高齢者用電動アシスト歩行支援機の開発

Development of Electrically Assisted Walking Support Device for Elderly People

竹内郁雄(正会員), 柄川索(非会員), 小関篤志(非会員), 藤江正克(正会員)*, 田村俊世(正会員)**

Ikuo Takeuchi, Saku Egawa, Atsushi Koseki, Masakatsu Fujie* and Toshiyo Tamura**

Abstract

It is essential for elderly people to walk by themselves to keep their independence in their daily lives. To support their walking, we have developed an electrically assisted walking support device capable of meeting individual user's assistance requirement. Because the walking ability differs person by person, it is necessary to tune the control parameters of the device suitable to individual walking capability. To achieve this, auto-tuning technology that automatically adjusts control parameters such as virtual inertia or viscous resistance was developed and tested by a patient who can hardly walk without help. Test results showed that the electrically assisted walking support device provides high adaptability to elderly people for their mobility.

Key Words

Walking support, Control parameter, Inertia, Viscous resistance, Auto-tuning

2004 年 4 月 15 日受理

2005 年 3 月 11 日最終原稿受理

(株)日立製作所 機械研究所, 〒300-0013 茨城県土浦市神立町 502 番地

*早稲田大学 理工学部 機械工学科, 〒169-8555 東京都新宿区大久保 3-4-1

**千葉大学 工学部 メディカルシステム工学科, 〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

Mechanical Engineering Research Laboratory, Hitachi, Ltd., 502, Kandatsu, Tsuchiura, Ibaraki 300-0013, Japan

* Department of Mechanical Engineering, Waseda University, 3-4-1, Ohkubo, Shinjyuku, Tokyo 169-8555, Japan

** Department of Medical System Engineering, Chiba University, 1-33, Yayoi, Inage, Chiba 263-8522, Japan

1. はじめに

わが国では急速な少子高齢化が進んでおり, 平成 15 年版高齢社会白書によれば, 2002 年 10 月 1 日現在の 65 歳以上の高齢者人口は 2,363 万人で, 総人口に占める割合は 18.5%となっている¹⁾. さらに, 2015 年には 26.0%, 2050 年には 35.7%に達し, 国民の約 3 人に 1 人が 65 歳以上の高齢者になると予測されている. このような超高齢社会では, 介護を必要とする高齢者の増加とともに, 介護を担う若年者の減少が大きな問題になると考えられる. これに対応するためには, 高齢者が自立した生活を送られるように支援することにより, 介護を予防し, 高齢者の QOL (Quality of Life) を高めることが必要である. 特に, 日常生活の基本である移動の自立を支援することが重要である.

高齢者にとって移動時に歩くことは肉体的にも精神的にも健康を保つ上で重要であり, 加齢や病氣, 怪我等が原因で平衡

性などの身体機能が低下した高齢者が、日常生活において、寝たきりを防止して QOL の高い生活を送るためには、自立した歩行を支援することが不可欠である。このため、移動時に高齢者ができる限り自分の足で歩くことができるように歩行を支援する機器の開発が急務となっている²⁾³⁾。これに対して、秋田県工業技術センタなどの研究機関で高齢者の歩行を支援する機器の開発が行われている⁴⁾。

筆者らは、高齢者の自立した生活や社会参加を支援することを目的に、屋内での歩行を電動でアシストする歩行支援技術を開発し⁵⁾、老健施設などの実フィールドでのリハビリテーションにおいて高齢者による試用評価を実施している。本研究では、家庭内での高齢者の日常生活を支援することを目的に、高齢者の身体機能に適合して自立した歩行を支援する歩行支援機の開発を行った。この装置は、慣性質量や粘性抵抗で規定される装置の運動特性を歩行時の使用者の歩行能力に合わせて設定できるとともに、使用者の歩行状態に応じて運動特性を自動調整することができ、使用者が歩き易いように動作することが可能である。また、立ち上がりと歩行の両方を電動でアシストすることができる。さらに、装置に作用する力を計測して装置の動きを制御する操作インタフェースを備えており、直感的な操作を可能としている。これにより、各々の使用者の身体機能に適したアシストを行うことができ、日常生活において自立して歩行することが可能である。ここでは、使用者の歩行能力に合わせて変更した装置の慣性質量を仮想慣性質量、左右の歩行能力の違いによるアンバランスの補正を旋回バランス補償と定義した。

