

所望の力特性を実現する受動的歩行補助装置の設計

○加藤雅人 岡田昌史 (東京工業大学)

1. はじめに

高齢者は若年者に比べ下肢筋力が低下しているため、若年者と同様の歩行が困難である。高齢者の歩行の特徴として、ステップ長の低下、膝関節の動作域の減少などが挙げられる [1]。歩行は生活の基本的な動作であるため、歩行能力の低下は高齢者の生活の質の低下につながる。高齢者の歩行を補助するような受動的な装置によって高齢者の生活の質を向上させることが期待される。

これまでに歩行を補助するため、アクチュエータを搭載したアクティブな装置が開発されてきた。Leeら [2] は、筋肉を動かすために発生する微弱な生体電位信号から補助力を推定し、補助を行う装置を開発した。義足の分野において Samuelら [3] は能動的に剛性を変化させることで、歩行中の人間の足首の機能を模倣する短下肢義足を設計し、歩行中の代謝効率を計測することで評価を行った。しかし、これらのアクチュエータを用いたアクティブな装置はアクチュエータや電源の重量、制御の安全面の問題がある。また、これらの装置が使用者に負荷がかかるような力を発生させた場合、骨折などの重大な事故につながる可能性もある。

一方、高岩ら [4] は空気式のパッシブな補助装置を開発した。これは、着地時の踏み込みの力を利用してばねにエネルギーを蓄え、メカニカルバルブをスイッチとして蓄えたエネルギーを解放することで、補助力を発生させるものである。しかし、歩行を円滑に行うためには補助力の大きさとタイミングが重要な要素となり、これらを求めること、さらに、これらを実現する非線形なばねの設計が重要であろう。

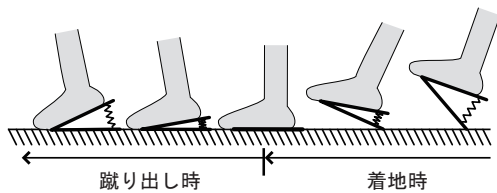


図1 歩行補助装置の概要

高齢者の歩行において、歩行速度、歩幅に関連する要因が、蹴り出し時における足底屈トルクであるとされている [5]。そこで、本研究では高齢者歩行モデルを足底屈トルクに制限のあるモデルとし、足裏からの補助力によって高齢者の歩行を若年者の歩行に引き込む、図1に示すようなパッシブな歩行補助装置の設計を行う。これは着地時に、ばねのポテンシャルエネルギーを蓄え、蹴り出し時にこれを解放するものであるが、(1) 所望の力特性を実現するために、ばねは非線形な剛性プロファイルを持ち、(2) 蹴り出し、着地時でそのプロファイルは異なる。補助力の導出のために、モーショ

ンキャプチャによって若年者、高齢者歩行データを獲得し、高齢者モデルにおける足底屈トルクの制限値を求める。このモデルに対する補助力の大きさ、タイミングを軌道アトラクタを用いた制御系の設計手法 [6] を応用することで求め、足関節角と補助力の関係を求める。最後に、求めた補助力を実現する装置の機構を総合する。

2. 若年者軌道に引き込む補助力の導出法

2.1 引き込みを実現する場の設計

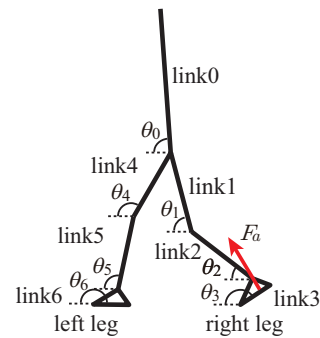


図2 平面2脚モデル

図2の補助力が付加された平面2脚モデルの運動方程式を状態変数 \mathbf{x} 、関節トルク $\boldsymbol{\tau}$ 、補助力 F_a を用いて以下の離散時間状態方程式で表す。

$$\mathbf{x}[k+1] = f(\mathbf{x}[k]) + g(\mathbf{x}[k]) \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}[k]^T & F_a[k] \end{bmatrix}^T \quad (1)$$

ここで \mathbf{x} はリンクの姿勢角 $\boldsymbol{\theta}$ と角速度 $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ を用いて

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}^T & \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \end{bmatrix}^T \quad (2)$$

で表される。状態空間内に若年者の歩行における \mathbf{x} の軌道

$$\Xi = \begin{bmatrix} \xi_1 & \xi_2 & \xi_3 & \cdots & \xi_N \end{bmatrix} \quad (\xi_{N+1} = \xi_1) \quad (3)$$

