動力股義足遊脚期制御器の開発と実験評価*

島 直輝^{*1}, 久保 勉^{*2}, 井上 剛伸^{*1}Development of a Powered Hip Disarticulation Prosthesis
with Swing Phase ControllerNaoki HATA^{*3}, Tsutomu KUBO and Takenobu INOUE^{*3} Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities,
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan

Our proposed powered hip disarticulation prosthesis is a capable to maneuver its hip and knee joint by two geared electric motors. To realize a semi-automatic walking controller depending on a motion of the one's own limb, a swing phase controller, which adjusts the angle of the hip joint at time of foot contact, is implemented in a walking simulation and actual walking experiments. 7th DOF walking simulation, which can move on a sagittal plane, with our proposed method shows a dynamic response that a walking model can walk on a flat floor with varying walking speed as changing the walking speed command. And by a normal subject who wears the prosthesis below his hip with his knee rising on the same side and three users of hip disarticulation prosthesis, walking experiments with varying a swing phase controller's gain for the rotation speed of hip joint of supporting leg has performed on a flat floor. Consequently, completely independent one side robotic lower limb, which has a quite simple swing phase controller, assists the walking successively in normal way.

Key Words: Legged Locomotion, Medical and Welfare Assistance, Robot, Biomechanics, Swing Phase Controller

1. は じ め に

動力義足の研究については、国内においても大腿義足に関する報告⁽¹⁾などが既にあるが、十分な出力を得るために油圧を用いるなど重量面での欠点が多く解決されないでいた。

近年のモータ技術をはじめ、演算装置などの軽薄短小・高性能化、電池技術の向上から、これまでは実現困難であった義足や歩行補助装具の動力化⁽²⁾が現実的な段階となってきた。動力化における長所は、より確実な動作の生成である。受動的な機構では、例えば躓きや向かい風で遊脚の運動が妨げられた場合、その運動量を回復することは難しい。さらに、装具であれば脚力を補助するという効果や歩容矯正といった効果があげられる。しかしながら、対象者は障害者や運動能力の低い使用者であるから、軽量・動作の単純化は重要な要素となっている。そのため、自由度を制限し、駆動力も抑えた仕様でなければならず、歩行制御の対象は自ずと遊脚に向けられることとなる。義足に関

し、遊脚中の制御では鈴木ら(2004)⁽³⁾が二重振り子モデルから遊脚期中の股関節とひざ関節の駆動トルクの必要性を見出している。遊脚期の制御に必要な役割は、つま先と床面との間に十分なクリアランスを保ちながら振り出し、歩行速度を安定に維持又は補償する着地位置を実現することである。また、歩行速度の変化に対しての歩数と歩幅の変化に関する研究⁽⁴⁾⁽⁵⁾によると健康者の比較的低速な歩行速度(5~6 km/h)以内では歩行速度の変化は歩幅の変化に依存する傾向が強いことが報告されている。歩幅すなわち着地位置を決定する手法に関する従来の研究では、Gubina, et al. (1974)⁽⁶⁾, Miura, Shimoyama (1984)⁽⁷⁾が、倒立振り子の運動方程式を基本として離散的な着地位置切り替え時点で目標とする歩幅、歩行速度に収束させる制御則を提案している。Townsend (1985)⁽⁸⁾は、前額面での着地位置に関して解析的な手法により重心運動の揺動を均一化する指針を示した。Redfern, et al. (1994)⁽⁹⁾は、定常歩行の際の支持脚の倒れこみ角度と遊脚の振り出し角度との関係について検証を行い、定常歩行中は相対的な角度となっていることを見出した。

本稿では、定常歩行のみならず過渡的な歩容変化に対応可能な遊脚振り出し制御を提案する。主として義

* 原稿受付 2008年6月10日。

^{*1} 正員, 国立障害者リハビリテーションセンター(研究所)
(〒359-8555 所沢市並木4-1)。^{*2} 国立障害者リハビリテーションセンター(研究所)。
E-mail: hata@rehab.go.jp

足や歩行補助装具への応用を想定し、支持脚の運動情報に基づく遊脚振り出し制御を備えたシステムについて歩行モデルによる数値解析と動力股義足試作機による歩行実験により、提案する遊脚振り出し制御の効果を明らかにする。

