

発振器の協調による運動パターンの発生

湯 浅 秀 男^{*,**} 伊 藤 聡^{**}
伊 藤 宏 司^{**,***} 伊 藤 正 美^{**,****}

1. はじめに

ヒトの二足歩行に代表されるように、動物の基本的な運動の多くは手足など各部位の周期運動を協調させた周期運動パターンである。またその周期リズムは、神経細胞が集まってできている内因性神経発振器により作られていることが知られている^{1~10)}。すなわち、動物は基本的な運動パターンを大脳に頼ることなく作ることができる。このように運動パターンは低レベルの神経系で作られているのだが、それにもかかわらずさまざまな外部環境や運動目的に対して柔軟に対応し、それらにふさわしく変化している。たとえば、猫のような四足動物の歩行パターンは移動速度によってほぼ決まり、速くなるにつれておおよそウォークからトロット、ギャロップと変化する^{3~8)}。このようなパターン変化は、目的とする移動速度とエネルギーの消費量から最もふさわしいものが選ばれるという実験結果が報告されている¹¹⁾。さらに、移動速度の連続的な変化に対して歩行パターンの変化は不連続であるという特徴もある。この現象は、数学的には連続的なパラメータの変化による急激な状態の変化を扱う分岐理論により解釈できると考えられている^{6~10)}。

さて、これまでに生理学的実験によりいろいろな生物の神経パターン発生器が調べられ、また発振器の組合せによるいろいろなパターン発生器モデルが提案されている^{2~10)}。しかし、低レベルの神経系とはいえパターン発生器の挙動は非常に複雑であり、その多様性、柔軟性、耐故障性などすべてを満足するモデルは未だ作られていない。それでも、提案されている各種のパターン発生器モデルは、それぞれ独自の観点から

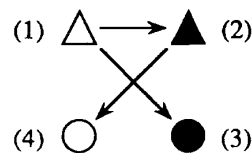
本物を目指しており、本物の性質のいくつかを実現している。

ここでは、周期運動する各部位に1つずつ発振器を対応させ、それらを相互作用させることにより周期運動パターンを生成するというパターン発生器モデルについて考える。まず、局所的な相互作用のみにより大域的な秩序を形成するために自律分散システムの考え方^{12~14)}を用い、さらに分岐現象を利用して多様な歩行パターンを発生できるパターン発生器モデルの一構成法⁸⁾を示す。さらに、本質を失わない程度に単純化した筋・骨格系のモデルとパターン発生器を組合せ、シミュレーション実験により歩行パターンとエネルギー消費量との関係に関する考察¹⁵⁾を加える。

2. 歩行パターン発生器モデル

図1に示すように、4個の発振器を用いそれぞれの振動を脚の周期運動に見立てる四足動物の歩行パターン発生器モデルを考える。ここで、図中の矢印は相互作用の方向性を表すものではなく、位相差の符号を決定するためのもの¹⁴⁾である。したがって、相互作用は有向枝で結ばれた発振器間で両方向とも行われる。

さて歩行運動は、各脚の周期運動間の位相差と接地率(1周期に対する立脚期の割合)により決定出来る。各脚の位相差は、神経パターン発生器間の位相差により制御できる。一方接地率は、神経系により発生されるパターンと実際に運動する筋・骨格系の性質、およびその制御方法などにより決まる量である。つまり、



- (1) \triangle : Left Forelimb Oscillator
 (2) \blacktriangle : Right Forelimb Oscillator
 (3) \bullet : Right Hindlimb Oscillator
 (4) \circ : Left Hindlimb Oscillator

図1 歩行パターン発生器モデル

1995年4月24日受付

* 名古屋大学大学院工学研究科

** 理化学研究所バイオメテックコントロール
研究センター

*** 豊橋技術科学大学情報工学系

**** 中部大学工学部

〒464-01 名古屋市千種区不老町

キーワード：パターン発生器(Pattern generator), 歩行パターン(Gait pattern), パターン遷移(Pattern transition), 分岐(Bifurcation), 消費エネルギー(Consumption energy)

位相差はパターン発生器が決めることができるが、接地率はパターン発生器だけでは決まらない。接地率に関しては後程考察するとして、ここでは位相差を思い通りに発生するパターン発生器を設計する。