が与えられたときに、文献 [6] の方法により、ある初期値 $\mathbf{x}[k]$ から n ステップ後までの状態 $\mathbf{x}[k+n]$ が軌道状の点

$$\Xi_{k+1}^{k+n} = \begin{bmatrix} \xi_{k+1}^T & \xi_{k+2}^T & \cdots & \xi_{k+n}^T \end{bmatrix}^T \quad (4)$$

に沿って引き込まれるための入力列

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}[k]^T & \boldsymbol{\tau}[k+1]^T & \cdots & \boldsymbol{\tau}[k+n-1]^T \end{bmatrix}^T \quad (5)$$

$$\mathbf{F}_a = \begin{bmatrix} F_a[k] & F_a[k+1] & \cdots & F_a[k+n-1] \end{bmatrix}^T \quad (6)$$

は、以下の式で得られる。

$$\begin{bmatrix} T \\ F_a \end{bmatrix} = B^\# (\Xi_{k+1}^{k+n} - Ax[k] - C) \quad (7)$$

ただし、 A , B , C は式 (1) を ξ_k 周りで線形化した

$$x[k+1] = Ax[k] + B \begin{bmatrix} \tau[k]^T & F_a[k] \end{bmatrix}^T + C \quad (8)$$

の係数 A , B , C から計算される行列であり、詳細は文献 [6] に詳しい。

2.2 高齢者の発生できるトルク

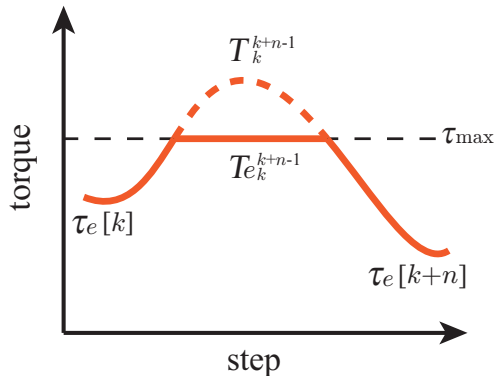


図3 \hat{T}_k^{k+n-1} と $\hat{T}_{e_k}^{k+n-1}$ の関係

高齢者は下肢筋力の低下により、関節トルクに上限 τ_{\max} が存在する。ここではこれを図3によってモデル化する。すなわち、高齢者は、軌道に引き込むための関節トルク列 T に対して、赤実線で表されるようなトルクを発生するとする。この制限によって足りなくなった関節トルクを、補助力 F_a で補うことを考える。この時の F_a の大きさとタイミングは、逆動力学解析によって ξ_k から ξ_{k+n} を実現する関節トルク列を求め、これらの関節トルクの中で高齢者の発生できる最大トルクよりも大きいものに対して制限をかけた関節トルク列を

$$T_r^{k+n-1} = \begin{bmatrix} \tau_r[k]^T & \cdots & \tau_r[k+n-1]^T \end{bmatrix}^T \quad (9)$$

とし、式 (7) を

$$\begin{bmatrix} T \\ F_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B \\ W_T \ 0 \end{bmatrix}^\# \begin{bmatrix} \Xi_{k+1}^{k+n} - Ax[k] - C \\ W_T T_r^{k+n-1} \end{bmatrix} \quad (10)$$

とすることで得られる。ここで W_T は重み行列であり、 W_T の値を大きくすることで軌道に引き込む際に高齢者が出すべき関節トルクの値は制限のある値 $\tau_r[k+n]$ に近い値となる。求めた入力列と初期状態 $x[k]$ から、実際の x の軌道 X_k^{k+n} を求める。ここで、接地状態の軌道の周りに多数の初期状態 $x[k]$ を定義し、軌道に引き込む補助力を求めることで、状態 x と補助力 F_a の組が得られる。これらの組から横軸を図2において $\psi = \pi - \theta_3$ で定義される足接地角 ψ 、縦軸を F_a としてプロットすることで、必要な補助力を実現するためのばねの力特性が得られる。

3. 高齢者モデルへの補助力

若年者歩行の運動パターンと、高齢者モデルの足底屈トルクの制限値を求めるために、モーションキャプチャを行った。モーションキャプチャは若年者歩行、高齢者歩行の2種類について行い、高齢者歩行は高齢者擬似体験セットを右脚に装着することで下肢筋力が低下している状態を模擬した。モーションキャプチャによって得られたマーカ位置データから、関節角度データを逆運動学解析によって求め、目標運動とする若年者歩行の運動軌道 Ξ を得た。

