

# 二関節筋駆動機構を備えた歩行支持脚モデルにおける脚座標系での 先端出力制御を用いた重心速度制御

園川真太\*, 木村康人, 呉世訓, 堀洋一 (東京大学)

Center of Mass Velocity Control during Stance Phase by Endeffector Force Control  
in the Leg Coordinate for Biarticularly-actuated Leg System  
Shinta Sonokawa\*, Yasuto Kimura, Oh Sehoon, Yoichi Horii (The University of Tokyo)

## Abstract

This paper proposes velocity control of the center of mass of a human body with attached ankle foot orthosis during the stance phase. We propose a new coordinate system for the center of mass that achieves model simplification with a biarticular actuator transformation. This allows for simple control design of the velocity and position of the center of mass. In addition to simplified control, the proposed mathematical model for an ankle foot orthosis has a simple structure that reproduces biarticular actuation using a spring. Simulation results and comparison with conventional methods verify the effectiveness of the proposed control design.

キーワード：2リンクマニピュレータ, 二関節筋, 重心速度制御, 短下肢装具, 歩行制御, 推進力  
(two link manipulator, biarticular, center of mass velocity control, ankle foot orthosis, walking control, propulsion force)

## 1. はじめに

1.1 研究背景 脳卒中などの脳血管疾患による後遺症として片麻痺が挙げられる。現在、片麻痺患者は人口のおよそ1%程度であるが、少子高齢化も進行しているため、これからの介護者不足が懸念される。片麻痺になると歩行はもちろん、寝返りや起き上がり、座位保持が困難になるといった問題点に加え、麻痺側に転倒しやすく脱臼や骨折といった高齢者には致命傷になりかねない重症になる危険性もある。

片麻痺者のための歩行アシスト装具として様々な短下肢装具が開発されている。Blayaらによって足首のインピーダンスが可変な短下肢装具が開発されており、これは遊脚時の下垂足を防ぐことで、症状悪化や事故を防止するものである<sup>(1)</sup>。また、山本らによって足首の剛性が可変な油圧式短下肢装具が開発されており、歩行時の背屈・底屈動作を補助するものもある<sup>(2)</sup>。しかしこれらの装具は、自力で歩行可能な患者のバランス維持を補助する程度に留まっている。より重度の患者に対しては、前進歩行のための推進力を生成するような装具が必要である。

また近年、二関節筋という生物四肢に特有な筋に注目が集まっている。二関節筋は二つの関節に跨って配置され、二つの関節を同時に駆動させる筋である。この二関節筋は、冗長性のためにロボット工学では無視され続けてきたが、近年の研究により、従来の各関節ごとにアクチュエータを取り入れた2リンクマニピュレータよりも、生物四肢モデルが優れた出力特性を持つことが熊本らによって明らかにされた<sup>(3)</sup>。

1.2 本研究の目的 人の歩行は下肢の筋による推進力によって重心速度を得るとされている<sup>(4)</sup>。一方で、関

節トルクを中心とした従来のロボット工学の概念は装具の分野にも用いられている。現在の短下肢装具の多くは関節トルクにのみ着目しており、生物四肢モデルとの対応は成されていない。そのため本稿では二関節筋駆動機構を考慮した新しい装具が必要と考え、二関節筋駆動機構を活かした座標変換を施したうえで、2リンクマニピュレータにおける先端出力を用いた簡単な速度制御法を提案する。またこれに伴い、下肢に存在する二関節筋である腓腹筋をバネによって再現した、簡単な機構の短下肢装具の開発を目指す。座標変換によって単純化された運動の記述、制御法と機構の単純化により、患者の負担軽減が可能な短下肢装具の開発を目的とする。

2節では二関節筋を有した二関節筋駆動機構について述べ、3節で歩行支持脚モデルの定義を行い、二関節筋を考慮した2リンクマニピュレータにおいて、第一リンクを固定座標系にして脚座標系を定義するとともに、脚座標系での運動学と静力学を記述する。また4節では脚座標系での先端出力を用いた重心速度制御法について述べ、関節トルクによる制御法との比較をシミュレーションにより行う。5節では下肢の二関節筋をバネによって再現した機構の単純化について検討する。そして最後に6節でまとめと考察を述べる。