発振器間位相差を制御するために、我々は周期パターンの変化を表すシステムが勾配系となる発振器間相互作用の一般形を用いる方法を提案した¹⁴⁾。これに、理想的な周期運動パターンの変化を表すポテンシャル関数を与えれば、その理想的な運動を実現する運動パターン発生器を構成することが出来る。

位相差を定義するのに、図1を有向グラフと見なしそのインシデンス行列(Aと記述)を用いる。各発振器の位相、及び有向枝で結ばれた発振器間の位相差をそれぞれ θ 、 ϕ とベクトル表記すると、それらの間には、

$$\phi = A^T \theta \quad (1)$$

なる関係がある。この位相差変数 ϕ の空間では歩行パターンが“点”で表され、その点に位相差 ϕ があると図1のシステムはそれに対応する歩行パターンを発生する。したがって、理想的な歩行パターンを表す点が極小点となるようにポテンシャル関数を定義し、かつ移動速度にあわせてそれらの点を分岐させれば、移動速度にふさわしい歩行パターンを発生するパターン発生器モデルが構成できる。

文献14)の結果にしたがえば、第 i 発振器の位相のダイナミクスを、

$$\frac{d\theta_i}{dt} = \omega + f_i(\theta) \quad (2)$$

と表した時、位相差空間に構成されるポテンシャル関数の一般形は、

$$V(\phi) = \sum_{i=1}^4 \int f_i(\psi_i) d\psi_i \quad (3)$$

となる。ここで、

$$\psi = -A\phi (= -AA^T\theta) \quad (4)$$

である。また ω は発振器の角速度パラメータであるが、この周期運動は各脚の周期運動を表すものなので、結局移動速度を表すパラメータと考えてよい。さらに移動速度にふさわしく歩行パターンを変化させるために、ポテンシャル関数 V を ω の値にあわせて変化させる。そのため f_i は ψ_i だけではなく ω の関数とも

する。(3)式から明らかなように、ポテンシャル関数 V は ψ 空間においてそれぞれ独立の関数、

$$\int f_i(\psi_i, \omega) d\psi_i (\equiv V_i(\psi_i, \omega)) \quad (5)$$

の和であるから、それらを別々に構成し、その後にそれらを加え合わせれば良い。

このようなポテンシャル関数を得るために、まず ω による変化は考えずそれぞれの歩行パターンに対して別々にふさわしいポテンシャル関数 $V_{iP}(\psi_i)$ を構成する。次にこれらの関数を ω の変化にあわせて滑らかに切換えるために、 ω の台関数 $q_{iP}(\omega)$ を構成する。これらの関数を用いて、最終的なポテンシャル関数を、

$$V(\psi, \omega) = \sum_{i=1}^4 V_i(\psi_i, \omega) \quad (6)$$

とする。ただし、

$$V_i(\psi_i, \omega) = \sum_P q_{iP}(\omega) v_{iP}(\psi_i) \quad (7)$$

である。(5)式と(7)式を比較することにより、位相のダイナミクスを決定する関数 $f_i(\psi_i, \omega)$ は、(6)式を ψ_i で偏微分することにより求まる。紙面の都合上、詳細は文献8)を参照されたい。

3. パターン発生器のシミュレーション

以上の構成にしたがい、まず歩行パターン発生システムのみでのシミュレーションを行った。パラメータ ω に対して、生成される歩行パターンがおおよそ、

$$\begin{aligned} \omega < 0.4 & : \text{ウォーク} \\ 0.4 < \omega < 0.6 & : \text{トロット} \\ 0.6 < \omega & : \text{ギャロップ} \end{aligned} \quad (8)$$

となるように構成した。実際に、移動速度パラメータ ω を時刻 t にあわせて

$$\omega = 0.001t + 0.2 \quad (9)$$

と変化させたときに生成された歩行パターンの様子を図2に示す。本方法により移動速度に対して理想的な歩行パターンを生成するシステムが構成されていることがわかる。

4. なぜ歩行パターンを変化させるのか?

