

パターンジェネレータを用いた歩行動作の実時間制御

栗原 芳己 栗山 繁 金子 豊久

豊橋技術科学大学 情報工学系

{yoshimi, kuriyama, kaneko}@mmip.tutics.tut.ac.jp

相互抑制の関係で互いに接続された一対の興奮性ニューロンをモデル化することにより、周期的な信号を発生する機構が実現される。この発振器は、出力信号により駆動される物理的な機構とニューロンによる発振パターンを連動させることができ、物理変数の値の変動・外乱やそれに伴う周波数の変化に対して頑強な特徴を有する。本研究では、この神経発振モデルに基づくパターンジェネレータを用いて、バーチャルキャラクターの歩行動作を制御する手法を提案する。本手法は、各関節の歩行時の回転角を、一定の位相関係を保持したまま力学的な数個の変数のみを用いて制御できる。また、地面の状態の変化に対しても、その力学的な値の変動を考慮した動作を安定に計算することができる。この性質により、対話的な操作から生じる複雑な振舞いを簡略に実時間で制御できる、歩行動作のアニメーション生成機構が実現される。

Real-time controls of human gait with pattern generators

Yoshimi Kurihara, Shigeru Kuriyama, and Toyohisa Kaneko

Toyohashi University of technology, Department of information and computer sciences

The generative mechanism of oscillatory signals can be supplied by modeling a couple of inhibitory connected excitatory neurons. This oscillator can couple between the dynamics that is controlled by the output signals and the pattern of the neural oscillations, and is robust against the variations and perturbations of dynamic parameters and the accompanying changes in frequency. This research proposes a method of controlling walking motions of virtual characters by using such pattern generators based on the neural oscillations. This method can control angles of all joints in walking with only few dynamic parameters while preserving phase consistency among the joints. Moreover, it can robustly calculate motions of gaits for the variation of ground conditions by reflecting the change of the relevant dynamics. This advantage enables the real-time, on the fly generations of human gait animations that can simply control complicated behaviors emerged from interactive manipulations.

1. はじめに

TVゲームなどで対話的に制御されるバーチャルキャラクターの動作は、ユーザの操作や状況に応じて前もって編集されたデータが選択的に再生される方式を用いており、本質的にその表現力には限界がある。一方、人体のような複雑な多関節体を少ない自由度で制御するには複雑な動力学を解かねばならず、実時間での制御は困難なものとされている。簡略な動力学モデルを対話的に制御する手法[1]が提案されたが、複雑な動作を実現しようとすると、記憶すべき操作の数も必然的に増大してしまう。ユーザの操作の負担を減らすためには、キャラクタがある程度自律的に振舞う機構を組み込むことが望ましいが、環境の変化に対して自律的に動作を適応させる制御機構には安定性と柔軟性が要求される。

バーチャルキャラクターの歩行動作のシミュレーションは、最も使用される頻度の高い、基本的な周期的動作である。その制御方法には種々の方法が提案されているが、その代表例として、リミットサイクル制御を導入した手法[2]が挙げられる。この制御方法は、動作の各周期の開始地点で観測した姿勢を望ましい状態に補正するフィードバック入力を逐次計算するが、断続的な変化や急峻な変化に対する安定性にかける。また、基本となる歩行動作を時系列のデータとして用意する必要があるので、その基本データにより振舞いが変化してしまう可能性がある。

2. パターンジェネレータ

松岡[3]は相互抑制の接続による一対のニューロンによって構成される非線形な発振器が、外乱に対して頑強に振舞う特徴を有することを示した。この発振器（以後、パターンジェネ

レータ）を人間の歩行動作のシミュレーションに応用した研究[4]は、ジェネレータの生成する波形を脚部の各関節の回転角を制御するアクチュエータの入力信号とし、足裏と地面が接触している状態でフィードバック信号を発生させて、歩行動作の動力学的なシミュレーションを行った。この手法は、多関節体に対する複雑な動力学計算が必要なので、多くの計算量を必要とし、歩行動作の生成のために調節すべき力学的な変数の個数も多いので、直接的な制御には不向きである。アニメーションで使用される動作データは、厳密な動力学モデルに基づいている必要はなく、「それらしく見える」動作が生成できれば十分である。しかしながら、物理的な条件の変動に対して、その振舞い（本研究では歩行動作）の変化を自然に見せるためには、ある程度の力学的な計算も含めるのが望ましい。我々は以上の観点に基づき、簡略化した力学モデルを用いたパターンジェネレータによる歩行動作の制御方法を提案する。

