自励駆動 2 足歩行機構における曲り膝歩行の研究*

金子 悠之介^{*1}, 小 野 京 右^{*2}

Study of Self-Excited Biped Mechanism with Bending Knee

Yunosuke KANEKO and Kyosuke ONO^{*3}^{*3} Department for Mechanical and Control Engineering, Tokyo Institute of Technology,
2-12-1-13-10 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8552 Japan

To achieve high-efficiency biped walking, we have proposed a self-excited biped mechanism and clarified the characteristics of the self-excited walking whose supporting leg's knee is straight and bending by the simulations and experiments. This paper presents walking characteristics of a self-exciting biped mechanism with a cylindrical foot when the stance leg's knee is bending. We examined how the mass and length ratios of shank to leg affect the walking characteristics. We further examined the combination effect of the bent knee angle, attaching angle of the cylindrical feet, upper body mass and its attaching position on the walking performance. As a result, we found that the walking velocity can be increased by decreasing the attaching angle of feet. Although the upper body mass decreases the walking velocity, the walking velocity can increase greatly by shifting the additional mass forward only slightly. We also verified the effect of knee angle and attached mass position by experiment.

Key Words: Biped Mechanism, Self-Excited Walking, Bending Knee, Upper Body Mass

1. 緒 論

1990 年に McGeer はアクチュエータのない 2 足歩行機構が坂道を歩けることを受動歩行 (Passive Walking)⁽¹⁾ として発表した。受動歩行は、坂道から機構が得る位置エネルギーを利用して 2 足歩行機構の持つ自由運動を自励的に発現するもので、高効率な 2 足歩行としてその後多くの研究者により研究されてきている。

一方小野らは、外部環境と機構から構成される系の固有の周期運動を発現する制御方式として自励駆動制御を提案し、これを昆虫の羽ばたき運動や膝なし 2 足歩行機構に適用してきた⁽²⁾⁽³⁾。また、膝付き 2 足歩行機構に非対称剛性行列形の自励駆動を適用することにより、動的 2 足歩行が可能であることをシミュレーションにより明らかにするとともに、膝関節に 1 個のアクチュエータのみを有し膝関節を持つ歩行ロボットを試作し、膝にロック機構のない場合には 0.8 度の傾斜面を自励歩行できることを示した⁽⁴⁾。続いてこの自励

駆動 2 足歩行機構では円弧足を付けることにより歩行速度が上がることをシミュレーションで明らかにするとともに、膝にロック機構を付けた円弧足付き 2 足歩行機構を製作して水平面での自励歩行に成功し、またバッテリーを搭載することにより無線制御・自形式の自励駆動 2 足歩行ロボットを実現させた⁽⁵⁾。

これらの歩行機構は支持脚の膝が真っ直ぐな場合であったが、人間が歩行速度を上げさらに走行するときには膝を曲げて着地し、支持脚は膝が曲がったままであることから、膝を曲げた自然な自励歩行も存在すると予想される。そこで、支持脚の膝が曲げ角を有する 2 足歩行機構モデルについて研究し、シミュレーションにより広い機構パラメータとフィードバックゲインの領域で安定に歩行できることを明らかにした⁽⁶⁾⁽⁷⁾。

本論文は支持脚が膝曲げ角を有する 2 足歩行機構の歩行特性に及ぼす各種機構パラメータの影響を全体的に示すとともに、実験機を製作し、実験的にも膝曲げ歩行が可能であることを示したものである。

まず円弧足形歩行機構において曲り膝歩行モードにおける膝曲げ角による歩行特性について調べ、真直支持脚歩行モードの歩行特性との違いを明らかにする。また、下腿の質量比や脚の長さ比、円弧足の取付角度が歩行特性に与える影響について明らかにする。次

* 原稿受付 2005 年 3 月 31 日。

^{*1} 学生員, 東京工業大学大学院理工学研究科 (〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)。^{*2} 正員, 東京工業大学大学院理工学研究科。

E-mail: ono@mech.titech.ac.jp

に、円弧足形歩行機構において上体質量と膝曲げ角による歩行特性を明らかにし、上体質量を進行方向に移動させることによる歩行特性の変化と円弧足の取付角度と上体質量の変化を合わせたときの歩行特性について明らかにする。さらに、実験機により、円弧足形モデルの曲り膝歩行と上体質量の取付位置による歩行特性を測定しシミュレーションと比較する。