## 2. 生物四肢に特有な二関節筋駆動機構モデル

2.1 人の運動と二関節筋駆動機構モデルとの整合 生物は歩行や走行、跳躍など独自の筋を活かし様々な運動を行っている。バイオメカニクスの観点から人の歩行や走行はバネモデルに単純化できるとされ<sup>(5)</sup>、人の運動が一つの関節に固定されたものではなく、関節間で互いに作用して働いていることがわかる。生物の四肢には二つの関節を

同時に駆動させる二関節筋が配置されている．この互いの関節をつなぐ二関節筋駆動機構により生物の運動を模倣できると考えられ，二関節同時駆動が可能なアクチュエータによって二関節筋が再現されたロボットの研究が行われている．Lewis らは一つのモータで下肢の二関節を駆動させることにより動物のダイナミックな運動の再現を試み<sup>(6)</sup>，Iida らは下肢の関節間にバネ<sup>(7)</sup>，Klein らはベルトによる二関節筋によって人の脚の動きや歩行を再現しようとすることによって人の運動との整合を図っている<sup>(8)</sup>．このように二関節筋を適用することで生物との整合に対する有効性が示されており，人のアシストに対しても整合性は十分にあると考えられる．

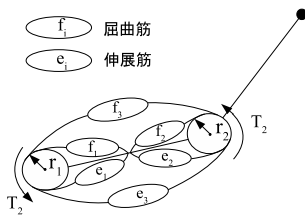


図 1 三対六筋モデル

Fig.1. 3 pairs 6 muscles model

2.2 二関節筋駆動機構モデルと関節トルクの表現  
 生物の身体は様々な筋によって駆動されているが，生物四肢の平面運動に限定すると図 1 のような三対六筋モデルで表すことができる<sup>(3)</sup>． $f_i, \{i = 1, 2, 3\}$  は屈曲筋であり， $e_i$  は伸展筋を表している． $f_1, e_1$  は第一関節の一関節筋， $f_2, e_2$  は第二関節の一関節筋，そして  $f_3, e_3$  は二つの関節に跨る二関節筋である．これらは筋対として駆動し，それぞれの筋対が発揮するトルクを  $\tau_i, \{i = 1, 2, 3\}$  とすれば，関節トルク  $T_1, T_2$  は以下の式で表される．

$$T_1 = \tau_1 + \tau_3 \dots \dots \dots (1)$$

$$T_2 = \tau_2 + \tau_3 \dots \dots \dots (2)$$

この式からも分かるように二つの出力に対して三つの入力があるため，二関節筋駆動は冗長システムとなる．しかしこれはただの冗長性ではなく，Oh らによって二関節筋の存在のために第一関節とアーム先端を一直線で結んだ直動運動が容易に実現できることが検証されるなど<sup>(9)</sup>，二関節筋がアーム先端出力の方向制御に大きく貢献していることが明らかとされている．

3. 二関節筋制御入力を利用した重心制御に必要な座標系及び運動学の定義

自力で歩行が困難な片麻痺者に対し，腰部にあたる上体重心に，前進歩行のための推進力を発生させることのできる短下肢装具を開発することを目的とし，本稿では歩行時の支持脚モデルによって推進力を獲得することを考える．歩行時の支持脚モデルを定義するにあたり，生物四肢モデルに特有な二関節筋駆動機構を考慮することで，第一関節

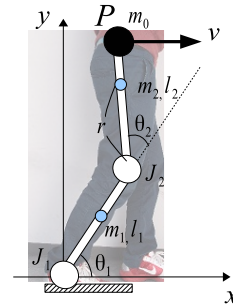


図 2 歩行支持脚モデルの概念図

Fig.2. Lower extremity modeled as 2 link manipulator

の一関節筋と二関節筋を装備した 2 リンクマニピュレータを考える．このアクチュエータ配置は，一関節筋を関節ごとに持つ従来型マニピュレータに対して，先端出力特性に関して有利であることが知られている<sup>(10)</sup>．この特性を活かし，目標とする短下肢装具の開発を目指す．またこのようなアクチュエータ配置において，マニピュレータ先端の運動を記述する際に相性の良い座標系である脚座標も提案する．

