膝の伸縮と胴体の姿勢制御による2足歩行と周波数応答解析

衣 笠 哲 也^{*1} 大須賀 公 一^{*2} 三 輪 正 一^{*1}

Biped Walking by Variations of Knee Lengths and Attitude Control of a Body and its Frequency Analysis

Tetsuya Kinugasa^{*1}, Koichi Osuka^{*2} and Shoichi Miwa^{*1}

The purpose of this paper is to realize a kind of more natural and efficient walking of a biped robot. In the beginning of paper, we discuss methods of walking based on passive dynamic walking mechanism and naturalness of walking. Next, we introduce some kinds of walking using variable length knees with constraint control of a body. Finally, our biped called Prototype Biped Emu IV (PBEmu-IV) is introduced, some experimented results are shown to verify the effectiveness of our strategy for biped walking, and the frequency analysis is introduced for walking. As the results, walking frequencies only depended on frequencies of knee length variations, and walking is excited around the characteristics frequency of legs. That is to say, some effective frequencies for biped walking are appeared in the sense of high walking gains.

Key Words: Passive Dynamic Walking Mechanism, Indirect Walking, Frequency Analysis

1. は じ め に

近年、重力、股関節トルクによる自励振動や膝の屈伸などの部分的な関節の強制振動を用いて2足歩行を励起する手法が注目されている。受動歩行が重力による自励振動現象と捉えられるという意味でこれらの歩行は受動的歩行メカニズムに基づいており、従来のZMP規範型歩行と比べ自然で効率的であると考えられている。我々もこの受動歩行メカニズムに基づく歩行を実現することで、従来の2足歩行の問題点を改善するだけでなく、間接的に人や2足歩行生物が行っている歩行を理解することを目指している。

1.1 歩行自由度と間接励起型歩行

多自由度系としてのロボットに2足歩行をさせる場合、二次元平面に運動を限定すると歩行に最低限必要となるのは遊脚股関節と支持脚姿勢角の2自由度である。それ以外の自由度は、膝や足首（場合によっては腕）のように歩行を励起するための振動を与えるものと、胴体のように基本的には一定値を保つものと考えることができる。実際、受動歩行に関する研究の多くが解析モデルとしてコンパスモデル[1]を中心とした2リンク系を採用している。この二つの2足歩行を司る自由度を歩行自由度と呼び、歩行自由度を受動関節として、重力による自励振

動やその他の関節の自励または強制振動により歩行を励起するものを間接励起型2足歩行と呼ぶことにする。

1.2 受動歩行と自励振動型歩行

例えば、受動歩行は重力による自励振動歩行を励起する間接励起型と分類できる。McGeerらの研究[2]はこれらの先駆けであり、極めて自然な歩行を実現し、さらに歩行軌道の安定性をポアンカレ写像によって示している。その他、Goswami[3]による詳細な数値解析とCollinsらによる三次元受動歩行[4]、大須賀らのQuartetシリーズでは実験による2周期歩行[5]の確認やフィードバック制御による受動歩行の安定化[6]などが試みられている。最近では池保らにより不動点の詳細な安定化構造が示された[7]。我々も胴体の姿勢制御を伴う受動的歩行について安定解析を行い、シミュレーションと実験により有効性を検証している[8]。しかし受動歩行は緩斜面のみで可能な歩行であり、平面などへ拡張するために様々な試みがなされてきた。その中で、歩行自由度に直接周期的なトルクを印可することで歩行が実現できることがいくつか報告されている。水平面上で歩行を実現するために小野ら[9]は遊脚の股関節に遊脚膝関節の絶対角度に比例する不連続なPD制御入力を用いて自励振動を励起することで水平面上で受動歩行に近い歩行を実現した。また、足の接地に同期した一定の股関節トルクを入力することで脚の自励振動を励起し歩行を実現したものとして文献[10][11]などが挙げられる。木村らはこれらの歩行を受動ダイナミクス型、自励振動型と呼んでいる[12]。これらはシミュレーションおよび実験により有効性が検証されている。

原稿受付 2006年5月18日

^{*1}岡山理科大学

^{*2}神戸大学

^{*1}Okayama University of Science

^{*2}Kobe University

1.3 間接励起型歩行

一方、膝の伸縮を用い、伸縮パターンを決定する振幅と角振動数を変化させることにより様々な歩行パターンが励起されることが知られている。南方ら [13] は支持脚膝関節に正弦波状の強制振動を与えることで歩行が励起されることを実験的に示し、浅野ら [14] はブランコの励起手法に注目し遊脚の膝振動パターンを最適に与えることで歩行が励起されることをシミュレーションによって示している。この二つの歩行手法は強制振動を入力として用いているが股関節は自由関節であるため間接励起型歩行といえる。間接励起型歩行は自励振動型歩行の一種ととらえられるが、直接歩行自由度にトルクを印可することなく歩行が励起されるという意味で興味深い。

