

## 力のフィードバックを用いた歩行補助の評価

### Evaluation of Assistive Force Feedback System for Human Walking

○奥島 孝一<sup>1</sup>, 斉藤 勝彦<sup>1</sup>, 宮脇 和人<sup>2</sup>, 巖見 武裕<sup>3</sup>, 中山 淳<sup>1</sup>, 大日方 五郎<sup>1</sup>

○Koichi Okushima<sup>1</sup>, Katsuhiko Saito<sup>1</sup>, Kazuto Miyawaki<sup>2</sup>,  
Takehiro Iwami<sup>3</sup>, Atsushi Nakayama<sup>1</sup>, Goro Obinata<sup>1</sup>,

<sup>1</sup>秋田大学大学院, <sup>2</sup>秋田県工業技術センター, <sup>3</sup>鶴岡高専, <sup>1</sup>秋田大学

<sup>1</sup>Graduate School, Akita University, <sup>2</sup>Akita Prefectural Industrial Research Institute,

<sup>3</sup>Tsuruoka National College of Technology, <sup>1</sup>Akita University

キーワード: 歩行補助装置 (Assistive Robot), 床反力 (Floor Reaction Force),  
関節モーメント (Joint Moment), 消費エネルギー (Energy Consumption)

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 大日方研究室  
奥島孝一, Tel.:(018)889-2734, Fax.(018)837-0405, E-mail: kou@uws53.akita-u.ac.jp

### 1. はじめに

日本は世界に類を見ないスピードで高齢化が進んでいる<sup>(1)</sup>。これに伴い、身体機能の衰えつつある高齢者の介護が大きな社会問題となってきたり、介護機器の開発が求められている。

実際に介護を要する日常生活活動として、移動、入浴、排泄などが挙げられる。特に移動動作は生活の基本となる動作であり、優先して支援すべきである。しかし、移動支援に電動車椅子の安易な使用は、身体を使用しないために筋力を低下させてしまう危険性がある。そこで何もかも機械が代わってくれるのではなく、訓練すればより使えるようになる残存機能をうまく使わせ、足りない部分だけを機械が補助する考え方が重要であると報告されている<sup>(2)~(4)</sup>。

この観点から、既存の移動支援機器(杖、歩行器)は力学的な補助により移動動作を実現しているが、どのような補助が歩行(関節や筋肉など)にどういった効果があるのかという情報が知られていない。これを明らかにすることにより、健康者の歩行データを基本として、高齢者が不足している機能を適切に補うことが実現できる可能性がある。しかし、生体運動系のようなファクター(関節自由度の多さ・冗長な筋の配置・柔軟性・個人差など)によりモデルに基づく解析法が困難であるため、実験的手法との連携によって解明される必要がある。

そこで本報告は、アクチュエータと6軸力覚センサを組み込んだ歩行補助装置を使用して、その歩行動作を計測し、運動学データを用いたモデル計算より、補助と歩行の関係を調べたものである。

### 2. 実験装置

#### 2.1 歩行補助装置

Fig. 1に歩行補助装置の概要を示す。本装置は駆動部、支持部、センサ部より構成される。駆動部は歩行補助のために、駆動・操舵を兼ねた車輪が1輪、補助4輪の2自由度の機構で構成し

た。また、その駆動は200WのDCモータ、操舵は100WのDCサーボモータにより駆動され、最大移動速度は健康人の平均速度の4km/hである。支持部は使用者の下肢への負荷軽減、歩行中の安定性維持のために使用者の膝の下に位置している。また、支持部の持ち上げ許容荷重は約80kgで、上下ストロークは600mmである。センサ部は使用者と接触する支持部の下部に6軸力覚センサを備えている。

Fig. 2に装置の制御系の概要を示す。6軸力覚センサの力情報を用いて、計算された各モータへの指令信号は、D/Aボードを介して出力され、モータドライバを介して各モータへ入力される。そして、各ロータリーエンコーダの計測値はカウンターボードによりカウントされる。電磁ブレーキのスイッチングや、各リミットスイッチの入出力はパラレル入出力ボードを介して行う。6軸力覚センサの力情報は、直接DSPボードへと送られる。

