

# エネルギー消費量による四足歩行パターン遷移の発振器—力学モデル†

伊藤 聡\*・湯浅 秀男\*,\*\*・伊藤 宏 司\*\*\*

## Oscillator-Mechanical Model of the Pattern Transition on Quadrupedal Locomotion Based on Energy Expenditure

Satoshi ITO\*, Hideo YUASA\*\*\* and Koji ITO\*\*\*

Physiological experiments suggest that spinal network, called by CPG, generates locomotion patterns. Many papers have formulated it at the neural oscillator level, but only a few papers include the mechanical model in pattern formulation. This paper will consider both oscillator and mechanical model of the quadruped. The oscillator model generates the locomotion patterns of mechanical model, while the mechanical model provides the energy consumption based on which the oscillator model determines the generating pattern.

Quadrupeds might select the locomotion patterns in order to consume less oxygen. The experiments in horses have supported this hypothesis. This paper derives the energy evaluation from two types of energy definition, which reflects the experimental result in horses very well. Our formulation connects with leg swing amplitude, i.e., the swing amplitude determines the energy expenditure. Simulations show that the simplified mechanical model can walk with less energy by changing the generation of locomotion patterns in oscillator model.

**Key Words:** quadrupedal locomotion pattern, oscillator model, mechanical model, energy expenditure

### 1. はじめに

歩行・飛翔・遊泳など、動物にとって基本的な運動は、同じような動作の繰り返しによる周期的なパターンを形成している。このような非随意的な運動のパターン形成では高次の神経系の関与は少なく、むしろ低次の脊髄レベルで行われていると考えられている<sup>1)</sup>。CPGと呼ばれる脊髄の神経回路に発振機構がプログラミングされており、手足はそのプログラムに従って動かされる。感覚フィードバックはこれを修正するだけで運動の計画には直接関与しない。これが自動的運動のパターン形成の有

力な考え方の一つとなっている<sup>2)</sup>。これらを実証する神経生理学的実験が多種の動物のさまざまな自動的運動に関して行われてきた<sup>3)</sup>。除脳ネコ<sup>4)</sup>や *in vitro* でのヤツメウナギの実験<sup>5)</sup>は、運動パターンが下位レベルからボトムアップ的に自己組織化されることを示している。

CPGによる運動パターン形成の理論的解析は、動物の歩行運動で多くなされている。これらは、その周期性より、発振器を用いてモデル化されてきた。Collins と Richmond<sup>6)</sup>は、四足歩行のパターン遷移を、固定結合した発振器モデルでのパラメータ変化で実現させ、そのときの発振器間の結合の性質が発振器の種類によらないことを示した。湯浅と伊藤<sup>7)</sup>は発振器の位相差空間でのポテンシャル関数により発振器間の位相差を任意の値に制御できることを示し、これを遊泳パターンと四足歩行パターンの形成に応用した。また、木村ら<sup>8),9)</sup>は独自の発振器で昆虫のCPGモデルを構成し、エネルギー効率により歩行パターンを遷移させた。しかし、これらの研究は神経振動子レベルのパターン生成にとどまり、筋骨格系という力学システムとの相互作用が考慮されていない。そのなかで、多賀<sup>10)</sup>は人間の二足歩行における筋骨格系

† 第 10 回生体・生理工学シンポジウムで発表 (1995.12)

\* 理化学研究所バイオ・ミメティックコントロール研究センター 名古屋市熱田区六番 3-8-31

\*\* 名古屋大学工学部 名古屋市千種区不老町

\*\*\* 東京工業大学大学院 横浜市緑区長津田町 4259

\* Bio-Mimetic Control Research Center (RIKEN), Atsuta-ku, Nagoya

\*\* Faculty of Engineering, Nagoya University, Chikusa-ku, Nagoya

\*\*\* Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology, Midori-ku, Yokohama

(Received January 26, 1996)

力学モデルと神経振動子モデルを統合した解析を行った。ここでは環境との相互作用を通じた2つのモデル間のリズムの引き込みによって、歩行パターンを自己組織化しているが、安定な歩行が生成される条件は提示されていない。P.Nanua と K.J.Waldron<sup>11)</sup> はトロット・バウンド・ギャロップの3種類の歩行パターンを取り上げ、そこで消費されるエネルギーを単純な力学モデルを用いて数値的に解析している。しかし、歩行パターンを運動方程式の初期条件で実現するため、パターンの遷移とエネルギー消費量との関係については直接扱っていない。歩行運動の力学的側面はロボット工学において盛んに研究され<sup>12)~14)</sup>、実際にさまざまな歩行ロボットが造られている。しかし、ロボットの歩行計画に発振器を用いたものはみあたらない。

一方、運動パターンの遷移の必要性は、Hoyt と Taylor<sup>15)</sup> で説明される。彼らは、馬を3つの代表的な歩行パターン（ウォーク・トロット・ギャロップ<sup>16)</sup>）で歩行させ、そのときの歩行速度と単位距離あたりの酸素消費量との関係を調べた。それによると、各歩行パターンごとに、単位距離あたりの酸素消費量を最小にする歩行速度が存在する。その最小値は、馬の歩行ではパターンによってそれほど変化しない。したがって、単位距離あたりのエネルギー消費量を評価値としたとき、歩く速度に適した歩行パターンが存在すると結論づけている。

本稿では、力学モデルによる歩行パターンの遷移を、そこで消費されるエネルギーの評価に基づき発振器モデルで計画することを考える。2章では歩行パターンを数式で扱う上でいかにパラメータ化するかを考え、遷移を実現する力学モデルと制御機構を提案する。3章ではモデルのエネルギー評価を定義し、その定義が歩行時の脚の振幅と密接な関係にあることを示す。4章では、歩行系の制御方法を、5章で歩行パターンの遷移のシミュレーションを示し、6章で本歩行モデルについての考察を与える。