1.4 胴体について

ところで、自励振動型 2 足歩行の研究で胴体を持つことに関する考察は少ない。我々は現在までに PD 制御による胴体の姿勢制御を伴う受動歩行の安定性をポアンカレ写像を用いることで示し、シミュレーションと基礎的な実験によりその有効性を示してきた [8]。胴体の姿勢制御は、胴体の自由度を拘束するという意味で Chevallereau ら [15] の拘束制御に近い。その他には、春名ら [16] によるシミュレーション結果、Wisse [17] による数値的考察とバネダンパ系の受動関節として拘束された胴体を持つ実験装置による検証などがあるのみである。春名らは胴体の重心位置（傾斜角や高さ）が歩行速度を中心とする歩容に重要な影響を与えることを示しており、Wisse らの研究も含め、胴体の歩行に対する効果が最近注目されている。しかし、自励振動型のロボットが胴体を持つためには、非駆動時において摩擦が十分小さいアクチュエータを用なければならないという技術的な問題が存在する。機械的に拘束されない（アクチュエータで駆動される）自由度を持つ胴体を有する実験装置による検証結果としては、ダイレクトドライブ（DD）モータを用いた Prototype Biped Emu-I (PBEmu-I) による基礎的な実験結果 [8] を挙げることができる。しかし、この結果は 4 歩程度の受動歩行が実現されたのみであり、より多くの歩数、その他の自励振動型歩行への適用可能性を示す必要があった。

1.5 CPG 手法

強制振動を用いるという意味では神経（非線形）振動子を用いた 2 足歩行（例えば文献 [18]）が存在する。この歩行は、脚の接地情報などをフィードバックし関節の振幅と位相をうまく同期することで実現され、胴体を持つことはもちろん、接地面の環境変化等に対して非常にロバストである。しかし、どの関節をどのように強制振動させることが共振特性・相互引き込み特性 [12] すなわち歩行励起特性に有効であるかどうかの知見を与えるものではない。また、自励振動型の歩行に比べて、すべての関節を強制振動させるためエネルギーの意味で効率が悪く様々な試みがなされている [19]。

1.6 歩行の自然性と効率性

上述の自励振動型歩行の研究では、従来の ZMP 規範型歩行に対して歩容が自然で効率的であることが主張されている。消費エネルギーは、受動歩行ならば衝突エネルギーのみであり、その他の自励振動型歩行の多くが消費エネルギーに関する考察を行いその有効性を示している（例えば文献 [10]）。しかしロボット

が歩行に関して安定性や直接的なエネルギー収支以外にどのような物理的な性質を持っているかといったことを陽に示したものはない。歩行の自然さについて大須賀 [20] は、受動歩行が物理現象として存在するためそれに従った歩行が自然であり、人間を含めた 2 足歩行生物が規範としている歩行方法であるとしている。この観点から受動的歩行の自然さについて詳細な考察を行い、線形ポアンカレ写像 [21] にはフィードバック構造が内在されておりそのフィードバックゲインが LQ 制御の意味で最適となっているという理論的評価が杉本によって示されている [22]。我々も、生物またはロボットが自励振動型歩行を行う場合どのような物理的性質を持つのか明らかにすることが重要であると考えている。

1.7 目的

そこで本論文では、胴体を持つ 2 足歩行ロボットに対しいくつかの間接励起型歩行を実現し、現在までに提案し一部理論的にその安定性が解析された胴体の拘束制御を用いることの有効性を検証したことについて述べる。具体的には股関節と接地点を非駆動関節とした受動歩行や膝の屈伸による歩行を実現する。さらに、得られた実験結果を周波数応答手法に基づいて詳細に解析することで装置の持つ歩行に関する物理的特徴を定量的に評価する。つまり、膝への強制振動を入力、歩角を出力ととらえ、入出力の角振動数がほぼ一定であることを示し、歩行の周波数特性を実験により明らかにしたことについて述べる。最後に、本論文で得られた結果をまとめ、歩行の効率性について議論する。

2. 状態拘束を伴う間接励起型 2 足歩行

次に、本研究で用いた 2 足歩行手法について述べる。前述したように間接励起型歩行を実現するため、直動型膝関節に sin 波を強制的に入力するという南方らの方法 [13] を基本として用いた。膝への目標軌道は K_ω , ω , ϕ_ω をそれぞれ膝の目標振幅、目標角振動数、目標位相角とすると

$$r_{knee}(t) = K_\omega \sin(\omega t - \phi_\omega). \quad (1)$$

目標軌道への追従は PD 制御を用いた。我々の目的は、膝伸縮と歩行の間にある周波数応答特性を明らかにすることである。また、直立姿勢から歩行を開始するために重心を前方にやや傾ける必要性を南方らは述べている。そこで、脚重心位置（Fig. 1 (B,C)）によって歩行励起のされかたが異なるのかどうか実験により明らかにする。さらに、この装置が受動歩行可能かどうかについて