得られた関節角度データから、逆動力学解析によって若年者、高齢者歩行中の右足底屈トルクのピークの平均を求めたところ、若年者歩行が 78.6Nm、高齢者が 71.3Nm となった。これは高齢者歩行において足底屈トルクが歩行速度、歩幅と強い相関を示すとした植松ら [5] の結果と一致する。以上の結果から、本研究では、高齢者歩行モデルを右足関節底屈トルクの上限值 τ_{\max} が 70Nm であるモデルとした。

この右足底屈トルクが制限された高齢者歩行モデルに対して、右脚単純支持期における、若年者軌道に引き込むための補助力を第2章の方法によって求めた。図4は右脚単純支持期において、横軸に足接地角 ψ 、縦軸に補助力をプロットしたものである。図4において

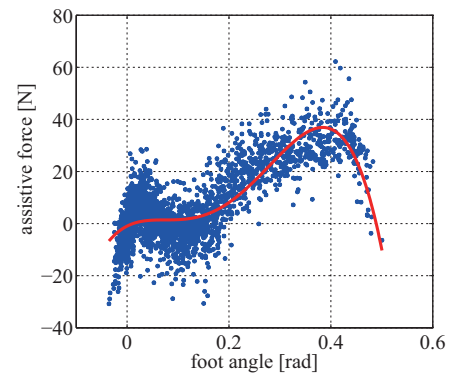


図4 足接地角と補助力の関係

足接地角 ψ が 0.2 以下のときは補助力がほぼ 0 であり、 ψ が 0.2 以上の部分で補助力が徐々に大きくなっていく。この関係から、補助力 F_a を足関節角 ψ の 4 次多項式でフィッティングし、図4の赤線の足接地角によって決定される補助力のプロファイルを得た。

4. 補助力を実現する機構の総合

4.1 歩行補助装置の概要

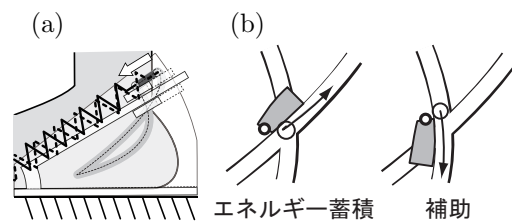


図6 カム曲線切り替え機構

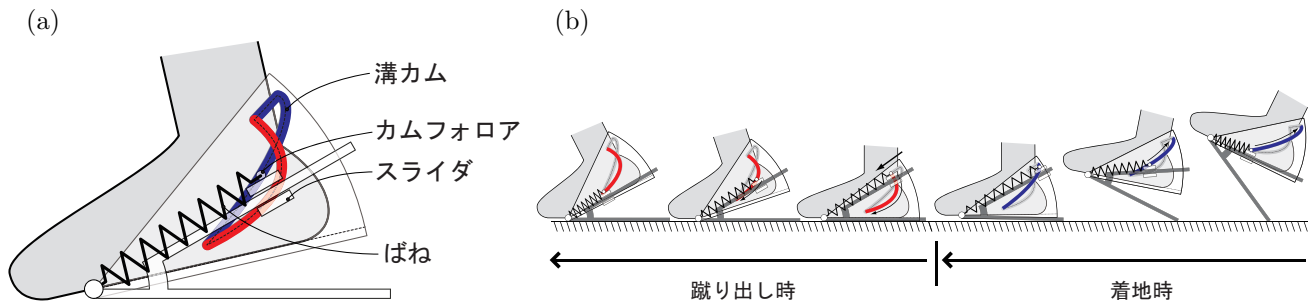


図5 歩行補助装置の構成と機能

前節で求めた補助力は足接地角に対し強い非線形性を有する。この補助力を実現する受動的歩行補助装置の概略図を図5に示す。図5(a)に示すように、本装置は2枚の平板とばね、スライダ、2種類の溝カム曲線から構成される。2枚の平板は端点において回転できるように取り付けられており、上部の平板は使用者の足裏に固定される。スライダは下部の平板に一定角をなすように固定されており、ばねは平板の回転に連動して、スライダに沿いながら伸縮する。溝カム曲線は青線で示すエネルギー蓄積用と、赤線で示す補助用の2つの曲線があり、図6(a)に示すように、エネルギー蓄積用の曲線の端点において、ばねを余分に伸ばし、収縮させることで、補助用曲線への切り替えを可能としている。このため、2つの曲線の交点が存在してしまうが、図6(b)に示すガイドを設けることで、フォロアが他方のカム曲線へ移動することを防いでいる。このような機構にすることで、エネルギー蓄積時と補助時で異なる、2種類の非線形な力のプロファイルを実現することが可能となる。