ほとんどの動物は、その移動速度にあわせて歩行パ

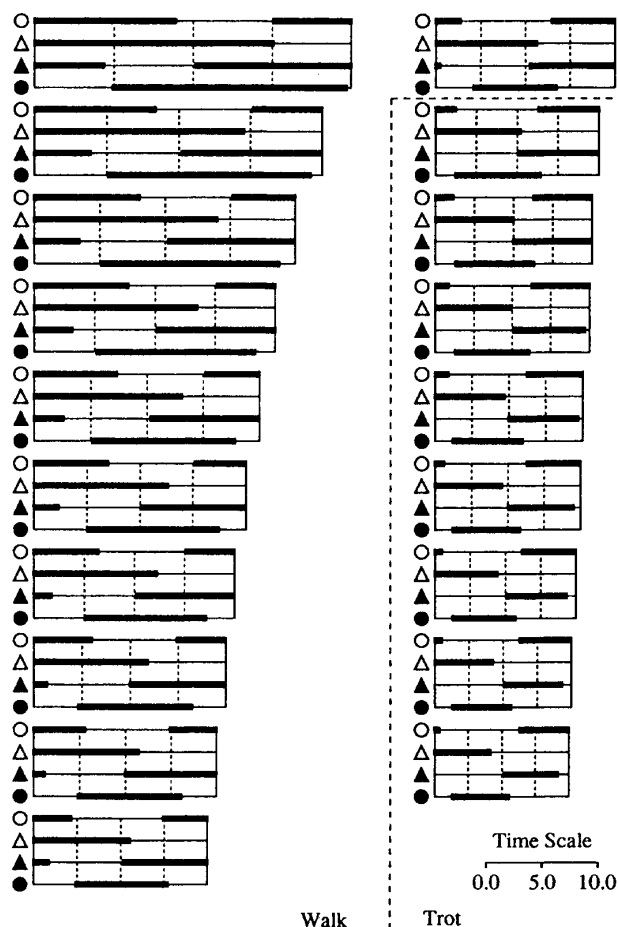


図2-1 生成された歩行パターン(1)

ターンを変化させる。では、なぜ移動速度を変えたとき歩行パターンまで変えるのだろうか？なぜ、同じ歩行パターンで移動速度だけを変えないのだろうか？

1章でも触れたが、生理学実験によれば、実際の動物(馬)は単位距離当たりの酸素消費量を最小にするように歩行パターンを変化させている¹¹⁾。すなわち、目的とする移動速度を実現する最もエネルギー消費量の少ない歩行パターンを採用しているのである。では、歩行運動におけるエネルギー消費量は何で決まるのであろうか？

実際の歩行運動は、パターン発生器からの指令だけでは決まらず、末梢神経からの感覚フィードバックや筋・骨格系の力学的構造などの性質にも影響される。それらの性質はほとんどが非線形であり、それぞれの振動リズムの引き込み現象²⁾や足を接地する際の撃力など多くの複雑な問題を含んでいる^{16~19)}。それらのため、この問題を理論的に解析することはかなり難しい。しかし問題をエネルギー消費量だけに限定し、本質を失わない範囲で対象を単純化すれば、解析も可能となることが予想される。

ここでは、単純化した筋・骨格系のモデルにパター

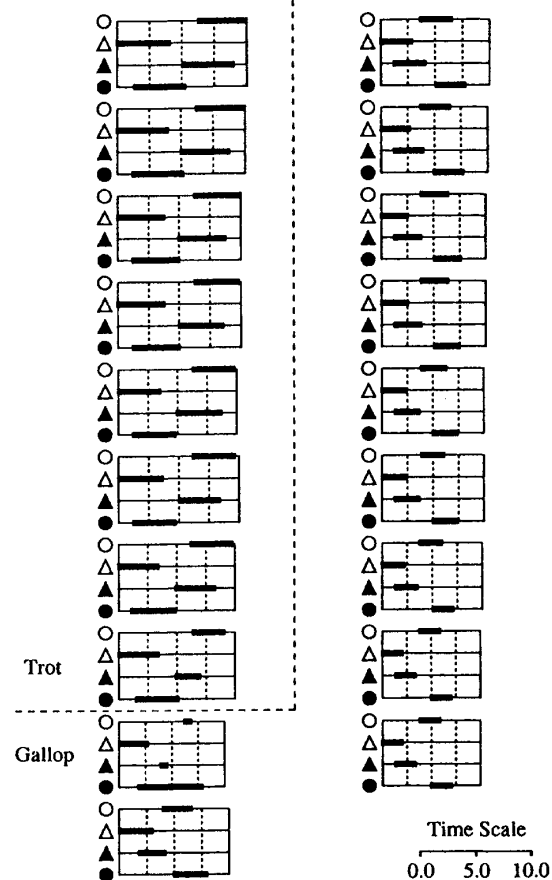


図2-2 生成された歩行パターン(2)