Fig. 1 Configuration

でも明らかにする．以上のことを考慮すると歩行は膝伸縮の与え方（両膝もしくは遊脚），歩行面の傾斜（水平もしくは緩斜面），足の配置（対称もしくは非対称）の3条件が組み合わされるため8通り存在するが，本論文では以下の3種類の歩行について結果を示し考察する．

Case 1 非対称足を用いた水平面上での両膝伸縮による歩行．

Case 2 非対称足を用いた水平面上での遊脚膝伸縮による歩行．

Case 3 対称足を用いた緩斜面上での遊脚膝伸縮による歩行（いわゆる受動歩行）．

2.1 胴体の姿勢制御

我々が用いた胴体の姿勢制御手法はPD制御であり，支持脚側股関節トルクによって実現される．胴体の絶対角度を q_{body} ，支持脚側，遊脚側の入力を u_{stance} ， u_{swing} ，目標姿勢を原点とすれば制御則は

$$u_{stance} = K_p q_{body} + K_d \dot{q}_{body}, \quad (2)$$

$$u_{swing} = 0. \quad (3)$$

で表される．ただし， K_p ， K_d はそれぞれ比例ゲイン，微分ゲインである．

2.2 歩行にかかわる変数の定義と歩行周波数応答

本論文で用いる歩行にかかわるいくつかの変数について定義する．これらはすべて2足歩行が安定し定常歩行状態に落ち着いた場合の変数とする．遊脚の衝突直後から次の遊脚衝突直後までを1歩とし歩数を n と表す．遊脚先端の接地から次の同側の接地まで，つまり2歩にかかる時間[s]を歩行周期 T_w ，歩行角振動数を $\omega_w = 2\pi/T_w$ [rad/s]とする．歩行角振動数 ω_w における両脚支持期の両脚の相対角度[rad]（鋭角側）を歩角と呼び α_{ω_w} [rad]とする．また，膝の角振動数を ω [rad/s]としたときの膝振幅を K_ω とする．後述するように，膝の角振動数に対して歩行角振動数はほぼ等しいと見なせるので，これを仮定（つまり $\omega = \omega_w$ ）すると膝の伸縮による間接励起型歩行は，膝入力に対する歩角出力という周波数応答と見なすことができる．そこで， n 歩目に両脚長が等しくなる時刻を T_{Kn} ，衝突時刻を T_n とし，膝振幅 w における歩行ゲイン W_ω を膝振幅と歩角の比，位相差を Φ_ω と置くと

$$W_\omega = |\alpha_{\omega_w}/K_\omega|, \quad (4)$$

$$\Phi_\omega = \omega_w T_n - \omega T_{Kn}. \quad (5)$$

と定義できる．

3. 実験装置

次に試作した2足歩行ロボットPrototype Biped Emu IV（以下PBEmu-IV）（Fig. 2）について述べる．Emuとはオーストラリアに生息する走鳥類であり，我々はこのEmuをモデルとした2足歩行ロボットの実現を目指している．この装置は，股関節には自由振動を実現するためにDDモータを，膝関節には減速機付DCモータとボールスクリューによる直動関節を用いている．座標系は反時計回りを正としFig. 1 (A)のようとするものとする．また，足は円弧状であり円弧中心が股関節近辺に来るように設計した．系全体の重心位置は足の円弧中心より下

Fig. 2 Experimental apparatus PBEmu-IV

Fig. 3 Schematic diagram of experimental system, PBEmu-IV

（約150[mm]）に配置されるため，直立姿勢（両脚をそろえた状態）で安定となる．全重心が円弧中心から上に行くほど不安定度が強くなり衝突時の遊脚先端速度が上昇する，また，下に行きすぎると安定度が強くなり進行方向へ回転しにくくなるのが予想されたためこのような重心配置とした．ちなみに，足円弧半径が増加し脚長に近づく場合について，McGeerは“Speed mode”の固有値が1に近づくことを示し[2]，Wisseらは実験により安定化領域が拡大することを示している[23]．彼らの用いた回転関節による膝を持つロボットの場合，足円弧半径の増加とともに足長が増大すると遊脚時に地面に接触してしまうため，脚長に対して3分の1程度を採用することを推奨している．しかし，直動関節を用いた場合，このような遊脚の地面接触問題は発生しないので脚長程度の円弧足半径を用いることは安定化領域が広いという意味で妥当である．脚はその固有振動数が歩行の振動数に近くなると考え，1歩0.5～1[s]，周期1～2[s]となるよう重心位置を決定した．実際は膝の伸び0～50[mm]に対して周期約1.54～1.63[s]，固有振動数が $1.3\pi \sim 1.23\pi$ [rad/s]となった．足の有効接地範囲（半径0.8[m]が保証される範囲）は脚の回転について $20[\text{deg}] = 0.349[\text{rad}]$ であり，それを超えると半径0.025[m]となる．また，装置は左右方向の運動を拘束するため，および，絶対角度を検出するために平行リンクが接続されており（Fig. 3），半径約2[m]の円を描くように歩行可能となっている．ただし，実験室の制約から20～30歩程度で歩行を止める必要がある．足首部分は5[mm]程度上下方向に稼働するように設計されており，内部に埋め込まれたタッチセンサによって足の接地情報がon-offで検知できるようになっている．また，制御系はサイバネットのMATLABおよびSIMULINK

