

パラレルワイヤ機構による足先位置制御に対するワイヤ位置の考察

*

久保 和也*1, 三好 孝典*1, 寺嶋 一彦*1

Consideration of wire position for position control of lower limbs using a parallel wire mechanism .

Kazuya KUBO*1 and Takanori MIYOSHI*1, Kazuhiko TERASHIMA*1

*1 Toyohashi Univ. of Tech., 1-1 Hibarigaoka, Tempaku-cho, Toyohashi, Aichi

In senior citizen's walking training, the therapist assists in the movement of patient's leg, and controls the movement of patient's leg. The assistance of the movement of the leg is serious heavy labor for the therapist. Therefore, the walker that supports the movement of the leg by the actuator is researched. In this paper, the possibility of the support of the leg by a parallel wire mechanism was considered. The movement of lower limbs was measured with the three-dimensional motion analysis device while normal walking. The joint moment of lower limbs was calculated by measured motion data, and the force to the foot was calculated by the joint moment. The force to the foot is made from the tension of the wire. To control the position of the foot, the position of the wire was considered.

Key Words : Walker, Rehabilitation, Parallel Mechanism, Joint Torque, Human Analysis

1. 緒 言

現在の社会情勢において医療費の増大、高齢者人口の増大に伴い、介護、リハビリテーションの充実が要請されている。近年、ロボット技術を応用した福祉、介護分野の研究が盛んに行われており、今後社会において大きな役割を持たせる事が期待されている。このような流れの中、現在まで、脊椎損傷や脳卒中などの上位運動中枢系の損傷や、筋骨格系の衰弱による下半身運動機能障害を持っている人に対して、その運動機能を向上させる目的として様々なリハビリテーション方法・機器が提案されている。運動機能障害の中でも、特に歩行機能障害に焦点を当ててみると、モータなどのアクチュエータを用いて、下肢や腰の運動を補助し、早期の歩行訓練、療法士の補助の軽減する歩行器が研究されている。

歩行訓練の補助を目的とした研究として、ロボット型歩行訓練機「Lokomat」⁽¹⁾は、ワイヤにより使用者を吊り上げ、下肢への荷重を免荷し、ロボットアームを用いて、股関節、膝関節に取り付けられたモータにより、歩行中の股関節、膝関節角度を再現し、使用者に歩行パターンの学習させる。しかし、ロボットアームのような駆動部の慣性が大きいシステムでは、制御不

能となった場合、使用者に危害を加える可能性がある。

そのため、本研究では駆動部の慣性が小さいパラレルワイヤ駆動システムによる下肢の運動の制御方法について提案を行う。パラレルワイヤ駆動システムは、力覚提示装置や関節モーメントの計測装置に用いられており、物体に位置制御などにも用いられる。しかし、下肢の運動制御にパラレルワイヤ駆動システムを用いた研究は存在しない。

本稿では、パラレルワイヤ駆動システムにより下肢の運動制御を行うため、下肢を通常歩行時の軌道で他動的に動かす際の関節モーメント・ワイヤ張力について、解析を行い、モーターへの負担の観点からアクチュエータ位置について、考察を行った。

2. パラレルワイヤ機構

パラレルワイヤ駆動システムは制御対象物をワイヤ張力のみによって制御する完全拘束型と重力などの外力を積極的に利用する部分拘束型、アクチュエータ位置を能動的に変化させる非完全拘束型の3つに大別される。本研究では、完全拘束型を対象とする。完全拘束型では n 自由度の制御に対し、最小 $n+1$ 本のワイヤが必要である。機構が非常に軽量であるため、駆動部の慣性を小さくすることが可能である。また、アクチュエータ位置、ワイヤ長を変更することにより、