3.1 二関節制御入出力に適した脚座標系の提案

図 2 に本研究で用いる上体も含めた 2 リンク支持脚モデルの概念図を示す．簡単のため支持脚モデルの運動は平面内に限定する．また人が歩行を行う際に上体の傾きはほとんど変化しないが，片麻痺の患者であっても体幹の筋によって上体が倒れないように制御することが可能であり，これは支持脚の制御により実現するものではない．そのため本稿では，重心にあたる上体をリンク先端 P の質点と見なす．

$J_1, J_2$  は第一関節，第二関節を表し，各リンク長は  $l_1, l_2$ ，関節角度は  $\theta_1, \theta_2$  とする．また第一，二リンクの質量はそれぞれ  $m_1, m_2$ ，慣性モーメントは  $I_1, I_2$ ，各関節トルクは  $T_1, T_2$  であり，上体の重心となる質点 P の質量を  $m_0$  とする．

3.2 提案脚座標系における運動学及び静力学の導出

2 リンクマニピュレータの場合，絶対座標系で扱うのが一般的であるが，ここでは図 3 のように第一リンクを固定した座標系での運動を考えることにする．ここで扱う二つの筋を考慮する際，このような座標系を考えることで先端 P の  $\Sigma_l$  座標系での運動が論じやすくなる．この  $\Sigma_l$  座標を脚座標と呼ぶ．図 3 の 2 リンクマニピュレータのリンク長は前述の通りであり，第一関節  $J_1$  と先端 P を結ぶ直線の長さを  $l_m$ ， $\theta_1$  は絶対座標系と  $\Sigma$  座標系との角度， $\theta_{12} = \theta_1 + \theta_2$  である．また  $\Delta x_l, \Delta y_l$  を各軸方向での変位， $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  を角度  $\theta_1, \theta_{12}$  の変位とする．簡単化のため  $l_1 = l_2 = l$  とすると，脚座標上での脚座標上での運動学と逆運動学はそれぞれは以下のように表される．

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l^2 \sin \theta_2 & -l^2 \sin \theta_2 \\ l^2(1+\cos \theta_2) & l^2(1+\cos \theta_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_{12} \end{pmatrix} \\ &= \frac{l^2}{l_m} \begin{pmatrix} \sin \theta_2(\Delta\theta_1 - \Delta\theta_{12}) \\ (1+\cos \theta_2)(\Delta\theta_1 + \Delta\theta_{12}) \end{pmatrix} \dots \dots (3) \end{aligned}$$

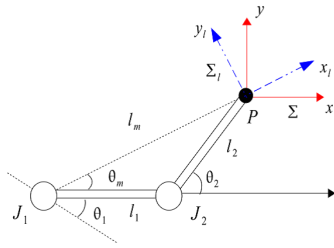


図3 脚座標の定義

Fig. 3. Definition of novel leg coordinate

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_{12} \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + 1 & \sin \theta_2 \\ -\cos \theta_2 - 1 & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} \\ &= \frac{\cos \theta_2 + 1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix} \Delta x + \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} \Delta y \quad (4) \end{aligned}$$

第一関節の一関節筋によるトルクを  $\tau_1$ 、二関節筋によるトルクを  $\tau_3$ 、また脚座標系での点 P の出力を  $f_l^x, f_l^y$  とする。ここでも簡単化のため  $l_1 = l_2 = l$  とすると、脚座標上での静力学は以下のように表される。

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_3 \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l^2 \sin \theta_2 & l^2(1 + \cos \theta_2) \\ -l^2 \sin \theta_2 & l^2(1 + \cos \theta_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_l^x \\ f_l^y \end{pmatrix} \\ &= \frac{l^2 \sin \theta_2}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix} f_l^x + \frac{l^2(\cos \theta_2 + 1)}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} f_l^y \quad (5) \\ \begin{pmatrix} f_l^x \\ f_l^y \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + 1 & -\cos \theta_2 - 1 \\ \sin \theta_2 & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_3 \end{pmatrix} \\ &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} (1 + \cos \theta_2)(\tau_1 - \tau_3) \\ \sin \theta_2(\tau_1 + \tau_3) \end{pmatrix} \quad \dots \quad (6) \end{aligned}$$