Table 1 Experimental device

Devices:Notes:Maker
Body
DD motor(Max 10Nm):B18-25:ShinMaywa Ind. Ltd. Encoder(3600 pulse): E6H-CWZ3X:Omron Co.
Leg
DC motor at knee:RE30GB:Maxon Co. Gear head(14:1):GP 32 C:Maxon Co. Encoder(1000 pulse):MR type L:Maxon Co. Linear actuator(stroke 50 mm):VLA-CT35:THK Co. Ltd.
Parallel link
Yaw: Potentio:PE30AM1K10%A:Vishay/Sfernice Pitch: Encoder(3600 pulse): E6H-CWZ3X:Omron Co. Roll: Encoder(3600 pulse): E6H-CWZ3X:Omron Co.
Computer, DSP & I/O devices
32 bit 50MHz DSP:ADSP-324-00:Chubu Electronic Co.,LTD DSP chipset:TMS320C31:Texas Instruments Incorporated 12 bit AD/DA: ADSP-324-03: Chubu Electronic Co.,LTD Counter: ADSP-324-11: Chubu Electronic Co.,LTD

Table 2 Specification of PBEmu-IV

Leg		Body	
Mass	2.9 [kg]	Mass	16.1 [kg]
Length	0.75–0.80 [m]	Radius	0.1 [m]
COG	0.25–0.28 [m] from foot	COG	Center of body
Foot radius	0.80 [m]		

を用いて設計し、これを RealTimeWorkshop, TI 社コンパイラによって実行形式ファイルに変換しリアルタイムシミュレータ（中部電機（株））を用いて実行している。サンプリング周期は 1 [ms] で制御しデータは 100 [ms] ごとに取得した。Table 1 に実験装置に採用した計算機および機器類のメーカおよび型番、Table 2 に実験装置の仕様を示す。

4. 歩行実験

次に、実験装置 PBEmu-IV による歩行実験結果について述べる。ここではまず、提案した手法により歩行が安定に行えることを示し、さらに、膝の伸縮と歩行の関係を詳細に調べたことについて述べる。

4.1 Case 1 : 両膝伸縮による歩行

まず、両膝の伸縮を用いた歩行実験を行った。直立姿勢から膝を 20 [mm] 伸ばした後、振幅 $K_w = 18$ [mm] 角振動数 $w = 1.8\pi$ [rad/s] の sin 波を位相を π ずらして両膝に入力した。つまり、

$$r_{knee_stance}(t) = K_w \sin wt, \quad (6)$$

$$r_{knee_swing}(t) = -K_w \sin wt. \quad (7)$$

Fig. 4~6 に歩行時の実験結果を示す。Fig. 4 は両脚支持期の平衡点をゼロとした両脚と胴体の絶対角度を表している。Fig. 4 上図より、歩幅にばらつきがあるが胴体をほぼ一定に保ちながら歩行を実現していることが分かる。歩行は約 5 歩で支持脚が平均角速度約 -0.42 [rad/s] に収束している (Fig. 4 下図)。歩幅のばらつきは、床の凹凸やケーブルの影響などが考えられる。場合によってはこのばらつきが極端に発生し、歩行が継続されないことも生じた。また、胴体の姿勢もゼロ近辺で多少の振動

Fig. 4 Experimental result (Case 1). Upper figure: time responses of the absolute angles of legs and the body. Lower one: time responses of the angular velocities of the legs. Walking is stable in 5 steps (3.5 [s]) and the average velocity of the stance leg converges to about -0.42 [rad/s]

Fig. 5 Time evolutions of the input signal for DD motors and the signal of the touch sensors at the ankle (Case 1)

Fig. 6 Time responses of the knee lengths (Case 1). The both knee lengths vary along the sinusoidal wave whose amplitude and angular frequency are 18 [mm] and 1.8π [rad/s]