2. 記 号

θ_i : i リンクの絶対角度

$\dot{\theta}_i$: i リンクの角速度

I_i : i リンクの慣性モーメント

m_i : i リンクの質量

l_i : i リンクのリンク長さ

a_i : i リンクの回転支持点からの質量中心位置

k : フィードバックゲイン

T_2 : 自励トルク $= -k\theta_3$

T_3 : 減衰トルク $= -\gamma(\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2)$

α : 膝曲げ角

β_i : 質量中心位置の脚長さ線分からのずれ角度

Ψ : 支持脚長さ線分からの円弧足の取付角度

ϕ_s : 支持脚長さ線分と支持脚下腿のずれ角度

m_d : 付加質量

d : 腰関節からの付加質量取付距離

E, R, G : 足先形状関数

μ : 下腿の脚質量比

ν : 下腿の脚長さ比

λ : 円弧足の取付角度

3. 解析モデルと運動方程式

両足着地時間を無視すれば、一步の歩行は図 1 に示すように遊脚の振出しから膝関節の衝突までの 3 自由度運動である第一相期と、膝衝突後から遊脚の着地に

Fig. 1 Two phases of biped walking

至るまでの 2 自由度運動である第二相期に分けることができる。ここで、膝衝突は膝が真直から α だけ曲がっている状態で生じ、それ以後着地し支持脚期間中、膝の角度は α で固定されていると仮定する。

支持脚の膝が α だけ曲がっている第一相期の解析モデル、座標および機構パラメータを図 2 に示す。上体質量の大きさと前後方向の位置の影響を調べるために、質量 $m_d/2$ が支持脚と遊脚の上腿に、上腿と垂直方向の距離 d の位置に付加され、それぞれの上腿とともに並進および回転運動することとする。 i リンクの慣性モーメントを I_i 、質量を m_i 、リンク長さを l_i 、質量中心距離を a_i とする。これらの値は付加質量を考慮した値である。支持脚については、膝を曲げた状態での脚を等価的な真直支持脚とみなし、その質量中心距離、支持脚長さを図 2 のように a_1 、 l_1 とする。曲り膝や上体質量による質量中心の脚長さ線分からのずれ角度を、支持脚で β_1 、遊脚上腿で $\beta_2 (\leq 0)$ とする。また、円弧足の取付角度は図 2 (b) に示すように Ψ で表す。 $\Psi = \phi_s$ のとき円弧の中心は下腿リンク上にある。トルク入力は、自励駆動原理に基づき Link 3 の角度 θ_3 にフィードバックゲイン k を掛けた $T_2 = -k\theta_3$ を腰関節のみに与えている。なお T_3 は膝関節に受動的に付加する小さな減衰力 $T_3 = -\gamma(\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2)$ で与えら

Fig. 2 Analytical model of 3-degree-of-freedom

れる。この減衰があったほうが、上腿に対して下腿の運動が90度遅れる遊脚の運動を生成しやすくなるので、安定歩行できる初期条件の領域が広がる⁽⁴⁾。以下のシミュレーションでは $\gamma=0.15 \text{ N}\cdot\text{ms/rad}$ とした。

第一相期の運動方程式は、一般化座標として $\theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]^T$ を用いると式(1)となる。

$$\begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & 0 & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \\ \dot{\theta}_3^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_1 \\ K_2 \\ K_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -T_2 \\ T_2 - T_3 \\ T_3 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式(1)の行列の要素は文献(5)，(6)を参照されたい。

第二相期は両足が設定した膝曲げ角で固定された状態のまま自由運動をするものとする。第二相期の解析モデル、座標および機構パラメータを図3に示す。

第二相期の運動方程式は、一般化座標として $\theta = [\theta_1, \theta_5]^T$ を用いると式(2)となる。

$$\begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_5^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_1 \\ K_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

一周期の歩行の過程において、第一相期から第二相期に移る際に膝部で衝突が起こり、第二相期から第一

相期に移る過程でつま先部と地面の間で衝突が起こる。これらの衝突現象は完全非弾性衝突で運動量・角運動量保存則が成立するものとする。衝突後の i リンクの角速度 $\dot{\theta}_i^+$ は、衝突前の i リンクの速度 u_i^- 、角度 θ_i^- より以下の式を用いて算出する。