## 2. 四足動物の歩行パターンと歩行制御機構

### 2.1 力学モデル

力学モデルでは簡単化のため以下を仮定する (Fig. 1)。

- ・運動は矢状面内のみを考える。
- ・脚の質量は無視する。
- ・脚は一リンクとする。膝関節は脚の伸縮で近似する。
- ・脚は体幹とつながる関節まわりのトルクと伸縮方向の力および脚先のトルクの3つを駆動力としてもつ。それぞれ股関節、膝関節、足関節で発生する力に対応する。
- ・脚は地面上を滑らない。
- ・遊脚相では脚の長さは一定である。また、支持脚-遊脚のスイッチング時は脚はエネルギーを消費することなく

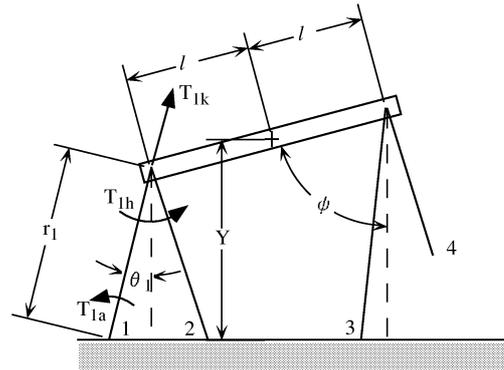


Fig. 1 Mechanical model.

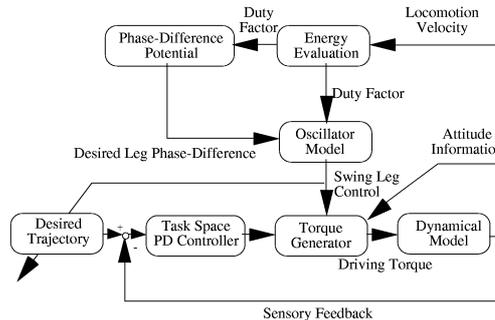


Fig. 2 Proposed control scheme for quadrupedal locomotion.

瞬時に所定の長さに変化できる。

### 2.2 歩行パターンのパラメータ化

動物の歩行の観測データによると、一般に遊脚時間は個体によって決まっており歩行速度によらない<sup>17)</sup>。生態学的には、このような動作速度によらず一定となる要因は関係不変項<sup>18)</sup>と呼ばれ、リズムの自己組織性に重要であると考えられている。

一方、歩行パターンは各脚間の位相差と接地率によって特徴づけられる。接地率とは、歩行一周期のうち脚が地面に接地している割合のことをいう。前後の脚で接地率の異なる状況も起きるが<sup>19)</sup>、本稿では、接地率はすべての脚で等しい正規歩容<sup>17)</sup>を仮定する。さらに、前脚間の位相差と後脚間の位相差は等しいと仮定する。

以上の仮定により、歩行パターンは、接地率  $\beta$ 、前脚間の位相差  $D_1$  (後脚間も  $D_1$  になる)、前脚と後脚の位相差  $D_2$  の3変数によって規定できる。なお、本稿ではウォーク・トロット・ギャロップ (バウンド) の接地率をそれぞれ 0.75, 0.5, 0.25 に固定している。

### 2.3 歩行の制御機構

歩行では速度調節に2通りの方法がある。脚の振幅と歩行周期である。微妙な速度調節は脚の振幅でおこない、大きな速度変化では脚の振幅に限界があるため、歩行周

期を変化させる。これは歩幅を変化させる方が、歩行のリズムを変えるよりも容易なためと考えられる。

歩行パターンは接地率  $\beta$  と脚間の位相差  $D_1 \cdot D_2$  で規定するため、脚の振幅だけが変わっても歩行パターンは変化しない。一方、遊脚時間が一定の歩行を行うため、歩行周期により接地率が変わってしまう。つまり歩行周期がウォーク・トロット・ギャロップと短くなると、それにつれて接地率が小さくなる。本稿では、歩行周期で歩行速度を調節するときに必要な接地率の切換が、歩行パターンの遷移を引き起こすと考える。

接地率の切換は単位距離あたりのエネルギーに基づいて行い、そのあと脚間の位相差を接地率によって変化させる。エネルギー消費量は脚を動かす速度やそのための筋の出力に依存し、それらは接地率によって大きく変化する。位相差では脚を動かすタイミングしか変わらないため、結果的に位相差のエネルギー消費への影響は小さい。よって、エネルギー消費量はおもに接地率で調節できる。また、四足歩行では接地率が 0.75 以下では静歩行が不可能となるなど、接地率により歩行の安定性の性質が異なってくる。それに対処するためには、脚の位相差を変える必要がある。つまり、接地率による位相差の変化は、安定性の維持の観点から必要となる。

以上をブロック線図で表すと Fig. 2 のような制御機構を得る。接地率および位相差の情報は、CPG に対応する発振器モデルに入力される。発振器は各脚に一つずつ取り付けられており、各脚に屈曲・伸展のタイミングを与える。PDコントローラはCPGのつくる歩行パターンでの歩行を制御する。

### 3. エネルギーの評価

#### 3.1 馬による実験とその考察

Hoyt らは、馬をウォーク・トロット・ギャロップの3つの歩行パターンで歩行させ、それぞれについて歩行速度に対する単位距離当たりの酸素消費量を計測した<sup>15)</sup>。その結果、馬の歩行において次のことが明らかになった。

- (A) 各歩行パターンに対し単位距離当たりの酸素消費量が最小になるような歩行速度が存在する、
- (B) その歩行速度は歩行パターンの接地率が小さくなるほど速くなる、
- (C) 単位距離当たりの酸素消費量の最小値は歩行パターンによらずほぼ一定である、

本節では、実験で得られた上記の3つの特徴をもったエネルギーの評価式を提案する。数式上の計算は2.1節に示した力学モデルに基づいて行う。

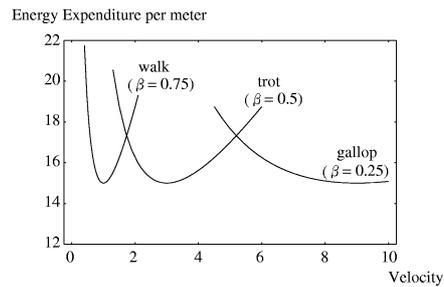


Fig. 3 The energy evaluation defined at this paper. The energy curve are plotted for 0.75(walk), 0.5(trot), 0.25(gallop) of the duty factor. This graph reflects the experimental result with horses by Hoyt and Taylor.