本報告では、まず、高齢者の家庭内での歩行を支援する電動アシスト歩行支援機の構成について述べる。次に、装置の仮想慣性質量、粘性抵抗や旋回バランス補償等のアシストパラメータの調整効果と自動調整の有効性に関する実フィールドでの検証結果について述べる。

2. 電動アシスト歩行支援

日常生活における自立の基本は歩行であり、リハビリテーションの現場等でも歩行訓練時に室内を自由に歩くことによって歩行を獲得したいという要望が強く、使用者の歩行能力に適した支援が課題となっている。そこで、使用者が自分の足で歩くことを基本として、脚力の低下した高齢者が自分の足で思い通りに移動できるように電動でアシストする方式を開発した。Fig.1に電動アシストの仕組みを示す。使用者が歩こうとしてサポータに加える力をサポータに内蔵した力センサで検出し、その力の方向と強さに応じて左右のモータで駆動輪を独立にコントロールし

て装置を移動する。駆動電源は装置に搭載したバッテリーから供給する。このときの簡略化した制御システムのモデルを Fig.2 に示す。力センサで検出した力 f にゲイン K と時定数 T の一次遅れフィルタを通して装置の目標速度 v_0 を求め、駆動機構を速度制御して装置を速度 v で移動させる。この系での力 f から速度 v_0 への伝達関数 $G(s)$ は

$$G(s) = \frac{K}{Ts+1} \quad (1)$$

で表される。一方、一般の慣性質量 M と粘性抵抗 D を有する系の力から速度への伝達関数 $G'(s)$ は

$$G'(s) = \frac{1}{Ms+D} \quad (2)$$

で表される。式(1)と式(2)を比較すると、 $M=T/K$ 、 $D=1/K$ に対応することがわかる。従って、制御系のゲイン K と時定数 T を設定することにより、仮想的に任意の慣性質量と粘性抵抗を有する応答を実現することができる⁶⁾。これにより、装置の仮想的な慣性質量や粘性抵抗を自由に変更することができるので、予め、使用者の歩行能力に応じて、これらの値を制御パラメータとして設定する。設定した制御パラメータで規定される運動特性に従って装置を動作させることにより、使用者の歩行能力に最も適した動きを実現することができ、利用者は思い通りに歩行することが可能である⁷⁾。ここでは、前進、後退及び旋回の制御パラメータを独立に設定することとしている。

Fig.1 Concept of the electrical assist technology

Fig.2 Control system

以上のように、本電動アシスト方式では、従来の電動の装置で用いられるジョイスティックやスイッチと比べて操作を意識することなく、直感的に装置を操作することができる。ここでのアシストとは、装置の重さを感じることなく、段差やスロープでも平地と同様に楽に歩くことができるように支援することを意味している。

3. 電動アシスト歩行支援機の構成

高齢者が日常生活において自立した生活を送るためには、屋内での歩行を支援できることが不可欠である。そこで、家庭内での移動を支援することが可能な小型の電動アシスト歩行支援機の開発を行った⁸⁾。歩行支援機の構成を Fig.3 に、主な仕様を Table1 に示す。本装置の幅は車いす規格以下の 680[mm]、奥行きは 600[mm]である。高さは電動の昇降ユニットにより 850[mm]から 1050[mm]まで調整可能で、立位姿勢になるためのベッドや椅子などからの立ち上がりや着座を補助することができる。また、電源ユニットにはニッケル水素バッテリーを採用して本体の小型化を図っている。これにより、本体の高さを 253[mm]にすることができ、低床ベッドにもアプローチが可能である。さらに、利用者の体を支持するサポータは力センサを内蔵することにより小型化しており⁹⁾、内蔵した力センサで利用者からサポータに働く力を検出して押された方向に、押された力の強さに応じた速度で進むように車輪を駆動する。また、駆動ユニットで電動車輪を左右独立に制御することにより小回りが利く構造であり、旋回に必要なスペースは直径 1.1[m]である。また、搭載したモータの駆動力により約 10[mm]の段差を乗り越えることが可能である。さらに、本体に赤外線反射型の障害物センサを搭載しており、壁等の障害物に衝突する前に安全に停止することができる。これにより、利用者は操作を意識することなく思い通りに移動することが可能である。なお、本装置の本体質量は 50[kg]で、人間一人とほぼ同