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^+ \\ \dot{\theta}_2^+ \\ \dot{\theta}_3^+ \end{bmatrix} = M^{-1} \begin{bmatrix} f_1(\theta_i^-, u_i^-) \\ f_2(\theta_i^-, u_i^-) \\ f_3(\theta_i^-, u_i^-) \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで M は式(1)にある質量行列である。また、 $f_1 \sim f_3$ は文献(5)，(6)を参照されたい。

4. シミュレーション結果

3章で導いた方程式を、各相期内で四次のRunge-Kutta法を用いて解き、曲り膝歩行のシミュレーションを行った。膝曲げ角が0 degで、付加質量のない基準モデルのパラメータ値を表1に示す。

機構モデルは右足、左足が等しいパラメータ値を有し、各リンクは一様棒としている。円弧足の質量は無視しており、各脚上腿腰位置への付加質量 m_d は質点とし、付加質量と上腿をつなぐリンクの質量は無視する。これらのパラメータを用いて異なる膝曲げ角における歩行特性を比較した。シミュレーションの初期条件としては、複数の支持脚・遊脚の初期角度(1度刻みで5~20度)、支持脚の初期角速度(0.05 rad/s刻みで0.05~0.15 rad/s)の値を与え、100秒以上歩行可能であったものを安定歩行とした。また以降の円弧足形歩行機構では円弧半径を0.2 mとしており、4・1節から4・4節までは上体質量 $m_d=0 \text{ kg}$ としている。

4・1 曲り膝歩行の基本特性 表1のパラメータ値を基に、曲り膝歩行の基本特性について調べた。フィードバックゲイン $k=6.0 \text{ N}\cdot\text{m/rad}$ において膝曲げ角 α が歩行特性に与える影響について図4に示す。

Table 1 Link parameter values of standard model

	Thigh	Shank	Leg
m_i : Mass [kg]	2.0	2.0	4.0
l_i : Length [m]	0.40	0.40	0.80
I_i : Moment of inertia [kgm^2]	0.027	0.027	0.21
a_i : Offset of mass center [m]	0.20	0.20	0.40

Fig. 3 Analytical model of 2-degree-of-freedom

Fig. 4 Effect of knee angle on walking characteristics when foot radius is 0.2 m

図5は1周期の歩行のようすを表すスティック図である。ここで入力パワー P と Specific cost は以下のよう定義する。

$$P = \frac{1}{t_{\text{end}}} \int_0^{t_{\text{end}}} |(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)k\theta_3| dt \quad (4)$$

$$\text{Specific cost} = \frac{P}{mgU} \quad (5)$$

式中の t_{end} はシミュレーションの終了時刻である。また、 m はモデル全体の質量、 g は重力加速度、 U はモデルの歩行速度である。

グラフから、膝曲げ角度が増加すると歩行周期が短くなり、歩幅が増し、歩行速度が増加している。膝の曲げ角度が増加することにより支持脚の質量中心位置が支持脚長さ線分より前方に移動するため、歩行機構の倒れ込む動作が促され、歩行周期が短くなると考えられる。歩行速度の増加とともに入力パワーも増加しているが、Specific cost はほぼ一定の値となっている。スティック図からは膝曲げ角の増加により歩幅が増していることが確認できる。

なお、自励駆動歩行の安定性と ZMP、質量中心位置の関係を調べたところ、ZMP・質量中心位置は歩行の間常に支持脚・遊脚の足先の間に存在し、遊脚の足先が支持脚の足先を通過するとともに ZMP、質量中心も支持脚の足先を通過する傾向があることがわっている。

Fig. 5 Stick figures of walking gait for various values of α

Fig. 6 Effect of shank mass ratio (μ) on walking characteristics when foot radius is 0.2 m