#### 3.2 力学モデルのエネルギー評価

##### 3.2.1 エネルギー評価式

2.1節で述べた力学モデルでのエネルギー消費の評価にあたり、以下の条件を仮定する。

- (a) エネルギーの消費は筋活動によるものと生命維持のためのものとの2つに分けて考える。
- (b) 筋のエネルギー消費は、筋の張力・弾性変形・収縮量・収縮速度などに着目したさまざまな評価方法が提案されている<sup>21)</sup>。ここでは、筋の粘性抵抗による消費量のみを取り上げる。
- (c) 筋は骨格に付着していることから、その収縮速度を関節の回転速度で近似する。
- (d) 体幹の速度・高さ・姿勢は目標値  $\dot{X}_d \cdot Y_d \cdot \psi_d$  に制御されている。特に前後の脚間に対称性をもたせるため、体幹は水平に保たれているものとする。
- (e) 遊脚では一定の角速度で脚を前に運ぶ。
- (f) 脚の動き方は前脚・後脚を問わず同じである。

以上の仮定の下で実験結果を定性的に考察し、本稿では速度に対する単位距離当たりのエネルギー消費量の評価関数として次式を提案する。

$$E = K_1 \frac{\beta}{1-\beta} v + K_2 \frac{1-\beta}{\beta} \frac{1}{v} \quad (1)$$

(1)式の第1項は筋活動により消費されるエネルギー、第2項は生命維持に必要なエネルギー消費量を表している。

前者は歩行速度とともに増大し、反対に後者は減少する傾向を示す。単位距離当たりの酸素消費量は両者の和で与えられることから、エネルギー消費の最小値の存在性(A)が説明できる。最小値を与える歩行速度  $v_0$  は

$$v_0 = \frac{1-\beta}{\beta} \sqrt{\frac{K_2}{K_1}} \quad (2)$$

で与えられ、接地率  $\beta$  の減少関数(B)となる。この原因の一つとして、筋の粘性による消費量が接地率によって変化することが挙げられる。(1)式の最小値は  $2\sqrt{K_1 K_2}$

で、接地率  $\beta$  によらない (C)。これは馬が速く走るほど筋の弾性をうまく利用しているためと考えられる。馬以外の動物では酸素消費量の最小値は歩行パターンによって変化するため、(C) は歩行パターンの遷移を考える上で本質ではない。例えば人間の場合、歩行時と走行時の酸素消費量の最小値を比べると、走行時の方が大きくなる<sup>20)</sup>。

3.2.2 評価式の導出

歩行一周期あたりの筋の粘性での消費エネルギー  $E_T$  は仮定 (b), (c), (f) より

$$E_T = 4 \int_{T_{sp}} b\omega_{sp}^2 dt + 4 \int_{T_{sw}} b\omega_{sw}^2 dt \quad (3)$$

で与えられる。ここで  $b$  は筋の粘性係数、 $\omega_{sp}$ 、 $\omega_{sw}$  はそれぞれ支持脚相、遊脚相での脚の角振動数である。

脚の振幅  $A$  は支持脚相の間に体幹が進む距離によって決まるため、歩行速度  $v = \dot{X}_d$  や接地率  $\beta$  によって変化する。仮定 (d) の下では

$$A = \tan^{-1} \left( \frac{v T_{sp}}{Y_d} \right) \quad (4)$$

となる。直立姿勢の近傍では

$$A \sim \left( \frac{v T_{sp}}{Y_d} \right) \quad (5)$$

で近似でき、仮定 (e) を用いると

$$\omega_{sp} = \frac{2A}{T_{sp}} = \frac{v}{Y_d} \quad (6)$$

$$\omega_{sw} = \frac{2A}{T_{sw}} = \frac{\beta v}{1 - \beta Y_d} \quad (7)$$

と計算できる。 $T_{sp}$ 、 $T_{sw}$  はそれぞれ支持脚時間・遊脚時間である。2章により  $T_{sw}$  は一定と仮定している。接地率  $\beta$  の定義より歩行周期  $T$  と  $T_{sp}$ 、 $T_{sw}$  の間に

$$T_{sp} = \beta T \quad (8)$$

$$T_{sw} = (1 - \beta)T \quad (9)$$

が成り立つ。これらを (3) 式に代入すると、

$$\begin{aligned} E_T &= 4 \int_{T_{sp}} b \left( \frac{v}{Y_d} \right)^2 dt + 4 \int_{T_{sw}} b \left( \frac{\beta v}{1 - \beta Y_d} \right)^2 dt \\ &= 4b \left[ \left( \frac{v}{Y_d} \right)^2 \beta T + \left( \frac{\beta v}{1 - \beta Y_d} \right)^2 (1 - \beta)T \right] \\ &= 4b \frac{\beta T}{1 - \beta} \left( \frac{v}{Y_d} \right)^2 \end{aligned} \quad (10)$$

歩行一周期で距離  $vT$  進むことを考慮すると、単位距離あたりのエネルギー消費  $E_1$  は

$$E_1 = \frac{E_T}{vT} = \frac{4b}{Y_d^2} \frac{\beta}{1 - \beta} v \quad (11)$$

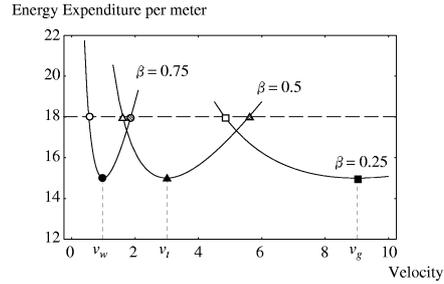


Fig. 4 This graph provides the velocity in each gait where the same energy is consumed.