2. 歩行モデルの定義

2.1 矢状面ヒト歩行モデル 歩行モデルは2次元平面のみを考え、ヒトを側面から見た方向(矢状面)での運動を扱う。頭部、腕の重量は厳密には考慮せず、胴体に重心が存在するものとする。床面との接触は脚先端のみの点接触とし、脚先端接触点におけるトルク出力は行えないものとする。床面から粘弾性特性による反力を受けて、床面には極微量沈み込むものとする。脚構成は、矢状面上での股関節軸とひざ関節軸を有する。図1に示す記号配置を参考に、以下に歩行モデルの設定値をまとめる。

mass m_1, m_2, m_3	40, 5, 5 kg
moment of inertia I_1, I_2, I_3	0.833 3, 0.104 2, 0.104 2 kg·m ²
location of CoG L_c	0.25 m
length of link (l_1, l_2) L	0.5 m

各パラメータ値は、実験機重量や実験に協力いただく被験者らの体重と身長を参考に、構成のシンプルな数値を用いた。

各仕様は左右脚ともに同様である。したがって、モデルの総重量は60 kgとなる。なお、慣性質量は、質点位置を回転中心とした場合のものである。また、取り扱いの簡素化のため、ふとももとすねの長さは同じとする。座標系の扱いとして、図2に示すように破線で示す直線を基準にCW方向を正方向として、股関節軸角度を ψ 、ひざ関節軸角度を θ とする。胴体はCCW方向を正方向としてその角度を ξ とする。また、脚先端から股関節軸までの距離を D とする。その際、この線分の傾きを ϕ とする。

2.2 床環境モデル 床面のモデルは粘弾性特性

で表現し、垂直抗力 F_{contact} と水平抗力 F_{fric} の2方向を持つ反力ベクトルを考える。支持脚部先端の座標を (x, z) 、床面高さを $z=0$ とすれば、以下により算出される。

$$F_{\text{contact}} = \max(0, -k_1 \cdot z - k_2 \cdot \dot{z}) \quad \cdots \cdots (1)$$

$$F_{\text{fric}} = -k_3 \cdot \dot{x} \quad (\text{if } |F_{\text{fric}}| \leq k_4 \cdot F_{\text{contact}}) \quad \cdots \cdots (2)$$

$$F_{\text{fric}} = -\text{sign}(\dot{x}) \cdot k_4 \cdot F_{\text{contact}} \quad (\text{if } |F_{\text{fric}}| > k_4 \cdot F_{\text{contact}}) \quad \cdots \cdots (3)$$

また、各パラメータはアスファルトの摩擦係数を参考に、足先の沈み込みが1 mm程度となるように以下のように設定した。

vertical elasticity k_1	400 N/mm
vertical viscosity k_2	5 000 Ns/m
lateral viscosity k_3	4 000 Ns/m
coefficient of kinetic friction k_4	0.8

3. 遊脚振り出し制御モデルの設計

3.1 離散時間振り出し制御 歩行中の k 歩目の脚切り替え直前の支持脚姿勢 ϕ と角速度 $\dot{\phi}$ を状態変数 $X[k]$ とする。制御機構を含む倒立振子の離散システムは図3の制御ブロックとなり、Gubinaらの手法⁽⁶⁾を参考にすると離散状態方程式は以下の関係となる。

$$X[k+1] = A_d X[k] + B_d U[k] \quad \cdots \cdots (4)$$

$$X[k] = \begin{bmatrix} \phi[k] \\ \dot{\phi}[k] \end{bmatrix} \quad \cdots \cdots (5)$$

Fig. 2 Nomenclature of lower limbs

Fig. 1 Sagittal plane stick walking model

Fig. 3 Walking system with swing leg controller

$$A_d = \begin{bmatrix} \cosh(bT), & \frac{1}{b} \sinh(bT) \\ b \sinh(bT), & \cosh(bT) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (6)$$

$$B_d = \begin{bmatrix} \cosh(bT) \\ b \sinh(bT) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (7)$$