以上より、各関節トルクの差のモード、和のモードにより脚座標上での出力  $f_l^x, f_l^y$  がそれぞれ得られる。

#### 4. 脚座標系における先端出力を用いたヤコビ行列を用いない重心速度制御法の提案

人の歩行支持脚モデルの概念図は図2の通りである。  $J_1$  が人の足首、リンク先端 P の質点が上体の重心であり、簡単化のため各リンク長は  $l_1 = l_2 = l$  で等しいものとする。また  $v_{lx}, v_{ly}$  は脚座標系の各方向における速度である。このとき  $J_1$  は固定されており、重心の運動は  $l_m$  を半径とした円周方向の運動となる。

##### 4.1 脚座標を利用した二関節筋駆動による

**重心速度制御法** 提案する制御法では上体重心 P に前進速度指令値  $v^{ref}$  を与え、歩行中に支持脚が縮まないように脚座標系における点 P での出力を用いて重心速度制御を行う。ただし前進速度指令値  $v^{ref}$  は図2において矢状面に与えられるものとする。

前進速度指令値  $v^{ref}$  が与えられた時の、脚座標系での速度指令値  $v_{lx}^{ref}, v_{ly}^{ref}$  は

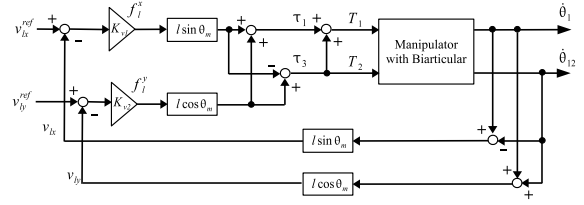


図4 脚座標系での制御系ブロック図

Fig. 4. Control design using leg coordinate

$$v_{lx}^{ref} = 0 \quad \dots \quad (7)$$

$$v_{ly}^{ref} = \frac{v^{ref}}{\sin(\theta_1 + \theta_m)} \quad \dots \quad (8)$$

となる。各方向の実際の重心速度  $v_{lx}, v_{ly}$  は運動学の関係式(3)と脚長  $l_m = l\sqrt{2(1 + \cos \theta_2)}$  により

$$\begin{aligned} v_{lx} &= \frac{l^2 \sin \theta_2}{l_m} (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \\ &= l \sin \theta_m (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \quad \dots \quad (9) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} v_{ly} &= \frac{l^2(1 + \cos \theta_2)}{l_m} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) \\ &= l \cos \theta_m (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) \quad \dots \quad (10) \end{aligned}$$

と表すことができる。式(7)(8)で表される指令値を用いて速度追従制御を行うが、バネ特性による機構の利用を目標としているため、簡単なP制御だけを考えることにする。各方向の速度誤差に対する比例ゲインをそれぞれ  $K_{v1}, K_{v2}$  とすれば、各方向の重心速度を制御するための先端入力  $f_l^x, f_l^y$  は以下のように表される。

$$\begin{aligned} f_l^x &= K_{v1}(v_{lx}^{ref} - v_{lx}) \\ &= -K_{v1}l \sin \theta_m (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \quad \dots \quad (11) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} f_l^y &= K_{v2}(v_{ly}^{ref} - v_{ly}) \\ &= K_{v2} \left( \frac{v^{ref}}{\sin(\theta_1 + \theta_m)} - l \cos \theta_m (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) \right) \quad \dots \quad (12) \end{aligned}$$

したがってこのときの各筋トルク  $\tau_1, \tau_3$  は脚座標系における静力学の関係式(5)と脚長  $l_m$  を用いると以下のようになる。

$$\tau_1 = l \sin \theta_m f_l^x + l \cos \theta_m f_l^y \quad \dots \quad (13)$$

$$\tau_3 = -l \sin \theta_m f_l^x + l \cos \theta_m f_l^y \quad \dots \quad (14)$$

こうして得られたトルクを入力トルクとする。図4に制御系のブロック図を示す。

またこの提案した制御法と比較として挙げる絶対座標系での重心速度制御とは、重心速度指令値  $v^{ref}$  に対してヤコビ行列の逆行列を用いて角速度指令値を求め、その角速度指令値を各関節トルク ( $T_1, T_2$ ) を用いて制御するというものである。図4のブロック図からも分かるように、提案手法ではヤコビ行列などの計算が不要であるため、簡単な制御器での構成が可能である。