Fig.3 Construction of the electrically assisted walking support device

Table1 Specifications of the electrically assisted walking support device

項目	仕様
外形寸法	幅 680mm×長さ 600mm
内側寸法	幅 490mm
高さ	850～1050mm (電動昇降)
旋回スペース	直径 1.1m
最高速度	0.8m/s
本体質量	50kg
支持可能体重	80kg
電源	ニッケル水素電池 24V・7Ah
動作時間	連続 2 時間 待機動作 6 時間

等であり、バッテリーにより通常状態で約 6 時間使用することができる。歩行支援機と一般の歩行器の外観を Fig.4 に示す。右側に示す一般の歩行器とほぼ同等のサイズで電動アシストを実現することができていることがわかる。また、歩行支援機を用いた歩行状態を Fig.5 に示す。一般の歩行器を用いた場合と同様な状態で歩行が可能である。

次に、歩行支援機の操作方法について述べる。操作パネルを Fig.6 に示す。本装置の操作に必要なボタンはモータのブレーキボタン「止まる」とブレーキ解除ボタン「歩く」および昇降ユニットの上下ボタンのみである。歩行時の操作は「歩く」ボタンを押下してブレーキを解除し、サポータに力を加えるだけの簡単なものとした。このため、特別に練習をして操作を覚える必要がなく、すぐに使用することができる。また、使用する高齢者が扱いやすいように操作パネルの位置は自由に移動できる構造にしてある。さらに、歩行距離と心拍数を切り替えて表示する表示部を設け

Fig.4 View of the electrically assisted walking support device and conventional walker

Fig.5 View of walking style with the electrically assisted walking support device

Fig.6 Operation panel

ており、モチベーションの向上を図るとともに、リスク管理を行うことができる構成としている。

4. 電動アシストパラメータの評価

歩行支援機の制御パラメータを調整することにより、使用者が歩行時に感じる仮想的な慣性質量や粘性抵抗および旋回のし易さなどの装置の運動特性を自由に変更することができる。これらの仮想慣性質量や粘性抵抗および左右の歩行能力のアンバランスを補正して旋回のし易さを調整する旋回バランス補償をアシストパラメータと定義した。本装置では、設定したアシストパラメータに基づいて使用者が装置に力を加えた場合の運動を計算し、運動特性に応じた動きを実現するようにモータを制御する。このアシストパラメータを変更すると使用者が同じ力を歩行支援機に加えても装置の移動速度が異なるので、使用者が歩き易い状態を簡単に実現することができる。以下では、直線歩行をした場合の使用者の操作力と歩行速度を測定したフィールド評価実

験の結果と仮想慣性質量や粘性抵抗および旋回バランス補償の調整効果について述べる。実験においては、被験者に実験内容を説明し、本人及び家族より実験参加への承諾を得ている。

まず、失調症の患者を被験者として、装置の仮想慣性質量の調整を行った。最初に、療法士の所見に基づき仮想慣性質量を120[kg]に設定し、被験者の歩行状態を観察後に療法士の指示で仮想慣性質量を60[kg]に変更した。仮想慣性質量を120[kg]にした場合と60[kg]にした場合の操作力と歩行速度の変化をFig.7に示す。仮想慣性質量が120[kg]の場合、操作力の変動が大きく、歩行速度が歩行の途中で0になっており、歩行が途切れていることがわかる。これに対して、仮想慣性質量が60[kg]の場合、歩行速度の変動は仮想慣性質量が120[kg]の場合と同程度のままであるが、歩行速度が歩行の途中で0になることがなくなっており、歩行が連続的に行われていることがわかる。歩行が連続しているということは被験者が安定して歩行できていることを示している。

(a) 仮想慣性質量が120kgの場合

(b) 仮想慣性質量が60kgの場合

Fig.7 Speed and propulsive force of an ataxic person's gait

次に、パーキンソン病の患者を被験者として、装置の粘性抵抗の調整を行った。最初に、療法士の所見に基づき粘性抵抗係数を $60[\text{Ns/m}]$ に設定し、被験者の歩行状態を観察後に療法士の指示で粘性抵抗係数を $20[\text{Ns/m}]$ に変更した。粘性抵抗係数を $60[\text{Ns/m}]$ にした場合と $20[\text{Ns/m}]$ にした場合の操作力と歩行速度の変化を Fig.8 に示す。粘性抵抗係数が $60[\text{Ns/m}]$ の場合、操作力と歩行速度の変動の幅が大きいことがわかる。これに対