図5(b)に装置の主な機能を示す。この装置は、着地時において体重を使い、エネルギーをばねに蓄積し、蹴りだし時において使用者に補助力を与える。着地時には、2枚の板のなす角度が小さくなるにつれて、フォロアが青の線の蓄積用の溝カム曲線に沿いながら動くことでばねが伸び、エネルギーが蓄積される。また、端部においてばねが縮むことで、補助用のカム曲線に切り替える。蹴り出し時には、2枚の板のなす角度が大きくなるにつれて、フォロアが赤の線の補助用の溝カム曲線に沿いながら動くことで、ばねが縮み、使用者に補助力を与える。

なお、ここでの大きな特徴は、(1) 溝カムの形状により任意の力特性を実現できること、(2) 着地時に大きめのポテンシャルエネルギーを蓄え、これを利用することで溝カムの経路を切り替えることにある。すなわち、着地時と蹴り出し時で力の特性が異なる。

4.2 カム曲線の導出

$0 \leq \psi \leq \psi_{\max}$ で定義される、任意の補助力のプロファイル $F_a(\psi)$ を実現するための溝カム曲線の導出法について説明する。はじめに、図7に示すように座標系を定義する。 xy 平面は原点が2平板の回転中心、 x 軸が下の平板と一致するように定義し、スライダと x 軸がなす角度を ϕ とする。また、 XY 平面は xy 平面を正の方向に ψ 回転させた座標系であり、 X 軸は足裏

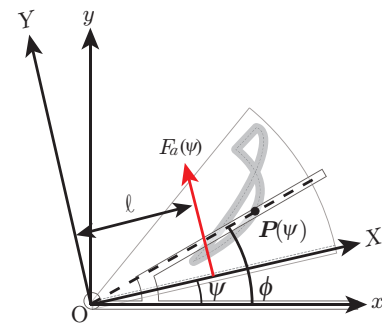


図7 装置座標系

に設置される上の平板と一致し、 ψ は初期角度 0 から最終角度 ψ_{\max} まで変化する。点 $P(\psi)$ は角度 ψ のときの溝カム曲線の位置である。このとき、 ψ のときの補助力 $F_a(\psi)$ 、ばねの伸びを $q(\psi)$ とすると、装置の発生する力とばねの伸びには仮想仕事の原理より、以下の関係が成り立つ。

$$F_a(\psi)l d\psi = -kq(\psi)dq \quad (11)$$

ここで、 l は原点から力の作用点までの距離、 k はばね定数である。式(11)を 0 から ψ まで ψ について積分すると

$$\int_0^{\psi} F_a(\psi)l d\psi = -\frac{1}{2}k(q(\psi)^2 - q_0^2) \quad (12)$$

となる。ここで、 q_0 は $\psi = 0$ における、ばねの初期伸びである。式(12)を $q(\psi)$ について解くことで、

$$q(\psi) = \sqrt{q_0^2 - \frac{2}{k} \int_0^{\psi} F_a(\psi)l d\psi} \quad (13)$$

が得られる。 $q(\psi)$ とばねの自然長 l_0 を用いることで、 XY 平面上での溝カム曲線 $P(\psi)$ が幾何学的関係から以下で求まる。

$$P(\psi) = (l_0 + q(\psi)) \begin{bmatrix} \cos(\phi - \psi) \\ \sin(\phi - \psi) \end{bmatrix} \quad (14)$$

式(14)において ψ を $0 \sim \psi_{\max}$ とすることで目的の補助力のプロファイルを実現する溝カム曲線が得られ、エネルギー蓄積時の力のプロファイル $F_s(\psi)$ を与えることで、同様の方法によってエネルギー蓄積時の溝カム曲線が得られる。

4.3 溝カム曲線の設計

蓄積時の力のプロファイル $F_s(\psi)$ は定義域が $F_a(\psi)$ と等しく、蓄積するエネルギー E_s と補助によって放出するエネルギー E_a 、カム曲線切り替え時のばねの縮みによって損失するエネルギー E_{ad} の間の関係

$$E_s = E_a + E_{ad} \quad (15)$$

を条件として、任意のプロファイルで与えることが可能である。そこで、今回は踏み込み時に徐々に力が大きくなるように、定数 K を用いて

$$F_s(\psi) = K \log(\psi_{\max} + 1 - \psi) \quad (16)$$

で与え、定数 K は式 (15) によって決定される。これらの力のプロファイルを実現するカム曲線を図 8 に示す。図 8 左において、青線が求めたエネルギー蓄積用