4・2 下腿の脚質量比が歩行特性に与える影響

表1のパラメータ値を基に、足全体の質量は一定とし、上腿・下腿の質量比 μ が歩行特性に与える影響について調べた。歩行シミュレーションでは、それぞれの質量比において先に述べた初期条件を用いた。図6はフィードバックゲイン $k=6.0 \text{ N}\cdot\text{m/rad}$ 、膝曲げ角 $\alpha=10 \text{ deg}$ におけるシミュレーション結果である。足の長さは変えておらず、慣性モーメントは上腿・下腿の質量が均等に分布すると仮定して算出し直してある。 $\mu=\text{Shank mass/Leg mass}=0.5$ は表1の機構パラメータに相当している。 $\mu=0.200$ 、 $\mu=0.675$ のときの歩行のようすを図7にスティック図で示す。

図6から周期最大、歩幅最大となる μ が存在し、 $\mu=0.4\sim 0.6$ で周期最大となり、 $\mu=0.2\sim 0.3$ のとき歩幅最大となる。周期は $\mu<0.5$ の領域で μ とともに減少するので、歩行速度は μ が小さいほうが大きくなる。図7のスティック図からわかるように、質量比が小さい(下腿の質量が小さい)場合は下腿の振上げが大きくなり、その結果歩幅も増加している。逆に、質量比が大きいと下腿の振りは小さく、歩幅はあまり増加せず、歩行速度は下がってくる。一方、入力パワーと Specific cost は $\mu=0.2$ 近傍で最大値をとる。よって μ は 0.2 よりも小さくすれば高速で高効率な歩行ができる。

Fig. 7 Stick figures of walking gait for various values of μ

Fig. 8 Effect of shank length ratio (ν) on walking characteristics when foot radius is 0.2 m

4.3 下腿の脚長さ比が歩行特性に与える影響

表1のパラメータ値を基準に、足全体の長さは一定とし、上腿・下腿の長さ比 ν が歩行特性に与える影響について調べた。図8はフィードバックゲイン $k=8.0\text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ におけるシミュレーション結果である。グラフでは4.2節の質量比と同様に、安定歩行リミットサイクルにおける特性値をプロットした。 $\nu=\text{Shank length}/\text{Leg length}=0.5$ が表1の機構パラメータに相当している。足の質量は変えておらず、慣性モーメントは上腿・下腿の長さに応じて算出し直してある。また、図9に ν の異なる歩行機構の歩行のようすをスティック図で描いた。

グラフから ν が大きくなるとともに歩行周期が短くなっており、歩幅もわずかに増大して最大値が現れている。このため ν が0.7近傍で歩行速度が最大となる。 $k=8.0\text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$, $\alpha=10\text{ deg}$ の条件のもとでは、 $\nu<0.5$ で安定歩行可能な領域はなかった。スティック図からわかるように、 $\nu=0.675$, $\alpha=10\text{ deg}$ の場合は歩幅が大きいが、 $\nu=0.850$ のときには上腿の振上げに対して下腿の振上げが遅れるために歩幅が狭くなっている。

4.4 円弧足の取付角が歩行特性に与える影響

4.4節では円弧足の取付角[図2(b)に示す λ]が歩行特性に与える影響について述べる。上腿・下腿の

機構パラメータは表1のとおりである。図10に横軸に λ をとり、 $\alpha=10\text{ deg}$, $k=6.0\text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ における歩行周期・歩幅・歩行速度の変化を示す。図11に $\lambda=-5\text{ deg}$ と 6 deg における歩行のようすをスティック図で描いた。0 degは円弧足の中心が下腿上にある状態で、5 degは円弧足の中心が下腿より進行方向側にある(足首を伸ばす)状態を表している。

図10から、足先を上側に折り曲げると、歩幅の変化はあまりないが、歩行周期が短くなるため歩行速度が増している。これは足先を上側に折り曲げたことにより歩行機構の前側への倒れ込み動作を促し、歩行周期が短くなると考えられる。反対に足先を下側に折り曲げると歩幅は大きく減少し、歩行速度がそれに伴い減少している。この場合は歩行機構の前方への倒れ込み動作を妨げており、遊脚の接地も遅くなるので歩幅が減少するためと考えられる。図11のスティック図からもこれらの特徴が見られる。

4.5 上体質量付き曲り膝歩行

4.5.1 上体質量の大きさが歩行特性に与える影響

表1のパラメータ値を基に、上体質量に相当する腰部の付加質量が歩行特性に与える影響について調べた。図12は膝曲げ角 $\alpha=10\text{ deg}$, フィードバックゲイン $k=6.0\text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ におけるシミュレーション結果を示している。図中の横軸のUpper body massは

