

歩行補助装置におけるブレーキ要素

Braking System of a Walking Assisit Device

○石川 祐美子*, 影山 男**, 飯村 彥郎*, 佐々木 芳宏*

大日方 五郎***, 中山 淳***

○Yumiko Ishikawa, Dan Kageyama, Ikuro Iimura, Yoshihiro Sasaki,

Goro Obinata and Atsushi Nakayama

*秋田大学 **九州工業大学 ***名古屋大学

*Akita University **Kyushu Institute of Technology ***Nagoya University

キーワード：歩行器(Walker), 歩行(Walk), 電磁ブレーキ(Electromagnetic Brake),
福祉工学(Welfare Engineering), リハビリテーション(Rehabilitation)

連絡先：〒010-8502 秋田市手形学園町 1-1 秋田大学工学資源学部機械工学科
飯村 彥郎, Tel.:(018)889-2737,Fax.:(018)837-0405,E-mail:iimura@ipc.akita-u.ac.jp

1.はじめに

近年、高齢者や障害者が住み慣れた家庭や地域の中で暮らし続けることを可能にするため、自立活動や社会参加を支援する福祉機器^{1) 2)}の果たすべき役割が非常に大きくなっている。

人の自立活動における最も基本的な動作として、移動・食事・入浴・排泄が挙げられる。中でも移動は日常生活を送るにあたり特に基本的な動作であると考えられる。従って、移動動作の支援はその人の活動範囲の広がり直結すると言えるため、自立活動支援の重要項目であるといえる。しかし、電動車椅子などの安易な使用は使用者の筋力や残存能力の低下につながる可能性がある。そこで、これからはすべてを機器が支援するのではなく、訓練を行うことによって使えるようになる残

存能力をうまく使い、足りない部分のみを機器が補助するという考え方が重要である。

本研究では、下肢機能の低下した者の移動動作を支援するため、支持力(ブレーキ力)を提供する歩行器を試作し、そのブレーキ特性を評価する。また、握り部にかかる力やトルクを測定することでそれらのデータを用いたブレーキ力の提供について検討する。

2.試作機

今回試作した歩行器全体を図2-1に示す。

この試作機は、制動部・握り部・制御部の三つから構成されている。

(a) 制動部

試作機前輪と同軸上に電磁ブレーキを1個取り付けた。今回使用した電磁ブレーキの定格トルクは28Nmであり、小型($\phi=102\text{mm}$),

軽量 (1.3kg) である。

この電磁ブレーキは本来 ON/OFF 制御によりブレーキ力を発生するものであるが、直流パワーアンプを使用することで指令信号電圧 (0~2.5V) により 0~19Nm の範囲で比例的な制御が行える。このブレーキ力は、試作機の車輪径 (0.25m) を考慮すると最大 153N (約 16kgf) までの水平方向の推力に耐えられる。

(b) 握り部

握り部は 40×50×140mm で面取りを施した角柱である。左右の握りの内側には押しボタンスイッチが取り付けられている。このスイッチを押すことにより、使用者自らの意思でブレーキ力を発生できる。

また、握り部は 780~880mm の範囲で上下方向に高さが可変、60mm の範囲で前後方向に位置が可変となっている。

(c) 制御部

制御部には D/A, A/D 変換器 (A/D 12-8[PM], CONTEC) を備えたノート型パーソナルコンピュータを用いている。これにより、時間関数としての任意のブレーキ力の発生と握りに作用した力の計測が可能である。

(d) 6 軸力覚センサ

本研究では握り部に作用する力を握り部右側真下に取り付けた 6 軸力覚センサによって計測した。このセンサは電圧データをコンピュータに取り込み、コンピュータ内で補正

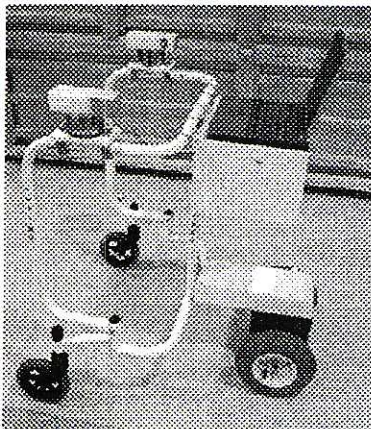


図 2-1 歩行器全景

行列演算を行うことで、x, y, z 各軸方向の力と軸周りのトルクを計測できる。このセンサの定格荷重は力 294N, トルク 29.4Nm である。

3. 試作機の支持力 (ブレーキ力) 発生法

これまでの研究³⁾⁴⁾⁵⁾で、下肢障害者は歩行器を使った歩行をする際に、歩行の推進力を補助するよりも適切な支持力を提供し進行方向の制動力を有する機器の方が、使用者に対し安心感を与え、疲労感の少ない歩行ができるということが報告されている。