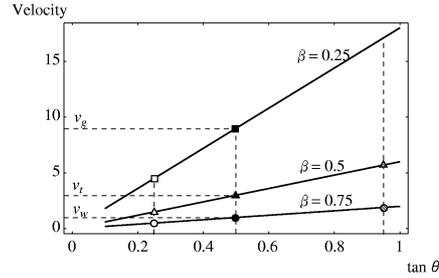


Fig. 5 This graph gives the amplitude of leg swing which is necessary to move at the various speed with each gaits. The relation of velocity to the swing amplitude changes with duty factor.

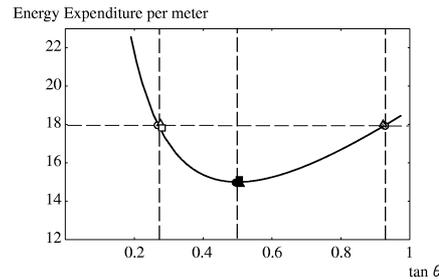


Fig. 6 Energy expenditure is determined by leg swing amplitude.

である。ここで  $K_1 = 4b/Y_d^2$  とおくと

$$E_1 = K_1 \frac{\beta}{1 - \beta} v \quad (12)$$

となり (1) 式の第 1 項が導出できる。

次に、生命維持のために必要なエネルギーを考える。疲労を考慮しない場合、安定した運動状態ではエネルギー消費量は単位時間あたり一定と考えるのが自然である。単位時間あたりのエネルギー消費量を  $E_t$  とおき、安定な状態で一定速度  $v$  で歩行した場合を考える。 $\Delta t$  秒間でのエネルギーの消費量は  $E_t \Delta t$  で、移動距離は  $v \Delta t$  である。よって、単位距離あたりのエネルギー消費  $E_2$  は

$$E_2 = \frac{E_t \Delta t}{v \Delta t} = \frac{E_t}{v} = O(v^{-1}). \quad (13)$$

と、速度  $v$  に反比例することが示せる。

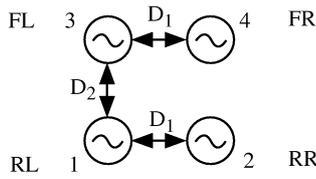


Fig. 7 Oscillator connection.

一方、直立停止状態と足踏みをしながら停止している状態では、前者の方が単位時間あたりのエネルギーの消費は少ない。前者と後者の違いは接地率である。接地率が小さくなると、それにとまなう運動のため、単位時間でのエネルギー消費が増大するといえる。したがって  $E_t$  は接地率  $\beta$  の減少関数となる。

以上の考察より、 $E_2$  を

$$E_2 = K_2 \frac{1 - \beta}{\beta} \frac{1}{v} \quad (14)$$

で与える。なお  $E_t$  が  $(1 - \beta)/\beta$  に比例するのは上記の定性的理由に基づき、馬の実験データに合うように設定したもので、実験的な裏付けはなされていない。

### 3.3 脚の振幅とエネルギー消費量

犬の歩行では脚長で正規化された歩幅（脚の振幅）は接地率によらず一定になると報告されている<sup>22)</sup>。正規化は個体の大きさの影響を取り除くためのものであり、一個体で考えれば、普通に歩行しているときの脚の振幅は接地率によらず一定になるといえる。

本稿で提案するエネルギー消費量と脚の振幅との関係はどうであろうか。Fig. 4 に歩行速度とエネルギー消費量の関係を、Fig. 5 に接地率を固定したときの脚の振幅と歩行速度の関係を示す。Fig. 5 は、脚の振幅を決めたときどれだけの速度がでるかを表している。つまり、各接地率でエネルギー消費量が最小となる速度 (Fig. 4 参照) で歩行したときの脚の振幅を Fig. 5 によって知ることができる。Fig. 5 より各接地率でのエネルギー消費量最小の点では脚の振幅が一定となっているのがわかる。

数式では以下のように表現できる。脚の振幅  $\Theta$  と歩行速度の関係は接地率  $\beta$  によって変わり、

$$v = \frac{1 - \beta}{\beta} \frac{2y}{T_{sw}} \tan \Theta \quad (15)$$

で与えられる。これを (2) 式に代入すると  $\beta$  が消去でき、

$$E = K_1 \frac{2Y_d \tan \Theta}{T_{sw}} + K_2 \frac{T_{sw}}{2Y_d \tan \Theta} \quad (16)$$

が得られる。つまり、エネルギー評価は脚の振幅  $\Theta$  のみで決定し接地率にはよらない。Fig. 6 に脚の振幅とエネルギー消費量の関係を示す。

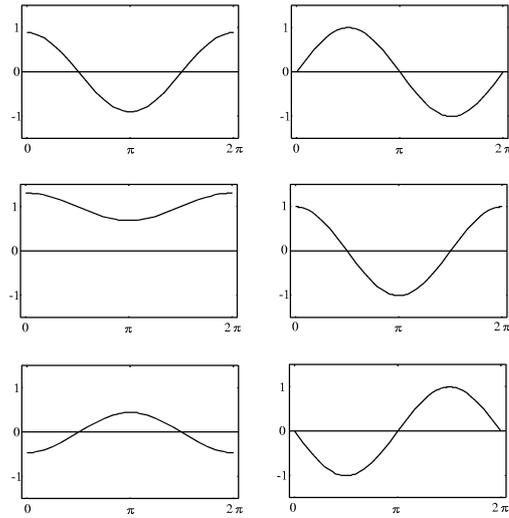


Fig. 8 Potential function provides the desired relative phase. Its shape varies with the duty factor. The left side is for  $D_1$  and the right is for  $D_2$ , from the top, the duty factor  $\beta = 0.75$  (walk),  $0.5$  (trot) and  $0.25$  (gallop).