#### 2.2 測定装置

測定装置として赤外線カメラの画像より標点(反射マーカ)の空間座標を計測する画像処理装置(Vicon 140)及び床面に加わる力を測定する床反力計(Kistler 9286 Force Plate)を用いた。

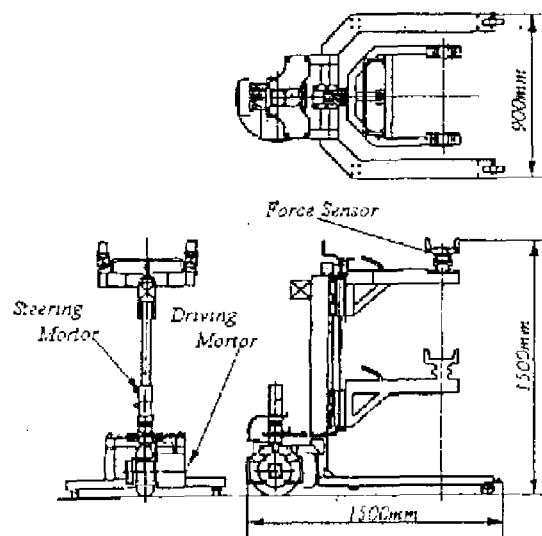


Fig.1 Assistive Robot

### 3. モデリング

#### 3.1 剛体リンクモデル

使用する剛体リンクモデルは Fig.3 に示すような2次元の4リンクモデルである<sup>9)</sup>。単純化のために以下のような仮定を設ける。

1. 歩行に伴う身体各部の運動は進行方向を含む垂直面内で起こり、体の回転も無視できる。
2. 各リンクは剛体リンクで表せる。
3. 各関節は1軸の回転関節とする。
4. 各リンクの重心は関節間軸上に位置する。
5. 上体は上肢を含め適当な集中した質量として扱える。

モデルには、床反力、装置の補助力、重力の3つの外力が作用しているものとし、並進と回転の運動方程式より、各関節に作用する荷重及びモーメントのつり合いを考える。そして得られた関係式より、各関節が発生している関節モーメントを求める。

$$M_a = -I_1\ddot{\theta}_1 + F(y_1 - 0) + (F - m_1\ddot{x}_1)(y_a - y_1) + N(u - x_1) + (N - m_1(\ddot{y}_1 + g))(x_1 - x_a) \quad (1)$$

$$M_k = I_2\ddot{\theta}_2 + (F - m_1\ddot{x}_1)(y_2 - y_a) - (F - m_1\ddot{x}_1 - m_2\ddot{x}_2)(y_k - y_2) + (N - m_1(\ddot{y}_1 + g))(x_2 - x_a) + (N - m_1(\ddot{y}_1 + g) - m_2(\ddot{y}_2 + g))(x_k - x_2) - M_a \quad (2)$$

$$M_h = -I_3\ddot{\theta}_3 + (F - m_1\ddot{x}_1 - m_2\ddot{x}_2)(y_3 - y_k) + (F - m_1\ddot{x}_1 - m_2\ddot{x}_2 - m_3\ddot{x}_3)(y_h - y_3) + (N - m_1(\ddot{y}_1 + g) - m_2(\ddot{y}_2 + g))(x_h - x_3) + (N - m_1(\ddot{y}_1 + g) - m_2(\ddot{y}_2 + g) - m_3(\ddot{y}_3 + g))(x_h - x_a) - M_k \quad (3)$$

a : 足関節      k : 膝関節      h : 股関節      s : 補助力  
1 : 足部      2 : 下腿部      3 : 大腿部      4 : 上体