* 原稿受付平成22年7月26日

可動範囲を容易に広げることができる．本研究で提案する完全拘束型平行ワイヤ駆動システムの概要を Fig.1 に示す．提案するシステムは，フレーム部，アクチュエータ部，ワイヤ，制御対象（足首）で構成されている．本システムの目的は，ワイヤにより使用者の足先の位置を制御し，下肢の股関節・膝関節の角度に制御し，通常の歩行動作を再現させることである．本稿では，下肢を2自由度2リンクアームとして取り扱うので，ワイヤの本数は3本とした．制御対象である足先が常にアクチュエータによって形成される三角形内にあるようにアクチュエータ位置を設定する．股関節位置は腰部に取り付ける吊り上げ用のワイヤと別のワイヤにより固定する．使用者は吊り上げられ，足部は接地しないことを前提とする．足首の位置 (x_i, y_i) と，ワイヤ長 l_{wi} ($i = 1, 2, 3$) とアクチュエータ位置 (x_i, y_i) の関係式を (1) 式に示す．

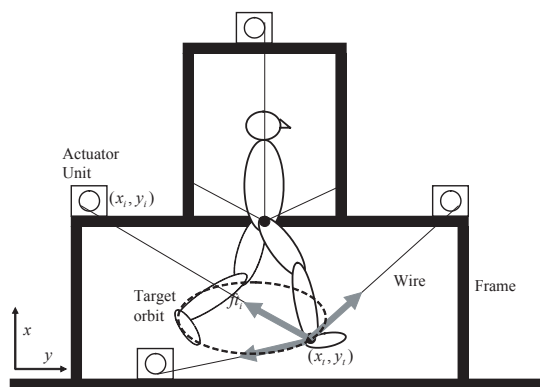


Fig. 1 Proposed Walk Assist System

$$l_{wi} = \sqrt{(x_i - x_t)^2 + (y_i - y_t)^2} \quad (1)$$

3. 力学的解析

本稿では，腰を他の吊り上げ機構により拘束することを前提として，下肢（股関節 大腿 膝関節 下腿 足首）を2リンク2自由度アームとして取り扱い，力学的解析を行う．解析手法として，ラグランジュ運動方程式を用いて，健常者の通常歩行時の各関節の角度，角速度，角加速度から，各関節モーメントを算出．ヤコビ行列により，各関節モーメントから足先作用力を算出．足先作用力を，ワイヤ行列を用いて，各ワイヤの張力に分配する．

3.1 ラグランジュ運動方程式

大腿と下腿の長さ l_j ($j = 1, 2$) と重量 m_j ，股関節・膝関節の角度 θ_j を Fig.2 に示す．系内の運動エネルギーの総和を K ，ポテンシャルエネルギーの総和を U とするとき，ラグランジュ関数 L は (2) 式のように表せる． K, U を (3), (4) 式に示す． l_{gj} は関節から重心ま

での距離であり，重心位置はリンクの中央に存在すると仮定した． I_j は，大腿と下腿の慣性モーメントを示す．ラグランジュの運動方程式より，(5) 式から股関節・膝関節のモーメント τ_j が求められる．

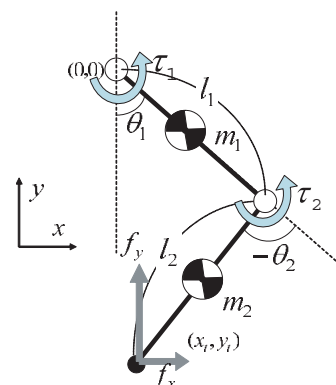


Fig. 2 2DOF 2Link Model

$$L = K - U \quad (2)$$

$$K = \frac{1}{2} (m_1 l_{g1}^2 + I_1) \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \{ m_2 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + 2m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 \} + \frac{1}{2} \{ (m_2 l_{g2}^2 + I_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \} \quad (3)$$

$$U = -m_1 g l_{g1} \cos \theta_1 - m_2 g (l_1 \cos \theta_1 + l_{g2} \cos (\theta_1 + \theta_2)) \quad (4)$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (5)$$