2-1. 神経網モデル

松岡の提案したパターンジェネレータのモデル[3]は、以下のように定式化される。

$$\begin{aligned} T_1 \left(\frac{dx_1}{dt} \right) &= -x_1 - B v_1 - W [x_2]^+ - [f]^+ + c \\ T_2 \left(\frac{dv_1}{dt} \right) &= -v_1 + [x_1]^+ \\ T_1 \left(\frac{dx_2}{dt} \right) &= -x_2 - B v_2 - W [x_1]^+ - [f]^- + c \\ T_2 \left(\frac{dv_2}{dt} \right) &= -v_2 + [x_2]^+ \\ y_i &= [x_i]^+ = \max(x_i, 0), \quad [f]^- = -\min(x_i, 0) \\ \theta_{out} &= y_1 - y_2 \end{aligned}$$

ここで、 x_i は発火頻度を表し、 v_i はニューロンの自己抑制（適応定数 B で調整される）を表す変数である。 x_1 と x_2 は W の重み付けで互いに抑制する関係にあり（図1参照）、その波形は2個の時定数 T_1 と T_2 の影響を受ける。また、変数 c は励起力を表し、出力波形（すなわち、回転角） θ_{out} の大きさに影響する。

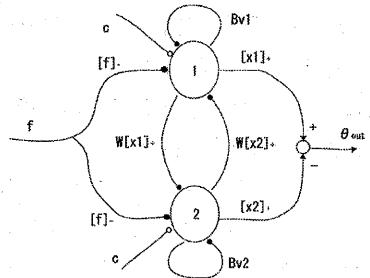


図1. 発振器の模式図

2-2. 力学モデルの導入

パターンジェネレータへフィードバックする値 f は、出力波形の振舞いを制御するのに用いられる。本手法では、以下のバネ力学系モデルによって計算される回転角 $f = \theta$ を用いる。

$$M\alpha = k(\theta_{out} - \theta) - b(d\theta/dt)$$

ここで、 M は回転の対象となる人体部位の慣性モーメント、 k はバネ定数、および b は粘性抵抗を表す。すなわち、フィードバック値 θ は、上式で求められる角加速度 α の値を用いた離散的な積分によりその値を更新する。この簡略な力学モデルを用いることにより、発振される波形が整流波に近い整った形状になる（図2、3参照）。また、脚部の大きさや筋力の個人的な差異から生じる動作の変化は、変数 M や k 、または b の値を変えることにより制御される。

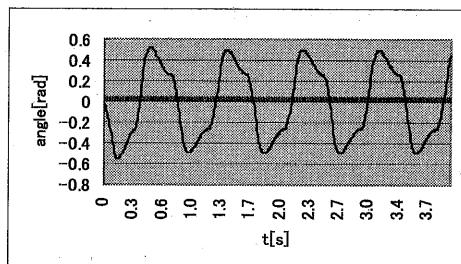


図2. 動力学フィードバックなしでの波形

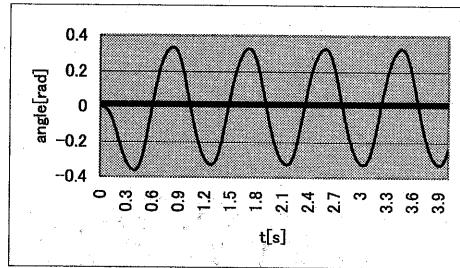


図3. 動力学フィードバックありでの波形

2-3. 外乱に対する柔軟さ

2-1で述べたパターンジェネレータは内部状態の相互引き込みにより、外乱の入力に対して、元の安定な振動に戻る能力に優れている。図4に、パターンジェネレータに2.0~2.3秒の間（図の破線矩形部分）外乱をフィードバック値 f として入力した時の出力波形を示す。外乱によって一時的に波形が乱れるが、1周期後には元の安定な振動状態に戻る事が確認できる。

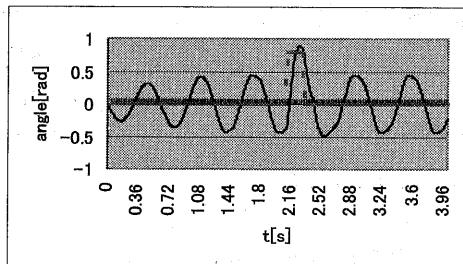


図4. 外乱入力に対する波形の安定性

この特性は、例えば不整地を歩行するモデルを構築する上で特に有効である。その理由として、不整地の予期しない路面変化は、足先で生じる外乱としてパターンジェネレータにフィードバックされる。その為、歩行を生み出す安定した振動は一時的に乱れるが、滑らかな遷移の後、定常振動へと復帰できる。

