

二関節筋駆動を備えた Mono-Bi システムに基づく 速度制御を用いた歩行アシスト制御の有効性

園川真太 (東京大学) 金潤河 (東京大学) 呉世訓 (東京大学)
堀洋一 (東京大学) 阿部友和 (星城大学)

1. はじめに

日本三大死因の一つである脳卒中に代表される脳血管疾患や、生活習慣病による後遺症として片麻痺が挙げられる。片麻痺になれば人の最も基本動作である歩行が困難な上に、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。

片麻痺者を支援する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 らや山本らは足関節の剛性を可変にすることで、歩行時のバランス維持のほか、事故や症状悪化を防ぐような短下肢装具を開発している [1],[2]。しかし、より歩行能力の低い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ことが可能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。二関節筋駆動はあまり考慮されていなかったが、この二関節筋を取り入れた生物四肢モデルを適用することにより、マニピュレータ先端の出力特性において有効に働くことが熊本らや Hogan らによって明らかにされている [3],[4]。しかしながら必要な出力に対するアクチュエータの総トルクの増加や、入力冗長性などの問題があり、現在のロボットに適用している例は未だ少ない。

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福祉工学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いるものが多く、生物四肢モデルとの対応は成されていない。そのため本稿では生体機構を考慮した新しい装具が必要と考え、二関節筋駆動の冗長性を考慮した Mono-Bi システムを用い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。提案する制御法に対し、従来のヤコビ行列による各関節トルクを用いた制御法を挙げ、それぞれにおいて外乱抑圧特性を比較する。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受動要素によって再現した、簡単な機構の短下肢装具への応用を目指す。

2. 二関節同時駆動機構モデルと Mono-Bi システム

生物の身体は様々な筋によって駆動されているが、生物四肢の運動を平面内に限定すると図 1 の左に示すような三対六筋モデルで表すことができる [3]。 $f_i, \{i = 1, 2, 3\}$ は屈曲筋、 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

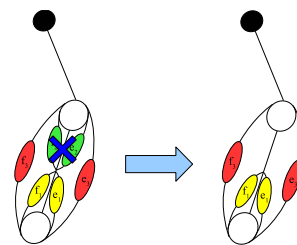


図 1 Animal limb model & Mono-Bi system

して f_3, e_3 は二つの関節に跨る二関節筋である。これらに筋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、第一、第二関節の各関節に発生するトルク T_1, T_2 は以下の式で表される。

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

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

これらの (2) 式により二関節筋駆動は出力に対して冗長システムとなるが、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 [5]、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. Mono-Bi システムに基づく座標系及び運動の記述

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 [6]。自力で歩行が困難な片麻痺者に対し、前進歩行のための推進力を腰部にあたる上体重心に発生させることのできる短下肢装具開発のために、本稿では歩行時の支持脚モデルにおい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、三対六筋モデルにおいて、第一関節の一関節筋対 τ_1 と二関節筋対 τ_3 のみを装備した図 1 のような Mono-Bi システムを提案する。すなわち第二関節の一関節筋対 $\tau_2 = 0$ である。Mono-Bi システムを利用することで、出力に対する入力冗長性を考慮する必要がなくなる。さらに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 二関節筋制御入出力に適した脚座標系の提案

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、本稿では図 2 のように第一リンクを固定した座標系での運動を提案する。 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

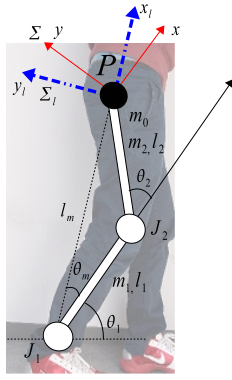


図 2 Definition of novel Leg coordinate

度は θ_1, θ_2 とする．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 Σ_l 座標系での運動が論じやすくなる．この Σ_l 座標系を脚座標と呼ぶことにする．

3.2 脚座標系における運動学及び静力学の導出

図 2 の脚座標系において、 l_m は第一関節 J_1 と先端 P を結ぶ直線の長さ、 θ_1 は絶対座標系と Σ 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 θ_1, θ_{12} の変位とする．簡単化のため $l_1 = l_2 = l$ とすると、脚座標系での運動学と逆運動学はそれぞれ以下のように表される．

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

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

本稿では第一関節の一関節筋対によるトルクを τ_1 、二関節筋対によるトルクを τ_{12} 、また脚座標系での点 P の出力を f_{lx}, f_{ly} とする．ここでも簡単化のため $l_1 = l_2 = l$ とすると、脚座標系での静力学は以下のように表される．

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = \frac{l^2 \sin \theta_2}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix} f_{lx} + \frac{l^2 (\cos \theta_2 + 1)}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} f_{ly} \quad (5)$$

$$\begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} = \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} (1 + \cos \theta_2) (\tau_1 - \tau_{12}) \\ \sin \theta_2 (\tau_1 + \tau_{12}) \end{pmatrix} \quad (6)$$