ここで、 $b = \sqrt{9.8/z_h}$ であり、重力定数と重心高さ (z_h) によるパラメータである。 T は踵接地ごとでみた半歩周期に要する時間を表わす。さらに、 $U[k]$ を生成する制御部の各項は、

$$U[k] = H(I\phi_r - X[k]) + R\phi_r \dots\dots\dots (8)$$

$$I = \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ -b \sinh(bT) \\ 1 - \cosh(bT) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (9)$$

$$R = -2 \dots\dots\dots (10)$$

$$H = [h_1, h_2] \dots\dots\dots (11)$$

となる。図中指令値となる ϕ_r は、支持脚の最終傾き角度を示すスカラーな目標値である。閉ループを考慮して式(4)を書き直すと、

$$X[k+1] = (A_d - B_d H)X[k] + B_d(HI + R)\phi_r \dots\dots\dots (12)$$

となる。ここまでで明らかなように、 H は指令値と状態変数との差に対するゲイン係数であり、係数決定に Gubina らは極配置法を用いて以下のように決定している。

$$H = \left[1 - z_1 z_2, \frac{(1 + z_1 z_2) \cosh(bT) - z_1 - z_2}{b \sinh(bT)} \right] \dots\dots\dots (13)$$

ここで、 z_1, z_2 は離散システムにおける極であり、 $0 \sim 1$ の範囲をとる。 $z_1 = z_2 = 0$ とした場合、 H はデッドビート制御器となり、 $(A_d - B_d H)^2 = 0$ を実現する。 $z_1 = z_2 = 1$ では指令値の項が消去され、指令値への追従が行えなくなる。

本稿では、特に $z_1 = 0, z_2 \neq 0$ の場合を扱う。この場合、

$$H = [1, h_2] \dots\dots\dots (14)$$

となり、式(12)は

$$X[k+1] = A_d \begin{bmatrix} \phi_{sw}[k] \\ \dot{\phi}[k] \end{bmatrix} \dots\dots\dots (15)$$

$$\phi_{sw}[k] = -\phi_r + h_2(I_2\phi_r - \dot{\phi}[k]) \dots\dots\dots (16)$$

となる。理想値での脚切り替え直後の状態 $X_{ini} = [-\phi_r, \dot{\phi}_r]^T$ である定常歩行時に、 $X_r[k+1] = [\phi_r, \dot{\phi}_r]^T = A_d X_{ini}[k]$ が成り立つものとする、

$$\dot{\phi}_r = I_2 \phi_r \dots\dots\dots (17)$$

を得る。つまり、式(16)の右辺第2項は歩行速度誤差をフィードバックする比例制御器となっている。遊脚の最終的な振り出し角度 ϕ_{sw} は、支持脚の姿勢には無

関係となり、支持脚の倒れこみ角速度 $\dot{\phi}$ と指令値 ϕ_r から空間座標系の絶対角度として算出可能となる。

3・2 下肢の運動制御

本稿で用いる歩行モデルでは各軸の最大出力トルクを 400 Nm までとし、平坦な床面上を歩行するための運動制御方法を以下の通りに構成する。

股関節軸の角度制御には、遊脚期と立脚期で目的が異なるために2通りの制御を行う。遊脚期では目標角度 ψ_r に対する PD 制御、立脚期では胴体を正立させるために ξ に対する PD 制御を施す。

遊脚期における股関節軸の制御は、

$$\tau_{hip} = 1000.0 \cdot (\psi_r - \psi) + 100.0 \cdot (\dot{\psi}_r - \dot{\psi}) \dots\dots (18)$$

とし、立脚期における股関節軸の制御は、

$$\tau_{hip} = -1500.0 \cdot \xi - 60.0 \cdot \dot{\xi} \dots\dots\dots (19)$$

とする。

膝関節軸の角度制御には、遊脚期と立脚期を通して共通の制御器を用いる。

$$\tau_{knee} = 400.0 \cdot (\theta_r - \theta) + 70.0 \cdot (\dot{\theta}_r - \dot{\theta}) \dots\dots (20)$$

ただし、床反力の垂直成分が 800 N を超える場合には、飛び上りを防止するために次式で表す粘性抵抗のみが働くものとする。

$$\tau_{knee} = -70.0 \cdot \dot{\theta} \quad (\text{if } F_{\text{contact}} > 800) \dots\dots\dots (21)$$