Fig. 9 Stick figures of walking gait for various values of ν

Fig. 11 Stick figures of walking gait for various values of λ

Fig. 10 Effect of attaching angle of the cylindrical foot on walking characteristics

Fig. 12 Effect of the upper body mass on walking characteristics

腰部の付加質量 m_d に相当している。また、図 13 に異なる上体質量における歩行のようすをスティック図で示す。

図 12 から、 m_d が増加すると、 $m_d=15$ kg ぐらいまでは歩行周期が増大するが、それ以上になると歩行周期はほぼ一定の値をとる。歩幅は m_d の小さい値で最大値をとり、その後は m_d の増加とともに減少していく。歩幅には最大値が存在しているが、この領域では歩行周期の減少率が大きいので、歩行速度は m_d の増加とともに減少する。入力パワーは歩行速度より m_d の増大による減少が大きいので、Specific cost も m_d の増加とともに減少している。スティック図からも、 $m_d=5$ kg での歩行に比べて $m_d=25$ kg の歩行は歩幅が減少していることがわかる。

4・5・2 上体質量の取付位置が歩行特性に与える影響 4・5・2 項では上体質量の取付位置の違いが歩行特性に与える影響について述べる。付加質量 m_d に対して、両足上腿の腰関節部分にそれぞれ $m_d/2$ の質量を取付け、歩行の進行方向側に上腿リンクに垂直に d だけずらしたときの歩行特性の変化を調べた。図 14 に $m_d=5$ kg, $k=6.0$ N・m/rad, $\alpha=10$ deg における d に対する歩行特性の変化を示す。図 15 は異なる上体質量取付位置の歩行のようすをスティック図で示し

Fig. 13 Stick figures of walking gait for various values of m_d

Fig. 14 Effect of the distance of the upper body mass from the hip joint on walking characteristics

た。

図 14 から、 d が増加すると歩行周期が短くなり、歩幅が増加し、歩行速度が増加している。入力パワーも増加しているが、歩行速度の増加と同じ傾向をしているために Specific cost はほぼ一定の値になっている。グラフでは d が 0.05 m までになっているが、これ以上 d を大きくすると歩行できなかった。4・5・1 項で上体質量を付加すると歩行速度が減少することを示したが、取付位置を前にずらすことにより失われた歩行速度を取り戻すことが可能である。スティック図から、取付位置を前方にずらすと、遊脚の地面接地間隙に見られる振りの戻りがなくなっていることがわかる。したがって、遊脚の振りが最も大きくなる時間付近で接地し脚交換が行われており、このことが歩行周期が短く、歩幅が大きくなることに寄与していると考えられる。

4・5・3 上体質量の取付位置と円弧足の取付角度が歩行特性に与える影響 4・5・2 項までで上体質量を進行方向にずらすと歩行速度が増加すること、そして円弧足と下腿の相対角度を足先が上側になるようにすることで歩行速度が増加することを示した。4・5・3 項では、上体質量の取付位置と円弧足の取付角度を同時に変えることで歩行特性がどのように変化するかについて述べる。 $m_d=5$ kg に固定し、 $d=0, 0.015, 0.030$ m のそれぞれについて円弧足の取付角度が歩行特性に与える影響について調べた。図 16 に歩行特性の変化を示す。

いずれの d においても、円弧足の中心が下腿より後方にあると歩行周期が短くなり歩行速度が増加している。 d が大きいと倒れ込みが早くなるために歩行可能な円弧足取付角度は正の方向へと移行する。 d のみを変化させた場合に比べ、円弧足の取付角度の変化はさらなる歩行速度の増加が可能となる。 m_d の増加は歩行速度の大幅な減少を招くことを示したが、質量の取付位置と円弧足の取付角度を変えることにより、 $m_d=0$ kg のときよりも大きい歩行速度が得られる。図 16(b) より、 $d=0.015$ m, $\lambda=-9$ deg および、 $d=$

Fig. 15 Stick figures of walking gait for various values of d

Fig. 16 Combination effect of the distance from the hip joint and attaching angle of the cylindrical foot on walking characteristics ($k=6.0 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$, $\alpha=10 \text{ deg}$, $m_d=5 \text{ kg}$)