本試作機はブレーキ力を発生させる方法として次の 2 つの機能を付加した。それを手動モード、自動モードと名づける。

3.1 手動モードにおける制御

手動モードは押しボタンスイッチを押すことで、使用者自らがブレーキ力を発生させるものである。

これは、使用者がスイッチを押すと、それをトリガーとしてコンピュータからブレーキの指令電圧を出力し、直流パワーアンプを介しブレーキ力を発生するものである。

この時、握り部にかかる力とトルクの変化値は、6 軸力覚センサの検出データをコンピュータに取り込むことで求められる。

3.2 自動モードにおける制御

自動モードは、握り部にかかる力を 6 軸力覚センサによって検出し、そのデータを用いてブレーキ制動を行うものである。このモードでは使用者が必要としているブレーキ力を自動的に提供するため、スイッチを押すという操作の手間がなくなる。

握り部にかかる力とトルクを 6 軸力覚センサによって検出し、それがコンピュータで定めた値になると、ブレーキ制御信号が送られ

てブレーキ力が発生する。そのときの握り部にかかる力とトルクがコンピュータにフィードバックされる。センサで検出した力とトルクの6成分は、どの成分でもブレーキ力発生に使用することが可能である。

また、自動モードの場合には、緊急用にスイッチを押すとブレーキ力が発生する手動モードのシステムも実行できるようにしている。支持力発生制御システムを図3-1に示す。

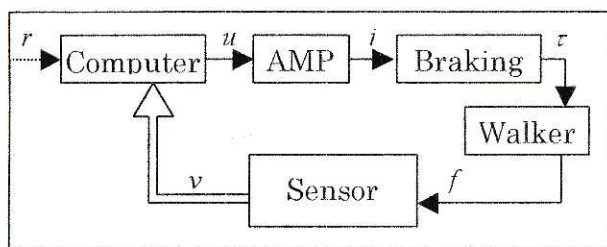


図3-1 制御システム

- r : スイッチからの指令信号電圧(V)
- u : ブレーキを駆動するための指令電圧(V)
- i : 入力電流(A)
- τ : 電磁ブレーキが発生するブレーキ力(Nm)
- f_2 : 握り部の力変化
- v : センサによる電圧データ

4.実験と考察

直流アンプを使用することで、電磁ブレーキのブレーキ力は指令電圧に応じた比例制御が可能である。そこで、より使用者に応じたブレーキ力の発生を検証するため、ブレーキを駆動するための指令電圧値を変化させた時の握り部にかかる力データの特性を調べた。

4.1 手動モード

健康な被験者(身長 166cm, 体重 61kg, 23歳)が試作機を押しながら歩いている状態で、被験者自ら押しボタンスイッチを押す。これをトリガーとしてスイッチの押し込み時間中にブレーキ力の指令電圧をあらかじめ設

定された傾斜で漸増させ、設定した最大指令電圧値まで到達したらその電圧値でのブレーキ力を保持する。最大指令電圧値を2V(ブレーキ力:約17Nm)としたときの握り部にかかる力とトルクの変化の特性を調べた。

図4-1は最大指令電圧値までの到達時間を0秒(ステップ状に最大指令電圧が発生)とした時の、図4-2は到達時間を9秒とした時の握り部にかかる力変化を示す。

この結果から、指令信号によって進行方向力、鉛直方向力のピーク値に差があることが分かる。これは、ステップ状の指令電圧の場合、使用者に大きな反力が伝わっている。

表4-3は最大指令電圧値までの到達時間を0秒、3秒、9秒としたときの進行方向力のピーク値が表れる時間とその値を比較したものである。この表から、最大指令電圧値までの到達時間の違いにより、力のピーク値とその