次に、軌道の生成方法について説明する。

[遊脚期] 足先の運動は、股関節から足首を結ぶ線分の長さ D に基づいて制御を行う。初期に足部の引き付けを開始し、終期に足部を振り出す動作には、三角関数を利用し軌道に追従させる手段を用いる。 $t_{\text{rest}} = T - t$ であり、 $0 \leq t \leq T$ の時間経過を表わすものとして、 $D(t)$ は以下の軌道を生成する。

$$D(t) = D_{\text{fin}} - 0.15 \cdot \sin[\pi \cdot (1.0 - t_{\text{rest}}/T)] + (D_{\text{ini}} - D_{\text{fin}}(t) - 0.06) \cdot t_{\text{rest}}/T \dots\dots\dots (22)$$

ここで、添え字の ini は足部が離床した時点の意味し、添え字 fin は、着床する時点を示している。 D_{fin} の算出は、 t_{rest} 秒後の姿勢推定値 $\phi_{\text{est}}(t)$ を用いて以下のようになる。

$$\phi_{\text{est}}(t) = \phi \cosh(bt_{\text{rest}}) + \dot{\phi} \sinh(bt_{\text{rest}})/b \dots\dots\dots (23)$$

$$D_{\text{fin}}(t) = \min[2L \cos(\phi_{\text{est}})/\cos(\phi_{sw}), 2L] \dots\dots\dots (24)$$

$D(t)$ により膝関節軸の動作は次式で決定される。

$$\theta_r(t) = -2.0 \cdot a \cos\left(\frac{D(t)}{2L}\right) \dots\dots\dots (25)$$

股関節軸では、振り出し量 ϕ_{sw} と θ_r を考慮しながら以下の通りに決定する。

$$\psi_r(t) = \phi_{sw} + (\phi_{\text{ini}} - \phi_{sw}) \cdot t_{\text{rest}}/T - \theta_r(t)/2 \dots\dots\dots (26)$$

[立脚期] 膝関節軸は伸展方向へトルクを出力し、膝折れを防止する目的で、過伸展位置の指令値を設定する。

$$\theta_r(t) = -0.2 \dots \dots \dots (27)$$

なお、本稿での制御の係数や床反力の閾値などの決定は、試行錯誤的に行った結果のものである。

3.3 歩行モデル数値解析 ヒトの歩行を模擬するために、矢状面におけるヒト歩行モデルを2章で定義した。棒状の脚先端を持つため、足関節は存在せず、立脚姿勢での重心の直接的な制御は行えないものとする。つまり、立脚期では着地時の初期状態に応じた慣性での運動となり、遊脚期のみでの振り出し制御による間接的な歩行制御が行われる。

解析を行うにあたり、設定する項目は以下のとおりである。歩行モデルの初期状態は、直立姿勢で静止した状態とする。

Fixed simulation timing	0.005 ms
Initial states ($\phi, \dot{\phi}$)	0.0, 0.0
Pole (z_1, z_2)	0.0, 0.08
Ideal one step time (T)	0.5 sec
Ideal value of z_h	1.0 m
Gain value of h_2	0.337
Gain value of I_2	4.785

遊脚初期における踵の引き付け量や振り出しタイミング

は、低域の歩行速度に対する相関は低いいため、前節での設定のまま不変とする。

一步の振り出し時間の目標である目標歩行半周期以内に遊脚側は振り出しと膝関節の進展を完了するが、着地の判別・支持脚の切り替えは、遊脚側脚先端に加わる床反力の垂直抗力 $F_{\text{contact}} > 100.0$ の条件で行うものとする。

指令値 ϕ_r は解析時刻内において、股義足での歩行を想定した歩行速度 3.5 km/h を目標にし、脚の切り替わるタイミングに

time t	ϕ_r
0~8 sec	0.125 rad
8~18	$\min[0.125 + 0.05 \cdot (t - 8.0), 0.165]$
18~30	$\min[0.165 + 0.05 \cdot (t - 18.0), 0.19]$