## 4. 歩行制御

### 4.1 発振器モデル

歩行パターンの生成には、CPGに相当する発振器を用いる。ここでは4つの発振器をそれぞれの脚に取り付ける。発振器には位相差と接地率が入力される。はじめに発振器間の相互作用により位相差を目標値に制御する。その後、与えられた接地率をもとに、発振器の位相を股関節角度に変換する。最終的な発振器モデルからの出力は、規定された歩行パターンで歩行するための各股関節の目標角度となる。発振器の結合方法を Fig. 7 に示す。

#### 4.1.1 位相差の制御

湯浅ら<sup>7)</sup>の方法によると、脚の位相差は位相差空間のポテンシャル関数で任意の目標値に制御できる。しかし、このとき問題となるのが位相差の目標値をいかに与えるかである。本稿では、目標値に関してもポテンシャル関数を構成し、その最小点を接地率により変化させる。

目標値のポテンシャル関数を次式で与える。

$$P(D_1, D_2, \beta) = -\sin((\beta - \beta_0)\pi) \sin(D_1 - \frac{\pi}{2}) - \cos(D_2 - 2\pi\beta) \quad (17)$$

位相差の目標値  $D_1$ ,  $D_2$  のダイナミクスはそれぞれ

$$\begin{aligned} \frac{dD_1}{dt} &= -\frac{\partial P}{\partial D_1} \\ &= \sin((\beta - \beta_0)\pi) \cos(D_1 - \frac{\pi}{2}) \end{aligned} \quad (18)$$

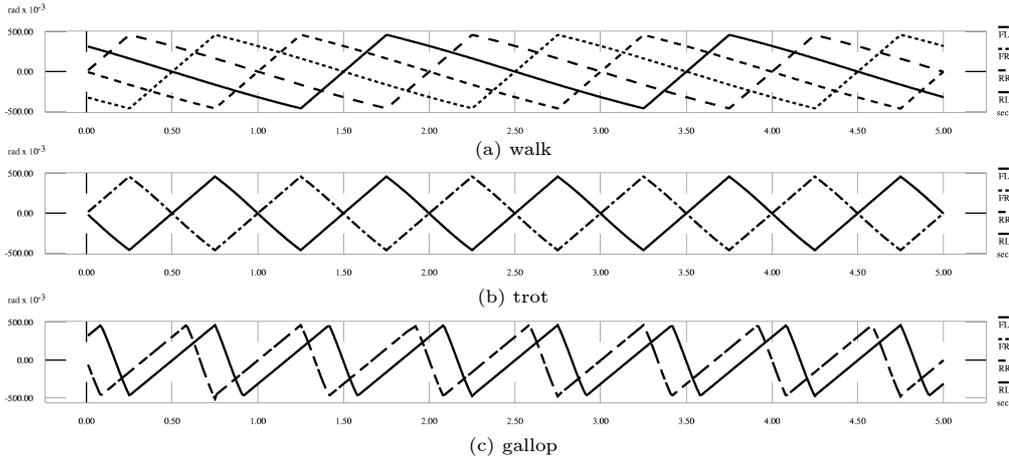


Fig. 9 The displacement of each hip joint angles in walk, trot and gallop.

$$\frac{dD_2}{dt} = -\frac{\partial P}{\partial D_2} = -\sin(D_2 - 2\pi\beta) \quad (19)$$

となる。Fig. 8 に接地率が 0.75 (ウォーク), 0.5 (トロット), 0.25 (ギャロップ) のときのポテンシャル関数を示す。

#### 4.1.2 股関節目標角度の生成

股関節角度は鉛直下向きから計測する。発振器の位相 0 を力学モデルで股関節角度が 0 の状態に対応づける。一般に、股関節角度 0 の状態は歩行一周間に 2 回現れる。そこで歩行の対称性<sup>23)</sup>を仮定し、支持脚で角度 0 の状態を発振器の位相 0、遊脚で角度 0 の状態を発振器の位相  $\pi$  とする。つまり歩行を位相空間で表現したとき、支持脚相は  $[0, \pi\beta]$  と  $[(2-\beta)\pi, 2\pi]$ 、遊脚相は  $[\pi\beta, (2-\beta)\pi]$  となる。

支持脚の目標値は歩行速度及び体幹の高さ・姿勢がそれぞれ目標値  $\dot{X}_d \cdot Y_d \cdot \phi_d$  に制御されるように生成する。

$$\theta_{di} = \begin{cases} \tan^{-1}\left(\frac{\dot{X}_d}{Y_d - l_i \cos \psi_d} \frac{T}{2\pi} \phi_i\right) & (0 \leq \phi_i \leq \pi\beta) \\ \tan^{-1}\left(\frac{\dot{X}_d}{Y_d - l_i \cos \psi_d} \frac{T}{2\pi} (\phi_i - 2\pi)\right) & (2\pi - \pi\beta \leq \phi_i \leq 2\pi) \end{cases} \quad (20)$$

また、遊脚相 ( $\pi\beta \leq \phi_i \leq 2\pi - \pi\beta$ ) では脚を一定速度で動かすものとする。

$$\theta_{di} = -\frac{\phi_i - \pi}{(1-\beta)\pi} \tan^{-1}\left(\frac{\dot{X}_d}{Y_d - l_i \cos \psi_d} \frac{\beta T}{2}\right) \quad (21)$$

ここで、 $l_i (i = 1, 2, 3, 4)$  は体幹の重心から各脚の股関節までの距離である。

#### 4.2 歩行制御

歩行時には体幹と遊脚を制御する必要がある。体幹の制御により歩行中の転倒を防止する (付録 B)。一方、遊

脚の制御により脚を進行方向に運び、体幹を移動させる準備をする。遊脚は質量がないため、発振器モデルの出力する股関節目標角度に一次遅れ系で追従させる。

歩行運動では、支持脚の垂直床反力  $F_{Y_i} (i = 1, 2, 3, 4)$  は負にはならない。このモデルでの垂直床反力は

$$F_{Y_i} = -T_{ih} \cos \theta_i - \frac{T_{ik} + T_{ia}}{r_i} \sin \theta_i \quad (22)$$

で与えられる。遊脚および支持脚でも  $F_{Y_i} < 0$  となる脚は、体幹を制御する力を発生できないと考え、 $T_{ih} = T_{ik} = T_{ia} = 0$  とする。

## 5. シミュレーション

### 5.1 歩行パターンの生成

発振器モデルで生成される 3 つの歩行パターンを力学モデルで実現させた。シミュレーションで得られた各脚の股関節角度の変化をそれぞれ Fig. 9(a) (ウォーク), (b) (トロット), (c) (ギャロップ) に示す。