が見られるが、目視では振動をほとんど確認できない程度のものであった。Fig. 5 は両股関節の DD モータへの入力指令電圧および足首にもうけたタッチセンサの信号である。この図から分かるように、両脚のタッチセンサが共に on もしくは off となる時間が存在する。これは、足底が円弧であるために、ある程度の歩幅を持って接地する両脚支持期近辺ではタッチセンサが反応するために必要な圧力が得られないもしくは両方とも反応することが原因である。この問題点により、支持脚側のトルクで胴体の制御を行うことに支障となるために両脚のセンサが同時に on または off になる状態を両脚支持期であると判断し、

Fig. 7 Time responses of the absolute angles of legs and the body for the walking by the knee length variations of the swing leg (Case 2). Walking is stable in 5 steps (about 3 [s]) and the average velocity of the stance leg converges to about -0.7 [rad/s]

Fig. 8 Time responses of the knee lengths (Case 2): the angular frequency is 1.6π [rad/s], The amplitude is 25 [mm]

両股関節トルクによって拘束制御を行っている。Fig. 6 は膝振幅 K_w を示したもので目標波形（振幅 $K_w = 18$ [mm] 角振動数 $w = 1.8\pi$ [rad/s]）に対する実際の膝伸縮波形である。以上の結果より、胴体の拘束制御と膝の屈伸動作により歩行が可能であることが示された。

4.2 Case 2：遊脚伸縮による歩行

次に、遊脚伸縮のみによる歩行結果について述べる。遊脚伸縮パターンは振幅 $K_w = 26$ [mm]、角振動数 $w = 1.6\pi$ [rad/s] である。つまり、

$$r_{knee_stance}(t) = 0, \quad (8)$$

$$r_{knee_swing}(t) = -K_w \sin wt. \quad (9)$$

Fig. 7 に脚および胴体の絶対角度、角速度を **Fig. 8** に膝の伸縮パターンを示す。Fig. 7 下図から分かるように5歩（約3秒）で支持脚角速度約 -0.7 [rad/s] に収束している。遊脚伸縮のみを用いた歩行については浅野ら [14] によって提案されたパラメータ励振手法がある。本結果は遊脚伸縮のみで歩行が可能であることを実験により示したものである。**Fig. 9** は足の取り付け位置を前後対称にし（この場合、Fig. 1 (C) のように脚全体の重心位置は脚上に配置される）PBEmu-IV を歩行させたときの結果を示している。**Fig. 10** は対称足と非対称足による歩行における平衡リンクの Yaw 角を表したものである。この図から分か

Fig. 9 Time responses of walking on horizontal surface with symmetric feet. PBEmu-IV could not walk forward, but it steps around the same position

Fig. 10 The yaw angles of the base (shown in Fig. 3) for the asymmetric foot case and the symmetric foot case

るように、対称足を用いた場合、装置は歩行することなく、同じ場所で足踏みを繰り返した。両膝の伸縮を用いた実験においても同様の結果が得られている。また、角速度などの初期条件を与えても歩行は継続せず、やがてある場所にとどまり足踏みを繰り返した。南方らも指摘しているように、装置の重心位置を進行方向に傾斜させること（この場合 Fig. 1 (B) のように足の取り付け位置を後方にする）が歩行の開始と継続に重要な意味を持つことが分かる。歩行の継続について、衝突などにより失われたエネルギーがどのようなメカニズムによって得られるエネルギーで回復しているのか、今後詳細に検討する必要がある。

4.3 Case 3：受動歩行

最後に、緩斜面上での遊脚伸縮による歩行実験について述べる。この実験では、遊脚振動の影響をなくするために足を前後対称に配置した。遊脚伸縮は遊脚が地面に接触しないようにすることが目的となるため、いわゆる受動歩行となる。円周状歩行路の斜面は、木製合板で区分的に作成した緩斜面を繋ぎ合わせることで、近似的に実現している。膝伸縮パターンは Case 2 と同じである。**Fig. 11** から歩行は10歩、約6秒で角速度 -0.4 [rad/s] に収束していることが分かる。斜面の傾きは 0.01 [rad] と極めて小さい。これは、この装置が受動歩行を行う場合、衝突時の

Fig. 11 Time responses of passive walking on an inclined surface (Case 3). Walking is stable in 10 steps (about 6[s]) and the average velocity of the stance leg converges to about -0.4 [rad/s]

エネルギー損失が極めて小さいことを意味している。以前行った受動歩行 [8] は多くても 4 歩しか歩行を実現することができなかったが、この方法の場合 9 割以上の確率で歩行が継続された。主な要因として、足円弧半径を脚長に近づけたことによって歩行の安定性が向上したこと、ケーブルおよびラテラル方向拘束機構による外乱が装置の改良によって軽減されたことを挙げることができる。