ン発生器をつなぎ、シミュレーションにより歩行パターンとエネルギー消費量との関係を調べる。具体的には、特に筋の粘弾性特性の非線形性に着目し、その非線形性と筋の粘性でのエネルギー消費量との関わりを考える。その上で消費エネルギー・移動速度・歩行パターンの関係を考慮し、実験的に得られている歩行パターン遷移の説明を試みる。

5. 四足歩行動物の歩行モデル

筋・骨格系にパターン発生器を加えた四足歩行動物のモデルを図3に示す。パターン発生器は2章で構成したものを扱い、その歩行パターンのもとで動的安定な歩行を実現するトルクを計算し四脚型リンク機構(図4)を歩行運動させる。さらに、末梢神経からの感覚フィードバックを利用して動的安定性を保証する。図4の力学モデルはその本質が失われない範囲内で単純化する。具体的には、以下の仮定を設ける。

- ・ 矢状面内の運動のみを考える。
- ・ 脚の質量は無視できる。

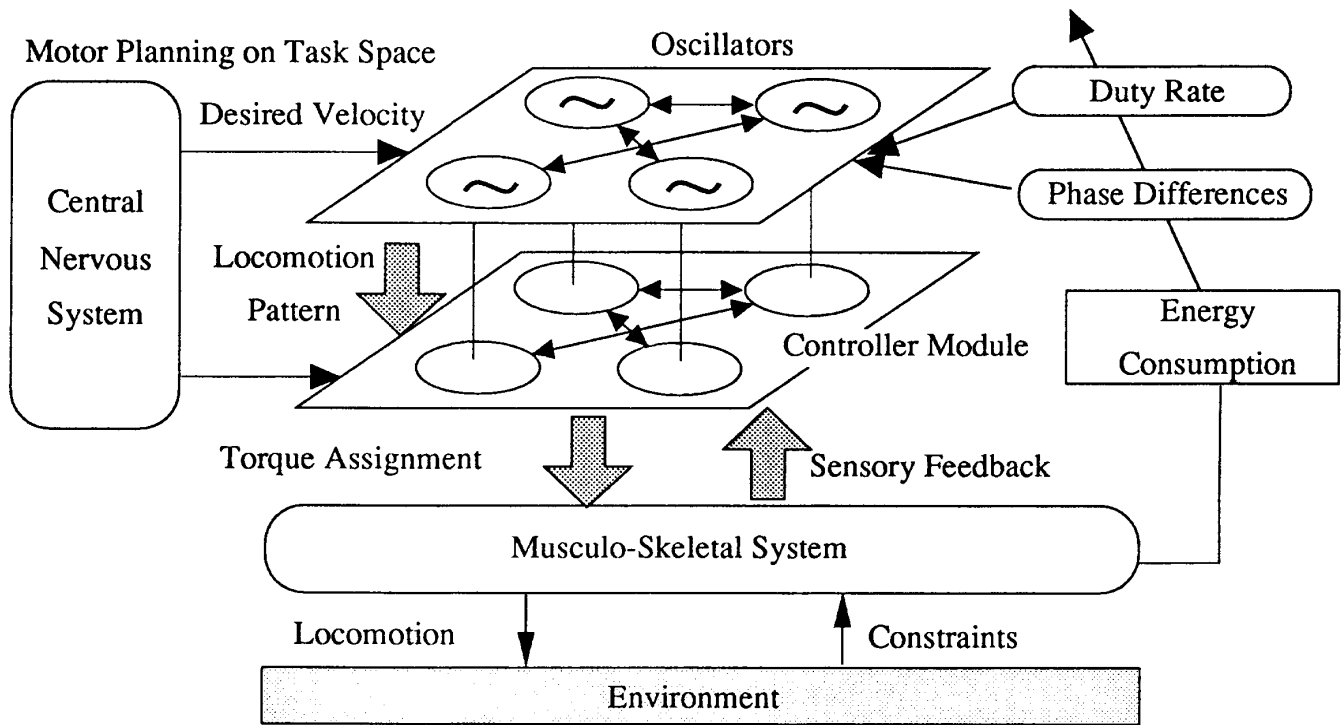


図3 四足歩行動物の歩行モデル

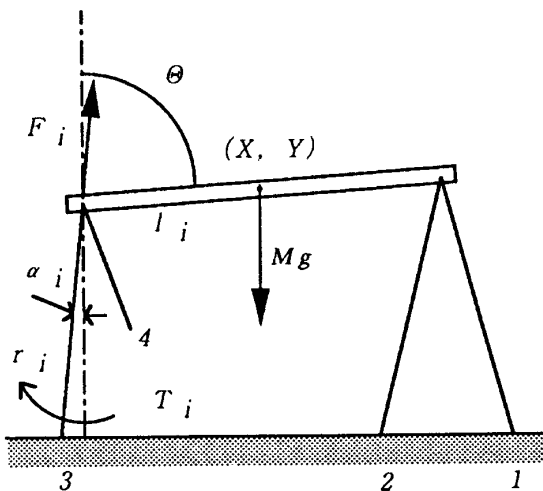


図4 四脚型リンク機構

- ・ 脚は関節のない伸び縮みする一本のリンクで表現する。すなわち、脚の伸縮により膝関節の屈伸を近似する。
- ・ 脚は胴体とつながる関節まわりのトルクと伸縮方向の力の2つを出力できる。
- ・ 立脚は地面上を滑らない。

股関節の回転および脚の伸縮は筋のはたらきによるものとする。エネルギーはこの筋の粘性によって消費されるもののみを考え、関節周りや脚と地面との間の摩擦によるエネルギーの損失は無視する。遊脚相では脚の長さは一定とし、支持脚-遊脚の切り換え時に脚はエネルギーを消費することなく瞬時に所定の長さ

に変化すると仮定する。

このモデルの運動方程式は以下のようになる。

$$\begin{aligned}