### 5.2 歩行パターンの遷移

#### 5.2.1 アルゴリズム

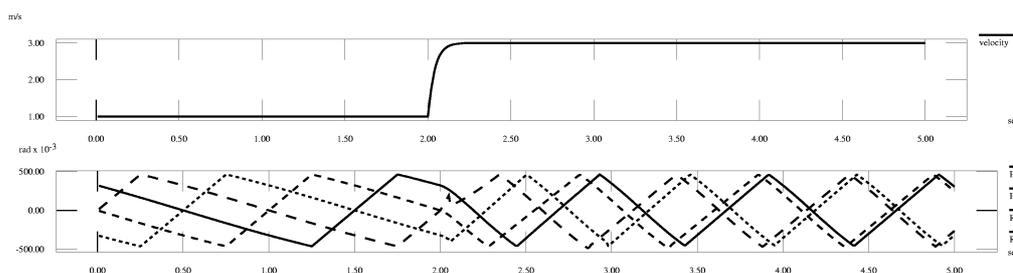
接地率を以下の条件で切り換える。

- (a)  $E > E_{sw}, \Theta > \Theta_0 \rightarrow$  接地率減少。
- (b)  $E > E_{sw}, \Theta < \Theta_0 \rightarrow$  接地率増加。

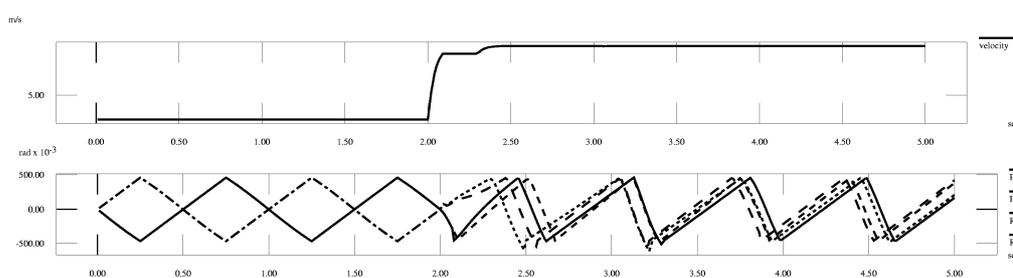
エネルギーの評価値が  $E_{sw}$  を越えると接地率の切り換えが起こる。脚の振幅がエネルギーの評価 (1) 式を最小とする振幅  $\Theta_0$  より大きいとき、接地率を減少させて歩行周期を早める。これにより適切な振幅の効率的な歩行が実現される (a)。逆に (b) は周期の早い歩行を、脚の振幅の増加で周期の遅い歩行に変化させることにあたる。

#### 5.2.2 目標速度の増加と歩行パターンの遷移

目標歩行速度を歩行開始から 2 秒後に変化させる。歩行速度と各脚の股関節角度の変化を Fig. 10 および Fig. 11



**Fig. 10** Upper graph shows the locomotion velocity. The desired velocity goes up from 1.0(m/s) to 3.0(m/s) at 2.0s. The velocity is gradually changing to 3.0(m/s). Lower graph shows the displacement of the each hip angle. The locomotion pattern makes transition from walk to trot.



**Fig. 11** Upper graph shows the locomotion velocity and lower graph shows the displacement of each hip angles. Locomotion pattern makes transition from trot to gallop.

に示す。目標速度は、Fig. 10 では 1.0m/s から 3.0m/s, Fig. 11 では 3.0m/s から 9.0m/s へと変化させている。このとき歩行パターンはそれぞれウォークからトロット、トロットからギャロップへと遷移する。

### 5.2.3 目標速度の減少と歩行パターンの遷移

前節と同様に目標歩行速度を変化させる。Fig. 12 では歩行開始から 1.0 秒後に 9.0m/s から 3.0m/s に、Fig. 13 では歩行開始から 2.0 秒後に 3.0m/s から 1.0m/s へと変化させた。前節とは逆に歩行パターンはそれぞれギャロップからトロット、トロットからウォークへと遷移する。

## 6. おわりに

四足歩行パターンの生成・遷移を可能にする歩行制御機構を提案した。これに従い、実際に四足動物で観察される歩行パターンで単純化した力学モデルを歩行させた。

神経振動子レベルでの運動パターン生成の研究は多く行われているが、そこでは作業空間での実際の運動は把握できない。そのためには力学モデルは必要不可欠である。それに関わらず、力学モデルと発振器モデルを伴った運動パターンに関するものはまだ数少ない。

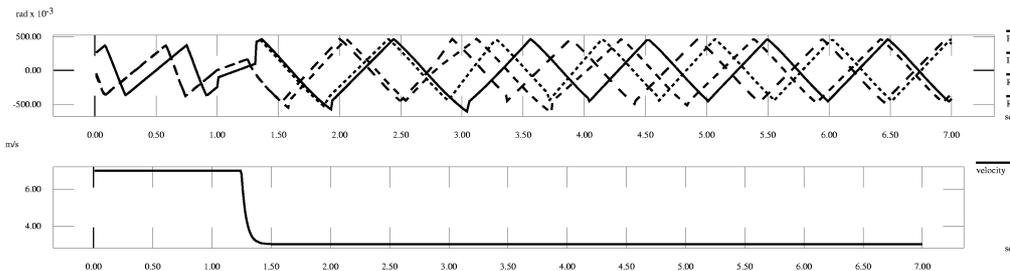
発振器による運動パターンの生成とその力学モデルによる実現に関しては、遊泳パターンでは Ekeberg<sup>24)</sup> の、二足歩行では多賀<sup>10)</sup> の研究がある。本稿はこれらにはみ

られなかったエネルギー評価という観点を取り入れ、これをもとにパターンの遷移を行った。これにより、エネルギー消費を少なくするような歩行パターンが発振器モデルで計画され、歩行の安定性を保ちながら力学モデルの歩行を変化させることができた。