以上より、各筋対トルク τ_1, τ_{12} の差のモード、和のモードにより極座標系での出力 f_{lx}, f_{ly} 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重心速度制御法の提案

本稿では図 2 に示されるような 2 リンク支持脚モデルを用いる．支持脚モデルの運動は矢状面に限定する．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 が人の足関節、 J_2 が人の膝関節、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 、上体の重心となる質点 P の質量を m_0 とする．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．支持脚モデルの運動を考える際には J_1 は地面に固定されており、重心の運動は脚長 l_m を半径とした円周方向の運動となる．

4.1 脚座標系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、歩行中に支持脚を指令値 l_m^{ref} に追従させながら脚座標系における点 P に発生する力 (f_{lx}, f_{ly}) を用いて重心速度制御を行う．

脚座標系での各方向の実際的な重心速度 v_{lx}, v_{ly} は運動学の関係式 (3) と脚長 $l_m = 2l \cos \theta_m$ により

$$v_{lx} = l \sin \theta_m (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \quad (7)$$

$$v_{ly} = l \cos \theta_m (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) \quad (8)$$

と表すことができる．脚長誤差に対するゲインを K_p 、各方向の速度誤差に対するゲインをそれぞれ K_{dx}, K_{dy} とし、点 P に発生する各方向の制御入力 f_{lx}, f_{ly} を以下のように表す．

$$f_{lx} = K_p (l_m^{ref} - l_m) + K_{dx} (v_{lx}^{ref} - v_{lx}) \quad (9)$$

$$f_{ly} = K_{dy} (v_{ly}^{ref} - v_{ly}) \quad (10)$$

ただし、本稿においては $v_{lx}^{ref} = 0$ とする．こうすることにより制御入力 f_{lx} は脚長 l_m に対する PD 制御に等価である．図 3 にこのときのブロック図を示す．

4.2 二関節筋対トルク τ_{12} が受動要素でない場合

4.2.1 入力トルクの決定

(9)(10) 式で表される制御入力において $v_{lx}^{ref} = 0$ であることに留意すると、各筋対トルク τ_1, τ_{12} は脚座標系における静力学の関係式 (5) と脚長 l_m を用いて以下のように表される．

$$\tau_1 = K_p l \sin \theta_m (l_m^{ref} - l_m) + K_{dl} \cos \theta_m v_{ly}^{ref} - K_{dl} l^2 (\dot{\theta}_1 - \cos \theta_m \dot{\theta}_{12}) \quad (11)$$

$$\tau_{12} = -K_p l \sin \theta_m (l_m^{ref} - l_m) + K_{dl} \cos \theta_m v_{ly}^{ref} - K_{dl} l^2 (\cos \theta_m \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \quad (12)$$

ただしそれぞれの微分ゲインは $K_{dx} = K_{dy} = K$ とした．こうして得られたトルクを入力トルクとする．

4.2.2 提案手法によるシミュレーション

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．初期姿勢は $(\theta_1, \theta_2) = (1.8, 0.4)$ [rad] とし、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．また各軸方向の速度

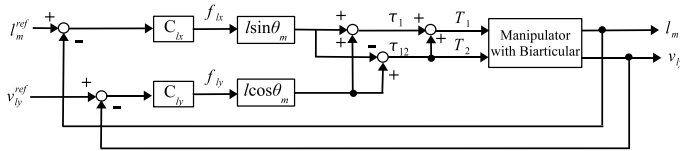


図 3 Block diagram using Leg coordinate

表 1 Parameters of simulation model

$g = 9.8[\text{m/s}^2]$	$m_0 = 50[\text{kg}]$	$m_1 = 1.8[\text{kg}]$
$m_2 = 3.6[\text{kg}]$	$l_1 = 0.4[\text{m}]$	$l_2 = 0.4[\text{m}]$
$I_1 = 0.217[\text{kgm}^2]$	$I_2 = 0.434[\text{kgm}^2]$	$l_m^{ref} = 0.78[\text{m}]$

指令値は前進方向に与え、その大きさは $(v_{lx}^{ref}, v_{ly}^{ref}) = (0.0, 1.0)[\text{m/s}]$ である。さらにそれぞれのゲインは重心点 P を簡単なマスモデルで表されるプラントと仮定した極配置により決定した。本稿では極を $\omega = 50[\text{rad/s}]$ としてシミュレーションを行った。