f : X軸方向関節間力      n : Y軸方向関節間力

F : X軸方向床反力      N : Y軸方向床反力

x : リンク重心および関節のX方向変位

y : リンク重心および関節のY方向変位

m : リンク質量      g : 重力加速度

M : 関節モーメント      I : 重心まわりのリンク慣性モーメント

$\theta$  : Y軸に対するリンク角度      u : 床反力作用点X座標

#### 3.2 筋骨格モデル

下肢の関節を駆動する筋を Fig.4 のような9つの筋群に分けてモデル化する<sup>9)</sup>。それぞれの筋の発生する収縮力（筋張力）と各関節の関節モーメントとの関係式を以下に示す。

$$\sum_{i=1}^9 L_{ai} f_i = M_a \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^9 L_{ki} f_i = M_k \quad (5)$$

$$\sum_{i=1}^9 L_{hi} f_i = M_h \quad (6)$$

f : 筋張力      L : レバーアーム長

i は筋番号で、Fig.4 の筋に付した番号に対応する。レバーアーム長とは関節の回転中心から筋肉付着位置までの長さで、解剖学的に求まる。各関節に関連のない筋のレバーアーム長はゼロと考える。筋1, 3, 6 はそれぞれ2つの関節にまたがってつ

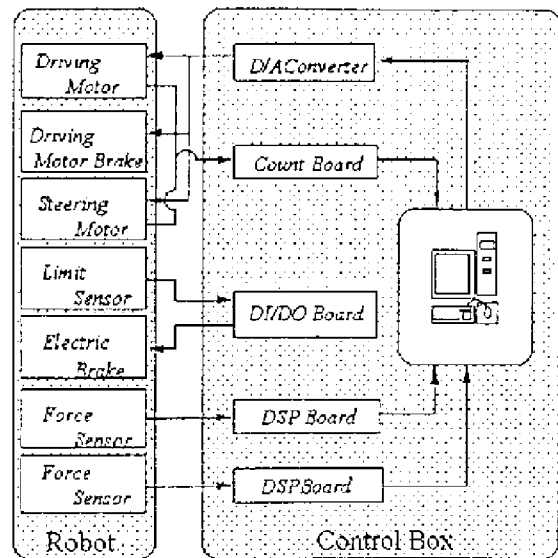


Fig. 2 Assistive Force Feedback System

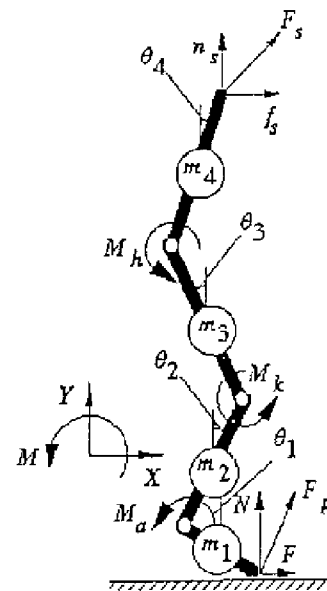


Fig.3 Rigid Body Link Model

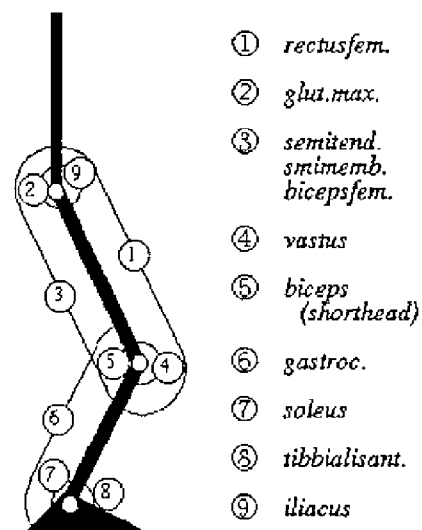


Fig.4 Skeletal Muscle Model

ている2関節筋である。各関節を駆動するためには筋2, 4, 7, 8, 9の単関節筋6つで十分であるが本モデルでは生体運動系に特徴的なこれらの2関節筋が関与しているため、方程式の数よりも未知数の数のほうが多くなり筋張力を決定するための特別な解析法が必要になる。現在、この解析法として何らかの基準を考え、これを最少にする最適化手法によるものが用いられている。本研究では次のような評価関数Zを設定し、Zを最小とするような筋張力 $f_i$ を推定する最適化手法を用いる。

$$Z = \sum_{i=1}^9 \left( \frac{f_i}{f_{\max i}} \right) \quad (0 \leq f_i \leq f_{\max i}) \quad (7)$$