 M\ddot{X} &= \sum_{i=1}^4 F_i \sin \alpha_i + \sum_{i=1}^4 \frac{T_i}{r_i} \cos \alpha_i \\
 M\ddot{Y} &= \sum_{i=1}^4 F_i \cos \alpha_i + \sum_{i=1}^4 \frac{T_i}{r_i} \sin \alpha_i - Mg \\
 I\ddot{\Theta} &= \sum_{i=1}^4 F_i l_i \sin(\Theta - \alpha_i) \\
 &\quad + \sum_{i=1}^4 \frac{T_i}{r_i} l_i \cos(\Theta - \alpha_i) + \sum_{i=1}^4 T_i
 \end{aligned} \tag{10}$$

ここで、 M 、 I は胴体の質量および慣性能率、 X 、 Y は胴体の重心の座標、 Θ は胴体の垂直軸からの角度、 F_i 、 T_i は第*i*脚の発生する力とトルク、 r_i 、 α_i は第*i*脚の長さから垂直軸からの角度、 l_i は第*i*脚の根元から胴体の重心までの距離、 g は重力加速度である。

パターン発生器は、基本的には2章で紹介したものを使うが、ポテンシャル関数をより簡単に、

$$\begin{aligned}
 V_1 &= (\theta_3 - 2\theta_1 + \theta_2 - \psi_{d1})^2 \\
 V_2 &= (\theta_1 - 2\theta_2 + \theta_4 - \psi_{d2})^2 \\
 V_3 &= (\theta_1 - \theta_3 - \psi_{d3})^2 \\
 V_4 &= (\theta_2 - \theta_4 - \psi_{d4})^2
 \end{aligned} \tag{11}$$

とする。 ψ_d は、実際の四足動物でみられる歩行パターン(ウォークとトロット)が実現されるように決定する。そして、それらのパターンでの歩行が動的安定になるよう制御を行う。