4.2.3 人の実際の挙動とシミュレーション結果

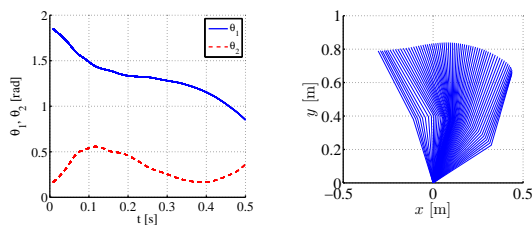
まず健康な人の歩行動作一步分の脚の足関節角度 θ_1 、膝関節角度 θ_2 と、その時の挙動をそれぞれ図 4 に示す。

次に二関節筋対トルクが受動要素でない場合のシミュレーション結果を図 5 に示す。歩行動作一步分における支持脚の各関節角度を見てみると、人の実際のデータと似た結果が得られている。また、速度指令値に対しても非常によい応答性と追従性を示している。

4.2.4 体重の影響による外乱特性

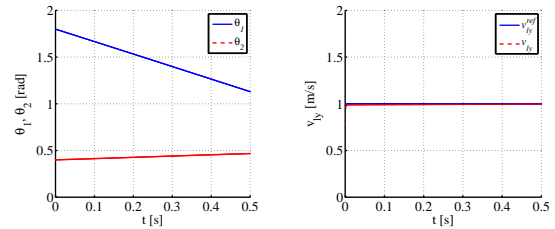
片麻痺者への歩行アシストを考慮しているため、外乱とみなせる体重の影響を考慮する必要がある。この体重による外乱は脚座標系において f_{lx} 方向によるものが大きいと考えられるため、ここでは f_{lx} 方向にのみ外乱が入ったときの外乱特性を見る。提案する脚座標系による重心速度の有効性を検証するために、従来の絶対座標系におけるヤコビ行列を使用する先端出力を用いた場合の外乱特性と比較した。それぞれ時刻 $0.25 \leq t \leq 0.5$ において、 f_{lx} 方向に $1000[\text{N}]$ の大きさの外乱をそれぞれ与えた。その時の結果を図 6 に示す。

結果から分かるように、提案する脚座標系での制御においてはほとんど影響を受けていないのに対し、従



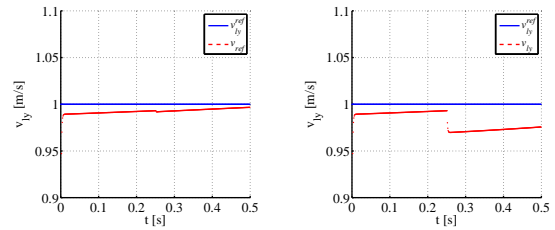
(a) joint angles θ_1, θ_2 (b) stick diagram

図 4 Stick diagram and joint angles of human



(a) joint angles : θ_1, θ_2 (b) velocity : v_{ly}

図 5 Velocity control using Mono-Bi system



(a) Based on the Leg coordinate (b) Based on the Absolute coordinate

図 6 Disturbance characteristic

来のヤコビ行列を用いた制御では外乱の影響を大きく受けている。外乱印加後の収束速度は変化していないことから外乱の与え方が大きく関係していると考えられる。提案する速度制御は歩行時の脚長や速度と同じ方向に制御入力を入れており、同じ方向の外乱に即座に回答出来ていると考えられる。一方で、ヤコビ行列を用いた制御入力では、絶対座標系における双方向の入力に外乱が影響してくるため、応答が遅くなっていると考えられる。したがって、歩行アシストを考慮した制御においては、提案する Mono-Bi システムと脚座標系に基づいた制御が有効であると言える。

4.2.5 実験機による速度制御法の検証

使用した実験機 BiWi2 を図 7 に示す。Maxon 社製の DC モータを使用しており、三対六筋のうち六筋全てをモータにより再現している。それぞれのモータのプーリと各関節間をワイヤで結ぶことにより二関節同時駆動を再現している。

実験では初期値として $(v_{lx}, v_{ly}) = (0.0, 0.0)[\text{m/s}]$ 、速度指令値として $(v_{lx}^{ref}, v_{ly}^{ref}) = (0.0, 0.5)[\text{m/s}]$ を与え、(11)(12) 式で表される受動要素を含まない入力トルクを用いて重心速度制御の実験的検証を行った。図 8 にそのときの実験結果を示す。前進速度 v_{ly} においてはシミュレーションと異なり、立ち上がりの際にややオーバーシュートが見られるが、 v_{lx}, v_{ly} のいずれもよい追従性を示してしていることが実験により確認できた。