Fig. 17 Stick figures of walking gait for various values of d and λ

Table 2 Measured parameter values of walking robot

symbols & parameters	Thigh	Shank	Leg
Outerleg			
m_l : Mass [kg]	2.897	1.728	4.625
l_l : Length [m]	0.338	0.338	0.676
I_l : Moment of inertia [kgm^2]	0.0649	0.0193	0.1969
a_l : Offset of mass center [m]	0.146	0.147	0.272
Innerleg			
m_l : Mass [kg]	2.877	1.727	4.604
l_l : Length [m]	0.338	0.338	0.676
I_l : Moment of inertia [kgm^2]	0.0635	0.0187	0.1732
a_l : Offset of mass center [m]	0.174	0.146	0.289

Fig. 18 Experimental setup for attached mass effect.
(a) Picture of biped robot, (b) Additional mass, (c) Hip with attached masses

0.030 m, $\lambda=-5 \text{ deg}$ のとき, 歩行速度 0.70 m/s ($\approx 2.5 \text{ km/h}$) が得られている。

図 17 にこれらの歩行のようすをスティック図で示す。 $\alpha=10 \text{ deg}$ と膝曲げ角があまり大きくないにもかかわらず, 十分大きな歩幅で歩行していることがわかる。 d や λ の値を調整することにより, α を増加させることと同様に歩行速度を高めることができると考えられる。

5. 実験機の概要と実験結果

著者らはこれまでに, 竹馬形 2 足歩行機構⁽⁴⁾, 円弧

足付き 2 足歩行機構および自行式 2 足歩行機構を試作⁽⁵⁾ し, 安定な真直支持脚歩行が可能であることを示した。本研究では, 円弧足付き膝曲げ歩行実験機を製作し, 円弧足形モデルの曲り膝歩行と上体質量の取付位置による歩行特性の違いについてシミュレーションと比較する。

製作した歩行ロボット実験機の全体写真を図 18(a) に示す。歩行ロボットは矢状面においてのみその安定性を議論するために脚を 3 本有している。外側の 2 本の上腿は連結されており, 下腿をアルミフレームで結合させることにより 1 本の脚として動作させている。この外側の脚を外足(outer leg), 内側の 1 本の脚を内足(inner leg)と呼ぶこととする。歩行ロボットは腰関節に 150 W のサーボモータを減速比 $1:10$ のギヤを介して駆動する。両外足膝部にはブレーキトルク $2.4 \text{ N}\cdot\text{m}$, 中足にブレーキトルク $6.0 \text{ N}\cdot\text{m}$ の電磁ブレーキを装着している。腰関節近傍の内・外足には取付位置を $0.05\sim 0.08 \text{ m}$ まで 0.01 m ごとに換えられるおもりが装着できるようになっている。おもりと取付金具を図 18(b) に示す。おもりは一つ 500 g で, 図 2 のモデル図と同様に外足, 中足の上腿に垂直に取付けられ, 上腿とともに運動するようになってい

Fig. 19 Hip angle of walking robot when bent knee angle is 5 degrees

る。おもりを取付けた状態の腰関節の写真を図 18(c)に示す。また測定した歩行ロボットの各リンクの機構パラメータの値を表 2 に示す。

歩行ロボット実験機により、円弧足形モデルの膝曲げ角 5 deg における曲り膝歩行を実現した。実験から得られた中足と外足の相対角度(Hip angle)の時間変化を、図 19 の破線で示す。図 19 の実線は表 2 のパラメータ値を用いたシミュレーションにより得られた相対角度の変化である。

図 19 から、振幅はシミュレーションに比べ実験の値が少し小さく、フィードバックゲインは実験のほうが少し大きくなっているが、歩行周期はほぼ一致している。振幅やフィードバックゲインのずれは、シミュレーションでは関節部の摩擦を無視していることおよび膝関節やつま先と地面の衝突現象を完全非弾性衝突として扱っているというモデル化の誤差などによるものと考えられる。

次に、上体質量の取付位置による歩行特性の変化を実験により検討した。上体質量に相当するおもりは、中足と外足に一つずつ合計 1 kg 取付け実験を行った。曲り膝歩行は安定歩行が可能な領域が狭いため、この実験では膝曲げ角度を 0 deg とした。その結果、取付位置が腰関節から 0.05~0.08 m の範囲で自動駆動歩行が可能であった。実験とシミュレーションを比較した図を図 20 に示す。