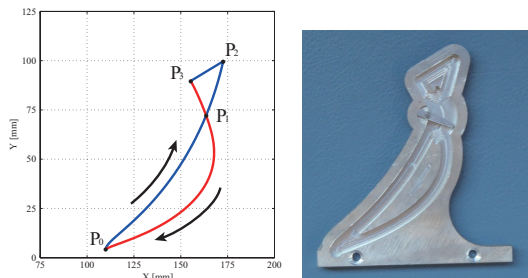


図 8 カム曲線

溝カム曲線であり、赤線は補助用溝カム曲線である。フォロアは初期状態において P_0 の位置にあり、エネルギー蓄積時に青の溝カム曲線に沿って矢印の向きに $P_0 \rightarrow P_1 \rightarrow P_2 \rightarrow P_3$ と移動することで、ばねを引き伸ばし、エネルギーの蓄積・カム曲線の切り替えを行う。エネルギー放出時には、フォロアが $P_3 \rightarrow P_1 \rightarrow P_0$ とエネルギー放出用溝カム曲線に沿って矢印の向きに移動することによって、ばねが収縮し、使用者に補助力を与える。これを元に製作した溝カムを図 8 右に示す。

4.4 歩行補助装置の製作

図 9 に製作した歩行補助装置を示す。装置は、長さ 250mm、幅 170mm、高さ 120mm、質量 870g である。また、図 10 に計測した力と角度の関係を示す。図 10 において、赤・青の実線はそれぞれ、補助・エネルギー蓄積時の目的の力のプロファイルであり、三角のマークは 5deg 毎に測定した力の値を表す。製作した装置によって、2 種類の実線形な力のプロファイルが実現できていることがわかる。

5. おわりに

本論文では、高齢者の歩行を若年者の歩行へ引き込むための受動的歩行補助装置の設計を行った。以下に成果を示す。

1. モーションキャプチャによって若年者、高齢者歩行の運動データを獲得し、足底屈トルクが制限された高齢者モデルに対する足接地角で決定される補助力を求めた。
2. 補助力を実現する装置の溝カム曲線を設計した。

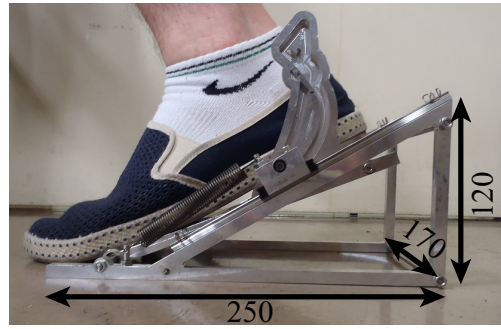


図 9 歩行補助装置外観

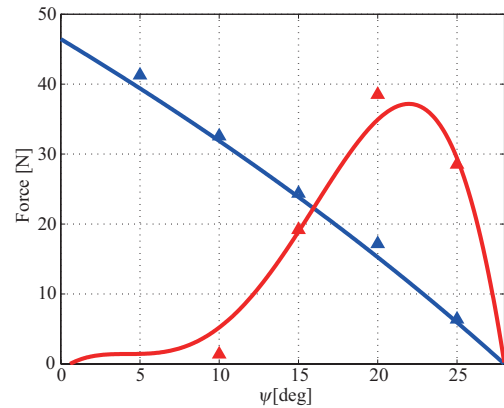


図 10 装置の発生する力の測定結果

3. 溝カム曲線を有する装置を製作し、装置が目的の力のプロファイルを実現できることを確認した。

6. 謝辞

本研究は、科学技術振興機構 CREST「パラサイトヒューマンネットによる五感情報通信と環境センシング・行動誘導」の支援を受けた。また、カム曲線の設計に関し、ニコラシュミット氏（東京工業大学、現 IHI）に助言をいただいた。

参考文献

- [1] 柳川和優. 高齢者の歩行動作特性, 第 30 冊. 広島経済大学地域経済研究所, 2008.
- [2] S Lee and Y Sankai. Power assist control for walking aid with hal-3 based on emg and impedance adjustment around knee joint. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 2, pp. 1499–1504. IEEE, 2002.
- [3] S K Au, J Weber, and H Herr. Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy. *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 25, No. 1, pp. 51–66, 2009.
- [4] 高岩, 則次, 佐々木. 装着者の体重を利用した空気式歩行支援シューズの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, pp. 2A2-C08, 2013.
- [5] 植松, 金子. 高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント. 理学療法学, Vol. 24, No. 7, pp. 369–376, nov 1997.
- [6] 岡田, 村上. 軌道アトラクタを用いたロボットの同調運動制御によるコミュニケーション原理の表現. 日本ロボット学会誌, Vol. 25, No. 4, pp. 545–553, 2007.