4.3 二関節筋対トルク τ_{12} が受動要素である場合

4.3.1 入力トルクの決定

二つの関節に跨っているという二関節筋対の特性に着目し、(11),(12) 式で表される入力トルクに対して、

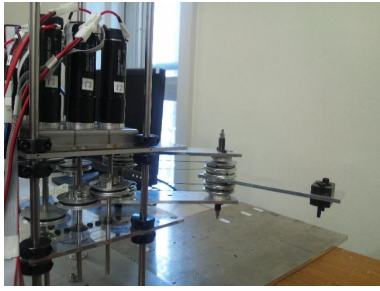
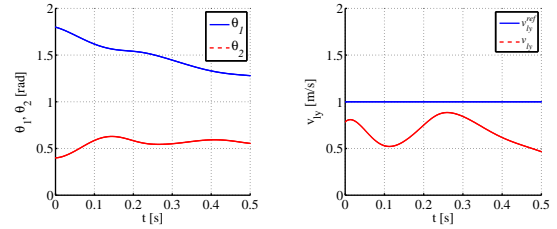
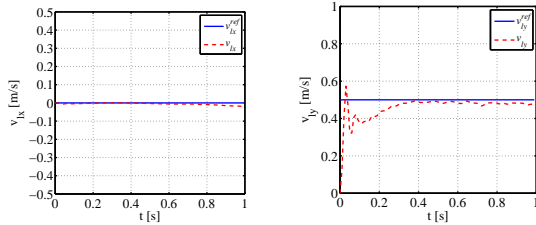


図 7 Experimental setup : BiWi2



(a) joint angles : θ_1, θ_2 (b) velocity : v_{ly}

図 9 Velocity control with passive elements



(a) velocity for keeping leg length : v_{lx} (b) propellant velocity of center of mass : v_{ly}

図 8 Experimental result of velocity control : v_{lx}, v_{ly}

二関節筋対トルク τ_{12} が運動に対して弾性トルクを発生させる受動要素であると仮定する．すなわち (12) 式で表される入力トルクが

$$\tau_{12} = K_{fix} \Delta\theta_{12} \quad (13)$$

$$\Delta\theta_{12} = \theta_{12}^0 - \theta_{12} \quad (14)$$

と表される場合である．このとき $\Delta\theta_{12}$ はバネのつり合い位置 θ_{12}^0 からの角度変位である．また弾性係数 K_{fix} の導入により，速度誤差に対するゲイン K_d は (12), (13) 式により以下の (15) 式となる．

$$K_d = \frac{K_{fix} \Delta\theta_{12} + K_p l \sin \theta_m (l_m^{ref} - l_m)}{l \cos \theta_m v_{ly}^{ref} - l^2 (\cos \theta_m \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12})} \quad (15)$$

これらより，運動に対する受動要素として二関節筋対トルク τ_{12} を含む場合には，(11), (13) 式で表される入力トルクとなる．

4.3.2 受動要素を利用した場合のシミュレーション

シミュレーションを行うに当たり，各ゲインは予め決定する弾性係数 K_{fix} と，受動要素でない場合に用いた簡単なマスモデルによる極配置を利用して決定した．弾性係数は $K_{fix} = 550[\text{Nm/rad}]$ とし，極は先程のシミュレーションと同じ $\omega = 50[\text{rad/s}]$ とした．このようにして各ゲインを決定し，二関節筋対トルク τ_{12} が受動要素である場合のシミュレーション結果を図 9 に示す．

各関節角度を見てみると，図 4(a) で見られる実際の人のデータと似た結果が得られていることが分かる．また重心速度に関しては弾性力による動揺は見られるが，後退するような速度にはなっておらず，指令値に追従しようとしていることが見られる．

5. まとめと考察

従来の三対六筋モデルに対して，第二関節の一関節筋対を排除した Mono-Bi システムを提案し，これに伴い新しい座標系である脚座標を用いることで，運動記述の簡易化を示した．またこの Mono-Bi システムを支持脚モデルとして重心速度制御を行ったところ，実際の人の歩行に類似した挙動や各関節角度を得ることができ，歩行動作を行うための重心速度も得ることが出来た．さらに従来のヤコビ行列を利用した速度制御よりも体重の影響による外乱抑圧特性が良いことが確認でき，脚座標による速度制御が歩行アシスト制御に有効であることが示せた．また二関節筋対トルク τ_{12} が受動要素である場合においても人の歩行に近い挙動や関節角度を得ることができ，二関節筋による弾性力を利用した重心速度を得ることが出来た．

今後は人の実際のデータとより比較することで指令値生成法やパラメータの関係を明確にするとともに，脚の切り替え考慮による歩行動作への拡張を行う．さらに歩行装具試作機を製作し，提案する制御法の有効性を実機により検証する予定である．

参考文献

- [1] J. A. Blaya, H. 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, 2004.
- [2] 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関節筋ロボット機構-", 東京電機大学出版局, 2006.
- [4] N. Hogan: "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles", *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, no. 8, pp. 681-690, 1984.
- [5] S. Oh, Y. Kimura, Y. Hori: "Reaction Force Control of Robot Manipulator Based on Biarticular Muscle Viscoelasticity Control", *IEEE/ASME International Conference*, pp. 1105-1110, 2010.
- [6] 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-, 医歯薬出版株式会社, 1996