表 1 シミュレーションの各パラメータ

Table 1. Parameters of simulation model

$g = 9.8[\text{m/s}^2]$	$m_0 = 4[\text{kg}]$	$m_1 = 0.5[\text{kg}]$
$m_2 = 0.5[\text{kg}]$	$l_1 = 0.165[\text{m}]$	$l_2 = 0.165[\text{m}]$
$I_1 = 0.015[\text{kgm}^2]$	$I_2 = 0.015[\text{kgm}^2]$	$v^{ref} = 0.5[\text{m/s}]$

4.2 提案手法による前進歩行シミュレーション 膝下に装着する短下肢装具の開発を想定しているため、シミュレーション上の仮定として3節で述べた2リンクマニピュレータの第一関節  $J_1$  は、歩行支持脚モデルの足首に相当するものとする。使用したパラメータを表1に示す。ただし、歩行支持脚モデルのシミュレーションは支持脚踏込時から蹴り出し時までとする。また、 $v^{ref}$  は前進歩行のための重心速度指令値である。

シミュレーションは歩行支持脚モデルに対して第一関節  $J_1$  の一関節筋による筋トルク  $\tau_1$  と二関節筋による筋トルク  $\tau_3$  のみを考慮し、本節で述べた脚座標系における  $(f_i^x, f_i^y)$  を用いた制御法と、絶対座標系における関節トルク  $(T_1, T_2)$  を用いた従来の制御法との比較を行う。またそれぞれの制御法を  $(f_i^x, f_i^y), (T_1, T_2)$  による制御法とする。

4.2.1 支持脚モデルの挙動確認による提案手法の有効性の検証 まずパラメータによって得られた上体の重心速度と、その時の支持脚モデルの挙動のシミュレーション結果を示す。

図5に支持脚モデルにおける上体の重心速度の追従結果と、そのときの入力トルクを示す。図5(a)は重心の速度指令値と実際の重心速度であり、提案する制御法では速度指令値によく追従している。図5(b)に示す入力トルクの結果では、二つの入力トルクが同等の大きさになっているが、これは両トルクの協調による出力制御が行われていることを示しており、二関節筋が存在することによって効率的に推進力を出力していることを示している。また図6は前進歩行時の支持脚モデルの挙動をスティック線図により表したものである。図の左端が踏込であり、右端が蹴り出しになっている。この図からも重心が前進歩行に必要な推進力を得ていることが確認できる。

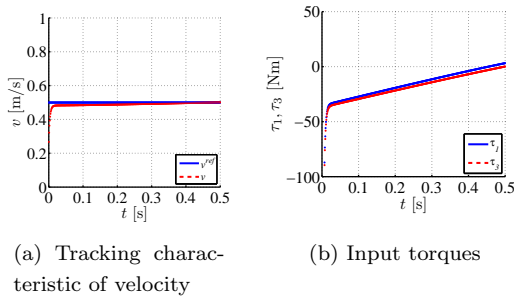


図 5 脚座標系でのシミュレーション結果

Fig. 5. Simulation results with biarticular muscle and leg coordinate

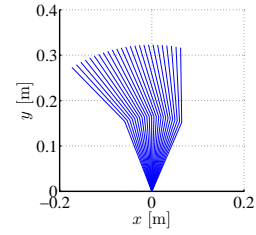


図 6 支持脚モデルのスティック線図

Fig. 6. Stick diagram of leg model during stance phase

4.2.2 従来の座標系を用いた制御法との比較 重心速度制御の提案手法の有効性を確認するために、ここでは各関節トルク  $T_1, T_2$  を用いた重心速度制御法との比較を行う。

図7に支持脚モデルにおける上体の重心速度の追従結果と、そのときの入力トルクを示す。図7(a)よりオーバーシュートが生じているが、4.2.1 と同等の追従特性が得られている。また入力トルクを示した図7(b)では、提案手法とほとんど変わらない結果が得られた。しかしこの  $(T_1, T_2)$  による制御法の  $(f_i^x, f_i^y)$  による提案手法との大きな違いは、各関節の入力トルクを算出する際にヤコビ行列の逆行列を計算しなければいけないことである。

以上の結果により、脚座標系における力  $(f_i^x, f_i^y)$  を用いることで、ヤコビ行列などの複雑な計算を行わなくてよい簡単な制御系を組むことができ、追従特性を損なうことなく歩行支持脚モデルの重心速度制御を行えることが確認できた。