3.2 ヤコビ行列

仮想仕事の原理より，各関節モーメント $T \in \mathfrak{R}^j$ と足先作用力 $F \in \mathfrak{R}^k$ ($k = 2$) との関係式は，ヤコビ行列 $J \in \mathfrak{R}^{k \times j}$ を用いて (9) 式のように示すことができる． $(J)^{-1}$ を両辺にかけ， F を求める．

$$T = {}^t \begin{bmatrix} \tau_1 & \tau_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$F = {}^t \begin{bmatrix} f_x & f_y \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$J = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos (\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos (\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) & l_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$T = {}^t J F \quad (9)$$

3.3 ワイヤ張力

足先作用力 F と各ワイヤの張力 $F_i \in \mathcal{R}^i$ の関係式は、ワイヤ行列 $W \in \mathcal{R}^{k \times i}$ を用いて、(11) 式となる。

$$F_i = {}^t [f_{i1} \ f_{i2} \ f_{i3}] \quad (10)$$

$$F = WF_i \quad (11)$$

ワイヤ行列 W は、次式となる。

$$W = \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{(x_1-x_i)^2}}{l_{w1}} & \frac{\sqrt{(x_2-x_i)^2}}{l_{w2}} & \frac{\sqrt{(x_3-x_i)^2}}{l_{w3}} \\ \frac{\sqrt{(y_1-y_i)^2}}{l_{w1}} & \frac{\sqrt{(y_2-y_i)^2}}{l_{w2}} & \frac{\sqrt{(y_3-y_i)^2}}{l_{w3}} \end{bmatrix} \quad (12)$$

ワイヤ張力ベクトルが線形独立である場合、ワイヤ張力は冗長となる。そのため、線形計画問題とし、制約条件と目的関数を設定して、ワイヤ張力を求める。ワイヤが弛まないように常に出し続ける必要のある最小張力を f_{imin} とすると、ワイヤの張力に対する制約は式 (13) のようになる。アクチュエータ全体の負担を考慮し、式 (14) を目的関数とする。

$$f_{imin} \leq f_{ti} \quad (13)$$

$$\min : y = \sum_n^i f_{in} \quad (14)$$

4. 解析実験

通常歩行時の下肢の軌道で下肢を他動的に動かす際の関節モーメント・ワイヤ張力について解析を行うため、健常者の通常歩行時の関節位置を3次元動作解析装置を用いて計測し、ラグランジェの運動方程式より、必要な外力を算出し、アクチュエータ位置を決定し、ワイヤ張力を求める。

4.1 運動計測方法

3次元動作解析装置を用いて、歩行動作の計測を行った。対象は、本研究の趣旨を説明し同意を得られた成人男性（年齢22歳、身長172[cm]、体重65[kg]）の通常歩行。サンプリング周波数は120[Hz]とした。計測部位は、左右の上前腸骨棘、大転子、膝関節、踝の8点。右の踵が地面についてから次に右の踵が地面につくまでの1歩行周期の右下肢のデータを対象とする。大腿と下腿の長さ l_j ($j=1,2$) と重量 m_j と関節から重心までの距離 l_{gj} 、慣性モーメント I_j と示す。リンク長は静止立位状態を大転子から膝関節の距離を l_1 、膝関節から踵までの距離を l_2 とした。下肢の重量と慣性モーメントは、被験者の身長・体重から V.Zatsiorsky の推定式⁽²⁾を用いて算出した。Fig.3 に関節角度 θ_j 、関節角速度 $\dot{\theta}_j$ 、関節角加速度 $\ddot{\theta}_j$ を示す。

Table 1 Parameter

	$j=1$	$j=2$
l_j [m]	0.384	0.363
l_{gj} [m]	0.192	0.181
m_j [kg]	9.189	2.818
I_j [kgm ²]	0.166	0.030