して、粘性抵抗係数が $20[\text{Ns/m}]$ の場合、粘性抵抗係数が $60[\text{Ns/m}]$ の場合と比べて操作力と歩行速度の変動の幅が小さくなっていることがわかる。歩行速度の変動の幅が小さいということは被験者がスムーズに歩行できていることを示している。

同様に、後進時、旋回時や方向転換時も療法士の所見に基づいて仮想慣性質量や粘性抵抗を調整することにより被験者の歩行状態が改善することを確認した。

さらに、片麻痺の患者を被験者として、旋回バランス補償の調整を行った。旋回バランス補償は、被験者がサポータに加えることができる左右の力の違いに応じて力センサの検出原点を左右にシフトするものである。麻痺がある側は麻痺がない側に比べてサポータに加えることができる力が弱い。力が出せない麻痺している側の移動量が少なく、通常では、麻痺している側に曲がって歩いてしまう。このような被験者が、療法士の所見に基づき麻痺の程度に応じて力センサの検出原点を麻痺がない側に装置中心より $10[\text{cm}]$ から $30[\text{cm}]$ ずらす旋回バランス補償を行うことにより、まっすぐに歩くことができた。

(a) 粘性抵抗係数が 60Ns/m の場合

(b) 粘性抵抗係数が 20Ns/m の場合

Fig.8 Speed and propulsive force of a Parkinsonian person's gait

5. アシストパラメータの自動調整

高齢者の歩行能力は日々変化しており、高齢者の日常生活を支援するためには、その日の体調等に応じたアシストパラメータの調整が不可欠である。4章で述べたフィールド評価において、歩行障害の症状が重い場合は粘性抵抗を大きくすると歩行の安定性が増し、症状が軽い場合は粘性抵抗を小さくすると歩行負荷が少なくなり、楽に歩けるという結果が得られている。そこで、歩行の安定性の指標として操作力の変動成分を、歩行負荷の指標として操作力の定常成分を測定し、両者の比率が基準値に近づくように、本装置のアシストパラメータである粘性抵抗を自動的に調整する方式を開発した。

アシストパラメータである粘性抵抗を自動調整した場合の制御ブロックを Fig.9 に示す。固定の粘性抵抗を用いた場合は上段

Fig.9 Block diagram of the auto-tuning system

のみであり、力センサの情報を平均化処理し、設定した粘性抵抗で決定されるゲインに基づいて速度指令値を算出することにより歩行支援機の駆動機構を制御している。これに対して、自動調整時には、力センサ出力のゆらぎを検出することにより歩行のふらつきを推定し、ゲインを決定するための粘性抵抗をふらつきに基づいて調整処理する。具体的には、歩行時の使用者の操作力の大きさ(力の直流成分)と操作力の変化量(力の振幅)に基づいてアシストパラメータである装置の粘性抵抗を仮想的に変化させる。力の直流成分は操作の重さ、つまり操作者の負担の度合いを表し、力の振幅は操作者の体の揺れ、つまり操作の安定度を表しており、この負担の度合いと安定度の比率が基準値になるように粘性抵抗を調整する。ここでは、安定性を重視するために、力の振幅が直流成分の10%の状態を基準値とし、ゲイン変化の時定数を約1分に設定した。これにより、加齢に伴い歩行能力の低下した高齢者が歩行支援機を操作したときの力加減に応じてアダプティブに歩行支援機の粘性抵抗を調整することが可能となった。

次に、自動調整の評価プロトコルを以下に示す。

- 1) アシストパラメータの自動調整機能を無効にする。
- 2) アシストパラメータを初期値に設定した状態で10[m]を直線歩行し、そのときの操作力と移動速度を測定する。
- 3) アシストパラメータの自動調整機能を有効にする。
- 4) 1分間歩行支援機を用いて自由に歩行し、そのときの操作力と移動速度を測定する。
- 5) アシストパラメータの自動調整機能を無効にする。
- 6) 自動調整後のアシストパラメータに固定した状態で10[m]を直線歩行し、そのときの操作力と移動速度を測定する。

以上のプロトコルに基づいて測定した試用前後の操作力と移動速度を比較することにより自動調整機能の評価を行った。

パーキンソン病の高齢者により自動調整機能を試用評価した結果をFig.10に示す。本実験においても、被験者に実験内容を説明し、本人及び家族より実験参加への承諾を得ている。被験者は、身長165[cm]、体重55.8[kg]、年齢66歳の男性で、普段の移動手段は四輪歩行車である。また、機能的自立度評価表(Functional Independence Measure:FIM)の移動に関する評点は4点であり、患者自身で移動動作の75%以上を実行できる状態である¹⁰⁾。自動調整前の粘性抵抗係数は指導を行っている療法士の指示で60[Ns/m]に設定した。この場合、歩行速度の振幅が大きく、歩行が不安定になっていることがわかる。これに対して、自動調整後は粘性抵抗係数が25[Ns/m]に変化し、歩行速度の振幅が小さくなり、安定した歩行になっていることが確