$f_{\max i}$  は最大筋張力を表す<sup>(10)</sup>。最適化手法として非線形計画法の Beale の方法を用いた<sup>(11)</sup>。

#### 4. 歩行実験

実験は補助と歩行の関係について、どのような補助が適当であるか明確にされていないため、一定の補助力でけん引しその効果を調査するものとした。

制御手法のブロック線図を Fig.5 に示す。アクチュエータを駆動モータのみとし、センサは実際に被験者を支えている脇の下部分に取り付けてある6軸力覚センサとした。アクチュエータ  $P$  への制御入力  $v$  は目標とする補助力  $r$  と6軸力覚センサからフィードバックされた実際の補助力  $y$  の差に定数ゲイン  $K_b$  を乗じたもの、それに目標とする補助力  $r$  に定数ゲイン  $K_f$  をかけたフィードフォワード分の入力を加算している。

実験は通常の歩行と歩行補助装置を用いた歩行を行い、補助力を変えて数パターンのデータを取った。マーカは肩関節・股関節・膝関節・足関節・第五中足骨に取り付けた。なおマーカの取り付け位置については、臨床歩行分析研究会<sup>(12)</sup>に示す位置に準拠し、さらに整形外科医の方にも助言をいただいた。

被験者は成人男性(22歳, 体重65kg)で装置に体をあずけた状態で、歩行補助装置とのコンピュータより測定開始のトリガを入力し、サンプリング周波数 60Hz で実験を行った。

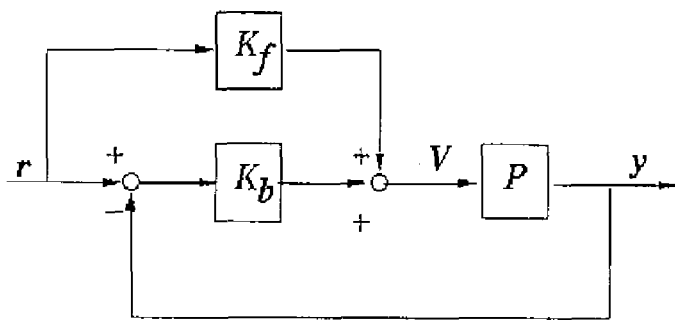


Fig.5 Assistive Control System

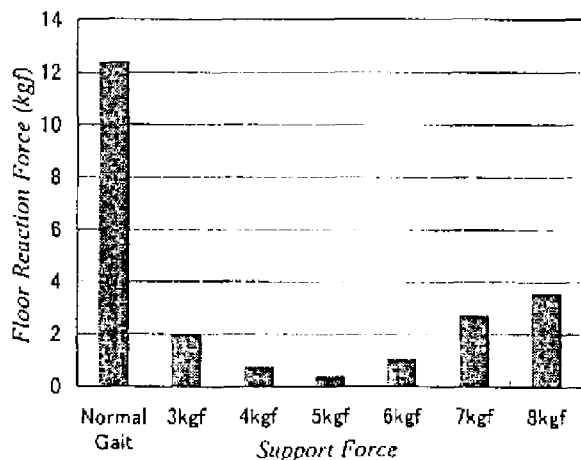


Fig.6 Changes of the Floor Reaction Force

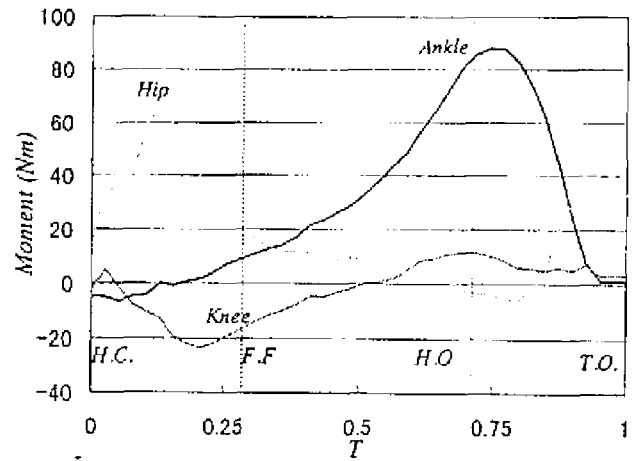


Fig.7 Joint Moment (normal gait)