Table 2 f_{imin}

f_{imin} [N]	5

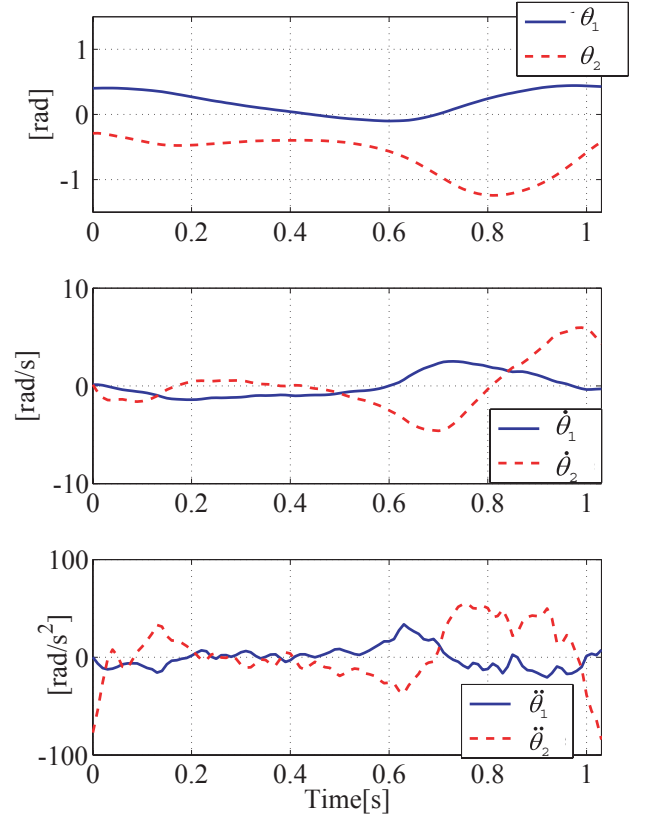


Fig. 3 $\theta_j, \dot{\theta}_j, \ddot{\theta}_j$

4.2 関節モーメント、足先作用力

Fig.3 と Table.1 の値、(5) 式を用いて、関節モーメント T を算出。Fig.4 に関節モーメント T を示す。(9) 式を用いて、関節モーメント T を足先作用力 F に変換する。Fig.5 に足先作用力 F を示す。

4.3 ワイヤ張力

完全拘束の平行ワイヤ駆動システムにおいて、制御対象がアクチュエータによって形成される多角形の内部にある必要があるため、アクチュエータ位置を (x_i, y_i) ($j=1,2,3$) を $(x_1, y_1) = (-1, 0), (x_2, y_2) = (1, 0), (x_3, y_3) = (0, -2)$ とした。ワイヤ張力 F_i を Fig.6 に示す。Fig.6 より、ワイヤ張力が常に正の値を示し、110[N] 以下の値を示している。このことから、設定したアクチュエータ位置である場合、最低 110[N] のワイ

