、直立姿勢 (股、膝、足首のすべての関節角 = 0 deg) へ移行し ($t=44.4 \sim 49.4$ s), 2. その後、左脚を台車の長さと同じ 27.8 cm 前進させる。このとき、安定余裕を確保するため、左右の股、および足首を前後対称に開脚する ($t=50.9 \sim 55.9$ s)。

Fig.13(a)~(c)は、それぞれ股、膝、足首関節角の時間応答を示す。立ち上がり時の最大誤差は、股関節が 50 s 付近で約 0.5 deg、膝関節が 32 s 付近で約 0.1 deg、足首関節が 23 s 付近で約 0.2 deg であり、目標値に対して精度良く追従できていることが分かる。Fig.14 は、立ち上がり動作後、立位支持板を展開した状態での立位移動実験の結果を示す。同

図(a)は左右の台車の移動距離を示す。t=1.2～9.2 sの間に80 cm 前進した後、t=10.2～18.2 sにおいて80 cm 後退し、移動開始位置へ戻る。このときの移動誤差の最大値は6.7 s付近で約8 mmであったことから、十分な移動精度で移動を行えることが分かった。同図(b)は、傾斜計により計測した移動時の体の傾き角を示している。なお、計測データには5 Hzのローパスフィルタをソフト的にかけている。同図より、移動時の体の揺動は、前進時には5 deg、後退時には7 deg以内に収まっており、安定した移動が行えていたことが分かる。

移動時の起立動作時の使用感については、従来のように杖は電動で伸縮しないため、(ii)の動作直後は腕に負担がかかるものの、重心が足に移動した後の筋負担はないことが分かった。また、立位移動時の使用感については、従来のABLEを用いた立位移動では、移動開始・停止時の本体の振れを抑えるために、前後についた杖を強く意識する必要があった²⁾が、本研究では、開脚状態にあることに加えて、立位支持板が斜め方向への転倒を防止するため、物理的な安定性の確保に加え、被験者がそれを認識できることによる心理的な正の効果もあることが分かった。

6. 結 語

本研究では、立位移動補助システム ABLE に以下の改良を施した新しい移動システム ABLE II の提案を行った。

- ・ 従来の伸縮松葉杖に代わる新しいモジュールとして、使用者が簡単な操作で長さを2段階に調節可能な伸縮ロフトランドクラッチを提案した。本伸縮杖はアクチュエータを持たないため、制御コストがかからず、軽量であり、操作性が良い。
- ・ 移動台車に対して、超音波モータを用いることにより、方向転換時の回転誤差を減少させることができた。
- ・ 立位移動時の安定性を向上させるために、足首関節と立位支持板を新たに製作し、起立動作および立位移動の動作確認実験を行った。

現在、脊髄損傷による下肢障害者の方(60歳代、男性、麻痺レベル=L₃)にご協力いただき、システムの実用可能性を検証するための準備を進めている。今後、十分に安全性を確認した上で、実用化をめざし、段階的に検証実験を行っていく予定である。

参考文献

- 1) 森善一, 前嶋兼, 永瀬勝也, 下肢障害者のための立位移動補助システム ABLE の開発(起立・着座および段差昇降動作の検証). 日本ロボット学会誌 2009; 27(3): 334-342.
- 2) 森善一, 高山和宏, 前後武志, 下肢障害者の立位移動を可能にするシステム ABLE の開発(設計コンセプトと立位姿勢における移動). 日本機械学会論文集 C 編 2008; 74(746): 236-242.
- 3) Nakamura, T., Kosuge, K. and Hirata, Y., Model-Based Wearable Antigravity Muscles

Support System for Leg. Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, 2005; Series C, 71(702): 618-623.

- 4) Hayashi, T. Kawamoto, H. and Sankai, Y., Control Method of Robot Suit HAL working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2005: 3455-3460.
- 5) Yobotics, Inc. RoboWalker. <http://yobotics.com/robowalker/robowalker.html>.
- 6) Independence Technology, L.L.C., iBOT. <http://www.ibotnow.com/>.
- 7) Argo Medical Technologies Ltd., ReWalk™. <http://www.argomedtec.com/>.
- 8) 松原勝美. 移動補助具一杖・松葉杖・歩行器・車椅子一. 第1版. 東京都文京区湯島 2-31-14: 金原出版(株), 2000.