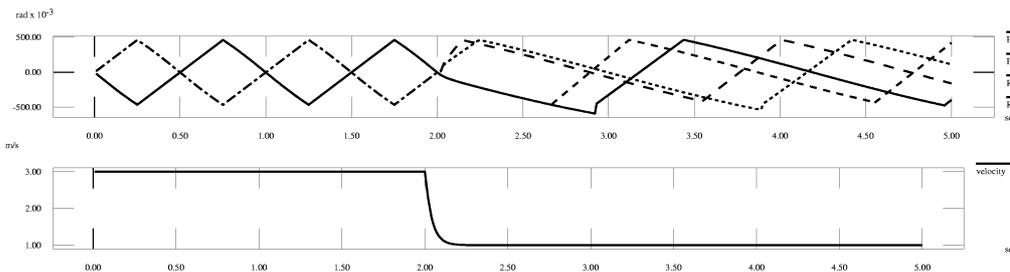
今後は歩行における環境適応について、非線形力学系の立場から研究を進めていく予定である。なお、本研究の一部は文部省科学研究費補助金一般研究 (B)(06452253)、重点領域研究 (1)(07243105) の援助を受けた。ここに改めて謝辞を表す。

### 参考文献

- 1) Sten Grillner : Neurobiological Bases of Rhythmic Motor Acts in Vertebrates, *Science*, **228**, 143/149 (1985)
- 2) U.Bassler : On the definition of Central Pattern Generator and its Sensory Control, *Biological Cybernetics* 54, 65/69 (1986)
- 3) Fred Delcomyn : Neural Basis of Rhythmic Behavior in Animals *Science*, **210**-31, 492/498 (1980)
- 4) 森 茂美 : 歩行の神経生理, リハビリテーション工学国際セミナー講演論文集, 1-2-1-15, (1990)
- 5) A.H.Cohen, P.J.Holmes, R.H.Rand : The Nature of the Coupling Between Segmental Oscillators of the Lamprey Spinal Generator for Locomotion : A mathematical Model, *Journal of Mathematical Biology* **13**, 345/369 (1982)
- 6) J.J Colins, S.A.Richmond : Hard-wired central pattern generators for quadrupedal locomotion, *Biolog-*



**Fig. 12** Upper graph shows the locomotion velocity. The desired velocity goes down from 9.0(m/s) to 3.0(m/s) at 1.0(s). The velocity is gradually changing to 3.0(m/s). Lower graph shows the displacement of each hip angle. The locomotion pattern makes transition from gallop to trot.



**Fig. 13** Upper graph shows the locomotion velocity and lower graph shows the displacement of each hip angles. The desired velocity changes at 2.0s. Then velocity is gradually changing and locomotion pattern makes transition from trot to gallop.

- ical Cybernetics **71**, 375/385 (1994)
- 7) 湯浅秀男、伊藤正美：自律分散システムの構造理論，計測自動制御学会論文集，**25-12**, 1355/1362 (1989)
  - 8) S.Kimura, M.Yano, H.Shimizu：A self-organizing model of walking patterns of insects, Biological Cybernetics **69**, 183/193 (1993)
  - 9) S.Kimura, M.Yano, H.Shimizu：A self-organizing model of walking patterns of insects II, Biological Cybernetics **70**, 505/512 (1994)
  - 10) Gentaro Taga：A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion, Biological Cybernetics **73**, 97/111 113/121 (1995)
  - 11) P.Nanua, K.J.Waldron：Energy Comparison Between Trot, Bound, and Gallop Using a Simple Model, Transaction of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering, **117**, 466/473, (1995)
  - 12) Mark H.Raibert：Legged Robot That Balance, The MIT Press (1986)
  - 13) 梶田秀司，小林彬：位置エネルギー保存系軌道を規範とする動的2足歩行の制御，計測自動制御学会論文集，**23-3**, pp281-287 (1987)
  - 14) 佐野明人：脚式移動ロボットにおける動歩行制御に関する研究，名古屋大学情報工学研究専攻博士学位論文
  - 15) D. F. Hoyt, C. R. Taylor：Gait and the energetics of locomotion in horses, Nature, **292-16**, 239/240 (1981)
  - 16) E. Muybridge：Animals in motion, Dover pub. (1957)
  - 17) 伊藤宏司，伊藤正美：生体とロボットにおける運動制御，計測自動制御学会 (1991)
  - 18) 川人光男他：運動制御への生態学的アプローチ，岩波講座認知科学4 運動，1/29, 岩波書店 (1994)
  - 19) M.Hildebrand：Symmetrical Gaits of Horses, Science, **150-5**, 701/708 (1965)
  - 20) R. M. アレキサンダー 著，平本幸男 訳：バイオメカニクス，49/60，講談社サイエンティフィック (1976)
  - 21) 山崎信寿，長谷和徳：自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準，バイオメカニクス **11**, 179/189, (1992)
  - 22) 木村浩：歩行計画と知能，計測と制御，**29-3**, 20/25 (1990)
  - 23) Mark H.Raibert：Symmetry in Running, Science, **231**, 1292/1294 (1986)
  - 24) Orjan Ekeberg：A combined neuronal and mechanical model of fish swimming, Biological Cybernetics **69**, 363/374 (1993)

## 《付 録》

### A. 力学モデルの運動学・動力学

ニュートン・オイラー法により前節の力学モデルの運動方程式をたてると

$$M\ddot{q} = J^T T + G \quad (\text{A. 1})$$

となる<sup>12)</sup>。  $M$  は慣性行列，  $q$  は体幹の状態変数，  $J$  は体幹の速度から関節速度へのヤコビ行列，  $T$  は各脚のアクチュエータの出力，  $G$  は重力項でそれぞれ

$$M = \begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I \end{bmatrix} \quad (\text{A. 2})$$