動物が定常歩行をしているとき、移動速度はほぼ一定で身体の上下運動および姿勢の変化は小さい。このように歩行させるため、移動速度、重心の高さ、姿勢角度を目標値として与える。また実際の動物の歩行では、移動速度が変化しても各脚の遊脚時間はほとんど変わらない¹⁹⁾という性質をもつので、これを利用する。つまり、歩行周期 T は遊脚時間 T_{sw} と接地率 β により

$$T = \frac{T_{sw}}{(1-\beta)} \quad (12)$$

と求められるものとする。定常歩行で移動速度を一定に保つために必要な各脚の目標軌道を、歩行時の重心の高さの目標値、歩行周期、接地率、発振器の位相より決定する。紙面の都合上、その詳細はここでは省略する(文献15参照)。

このようにモデル化した四足歩行動物を歩行させた場合の、単位移動距離あたりのエネルギーの消費量を解析する。一般に歩行運動のエネルギーは、身体への支持に使われるエネルギーと移動に使われるエネルギーの和と考えられる。

(1) 身体への支持による消費エネルギー

動物は静止時においても体を支えるために筋を使用している。この筋によるエネルギーの消費量は筋の疲労を無視すると支持時間に比例すると考えられる。また一般に、エネルギーは筋の粘性により消費される。筋はその収縮レベルの増大により粘性及び弾性がともに大きくなることが知られている。この特性は本来非線形であるが、自然長の近傍では次式のような双線形モデルで近似できる¹⁹⁾。

$$f = u - ku\Delta l - bu\dot{l} \quad (13)$$

ここで、 f は筋の発生する力、 u は筋の収縮レベル、 Δl は筋の自然長からの変位、 k は弾性係数、 b は粘性係数である。この双線形モデルに基づいて、身体支持のための単位距離あたりの消費エネルギー $E_{sp,L}$ を計算すると、

$$E_{sp,L} = \frac{E_{const.}}{\beta v} \quad (14)$$

となる。このように $E_{sp,L}$ は、移動速度 v および接地率 β に反比例する。 $E_{const.}$ は4脚で体を支持するときの単位時間当たりの消費エネルギーである。

これは次のように解釈できる。接地率 β が下がり支持脚が少なくなると一脚あたりに必要な力が増大する。このとき筋の特性より発生する力とともに粘性が大きくなる。エネルギーの消費量はその粘性の増大の影響によって増加する。

(2) 移動による消費エネルギー

ここでは、まず筋の発生した力からその収縮レベルを求め、そこから逆に(13)式を用いて筋の粘性を計算する。筋が F の力を出す場合、そのときの筋の収縮レベルは、

$$u = \frac{F}{(1 - k\Delta l - bi)} \quad (15)$$

となる。よって、このときの筋の粘性係数 B_m は

$$B_m = bu = \frac{bF}{(1 - k\Delta l - bi)} \quad (16)$$

となる。このモデルでは、歩行一周周期当たりのエネルギー消費量 $E_{mv,T}$ は、股関節回りにおけるエネルギー消費量 $E_{mv,\alpha,T}$ と脚の伸縮によるエネルギー消費量 $E_{mv,r,T}$ の和で求められる。

$$E_{mv,T} = E_{mv,r,T} + E_{mv,\alpha,T} \quad (17)$$

ただし、

$$E_{mv,r,T} = \sum_{i=1}^4 \int_T \frac{b_r F_i}{1 - k_r(r_{0i} - r_i) - b_r \dot{r}_i} \dot{r}_i^2 dt$$

$$E_{mv,\alpha,T} = \sum_{i=1}^4 \int_T \frac{b_\alpha T_i}{1 - k_\alpha(\alpha_{0i} - \alpha_i) - b_\alpha \dot{\alpha}_i} \dot{\alpha}_i^2 dt \quad (18)$$