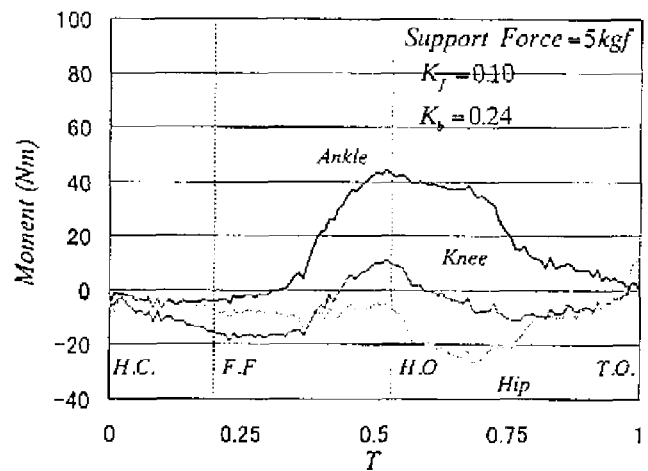


Fig.8 Joint Moment (gait with robot)

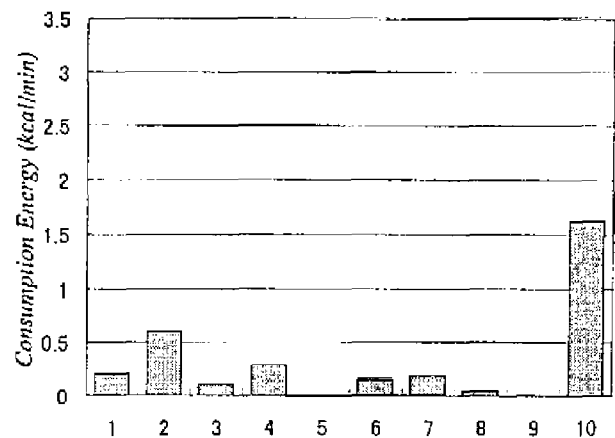


Fig.9 Consumption Energy (normal gait)

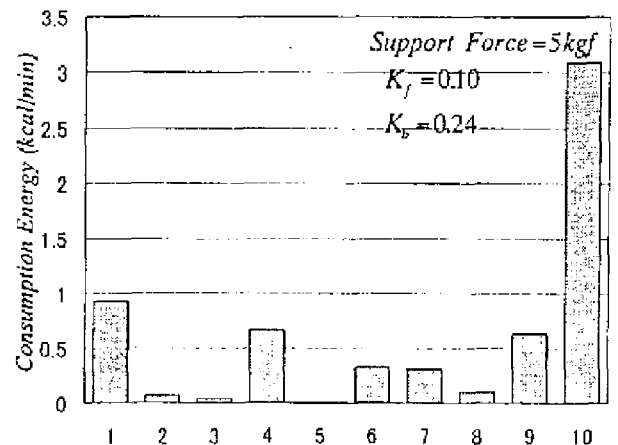


Fig.10 Consumption Energy (gait with robot)

## 5. 実験結果と考察

実験結果は、踵が着床 (H.C.) してから爪先が離床 (T.O.) するまでの期間のものである。Fig.6 は床反力の最大値と進行方向の補助力の関係である。Fig.7, Fig.9 は通常歩行, Fig.8, Fig.10 は歩行補助装置を用いた場合の各関節の関節モーメント, 筋の消費エネルギーを示したものである。関節モーメントの各グラフの横軸はそれぞれの歩行時間で除して無次元化してある。また, 筋の消費エネルギーのグラフに示す番号 10 は筋の消費エネルギーの合計を表す。