のとおりに変化させる。

解析結果から 30 秒後までの結果を図 4 に示す。図 4(a) に両下肢の ϕ に関する結果(歩行中の左右脚 ϕ を右側を太線、左側を鎖線、 ϕ_{sw} は細線、指令値 ϕ_r は点線)を示す。図 4(b) には支持脚角速度を示す。指令値の変化に追従して歩行速度が増加していることが分かる。図 4(c) には股関節から足先までの線分長さ D の様子を示す。図 4(d) には床反力の垂直成分 F_{contact} を示す。両足部とも義足を使用する患者の歩行時の床反力パターンと類似した 1 峰性となっている。

Fig. 4 Sagittal plane walking simulation result

る。支持脚先端と床面の接地は粘弾性由来の反力で釣り合うだけの点接地である。足部の存在しない自由支点であり、支持脚による重心運動の制御を用いずにダイナミックな歩行制御を可能としている。

図5に、本解析による歩行速度 $\bar{\phi}$ (支持脚の倒れこむ角速度 $\dot{\phi}$ の1歩中の平均) と、遊脚の振り出し量 ϕ_{sw} の関係を示す。図中の結果から歩幅の増加に伴い、歩行速度が増加していることが分かる。 ϕ_{sw} と $\bar{\phi}$ の相関関係 ($\bar{\phi} = \bar{I}_2 \phi_{sw} + o$) を直線による最小二乗近似で求めると、 $\bar{I}_2 = 5.102$ となり、式(17)の傾き I_2 と比べ、6.6%程度大きい結果となっている。

本解析の歩行周期を図6に示す。式(24)による $D_{nn}(t)$ の働きにより、歩行速度に依らずに目標の歩行周期 0.5 sec を実現している。

以上から、式(16)により、反復解析法を用いずに単純かつ解析的な方法で歩行速度可変と歩行安定化可能な遊脚振り出し制御の実用可能性が示された。

4. 実 験

前章で提案した、遊脚の振り出し制御を実際に歩行を行う股義足に組み入れる試みを行った。

立脚中は安全性に配慮し、実験機股義足のひざ関節はわずかに過伸展位となるようにモータ制御し、機構的にひざ折れの防止となる姿勢を維持する。遊脚の振り出し制御において歩容を決定する ϕ_r と h_2 の設定

Fig. 5 Simulation result: rotation of supporting leg vs. angle of swing leg

Fig. 6 Simulation result: rotation of supporting leg vs. step timing

のうち、 ϕ_r は固定値 $\phi_r = 0.35$ とし、 h_2 による歩幅と歩行速度への影響を調査する。式(16)を変形すると、

$$\phi_{sw} = \bar{h}_2 \cdot \bar{\phi} + C_{coef} \quad \dots\dots\dots (28)$$

となることから、 ϕ_r は振り出し量のオフセットとして働く。本実験機は腰部を座標の基準としていることから腰部の前弯・後弯方向の姿勢変化により振り出し量のオフセットを調整可能なことから ϕ_r の効果を示すことは難しい。一方で、 h_2 は歩行速度に掛かる係数であるから、歩行中の歩行速度の変化から振り出し量への影響を示すことが可能である。

本実験は遊脚中の実験機の動作を対象とするため、我々の所属する機関の倫理審査会の承認のもと、安全への配慮から予備実験としてはじめに、健常な成人男性に実験実施の同意を得て実施した。その後、股義足

(a)

(b)

Fig. 7 Prototype of powered hip disarticulation prosthesis

使用者による実験は、右側股離断者の3名に実験実施の同意を得て実施した。

〔健全者による予備実験〕 被験者は健全者1名(30歳、男性)とし、歩行を行う両下肢のうち図7(a)に示すように、右脚を本人の下肢として、左脚を脚式ロボットとした構成で、遊脚における振り出し動作を生成する方式について提案手法の制御係数 h_2 を(0.1, 0.2, 0.3)の3段階に変化させて屋内の平坦な床面上で歩行動作を実施し、制御係数 h_2 の違いが歩容に与える影響を観察する。

〔股義足使用者による実験〕 実験に協力する股義足使用者3名は、右側の股義足を使用して安定した歩行が可能な運動能力を有している。被験者情報を以下に示す。

Subject	Age	Weight[kg]	Height[m]	Gender
I	43	42	1.70	M
II	34	50	1.73	M
III	36	59	1.78	M

使用する制御係数 h_2 は、($0 \leq h_2 \leq 0.4$)の範囲で被験者に躓きや転倒の危険のない範囲に配慮し、制御係数 h_2 の違いが歩容に与える影響を観察する。