である。ここで、 r_{0i} 、 α_{0i} は筋の自然長に当たるものである。

一周期(T)で歩行する距離 L は、移動速度 v を用いて、

$$L = \int_T v dt \quad (19)$$

と求められるから、移動による単位距離当たりの消費

エネルギー $E_{mv,L}$ は

$$E_{mv,L} = \frac{E_{mv,T}}{L} \quad (20)$$

で計算される。 $E_{mv,L}$ は移動速度 v の増加関数になる¹⁵⁾。これは移動速度が上がると関節および脚の長さの変化率、つまり \dot{r} , $\dot{\alpha}$ が大きくなることによる。また、 $E_{mv,L}$ は接地率 β の増加関数にもなる。仮定より遊脚相では $F_i = T_i = 0$ であるため、エネルギーが消費されない。 $E_{mv,L}$ が接地率 β とともに増大するのは、接地率が増加すると各脚において支持脚となる期間が伸び、結果的にエネルギーを消費する時間が長くなるのが一つの原因である。なお、筋の粘弾性は各脚で一定とした。

6. シミュレーションおよび考察

以上の定式化の下で、ウォークの接地率を0.75、トロットの接地率を0.51と設定してシミュレーションを行い、消費エネルギーを計算した(図5)。

移動速度に対する単位距離当たりの筋のエネルギー消費量は、ウォーク・トロットとも下に凸のグラフになる。移動速度の減少とともに消費エネルギーが増加するのは、身体の支持で消費されるエネルギーに関係する。身体の支持には単位時間当たり一定量のエネルギーが消費される。これを単位距離当たりに換算するには移動速度 v で割ればよく、結果的に身体の支持による単位距離当たりのエネルギー消費量は移動速度に反比例する。また移動速度が速くなるにつれて消費エネルギーが増加するのは、脚を素早く動かすために筋の粘弾性が増し、消費エネルギーが増えるためである。図5より、各歩行パターンにおいて単位距離当たりの消費エネルギーを最小にする移動速度が存在することがわかる。また接地率の関係で、各パターンにお

いて単位距離当たりの消費エネルギーを最小にする移動速度が異なることも示している。歩行パターンによって同じ移動速度でも単位距離当たりの消費エネルギーが異なることが、パターン間の遷移の引き金になると考えられる。

7. おわりに

前半で、移動速度にふさわしい歩行パターンを発生する四足動物の歩行パターン発生器モデルの一構成法を示した。そこでは、分岐現象を利用することにより連続的な移動速度パラメータの変化に対する不連続なパターンの変化も実現している。

また後半で、構成した歩行パターン発生器と単純化した筋・骨格系のモデルを組合せ、単位移動距離あたりのエネルギー消費量の解析およびシミュレーションを行った。その結果、エネルギー消費量は、移動速度に対して接地率(歩行パターン)によって決まる極小値をもち、動物による実験結果と良い一致を示した。

ここでは歩行パターン発生システムの構成およびエネルギー消費量の解析を行ったが、動物はこのエネルギー消費量を最小にする歩行パターンを自己組織していると考えられる。すなわち、高次神経系からの指令や感覚神経からの情報をもとに、エネルギー消費量を最小にするパターンを生成するよう、神経パターン発生器を自己組織しているのである。このフィードバック機構は、歩行パターン生成機構にとって本質的な部分と考えられる。現在、後半で求めたエネルギー消費量をパターン発生器のポテンシャル関数と関連づけることにより、環境や目的にふさわしいパターンを発生するよう自己組織化するパターン発生器システムの実現に向けて研究を進めている。

謝 辞

本研究の一部は、文部省科学研究費(06452253)、中部電力基礎研究所の助成による。ここにあらためて謝意を表します。

参 考 文 献

- 1) Stent, G. S., Kristan, W. B. Jr., Friesen, W. D., Ort, C. A., Poon, M. and Carabrese, R. L. : Neuronal generation of the leech swimming movement, *Science* 200, 23, 1348-1357 (1978).
- 2) 多賀巖太郎: 歩きをデザインする—二足歩行の自己組織化—, *科学*, 64(1), 19-26 (1994).
- 3) J. S. Bay and H. Hemami : Modeling of a neural pattern

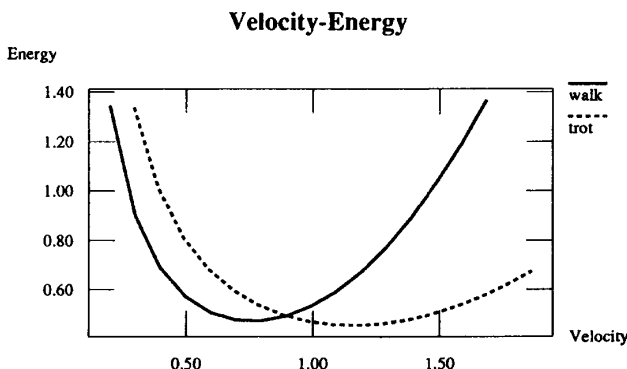


図5 各歩行パターンにおける移動速度と消費エネルギー

generator with coupled nonlinear oscillators, IEEE Trans.on Biomedical Engineering, BME-34(4), 297-306(1987).