### 5. 受動的なバネ機構による二関節筋を利用した重心速度制御

二関節筋トルク  $\tau_3$  を利用して座標系を適切に変換することで、各関節トルクによる制御系よりも簡単な制御系を構築することができた。制御系の簡単化に伴い、機構面での簡単化をめざし、二関節筋トルク  $\tau_3$  を角度  $\theta_{12}$  に対して完全に受動的なものとみなすことで、二関節筋を簡単なバネによって再現することを目標とする。このような簡単な機構を考慮することで、実際に装具に適用する際に、装具を使用する患者の負担を低減することが可能である。図8に目標とする短下肢装具の概念図を示す。足首部分にモータ

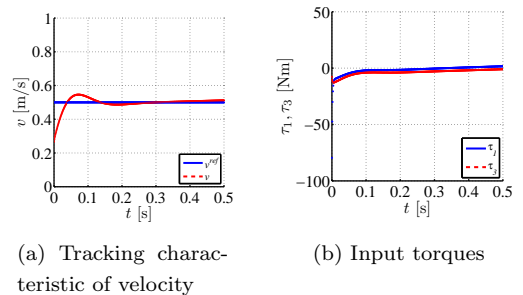


図 7 関節トルクによる結果

Fig. 7. Simulation results with joint torque inputs

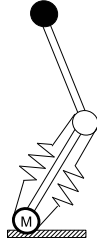


図 8 パネを二関節筋機構として有する短下肢装具

Fig. 8. Conceptual diagram of ankle foot orthosis with spring as biarticular muscle

を配置し、足首と膝の間にパネを配置した機構を想定している。

5.1 パネ係数を用いた速度指令値生成法 まず支持歩行における角度変位  $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  に対して、各筋トルク  $\tau_1, \tau_3$  が以下のように表されると仮定する。

$$\tau_1 = K_1 \Delta\theta_1 \dots \dots \dots (15)$$

$$\tau_3 = K_{12} \Delta\theta_{12} \dots \dots \dots (16)$$

ただし角度変位  $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  はつり合い角  $\theta_1^o, \theta_{12}^o$  に対する変位とし、以下のように定義される。

$$\Delta\theta_1 = \theta_1^o - \theta_1 \dots \dots \dots (17)$$

$$\Delta\theta_{12} = \theta_{12}^o - \theta_{12} \dots \dots \dots (18)$$

この  $\tau_1, \tau_3$  による重心の脚座標系におけるパネ反力を計算する。脚座標系における静力学についての関係式 (6) により、マニピュレータ先端の各出力  $f_i^x, f_i^y$  は

$$f_i^x = \frac{1 + \cos \theta_2}{l_m \sin \theta_2} (K_1 \Delta\theta_1 - K_{12} \Delta\theta_{12}) \dots \dots \dots (19)$$

$$f_i^y = \frac{1}{l_m} (K_1 \Delta\theta_1 + K_{12} \Delta\theta_{12}) \dots \dots \dots (20)$$

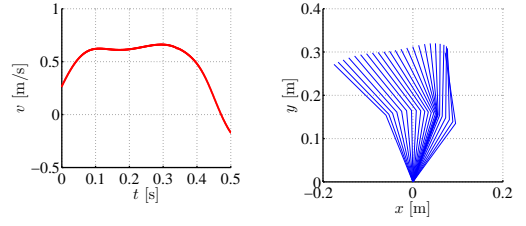
となり、簡単化のために  $K_1 = K_{12} = K_c$  として運動学についての関係式 (4) を用いて整理すると

$$f_i^x = \frac{2K_c(1 + \cos \theta_2)}{l_m^2(1 - \cos \theta_2)} \Delta x_l \dots \dots \dots (21)$$

$$f_i^y = \frac{2K_c}{l_m^2} \Delta y_l \dots \dots \dots (22)$$

となる。これらの式 (21)(22) によれば、各トルク  $\tau_1, \tau_3$  のそれぞれのパネ反力設計により生成されるパネ反力  $f_i^x, f_i^y$  は、それぞれ  $x_l, y_l$  方向に互いに干渉なく独立に作用するようになっている。