4.1 実験機概要 実験機は、矢状面内で動作する股関節とひざ関節を有する片脚式ロボットである。ヒトの下肢の片側と脚式ロボットとの完全に独立させた状態での一体した歩行動作解析が実施可能となる。実験機の主要諸元は以下のとおりである。

Fig. 8 System diagram

Architecture	Specification
Servo Motor (Torque input type)	Max. 30 Nm/60 rpm FHA-14 C-100, HD Systems
Power Source	Li-ion type, DC 25.9 V (3.7 Ah)
Processor (DSP board)	Fixed point 150 MIPS eZdsp F 2812, SpectrumDigital Inc.
Angle Sensor Insole Switch	RDC 803001 A, ALPS CS 105, Bridgestone Corp.
Total Weight	10.2 kg

重心を高め、かつ股関節における負荷慣性モーメントを低減するために、実験機の大腿部にサーボモータ2基を配し、タイミングベルトを介して股関節とひざ関節それぞれに動力を伝達する機構とした。機器の構成イメージを図8に示す。大腿部前部にDSPボード、後部にモータドライバを配し、下腿にリチウムイオン電池ケースを固定した。両足の踵・つま先着地を検出するためのゴムスイッチを内蔵した皮革製中敷きからのON/OFFのデジタル信号と、ヒト側股関節・膝関節の角度を検出するポテンシオメータからのアナログ信号およびモータドライバからのモータ角度信号をDSPボードへの入力とする。

4.2 モータ制御 トルク制御方式によるモータ制御器を用いてP-D制御を行う。図9にP-D制御器のブロック図を示す。モータドライバに入力すべきトルク指令情報は、DSP上でP-D制御の演算を行いDAコンバータを介して送られる。これにより、少ない計算コストで目標値のステップ状の変化に対して滑らかな応答を得られ、かつ外部との接触に対してサスペンション装置のような柔軟性を両立できる。

4.3 実験結果 実施条件は、屋内の整った平坦面をおよそ10mの距離を直進、折り返して元の位置へ戻る過程を遅い歩行速度と自由な歩行速度の2通りとする。健全者での実験では、3か月間の訓練とシステム調整を行い安全性を確認した上で実験機の制御係

Fig. 9 Diagram of P-D Controller

数 h_2 を (0.1, 0.2, 0.3) の 3 段階に替えて合計 6 回を 1 セットとして複数回計測した。股義足使用者での実験では、実験当日に 2 時間程度の訓練とシステム調整を行った上で、被験者 I は h_2 を (0.0, 0.2, 0.4) の 3 段階に、被験者 II は h_2 を (0.1, 0.2, 0.3, 0.4) の 4 段階に、被験者 III は h_2 を (0.0, 0.2, 0.3, 0.4) の 4 段階に替えて遅い歩行と自由な歩行速度について計測した。

関節角度の初期値は、直立静止状態での角度が零値となるようにしている。安全に配慮し、ヒトの下肢で歩行する側の腕でロフトランド杖または平行棒を使い、適宜左右方向のバランスを保つようにして転倒防止を図りつつ実験を行った。

健常者の実験の結果について、図 10 に横軸をヒト

脚側支持期中のヒト側股関節角速度平均、縦軸を義足側着地時の義足側股関節角度で表した。制御係数 h_2 が図 10(a) では 0.1, 図 10(b) は 0.2, 図 10(c) は 0.3 のときの結果である。図中に示す直線は、前章と同様に直線最小二乗近似を行った結果である。直立時に比べ歩行中は腰部がわずかに前傾するため、直線の切片の違いについては言及せずに、直線の傾きに着目する。

Table 1 Linear relationship between $\bar{\phi}$ and ϕ_{sw} by experiments varying h_2 by able-bodied subject

h_2	$\hat{h}_2$	Mean of residuals norm	Samples
0.1	-0.208	0.0085	48
0.2	-0.246	0.0075	43
0.3	-0.368	0.0087	41

Table 2 Linear relationship between $\bar{\phi}$ and ϕ_{sw} by experiments varying h_2 by subject I - III