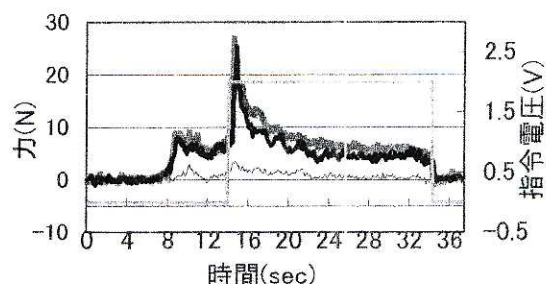


図4-1 指令電圧2V, 到達時間0秒
における握りに作用する力変化

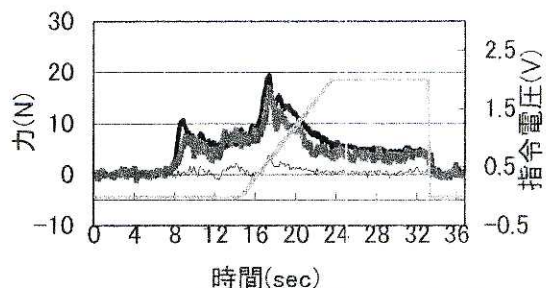


図4-2 指令電圧2V, 到達時間9秒
における握りに作用する力変化

表 4-3 進行方向力のピーク値が
表れる時間と測定値

	0 秒	3 秒	9 秒
時間(s)	0.8	1.9	2.7
ピーク値(N)	25.4	20.8	16.9

時間に違いが現れることがわかる。つまり、握り部で生じる鉛直方向力および進行方向力はブレーキを駆動するための指令電圧値の波形パターンに大きく依存する。よって、指令電圧値の波形パターンを変化させることで、ブレーキングの強さ、タイミングを使用者に応じて任意に変化できるブレーキング機構となっていると言える。

4.2 カデータの選定

自動モードは6軸力覚センサの検出データを用いてブレーキの制動を行うものである。ここで、検出される力やトルクの6成分の中からブレーキ制動に反映させる成分を選定した。

健常な被験者（身長 170cm、体重 58kg、22 歳）に下肢障害者の歩行を想定した姿勢をとりながら自動モードで歩行してもらい、6軸力覚センサにより各軸方向成分の力とトルクを測定した。その結果を図 4-4 に示す。

このグラフでは、鉛直方向力だけが顕著に指令信号と同様な波形パターンで変動しており、変動幅も大きくなっていることが分かる。よって、自動モードでは鉛直方向の力データをブレーキの指令信号として採用した。

4.3 自動モード

4.3.1 指令電圧

指令電圧出力までの流れを次のように設計した。まず握り部にかかる鉛直方向力でブレーキが必要とされる範囲を設定し、その最大値 F_{max} 、最小値 F_{min} とする。この F_{max} と F_{min} との間を 4 分割し、それぞれ F_1 、 F_2 、 F_3 、

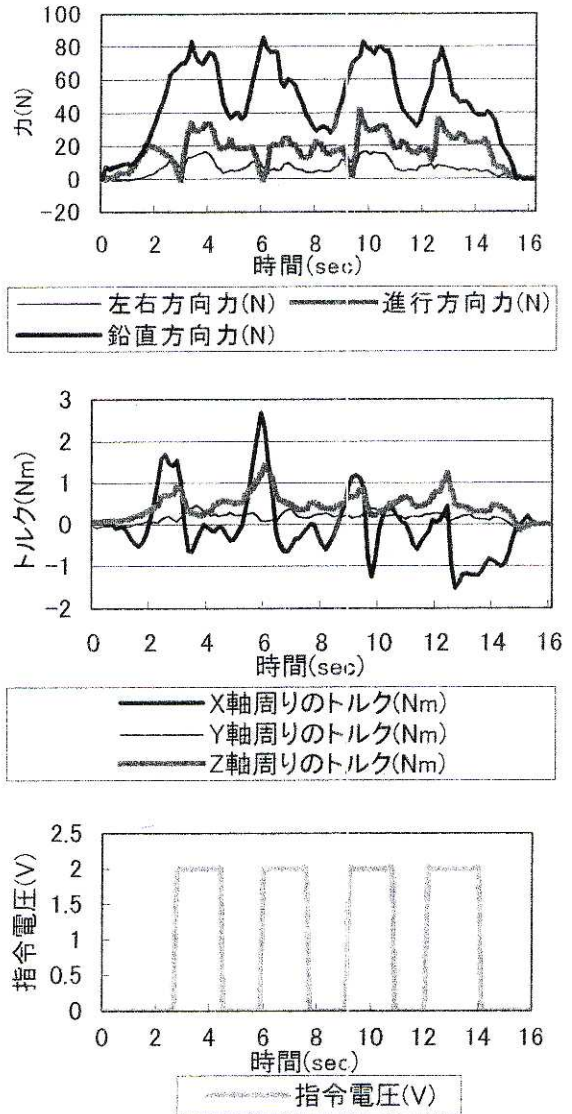


図 4-4 各軸成分の力・トルクと指令電圧

$F_4 = F_{max}$ とする。センサから得られたその時点での鉛直方向の力データ P が、あらかじめ設定された力データ区間に入ったとき、それぞれの区間で設定された指令電圧が出力される。