次に式 (21)(22) に自由な位置指令値  $x_l^{ref}, y_l^{ref}$  を与える。 $x_l^{ref}$  は支持脚の脚長  $l_m$  を維持することを目的とし、追加すべき指令値は必要なく  $x_l^{ref} = 0$  でよい。また  $y_l^{ref}$  は任意の重心速度生成のために自由に与えることとする。そのため式 (21)(22) に任意の追加指令値  $y_l^{ref}$  を入れ、式 (5) を用いて各トルク  $\tau_1, \tau_3$  に直すと、以下のような制御則が得られる。



(a) Tracking characteristic velocity

(b) Stick diagram

図 9 シミュレーション結果  
Fig. 9. Result of simulation

$$\tau_1 = K_c \Delta\theta_1 + \frac{K_c}{l_m} y_l^{ref} \dots \dots \dots (23)$$

$$\tau_3 = K_c \Delta\theta_{12} + \frac{K_c}{l_m} y_l^{ref} \dots \dots \dots (24)$$

ただし  $l_m = l\sqrt{2(1 + \cos \theta_2)}$  を用いた。ここで注目すべき点は式 (5) のように各トルク  $\tau_1, \tau_3$  の和のモードは  $y_l$  方向に、差のモードは  $x_l$  方向に作用する力になるということであり、式 (23)(24) は追加的な和のモードの入力を入れることで  $y_l$  方向の速度制御を実現しているということである。

さらにもう一つ考慮すべき点として、二関節筋トルク  $\tau_3$  は受動的に決まる入力であり、自由な指令値入力を追加できないことである。そこで  $\Delta\theta_{12}$  に対して受動的で時不変なパネ特性を  $K^{fix}$  とおくと、二関節筋トルク  $\tau_3$  は以下のように表される。

$$\tau_3 = K^{fix} \Delta\theta_{12} \dots \dots \dots (25)$$

そこで指令値情報を  $\tau_1$  に取り込むため、式 (25) のパネ特性を式 (26) のように分解する。

$$K^{fix} = K_c + K_r \dots \dots \dots (26)$$

$$K_r = \frac{K_c y_l^{ref}}{l_m \Delta\theta_{12}} \dots \dots \dots (27)$$

ここで  $K_r$  を  $y_l^{ref}$  による可変量と見ること、式 (25) の受動的で時不変なパネ特性  $K^{fix}$  を利用し、式 (24) の二関節筋トルク  $\tau_3$  を入れることにする。

この指令値に関する  $K_r \Delta\theta_{12}$  を式 (28) のように  $\tau_1$  にも和のモードとして追加することで、 $f_i^y$  方向に指令値を入れることにする。

$$\tau_1 = K_c \Delta\theta_1 + K_r \Delta\theta_{12} \dots \dots \dots (28)$$

以上の式 (25)(28) により、下肢の二関節筋をパネによって再現した際の各入力トルクが得られ、運動に伴った推進力を得ることが可能である。

5.2 提案手法による受動機構二関節筋を利用した歩行支持脚モデルのシミュレーション 位置指令値として  $\Delta y_l^{ref} = -0.001[m]$  を与え、脚長指令値  $l_m^{ref} = 0.325[m]$  とすることで支持脚を保ったまま前進歩行を行うようにす

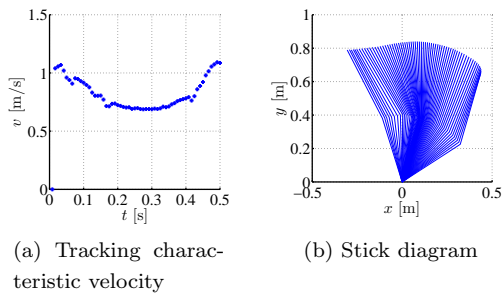


図 10 人の歩行データ  
Fig. 10. Data of human walking

る。またつり合い角は脚長指令値  $l_m^{ref}$  と、 $\theta_1 + \theta_m = \pi/2$  となる位置をつり合い角  $\theta_1^0, \theta_2^0$  とする。

定数ゲイン  $K^{fix} = 17[\text{Nm/rad}]$  としたときのシミュレーション結果を図 9 に示す。図 9(a) は歩行時の重心速度である。重心速度は初め前進方向に速度が出ており、パネの反力による推進力を得ることができている。その後次第に後退方向に速度が発生し、これはパネによる反力のためであり、蹴り出し動作に有効に作用する可能性がある。図 9(b) はこのときの支持脚の姿勢である。これにより正常に支持脚が前進していることが分かる。また定常的な位置指令値を与えただけではパネによる反力のみであるため、所望の前進速度に制御することは難しいと考えられる。