- 4) Hideo Yuasa and Masami Ito : Coordination of Many Oscillators and Generation of Locomotory Patterns, Biol. Cybern., 63,177-184(1990).
- 5) 湯浅, 伊藤(正) : 自律分散システムとその歩行パターン発生器への応用, 計測自動制御学会論文集, 25(2), 180-187(1989).
- 6) G. Schöner, W. Y. Jiang and J. A. S. Kelso : A Synergetic Theory of Quadrupedal Gaits and Gait Transitions, J.theor. Biol.142, 359-391(1990).
- 7) J. J. Collins, S. A. Richmond : Hard-wired central pattern generators for quadrupedal locomotion, Biological Cybernetics, 71, 375-385(1994).
- 8) 湯浅, 伊藤(義), 伊藤(正) : 分岐現象を用いた多様なパターンを生成する自律分散システム, 計測自動制御学会論文集, 27(11), 1307-1312(1991).
- 9) H. Haken, J. A. S. Kelso and H. Bunz : A Theoretical Model of Phase Transitions in Human Hand Movements, Biol. Cybern. 51, 347-356(1985).
- 10) J. J. Collins and L. Stewart : A group-theoretic approach to rings of coupled biological oscillators, Biological Cybernetics, 71, 95-103(1994).
- 11) D. F. Hoyt and C. R. Taylor : Gait and the energetics of locomotion in horses, Nature, 292(16), 239-240(1981).
- 12) 特集 : 自律分散システム, 計測と制御, 29(10), (1990).
- 13) 特集 : 自律分散システムの新たなる展開, 計測と制御, 32(10), (1993).
- 14) 湯浅, 伊藤(正) : 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).
- 15) 伊藤(聡), 湯浅, 伊藤(宏) : 発振器モデルによる歩行パターンの動的生成, 第6回自律分散システム・シンポジウム資料, 275-280(1995).
- 16) F. Gubina, H. Hemami and R. B. McGHEE : On the Dynamic Stability of Biped Locomotion, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, RME-21(2), (1974).
- 17) R. M.アレキサンダー著, 平本幸男訳 : バイオメカニクス, 講談社サイエンティフィック(1976).
- 18) M. H. Raibert : Legged Robot that Balance, The MIT press(1986).
- 19) 伊藤(宏), 伊藤(正) : 生体とロボットにおける運動制御, 計測自動制御学会(1991).



湯浅秀男 (ゆあさ ひでお)

1961年4月2日生。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。1993年度日本機械学会 ROBOMECH 賞授賞。計測自動制御学会, 電気学会, システム制御情報学会, 神経回路学会などの会員。(バイオメカニズム学会非会員)



伊藤 聡 (いとう さとし)

1968年12月10日生。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。現在理化学研究所に勤務。計測自動制御学会, IEEEなどの会員。(バイオメカニズム学会非会員)



伊藤宏司 (いとう こうじ)

1944年11月10日生。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, 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, 電子情報通信学会, IEEEなどの会員。(バイオメカニズム学会正会員)



伊藤正美 (いとう まさみ)

1953年, 東京都立大学工学部卒業。電気試験所を経て1964年名古屋大学助教授。1970年, 同教授。1993年理化学研究所バイオメテックコントロール研究センターセンター長を併任。1994年, 中部大学教授, 現在に至る。工学博士。システム制御理論, ロボット工学などの研究に従事。1978年度電気学会論文賞, 1984年度計測自動制御学会論文賞, 1989年度システム制御情報学会榎木記念賞論文賞受賞, 1991年度計測自動制御学会フェロー。IEEE, 電気学会などの会員。(バイオメカニズム学会正会員)