Subject	h_2	$\hat{h}_2$	Mean of residuals norm	Samples
I	0.0	-0.057	0.0030	21
	0.2	-0.066	0.0039	18
	0.4	-0.165	0.0038	17
II	0.1	-0.119	0.0034	25
	0.2	-0.128	0.0097	20
	0.3	-0.275	0.0099	25
	0.4	-0.370	0.0073	23
III	0.0	-0.014	0.0016	20
	0.2	-0.238	0.0058	21
	0.3	-0.171	0.0052	19
	0.4	-0.398	0.0098	12

Fig. 10 Foot changing states (ϕ_{sw} , $\bar{\phi}$) during walking experiments ($h_2=0.1, 0.2, 0.3$) by able-bodied subject

Fig. 11 $\hat{h}_2$ by Hip disarticulation prosthesis users

表1に図10で示した健常者による歩行実験での近似直線の傾き $\hat{h}_2$ を各制御係数 h_2 ごとに示す。 h_2 の増加につれて近似直線の傾きも大きくなる傾向を示した。

股義足使用者による実験も同様に実施し、その結果を表2に示す。表1と表2の結果をグラフ化し、図11に示す。設定した h_2 の増加に伴って $\hat{h}_2$ も大抵的に増加することが確認された。

4.4 実験結果・健常者の歩行比較 実験結果の比較対象の一般的な歩行データとして、健常者6名に自由歩行と遅い歩行の2通りで屋内平坦面10mを直進する歩行を計測した結果を示す。計測にあたっては、両下肢に前述のポテンシオメータにより股関節と膝関節の角度を検出し、実験機に搭載しているDSP

ボードを使用した。

このうち特にばらつきの少ない被験者3名(A, B, D)について、前述と同じく、支持期中の股関節角速度平均値を横軸に、遊脚側が着地する際の股関節角度を縦軸としたグラフを図12に示す。図12のプロットをもとに直線による最小二乗近似を行い、その傾きを表3にまとめる。これらの結果から、健常なヒトの歩行では、歩行速度と遊脚振り出し角度に適度な傾きを有している場合もあれば、傾きが殆ど水平となる場合も見受けられる。

5. 考 察

遊脚の振り出し量を制御することによる歩行制御手法はGubina ら⁽⁶⁾、Miura ら⁽⁷⁾ によって設計法や可変速方法が既に提案されている。本稿では、これらの理論背景をもとに、股義足への応用を目的とした機構的な制約のなかでの簡便な扱いを実現するための理論展開と制御方式を提案した。股義足を動力化することから、遊脚の振り出し制御を実装し、歩行速度に対し振り出し量を0~0.4倍の間で調整可能であることを確認した。線形な歩行モデルによる遊脚振り出し制御の理論的に歩行安定化可能な範囲($0 \leq z_2 \leq 1$)を包含している。

制御係数 h_2 は、小さい値では実験機の大腿部振り出し量は指令値 ϕ_r に固定されてしまい、歩容の変化に追従しなくなる。逆に h_2 が大きい場合には過度な振り出し量を修正するために、腰を引く動作や着地タイミングをずらすなど、着地後の運動が乱されることとなる。つまり、歩行速度に係る係数 h_2 が適切でない場合は、本人の意思で制御可能な健側下肢での歩容調整が行われ、結果として、着地周期のばらつきや歩行速度のばらつきが生じる。表1, 2の結果から、すべての被験者で係数 $h_2=0.0$ or 0.1 と $h_2=0.3$ or 0.4 の残差ノルムでは、 h_2 が高い場合に残差ノルムが高くなることが確認された。しかし、実験に使用した係数 h_2 で歩容変化に追従しつつ優位に残差ノルムが低下する

Fig. 12 Foot changing states (ϕ_{sw} , $\bar{\phi}$) by intact volunteers without walking aids

Table 3 Linear relationship between ϕ and ϕ_{sw}

	$\hat{h}_2$	Mean of residuals norm	Samples
Subject A	-0.272	0.0067	67
Subject B	-0.472	0.0070	69
Subject C	-0.029	0.0078	56
Subject D	-0.275	0.0070	71
Subject E	-0.529	0.0110	62
Subject F	-0.246	0.0141	51