補助力と床反力の最大値の関係については、一般的に歩行は速度が大きいほど体重心加速度が大きく、体重心加速度は床反力に反映されるため、速い歩行ほど床反力のピーク値は大きくなる。実験結果は補助力が小さくても、大きくても床反力の最大値が増大している。これは装置の補助力が適切でなく、協調した歩行動作が実現されていないために歩行動作のバランスが崩れ、床反力が増えている。

関節モーメントについては、実験結果から各関節モーメントが減少し、最大値をとる位置が異なっている。これは体重が下肢と装置に分散されることより床反力が小さくなるため、また、歩行速度が低速であるので、全足底接地に近くなり踵接地からフットフラット (FF) にかけての関節の動きが鈍くなるので、足関節モーメントが減少するためである。

筋の消費量については、一般的に歩行の原動力である筋の活動が大きいときに関節モーメントが大きくなり、結果として床反力が大きくなる。ゆえに、筋の消費量が大きくなる。実験結果は床反力が小さいにもかかわらず筋の消費エネルギーが増加している。これは効率的な歩行が可能で健康者を被験者としたので、装置により歩行動作が拘束されるために筋の消費エネルギーが増加した。歩行の原動力である筋6と筋7の消費エネルギーは増加したが、その筋の活動を補助する筋2の消費エネルギーは減少した。これは、装置により筋2が補助されたと言える。

## 6. おわりに

本研究では力覚センサの情報をを用いてカフィードバックを行うことにより、けん引力一定で歩行を補助することができることを確認した。また、その歩行補助 (床反力・関節モーメント・筋の消費エネルギー) にどのような効果を与えるかを調べた。

その結果、健康者の歩行を基本に、本装置を用いることにより不足している機能の発見や不足している機能を適切に補助することができる可能性があることがわかった。

## 参考文献

- (1) 厚生省, 厚生白書, 財団法人厚生研究会, 1996
- (2) 藤江 ほか, 高齢者開発歩行介助システムの開発 (第1報) 開発の背景とコンセプト, 日本ロボット学会第11回学術講演会予稿集, pp. 1233-1240, 1993
- (3) 谷 ほか, 高齢者開発歩行介助システムの開発 (第2報) 歩行訓練システムの構想, 日本ロボット学会第11回学術講演会予稿集, pp. 1241-1242, 1993
- (4) 谷 ほか, 高齢者開発歩行介助システムの開発 (第4報) 歩行訓練システムの実験検討, 第15回バイオメカニクス学術講演会, pp. 169-173, 1994
- (5) 谷 ほか, 高齢者開発歩行介助システムの開発 (第5報) 歩行訓練システムの制御手法, ロボティクス・メカトロニクス講演会'95講演論文集 (Vol. A), pp. 637-640, 1995
- (6) 酒井 ほか, 高齢者開発歩行介助システムの開発 (第6報) 歩行訓練システムの歩行面制御実験, 第13回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp. 1051-1052, 1995
- (7) 小木曾ほか, 排泄自立システム用移動支援実験評価装置の機構設計, 日本ロボット学会第13回学術講演会予稿集, pp. 1037-1038, 1995
- (8) 田中, 臨床歩行分析セミナー 第2回 歩行分析における関節モーメント -基礎と応用- テキスト, 臨床歩行分析懇談会編, 1989
- (9) 山崎, 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニクス3, pp. 261-269, バイオメカニクス学会編, 1975
- (10) 江原, 合同セミナー 第4回 筋の力学モデルと筋張力推定 テキスト, 日本バイオメカニクス学会編, 1994
- (11) 水谷, 人間歩行のモデル化と動作解析, 秋田大学鉱山学部平成八年度修士論文, 1997
- (12) 臨床歩行分析研究会, 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社, 1997

## 謝辞

本研究において、実験に御協力いただいた秋田県工業技術センターの方々、また、医学的見地から貴重な御助言をいただいた、秋田大学医学部整形外科の島田 洋一先生、加賀谷 斉先生、堤祥浩先生を始めとする方々に深く感謝の意を表します。