図 20 から、実験と同じ値のフィードバックゲインのシミュレーション結果を比べると、振幅は実験の値に近づくが歩行周期に遅れが見られる。歩行周期がほぼ一致したフィードバックゲインのシミュレーション結果を実験と比較すると、曲り膝歩行の実験結果と同様に違いが見られるが、これらはやはりシミュレーションの衝突現象のモデル化の誤差によるものと考えられる。上体質量取付位置の違いによる実験結果を比較すると、取付位置を大きくすることで歩行周期が減少

Fig. 20 Experimental data of walking robot with upper body mass

し、歩幅(振幅)が増加するというシミュレーションで得られた傾向は実験にも現れている。

6. 結 論

本研究から得られた結論を以下に述べる。

(1) 膝曲げ角度を増加すると、歩行周期が減少し、歩幅が増加して、歩行速度が増加する。これは、膝を曲げることで支持脚の質量中心位置が支持脚長さ線分より前方にずれるため、歩行機構の倒れ込み動作が促進されるためと考えられる。

(2) 下腿の脚質量比が小さいほど歩行速度が増す。入力パワーおよび Specific cost は質量比が 0.3 以下で最大値をとり、膝曲げ角が増加するにつれて最大値をとる質量比は小さくなる。よって、質量比は小さいことが望ましい。

(3) 歩行速度が最大となる下腿の脚長さ比はおよそ 0.7 である。

(4) 円弧足は足先を上側に曲げることで歩行機構の倒れ込み動作が促進され、歩行周期が短くなり、歩行速度が増す。

(5) 上体質量を付加しても曲り膝歩行が可能である。上体質量が増加すると歩行周期が長くなり、歩幅が減少し、歩行速度が減少する。

(6) 上体質量の取付位置を進行方向にわずかにずらすことで歩行周期が短く、歩幅が大きくなることにより歩行速度が増加する。これは歩行機構の倒れ込み動作を促進させるためと考えられる。

(7) 膝曲げ角を 10 deg の場合、上体質量 0 kg の歩行速度は 0.56 m/s であるが、腰関節に上体質量 $m_a = 5$ kg を付加すると歩行速度は 0.48 m/s に減少する。しかし、上体質量の取付位置を $d = 0.03$ m、円弧足の取付角度を $\lambda = -5$ deg または、 $d = 0.015$ m、 $\lambda = -9$ deg にすることにより、歩行速度は 0.70 m/s まで上昇する。

(8) 円弧足形歩行ロボット実験機を製作し、膝曲げ角 5 deg の曲り膝歩行を実現した。両足の相対角度振幅は実験値は計算値の 70%程度で、また歩行周期が一致するフィードバックゲインは実験値のほうが 1.2 倍程度大きかった。これは各関節の摩擦トルクおよび衝突現象のモデル化の誤差によるものと考えられる。

(9) 上体質量取付位置による歩行特性の変化を実験においても確認した。

文 献

- (1) McGeer, T., Passive dynamic walking, *Int. J. Robotics Research*, **9-2** (1990), 62-82.
- (2) 小野京右・岡田徹, 自励振動アクチュエータに関する研究(第2報, 昆虫のはねのモデルの自励駆動), *機論*, **60-**579, C(1994), 117-124.
- (3) 小野京右・岡田徹, 自励振動アクチュエータに関する研究(第3報, 自励駆動による2足歩行), *機論*, **60**-579, C(1994), 125-132.
- (4) Ono, K., Takahashi, R. and Shimada, T., Self-Excited Walking of a Biped Mechanism, *Int. J. Robotics Research*, **20**-12 (2001), 953-966.
- (5) Ono, K., Furuichi, T. and Takahashi, R., Self-Excited Walking of a Biped Mechanism with Feet, *Int. J. Robotics Research*, **23**-1 (2004), 55-68.
- (6) Ono, K. and Yao, X., Simulation study of self-excited walking of a biped mechanism with bent knee, *2nd International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines*, (2003), CD-ROM, E19.
- (7) 金子悠之介・小野京右・山浦弘, 自励駆動2足歩行機構における曲がり膝歩行の研究, *Dynamics and Design Conference 2003 CD-ROM 論文集*, (2003), 204.