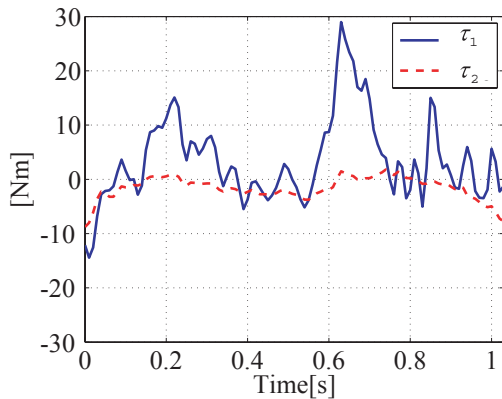


Fig. 4 Joint Moment T

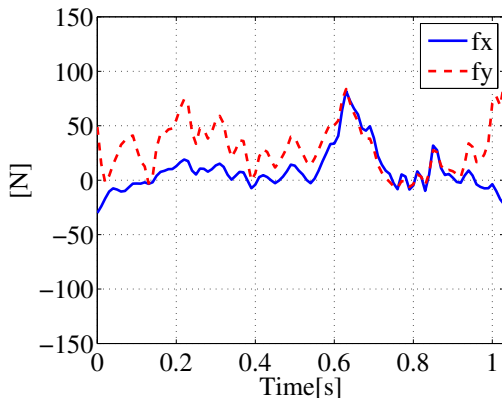


Fig. 5 Force F

ヤ張力があれば、足を歩行様に動かすことが可能となる。ワイヤ張力は、0.18~0.35[s], 0.6[s] 付近, 1.0[s] 付近で f_{i1} , f_{i2} が大きな値を示した。Fig.5 より, 0.18~0.35[s] では, f_y が正の値を示し, Fig.4, Fig.3 より, 股関節は屈曲モーメントを発生させながら, 伸展している。これは下腿の重量を股関節屈曲モーメントにより持ち上げているためである。0.6[s] 付近では, Fig.4 より股関節屈曲モーメントは大きく, 膝関節モーメントはほぼ 0[Nm] である。足先からの外力から, 膝関節にモーメントを発生にさせずに股関節屈曲モーメントを発生させるためには, 外力ベクトルは膝関節中心を通る必要がある。そのため外力ベクトルと股関節中心との距離を大きくとることが出来ず, 大きな外力が必要となると考えられる。1.0[s] 付近では, Fig.4 より膝関節屈曲モーメントが大きく発生している。Fig.3 より, 前方へ振り出した下肢を止めて, 後方へ振り出し始めるために発生にしていると考えられ, Fig.5 より, f_x に対して f_y が大きい, 今回のアクチュエータ位置では, f_{i1} , f_{i2} の一部が x 方向の力の相殺に使用されている為, f_{i1} , f_{i2} が大きくなっていると考えられた。各ワイヤの張力を軽減させるための方法について考える。0.18~0.35[s] では, 今回, 床反力が発生しないように足接地させず, 完全拘束型平行ワイヤ機

構について考えたが, 足を接地させ, f_y を小さくすることが考えられる。また, 0.6[s] 付近では, 膝関節中心部に股関節屈曲用のワイヤを設置することで, 膝関節にモーメントを発生にさせずに膝関節屈曲モーメントを発生させることが可能となる。最後に, 1.0[s] での下肢のブレーキについては, 足を接地させることと, アクチュエータ位置を 1.0[s] での足先の位置の上方にすることで効率的に f_y を発生させ, ワイヤ張力を小さく出来るのではないかと考えられた。また, 今回, 完全拘束型平行ワイヤ機構について考えるため, $(x_3, y_3) = (0, -2)$ としたが, Fig.5 より, f_y が負の値を示すことはほとんどなく, f_{i3} は f_{i1} , f_{i2} を増大させる要因になっている。

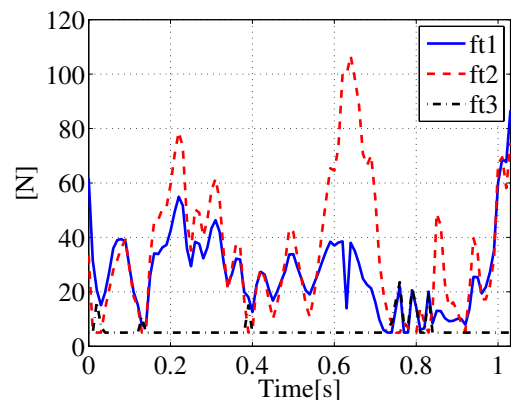


Fig. 6 Wire Tension F_t

5. ま と め

今回, 平行ワイヤ機構を用いて, 歩行時の下肢の動きを教示するシステムについて提案を行い, その際のワイヤ張力の計算を行い, アクチュエータの位置について検討を行った。完全拘束型平行ワイヤ機構とするため, 足を接地しない場合のワイヤ張力を求めたが, ワイヤ張力を軽減するためには, 足を接地し床反力を利用し, またアクチュエータ位置について再検討する必要があると考えられた。今後は, 床反力を考慮した部分拘束平行ワイヤ機構について考えていく。

文 献

- (1) L. Lunenburger, G. Colombo, R. Riener, and V. Dietz, "Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot lokomat," *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 345–348 (2005).
- (2) V.Zatsiorsky, "The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body," *Biomechanics V-III*, 1152–1159 (1983).