認できた。

Fig.10 Test result of the resistance control

6. 考察

力センサを介して装置を操作する電動アシスト歩行支援機の評価実験の結果、被験者である高齢者が特に操作を練習することなく、すぐに歩行することができた。このことから、力を加えるだけの直感的で簡単な操作が高齢者対応の機器として有効であることが明らかになった。さらに、装置の運動特性を規定する仮想慣性質量、粘性抵抗や旋回バランス補償のアシストパラメータを使用者の歩行能力に合わせて設定することにより、加齢や病気などで歩行能力の低下した高齢者が安定して歩行することができた。一般の歩行器では、このように使用者各々の身体機能に適合して機器の運動特性を変更することは困難であり、失調症など幅広い症状の高齢者に対応するためには、本装置のような電動アシストが必須の機能であると考えられる。

また、使用時の歩行能力に合わせて、歩行時の操作力の変化量が操作力の大きさに対して一定の比率になるように、アシストパラメータである粘性抵抗を自動的に調整することにより、使用者の歩行時の特性変化に影響されずに安定して歩行することができた。このことから、歩行状態に応じたアシストパラメータの自動調整機能は、体調等により歩行能力が日々変化する高齢者の自立した歩行の支援に有効であることが明らかになった。

高齢者の歩行能力は体調や季節等によって短期的な変化と長期的な変化が起きていると考えられる。これら両方の変化に対応可能な、高齢者が歩きやすいアシストパラメータの設定値の決定方法及び自動調整法の確立が今後の課題である。また、外出時の歩行支援に対する要望も強く、今後、段差対応などの

機能向上が必要である。

Robotics 2003:179-182.

10)小澤利男, 江藤文夫, 高橋龍太郎, 高齢者の生活機能評価ガイド. 第1版. 東京都文京区本駒込:医歯薬出版, 1999.

7. まとめ

高齢者の歩行能力に合わせて自動的にアシストパラメータを調整して歩行を支援する小型の電動アシスト歩行支援機を開発し, 実フィールドでの高齢者による試用評価を行い, 歩行支援の効果を確認した. 今後, フィールドでの試用評価を継続して行い, アシストパラメータ調整の有効性の検証を続ける予定である.

本研究の一部は新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO 技術開発機構)からの委託により実施したものである. 電動アシスト歩行支援機の評価には介護老人保健施設ルミナス大府の縣作業療法士を始めスタッフと訓練者の皆様にご協力頂いた. ここに, 深く感謝致します.

参考文献

- 1) 内閣府編, 平成15年版 高齢社会白書. 東京都中央区銀座:ぎょうせい, 2003.
- 2) 鈴木真, 土肥健純, 高齢者の移動支援のロボティクス. BME 1996;10(5):18-23.
- 3) 橋野賢, 生活介護ロボット. 日本ロボット学会誌 1996;14(5):2-6.
- 4) 宮脇和人, 歩行動作に協調する高齢者用電動歩行器の開発. 日本人間工学会第28回関東支部大会講演論文集 1998:94-95.
- 5) 根本泰弘, 柄川索, 藤江正克, 高齢者の歩行支援機器技術. BME 1999;13(2):42-46.
- 6) 柄川索, 根本泰弘, 小関篤志, 石井猛, 藤江正克, パワーアシスト歩行支援機の慣性制御. 2001年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集 2001:582.
- 7) 柄川索, 根本泰弘, 小関篤志, 服部静子, 石井猛, 藤江正克, 移動支援装置のユーザ適応操向制御. 1999年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集 1999:600.
- 8) 竹内郁雄, 柄川索, 小関篤志, 根本泰弘, 藤江正克, 小型パワーアシスト歩行支援機の開発. 第18回ライフサポート学会大会講演予稿集 2002:131.
- 9) Saku Egawa, Ikuo Takeuchi, Atsushi Koseki, Takeshi Ishii, Electrically Assisted Walker with Supporter-Embedded Force-Sensing Device. Proceedings of The 8th International Conference on Rehabilitation