5. 周波数応答を用いた歩行解析

ここでは、両膝の屈伸による歩行（つまり前章の Case 1）に対して周波数応答手法を用いることで装置の歩行周波数応答特性を解析したことについて述べる。Fig. 12 は膝の振幅 K_w と歩行角振動数 w_w の関係を示した図である。この図から歩角 a_{w_w} の変化に対して歩行角振動数 w_w はほぼ一定であることが分かる。また、膝の角振動数 w に対しては歩行角振動数 w_w が変化していることが分かる。つまり、歩行角振動数は膝の角振動数のみに依存するパラメータであると見なすことができる。これは、間接励起型歩行を詳細に考察することで歩行が何に依存して励起されるのかという疑問に答えた結果と言える。さらに、膝への正弦波 1 周期が 1 歩行周期に一致（つまり $w = w_w$ ）していることから、これらの実験結果は膝関節への正弦波入力に対する歩行の周波数応答と見なすことができる。

5.1 ゲイン特性

Fig. 13 は膝の角振動数 ($1.0\pi \leq w \leq 1.8\pi$ [rad/s]) に対する歩角 a_{w_w} の変化の様子である。Fig. 14 は歩行ゲイン W_w と位相差 Φ_w である。それぞれ振幅を変えて ($6 \leq K_w \leq 18$ [mm]) 実験を行った。Fig. 13 と Fig. 14 上図から、PBEmu-IV は $w = 1.0\pi$ [rad/s] において歩角および歩行ゲインが最大となり角振動数 w の増加に伴って減少する傾向が見取れる。つまり、 $w = 1.0\pi$ [rad/s] が最も歩行ゲイン W_w の高い膝の角振動数であることが分かる。また、膝振幅 K_w を大きくとれば歩角 a_{w_w} が大きくなることも分かる。歩行ゲインは膝振幅の増加に

Fig. 12 A relationship between an amplitude K_w of the knee length variation and an angular frequency of the walking w_w

Fig. 13 Walking angle experimented in $1.0\pi \leq w \leq 1.8\pi$ and $6 \leq K_w \leq 18$. the walking angle a_{w_w} is the highest at $w = 1.0\pi$. If K_w increase, then a_{w_w} also increase

Fig. 14 Walking gain and phase

対して減少している。これは振幅の増加に伴い運動速度が上昇し、衝突や摩擦などによって失われるエネルギーが相対的に増加することが原因であると考えられる。描画した範囲外では、角振動数・膝振幅ともに描画範囲のそれとは離れた値となったいくつかの場合を除いて歩行は継続しなかった。原因として、足の有効接地範囲が制限され、足の中心と脚の振動中心もずれており、膝角振動数の減少に伴い歩角が大きくなりすぎると転倒すること、また、膝角振動数が大きい場合膝振幅が小さいとゲインが小さくなりすぎため歩行が励起されにくくなることが挙げられる。実験結果は、股関節周りの脚の固有振動数 1.3π [rad] に近いところで歩行が励起されることを示している。ただし、歩行ゲインが脚の固有振動数で最大となるわけではない。Fig. 15

Fig. 15 Impact time

は歩行ゲインがほぼ等しい $\omega = 1.0\pi$, $K_w = 6$ と $\omega = 1.8\pi$, $K_w = 18$ の脚角速度のグラフを並べたものである。遊脚の角速度を見ると -0.2 から -0.3 [rad/s] で振れ始め、 $\omega = 1.0\pi$ の場合、衝突時刻でゼロに近く、 $\omega = 1.8\pi$ で正（ゼロの手前）になっていることが分かる。角振動数の減少に伴い遊脚重心が最上点に達する時刻に衝突時刻が近づくことから、歩行ゲインの増減は遊脚の運動に依存しているととらえることができる。安定な歩行が得られるとすれば、さらに角振動数を減少させると遊脚角速度が支持脚角速度に一致する時刻で衝突し、その後、遊脚が支持脚に対して接近しながら衝突するようになる。支持脚に対する遊脚の相対角速度が正である限り歩角は増加するので、相対角速度がゼロになる時刻に衝突するときピークを迎えその後減少に転じる。片足支持期において系が安定で十分大きな足の有効接地範囲が与えられれば、転倒せずに遊脚が振り戻されるので共振点を観測できるものと考え。脚固有振動数より低い振動数まで歩行ゲインが増加するのは、遊脚が負の角速度で振れ始め支持脚との相対角速度がゼロ、つまり遊脚速度が負になるまで歩角が増加し1歩の時間が脚固有周期の半分より長くなるためである。