5.3 人の歩行データとの比較 パラメータは異なるが、比較のために、実際の人の歩行における支持脚の挙動を図 10 に示す。この歩行データは星城大学の阿部友和助教に頂いたものである。シミュレーションでの重心速度は、一旦前進方向に一定になってから後退速度となっていたが、図 10(a) より人の実際の重心速度は歩行に伴って円弧状に出ていることが見て取れる。また図 10(b) は支持脚の姿勢を表しているが、これはシミュレーション結果とほとんど変わらない。

## 6. まとめと考察

従来の関節トルクに着目した短下肢装具では重度の片麻痺者への歩行アシストは困難であると考え、人の筋配置を模倣することで重心速度制御のための推進力をアシストするような短下肢装具の開発を目指した。まず二関節筋配置と相性の良い座標変換を用いることで、重心速度制御のための簡単な制御系設計を行った。そして、第一関節の一関節筋トルク  $\tau_1$  と二関節筋トルク  $\tau_3$  において、下肢に存在する二関節筋である腓腹筋を簡単なパネによって再現することで、短下肢装具に使用する患者の負担軽減をはかった。

脚座標系での先端出力を用いた重心速度制御法を提案し、関節トルクによる制御法との比較を行った。その結果、提案手法によりヤコビ行列を用いることなく簡単な制御系を設計することができ、前進歩行に必要な推進力を得ることで重心速度指令値に対して適切な追従を行うことができた。

また、簡単なパネ機構によって脚長維持を行いつつ前進

歩行が可能であったが、ゲイン  $K_r$  の分母が零になる瞬間があるために、歩行中期において入力トルクが発散してしまった。このままでは上体の重心速度を上手く制御することは難しいと考えられる。さらに今回、実際の人の歩行データとも比較を行った結果、歩行中の支持脚の姿勢はほとんど同じであったが、重心速度は歩行に伴い円弧状になっており、シミュレーションの結果とはやや異なるものであった。

今後の課題として機構を単純化するための入力トルク  $\tau_1, \tau_3$  を改善するとともに、提案した脚座標系での制御法を実験で検証することである。さらに支持脚モデルに対して脚の切り替えを行うようにし、実際の歩行モデルを構築する必要がある。

## 参考文献

- (1) Joaquin A. Blaya, Hugh Herr: "Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait", *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 24-31, March 2004
- (2) S. Yamamoto: "Development of Ankle Foot Orthosis for Hemiplegic Patients Based on Gait Analysis", *Rigakuryoho Kagaku*, vol. 18, no. 3, pp. 115-121, 2003(in Japanese)  
山本澄子: "動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発", *理学療法科学*, vol. 18, no. 3, pp. 115-121, 2003
- (3) 熊本水頼: "ヒューマノイド工学-生物進化から学ぶ2関節筋口ボット機構-", pp. 103-118, 東京電機大学出版局。
- (4) 江原義弘, 窪田俊夫, 土屋辰夫, 野坂利也, 山本澄子: "下肢装具のバイオメカニクス-片麻痺歩行と装具の基礎力学-", 日本義肢装具学会編, 医歯薬出版株式会社。
- (5) R. Blickhan: "The spring-mass model for running and hopping", *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 11-12, pp. 1217-1227, 1989
- (6) M. A. Lewis, M. R. Bunting, B. Salemi, H. Hoffmann: "Toward Ultra High Speed Locomotions: Design and Test of a Cheetah Robot Hind Limb", *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, May, 2011, pp. 1990-1996
- (7) F. Iida, J. Rummel, A. Seyfarth: "Bipedal walking and running with spring-like biarticular muscles", *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 3, pp. 656-667, 2008
- (8) T. J. Klein, M. A. Lewis: "A robot leg based on mammalian muscle architecture", in *2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomechanics (RO-BIO)*, IEEE, pp. 2521-2526, December, 2009
- (9) Sehoon Oh, Yasuto Kimura, Yoichi Hori: "Reaction Force Control of Robot Manipulator Based on Biarticular Muscle Viscoelasticity Control", *IEEE/ASME International Conference*, July 2010
- (10) N. Hogan: "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles", *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, no. 8, pp. 681-690, Aug. 1984