以下に各区間での指令電圧 V 決定のための式を示す。

$$F_{min} \leq P \leq F_1$$

$$V = (P - F_{min}) \times A_1 \quad (4.1)$$

$$F_1 \leq P \leq F_2$$

$$V = (P - F_1) \times A_2 + R_1 \times V_{max} \quad (4.2)$$

$$F_2 \leq P \leq F_3$$

$$V = (P - F_2) \times A_3 + R_2 \times V_{\max} \quad (4.3)$$

$$F_3 \leq P \leq F_{\max}$$

$$V = (P - F_3) \times A_4 + R_3 \times V_{\max} \quad (4.4)$$

$P > F_{\max}$ の場合は V_{\max} が出力される。

なお、 A_n は以下のように定義する。

$$A_n = \frac{4V_{\max} \times (R_n - R_{n-1})}{F_{\max} - F_{\min}} \quad (4.5)$$

$$n = 1, \dots, 4$$

R_n は、各区間での最大指令電圧 V_{\max} に対する増加の割合 (%) である。この R_n の設定により、 F_{\min} から F_{\max} の区間での指令電圧値の波形パターンを図 4-5 のような線形、図 4-6 のような非線形など、任意に可変できる。時間が長くなっている。このときの進行方向の力波形も支持力がより明確に指令電圧の変動に伴っ

て変化していることが分かる。

4.3.2 自動モードによる測定結果

各区間での最大指令電圧 V_{\max} に対する増加の割合 R_n の設定を変化させた時の指令電圧値の変化、またその時の握り部に作用する力とトルクの変化を調べた。

同様の被験者に自動モードで歩行してもらい、指令電圧と握り部に作用する力を 6 軸力覚センサを用いて測定した。測定は各力区間での指令電圧の増加の割合を、図 4-5 に示した線形的な割合と図 4-6 に示した非線形的な割合で行った。結果を図 4-7、図 4-8 に示す。

図 4-7 より、線形的に増加させた場合、鉛直方向の変動と指令電圧は相互に同期ことが分かる。この時の進行方向における支持力もブレーキングのタイミングと同期して変動していることがわかる。

図 4-8 より、非線形的に増加させた場合、

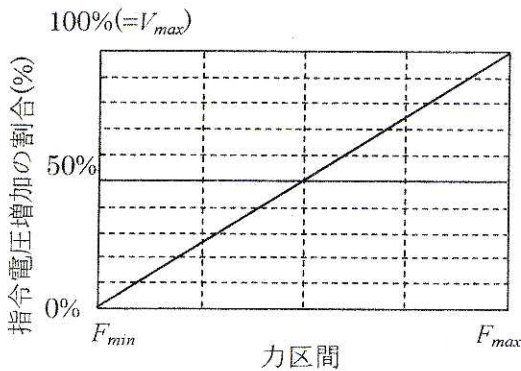


図 4-5 線形的なブレーキ増加の割合

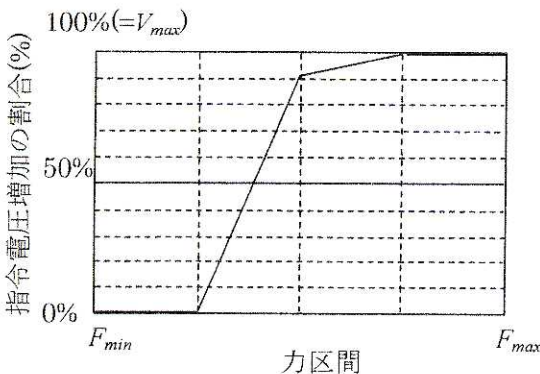


図 4-6 非線形的なブレーキ増加の割合

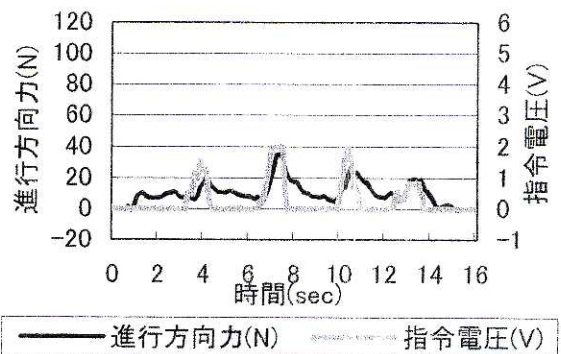
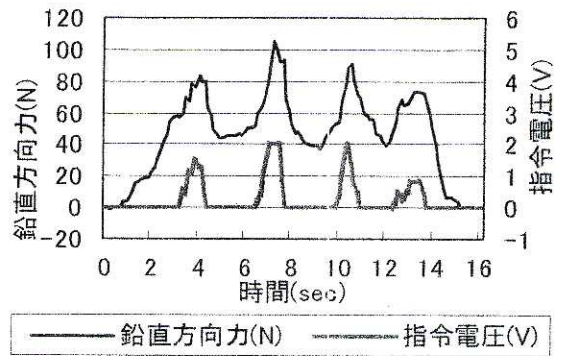