$$q = [X, Y, \psi] \quad (\text{A. 3})$$

$$J = \quad (A.4)$$

$$\begin{bmatrix} -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & l_1 \sin(\psi - \theta_1) \\ -\frac{\cos \theta_1}{r_1} & -\frac{\sin \theta_1}{r_1} & -\frac{l_1 \cos(\psi - \theta_1)}{r_1} - 1 \\ -\frac{\cos \theta_1}{r_1} & -\frac{\sin \theta_1}{r_1} & -\frac{l_1 \cos(\psi - \theta_1)}{r_1} \\ -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 & l_2 \sin(\psi - \theta_2) \\ -\frac{\cos \theta_2}{r_2} & -\frac{\sin \theta_2}{r_2} & -\frac{l_2 \cos(\psi - \theta_2)}{r_2} - 1 \\ -\frac{\cos \theta_2}{r_2} & -\frac{\sin \theta_2}{r_2} & -\frac{l_2 \cos(\psi - \theta_2)}{r_2} \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & l_3 \sin(\psi - \theta_3) \\ -\frac{\cos \theta_3}{r_3} & -\frac{\sin \theta_3}{r_3} & -\frac{l_3 \cos(\psi - \theta_3)}{r_3} - 1 \\ -\frac{\cos \theta_3}{r_3} & -\frac{\sin \theta_3}{r_3} & -\frac{l_3 \cos(\psi - \theta_3)}{r_3} \\ -\sin \theta_4 & \cos \theta_4 & l_4 \sin(\psi - \theta_4) \\ -\frac{\cos \theta_4}{r_4} & -\frac{\sin \theta_4}{r_4} & -\frac{l_4 \cos(\psi - \theta_4)}{r_4} - 1 \\ -\frac{\cos \theta_4}{r_4} & -\frac{\sin \theta_4}{r_4} & -\frac{l_4 \cos(\psi - \theta_4)}{r_4} \end{bmatrix}$$

$$T = [\tau_1^T \ \tau_2^T \ \tau_3^T \ \tau_4^T]^T \quad (A.5)$$

$$\tau_i = [T_{ih} \ T_{ik} \ T_{ia}]^T \quad (i = 1, 2, 3, 4) \quad (A.6)$$

$$G = [0 \ -Mg \ 0]^T \quad (A.7)$$

で表せる。ただし、 $m \cdot I$  はそれぞれ体幹の質量及び重心回りの慣性モーメント、 $X \cdot Y \cdot \psi$  はそれぞれ体幹の重心の水平位置・高さ及び体幹の鉛直下向き方向からの姿勢角度、 $r_i \cdot \theta_i$  はそれぞれ脚の長さ及び鉛直下向きからの股関節角度、 $T_{ih} \cdot T_{ik} \cdot T_{ia} (i = 1, 2, 3, 4)$  はそれぞれ股関節トルク・脚の伸縮力・足関節トルク、 $g$  は重力加速度である。

一方、脚は質量を無視しているため動力学を持たない。したがって脚は運動学的拘束より以下のように変化させる。

$$\dot{r}_i = -\dot{X} \sin \theta_i + \dot{Y} \cos \theta_i + l_i \dot{\psi} \sin(\psi - \theta_i) \quad (A.8)$$

$$\dot{\theta}_i = -\frac{\dot{X}}{r_i} \cos \theta_i - \frac{\dot{Y}}{r_i} \sin \theta_i - \frac{l_i \dot{\psi}}{r_i} \cos(\psi - \theta_i) \quad (A.9)$$

ここで用いた運動学的拘束は、支持脚の脚先が動かないというものである。なお  $i$  は支持脚の番号である。

## B. 体幹の制御

体幹の重心の水平方向の移動速度  $\dot{X}$ ・高さ  $Y$  及び姿勢  $\psi$  を支持脚のアクチュエータで制御する。それぞれの目標値  $\dot{X}_d$ ,  $Y_d$ ,  $\psi_d$  に収束させるために必要な力  $F = [f_X \ f_Y \ f_\psi]^T$  を歩行空間でのPD制御により

$$f_X = B_X(\dot{X}_d - \dot{X}) \quad (B.1)$$

$$f_Y = -B_Y \dot{Y} + K_Y(Y_d - Y) \quad (B.2)$$

$$f_\psi = -B_\psi \dot{\psi} + K_\psi(\psi_d - \psi) \quad (B.3)$$

で与える。そして運動方程式が

$$M\ddot{q} = J^T T + MG = F \quad (B.4)$$

となるよう  $T$  を計算する。

一般に  $F$  の次元よりも  $T$  の次元の方が大きいため、(B.4) 式の解は一意には決まらない。そこで、支持脚アクチュエータの出力ベクトル  $T$  の 2 乗ノルムが最小となる条件

$$\|T\| \rightarrow \min \quad (B.5)$$

の下で (B.4) 式を解く。これは体幹の制御に加わるアクチュエータの全出力の 2 乗和が最小となる意味で最も効率がよい解である。このとき (B.4) 式の解は

$$T = (J^T)^*(F - MG) \quad (B.6)$$

で与えられる。 $(J^T)^*$  は  $J^T$  の疑似逆行列である。

なお、遊脚のアクチュエータについては

$$T_{ih} = T_{ik} = T_{ia} = 0 \quad (B.7)$$

とする。これは脚に質量がないため、脚を動かすトルクは必要ないためである。また遊脚が体幹の運動に影響を及ぼさないことにも注意する。

## [著者紹介]

### 伊藤 聡 (正会員)



1991 年名古屋大学工学部情報工学科卒業。1993 年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。1994 年より理化学研究所に勤務。日本ロボット学会、IEEE などの会員。

### 湯浅秀男 (正会員)



1986 年名古屋大学大学院博士前期課程修了(情報工学専攻)。同年同工学部情報工学科助手。1992 年同工学部電子機械工学科講師。1993 年理化学研究所客員研究員を併任。現在に至る。工学博士。主に自律分散システムの研究に従事。電気学会、システム制御情報学会、日本神経回路学会などの会員。

### 伊藤宏司 (正会員)



1969 年名古屋大学大学院工学研究科修士課程修了。1970 年、同工学部助手。1979 年、広島大学工学部助教授。1992 年豊橋技術科学大学情報工学系教授。1993 年理化学研究所制御系理論研究チームチームリーダーを併任。1996 年より東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻教授。現在に至る。工学博士。生体システム、ロボティクス、マンマシンインターフェースの研究に従事。電気学会論文賞受賞。電気学会、日本ロボット学会、電子情報通信学会、IEEE などの会員。