5.2 位相特性

Fig. 16 は 4.1 節の Case1 における脚の角速度と膝長およびタッチセンサ信号を重ね合わせたものである。衝突は足首機構によって2段階で発生する。この図から、最初の衝突が 10.9π [rad] 付近で発生し、 0.13π [rad] 程度の両脚支持期を確認できる。また、両脚支持期間中に足首が縮みきったところで再び衝突することがセンサ信号から分かる。しかし、4.1 節で述べたようにタッチセンサは確実に動作せず、また、Fig. 16 では 11π [rad] 直前に衝突点らしき動きを確認できるがすべての歩行において確認することは困難であったため正確な時刻を得ることができなかった。そこで、足首機構による最初の衝突時刻を T_n 、膝長が交差する（等しくなる）点を T_{Kn} として位相特性を調べた（Fig. 14 下図）。この図より $1.2\pi \leq \omega \leq 1.8\pi$ [rad/s], $10 \leq K_w \leq 18$ [mm] 辺りで位相差はほぼ一定 0.1π [rad] となることが読み取れる。相対的には $1.0\pi \leq \omega \leq 1.2\pi$ で急激に 0.1 [rad] 程度位相が進み、膝振幅の減少に伴って、特に $6 \leq K_w \leq 10$ において位相が進むことが分かる。 $\omega = 1.0\pi$ [rad/s] の場合、歩角が増加し足の有効接地範囲を超える辺りで歩行するため、接地点と股関節の間の距離が短くなり支持脚が長く遊脚が短い（つまり位相が進んだ）ところで衝突が起こる。膝振幅の減少に対して足首機構のストロークが相対的に大きく（つまり遊脚が長く）なり衝突が早まる。これらのことが衝突時刻に影響し、相対的な位相進

Fig. 16 Double support phase

Fig. 17 A relationship between the amplitude of the knee length K_w and the walking velocity v . If the amplitude increase, then the velocity also increase

みの原因になっているものと考え。

5.3 歩行速度

Fig. 17 は膝の振幅 K_w と歩行速度 v の関係を表した図である。この図から歩幅を大きくすれば歩行速度が増加することが分かる。また、膝の角振動数を歩行ゲインの高いものにすれば同様に歩行速度が増加することが分かる。直動関節による膝の伸縮は回転関節を用いた膝や足首でも発生することが可能である。回転関節の場合支持脚の長手方向に大きな変動をさせると歩容が不自然になるが、伸縮の角振動数をうまくとることで歩行を高感度で励起できることが分かる。以上の結果は、今後様々な歩行方法を検討する場合の理想的な歩行パターンとして、また、目的とする歩行速度を励起する歩行パターンとして重要である。

6. おわりに

本報告では、胴体の姿勢制御を伴う2足歩行について考察し、実験装置によっていくつかの間接励起型2足歩行を実現した。さらに、胴体を持つモデルに対して間接励起型2足歩行を実現する場合、歩行自由度以外の関節を仮想的に拘束することが有効であることを示した。これらの実験結果は、過去に得られた胴体の拘束制御手法[8]が有効であることを改めて示したものである。また、歩行の周波数応答解析を行った結果、歩行のゲインおよび位相特性が明らかになった。

得られた歩行の周波数応答特性は、同じ振幅に対してゲインが高ければ歩角、歩行速度が大きくなるという意味でその角振動数を持つ2足歩行が効率的であることを示している。本論文で扱った間接励起型2足歩行は衝突時刻で支持脚に対する遊脚の角速度がゼロに近づくに従って歩行ゲインが増大し、脚固有振動数よりも低い点で最大となることが確認された。つまり、歩

行は遊脚固有振動数ではなく、遊脚相対角速度がゼロに近い点で衝突するとき効率的となると言える。本結果は、直接的なエネルギー収支ではなく、周期的な強制入力に対する歩行ゲイン特性として効率性を明らかにしたという意味で重要である。実験結果から入力角振動数の減少に対して歩行ゲインの増加は確認できたが、遊脚が振り戻すような低振動数での歩行を実現することはできなかった。また、予想される共振点での歩行がより安定とは限らない[24]。

今後の課題として、間接励起型 2 足歩行に対して数値モデルによる詳細なシミュレーションにより歩行固有振動数の存在を確認すること、ポアンカレ写像を用いた間接励起型 2 足歩行の安定解析、周波数応答特性と安定性の関係を明らかにすることなどが挙げられる。

謝 辞 本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金（若手研究（B））（研究課題番号 16760211）およびウエスコ学術振興財団学術研究費助成金を用いて行われた。ここに感謝の意を表す。