図 4-7 鉛直方向力、進行方向力と各力区間の線形的な増加の割合との関係

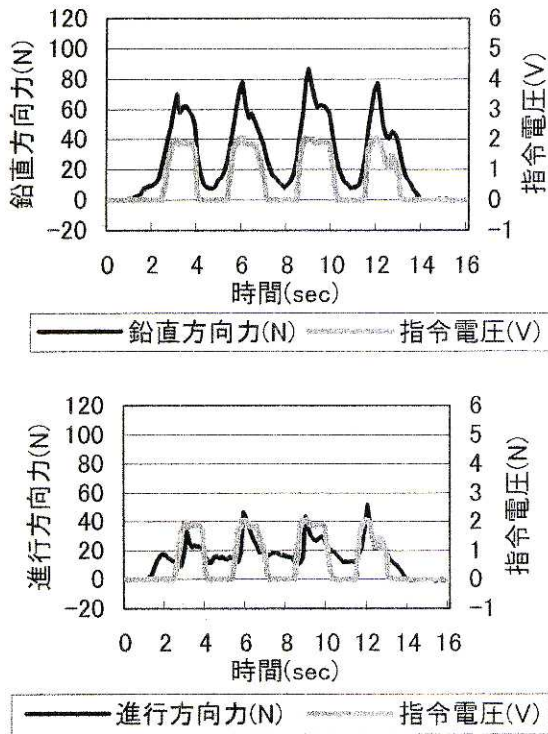


図 4-8 鉛直方向力, 進行方向力と各力区間の非線形的な増加の割合との関係

指令電圧は最大指令電圧値で維持されている時間が長くなっている。このときの進行方向の力波形も支持力がより明確に指令電圧の変動に伴って変化していることが分かる。

よって、自動モードにおいて、指令電圧の波形パターンを変化させることによって任意のブレーキ力の提供が可能となった。

以上の実験結果より、手動モード、自動モードの両モードにおいて、任意にブレーキ力を可変できる。このブレーキング機構の汎用性を利用して、使用者に応じて様々なブレーキ波形を発生させることができる。

5. 結言

本研究では、電磁ブレーキを用い下肢機能の低下した者の移動を支援するため支持力(ブレーキ力)を提供する歩行器を試作し、そのブレーキ特性を検証した。本研究で得られた結果を要約して以下に述べる。

- (1) ON/OFF 制御のみでブレーキ力を発生する電磁ブレーキにおいて直流アンプを使用することにより連続可変制御が可能となった。
- (2) 連続可変制御によりブレーキの大きさ、タイミングが可変な電磁ブレーキシステムは歩行器におけるブレーキング機構に汎用性を持たせることを考慮した場合有効である。
- (3) センサから検出した鉛直方向成分の力データにより、ブレーキ動作のタイミングとその力の大きさのパターンを変化させることによって使用者に適合した任意の支持力(ブレーキ力)の提供が行えることが確認できた。

今後の課題として、電磁ブレーキを実装した本試作機による試用実験を行い、試作機の総合的な性能を評価する必要がある。また、力センサからの力データを用い、より使用者への適合を考慮したブレーキ力の制御方法の構築、簡易なセンサおよび演算素子の開発が望まれる。

参考文献

- 1) 足立, 後藤: バリアフリーのための福祉技術入門, オーム社出局(1998)
- 2) 宮脇, 巖見, 大日方, 近藤 他: 電動歩行機を用いた高齢者歩行の評価(第1報), 日本機械学会論文集(C編), 65-640, 171/178(1999)
- 3) 斎藤: 歩行アシスティブシステムの開発と歩行補助装置, 秋田大学大学院鉱山学研究科平成10年度修士論文(1999)
- 4) 大日方, 宮脇, 巖見, 中山 他, FESによる歩行再建のための歩行補助装置の開発, ライフサポート 12-1, 9/14(1999)
- 5) 長沼: 下肢障害者のための歩行器の設計開発, 秋田大学大学院鉱山学研究科平成12年度修士論文(2001)