特異点を見出すには至っていない。

被験者の動力股義足への習熟度向上を図りつつ、 h_2 による着地周期の変化やエネルギー消費量の比較についての調査が我々の今後の課題となる。

また、運動機能に異常のない健常者6名の歩行の調査結果である図12と表3では、健常者の支持脚の移動速度に対する遊脚の振り出しには理論と良好な一致を示すケースと、速度に関わらず様な振り出しとなるケース、速度に対して歩幅が理論値以上に大きく変化するケースという想定し得る全ての事象が確認された。ただし、理論値の範囲内に収まっているケースは、6名中3名でかつ $(-0.28 \leq \hat{h}_2 \leq -0.24)$ という範囲で、比較的に局在化している。

理論値から外れるような歩行の場合、歩行速度の変化は支持脚での蹴りだしや両脚支持期中の運動制御などの歩幅以外の動的な制御がより大きく関わっていると考えられる。本稿で提案するような義足・装具のように自由度や出力面で健常な下肢の運動性能に劣るシステムでは実現が難しい。

言い換えれば、歩行速度に合わせて歩幅を調整する機能は自由度や駆動機構の出力が低くても実行可能なコストパフォーマンスに優れた方法であるといえる。

6. 結 言

本稿では義足や歩行補助装具の動力化における歩行制御の実装について、動力股義足を試作し、義足の遊脚動作に着目して検討を行った。義足や装具はその目的から軽量であり駆動機構の簡素化が求められており、多彩な自由度を配置することは難しい。駆動箇所を限定し、出力も抑える場合、歩行制御は遊脚に重点が置かれる。そこで、遊脚期での振り出し制御に着目し、他方の支持脚股関節の矢状面上での角速度から歩行速度を推定し、歩容に適した遊脚の振り出しを行うシステムを提案した。実験により、動力股義足を健常者1名と右下肢切断者3名に装着し、制御係数による歩容への影響、特に歩行速度と遊脚振り出し量の変化について明らかにした。また、健常な成年男性6名の

歩行を計測し、そのうち3名が提案する遊脚期制御器と酷似した特性を有していることを見出した。動力装具を処方する際、ヒトとの親和性を向上させられるものと期待できる。

従来股義足を動力股義足に置き換えることのほか、従来股義足の上に装着する形式の補助動力装具として健側の下肢動作を反映した補助を股義足へ印加する軽量で低価格な製品開発へと繋げたい。

本研究の一部は文部科学省科学研究費助成金(若手研究, 課題番号 19700197)を得て実施された。

文 献

- (1) Maeda, H., Nishioka, K., Kato, A., Saida, Y., Saeki, Y., Osako, A., Akishita, S., Hagiwara, S. and Tsutani, S., Development of an active artificial leg which enables a/k amputees to go up and down stairs, *Society of Biomechanisms Japan*, Vol. 7 (1984), pp. 178-188.
- (2) Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S. and Sankai, Y., Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller, *Proc. of Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics (SMC 2003)*, (2003-10), pp. 1648-1653.
- (3) Suzuki, S., Analytical Study on Control of Above-Knee Prosthesis in Swing Phase, *Trans. of the Japan Society of Mechanical Engineering, Series C*, Vol. 70, No. 695 (2004), pp. 2110-2117.
- (4) Hoshikawa, T., Miyashita, M. and Matsui, H., The relationships between step-length, step-frequency and the speed and/of walking or running, *Japan Society of Physical Education*, Vol. 16, No. 3 (1971), pp. 157-162.
- (5) Minami, S. and Ohmichi, H., Step frequency and step length in treadmill walking on the ramp mounts, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 52, No. 2 (2003), p. 222.
- (6) Gubina, F., Hemami, H. and McGhee, R. B., On the Dynamic Stability of Biped Locomotion, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-21, No. 2 (1974), pp. 102-108.
- (7) Miura, H. and Shimoyama, I., Dynamic Walk of a Biped, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 3 (1984), pp. 60-74.
- (8) Townsend, M. A., Biped Gait Stabilization Via Foot Placement, *J. Biomechanics*, Vol. 18, No. 1 (1985), pp. 21-38.
- (9) Redfern, M. S. and Schumann, T., A Model of Foot Placement During Gait, *J. Biomechanics*, Vol. 27, No. 11 (1994), pp. 1339-1346.