参 考 文 献

- [1] M. Garcia, et al.: "The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling," ASME Journal of Biomechanical Engineering, vol.120, no.2, pp.281-288, 1998.
- [2] T. McGeer: "Passive Dynamic Walking," International Journal of Robotics Research, vol.9, pp.62-82, 1990.
- [3] A. Goswami, B. Thuijlt and B. Espiau: Compass-like Biped Robot Part I: Stability and Bifurcation of Passive Gaits, Research Report INRIA 2613, 1996.
- [4] S.H. Collins, M. Wisse and A. Ruina: "A 3-D Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees," International Journal of Robotics Research, vol.20, no.7, pp.607-615, 2001.
- [5] 大須賀, 桐原: "受動的歩行ロボット Quartet II の歩行解析と歩行実験", 日本ロボット学会誌, vol.18, no.5, pp.737-742, 2000.
- [6] 猿田, 大須賀: "受動的歩行に基づいた歩行ロボット Quartet III の制御", 第 44 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, pp.601-602, 2000.
- [7] 池俣, 佐野, 藤本: "受動歩行における平衡点の安定メカニズムの構造", 日本ロボット学会誌, vol.23, no.7, pp.839-846, 2005.
- [8] 衣笠, 大須賀, 細川: "胴体の姿勢制御を伴う 2 足歩行ロボット Emu の受動的歩行", 日本ロボット学会誌, vol.22, no.2, pp.200-206, 2004.
- [9] K. Ono, F. Takasaki and T. Takahashi: "Self-excited walking of a biped mechanism," International Journal of Robotics Research, vol.23, no.1, pp.55-68, 2004.
- [10] S. Collins, et al.: "Efficient Bipedal Robots Based on Passive-Dynamic Walkers," Science, no.5712, pp.1082-1084, 2005.
- [11] 細田: "動特性を利用した空気圧拮抗駆動 2 足歩行", システム/制御/情報, vol.49, no.10, pp.411-416, 2005.
- [12] 木村, 張: "脚式移動における CPG (Central Pattern Generator) の役割—適応的な歩行・走行の統一的生成に向けて—", 計測と制御, vol.44, no.9, pp.602-608, 2005.
- [13] 伊藤, 南方, 多田隅: "疑似受動二足歩行における実験的研究—平面歩行のための脚伸縮パターンの考察—", 第 19 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp.835-836, 2001.
- [14] 浅野, 羅: "パラメータ励振に基づく伸縮脚ロボットの動的歩行制御", 日本ロボット学会誌, vol.23, no.7, pp.910-918, 2005.
- [15] C. Chevallereau, et al.: "RABBIT: A testbed for advanced control theory," IEEE Control Systems Magazine, vol.23, pp.57-79, 2003.
- [16] 春名, 荻野, 細田, 浅田: "上半身を持つ受動歩行ロボット", ロボティクスメカトロニクス講演会 01 講演論文集, 2A1-E8, 2001.
- [17] M. Wisse: "Three additions to passive dynamic walking; actuation, an upper body, and 3D stability," Humanoids 2004, pp.113-132, 2004.
- [18] S. Aoi and K. Tsuchiya: "Locomotion Control of a Biped Robot Using Nonlinear Oscillators," Autonomous Robots, vol.19, no.3, pp.219-232, 2005.
- [19] 高橋, 他: "CPG による脚制御と上体姿勢制御を用いた統合型歩行制御手法", 第 23 回日本ロボット学会学術講演会講演予稿集 CD-ROM, 1G32, 2005.
- [20] 大須賀: "移動知理解への力学的接近", 計測と制御, vol.44, no.9, pp.640-645, 2005.
- [21] 平田, 小亀: "状態にジャンプを有する線形システムの周期運動—Compass Walking のモデリング, 安定解析, フィードバック制御—", システム制御情報学会論文誌, vol.17, no.12, pp.553-560, 2004.
- [22] 杉本, 大須賀: "受動的動歩行に内在するフィードバック構造に関する一考察", 第 33 回制御理論シンポジウム, pp.151-154, 2004.
- [23] M. Wisse and J. van Frankenhuyzen: "Design and construction of mike; a 2d autonomous biped based on passive dynamic walking," Proceedings of Conference on Adaptive Motion of Animals and Machines, Paper no.WeP-I-1, 2003.
- [24] M. Wisse, et al.: "Swing leg retraction helps biped walking stability," Proceedings of 2005 5th International Conference on Humanoid Robots, pp.295-300, 2005.

衣笠哲也 (Tetsuya Kinugasa)

1971 年 11 月 29 日生。1999 年大阪府立大学大学院工学研究科機械系機械システム工学専攻博士後期課程修了。同年津山工業高等専門学校電子制御工学科助手を経て、2002 年岡山理科大学工学部機械システム工学科講師となる。ロボティクス、制御工学の研究に従事。（日本ロボット学会正会員）

三輪正一 (Shoichi Miwa)

1980 年 8 月 16 日生。2006 年 3 月岡山理科大学工学研究科機械工学専攻修士課程修了。現在岡山理科大学システム科学専攻博士課程在籍。2 足歩行ロボットの研究に従事。（日本ロボット学会学生会員）

大須賀公一 (Koichi Osuka)

1959 年 11 月 16 日生。1984 年大阪大学大学院基礎工学研究科修士課程修了。同年（株）東芝入社、総合研究所勤務。1986 年大阪府立大学工学部助手。その後、同講師、同助教授を経て、1998 年京都大学大学院情報学研究科助教授、2003 年神戸大学工学部機械工学科教授となり、現在に至る。ロボティクス、制御工学の研究に従事。（日本ロボット学会正会員）