2-4. 相互引き込み波形

パターンジェネレータ同士を接続すると、互い

の内部状態は協調しながら引き込み合い、一定の周波数と位相を持った波形を出力する。

2つのパターンジェネレータを相互抑制結合した時のそれぞれの出力波形を図5に示す。

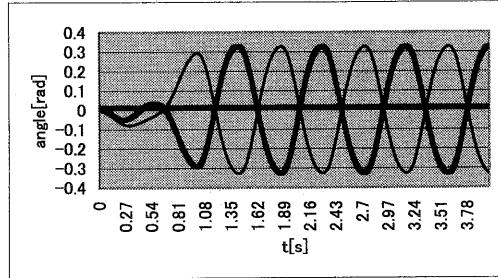


図5. 相互引き込みによる波形

結合係数が $W=-1.0$ の場合は相互抑制結合であり、初期の遷移状態を経て2つの波形が位相差180度で振動する。一方、 $W=+1.0$ の場合は相互興奮結合であり、位相差を0度にする働きがある。相互引き込みにより生成される一対の波形を用いることにより、2足歩行のモデルが容易に構築される。また、3つ以上のパターンジェネレータを接続し、相互引き込みによる協調波形を出力することも可能である。その為、パターンジェネレータは4足・6足歩行モデル等にも適用可能である。

3. 歩行動作への適用

3-1. 歩行モデル

本研究では、図6に示すような2足歩行モデルをシミュレーションに用いた。

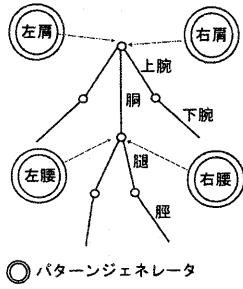


図6. 2足歩行モデル

歩行モデルは剛体（質量一定である棒）を可動関節で接続して構築されている。足は腿と脛から構成される。腿は腰関節で胴体と接続され、脛は膝部関節で腿と接続されている。左右の腰関節はパターンジェネレータの出力を目標角度としてPD制御される。ただし、Boulicら[5]の実験データを参考に、腰関節は、振幅の25%分をオフセット加算したもの目標角度 $\tilde{\theta}_{out}$ として使用する。ただし、振幅は歩行中に観測される出力値 θ_{out} の最大値を使用する。

$$\tilde{\theta}_{out} = \theta_{out} + 0.25 \max\{\theta_{out}\}$$

膝関節は、腰関節の角速度 ω の値を用いた、以下のPD制御を行う。

$$\tilde{\theta}_{out} = -k_f(\omega + a_f) \quad \cdots (k_f, a_f \text{ は定数})$$

肩関節はパターンジェネレータの出力をそのまま目標角度として使用し、肘関節は肩関節の角度を定数倍した値を用いている。

歩行モデルに接続する為のパターンジェネレータのネットワークを図7に示す。

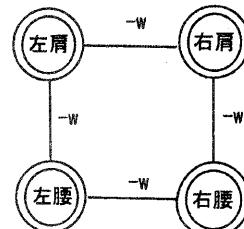


図7. パターンジェネレータネットワーク

4つのパターンジェネレータはそれぞれ左右の腰・肩関節に接続され、関節の目標角度を出力する。本研究で用いたパターンジェネレータネットワークを図7に示す。左右のパターンジェネレータが抑制結合（結合係数 $W=-1$ ）されている。この相互接続をすることにより、左右の手足が位相差180度、対角の手足が位相差0度で動き、歩行に必要な位相ずれが起きる。これは、四足歩行におけるトロットと同じ振動パターンである。

3-2. 歩行モデルの制御

歩行を達成する為に、現在の支持脚、環境の状態（足元の地面高さ、踏み出す位置の地面高さ）を元にパターンジェネレータの変数の値を調節することにより2足歩行モデルを制御する。両足は常に支持脚期と遊離脚期のどちらかの状態にあり、遊離脚期にある足の足先が地面に触れた時に支持脚と遊離脚を入れ替える。なお、支持脚の足先は滑らずに地面に接している状態を仮定する。2次元空間における歩行モデル全体の姿勢と位置は、支持脚の状態を元に計算される。まず支持脚の位置と姿勢から胴の位置が計算され、次に胴の位置から遊離脚の位置と姿勢が計算される。

4. 歩行動作生成例

図8は、歩行パターンの遷移状態を示したものである。ただし、全ての図において、一定の時間間隔で計算される歩行者の姿勢をワイヤーフレーム表示する。この図により腕部と脚部の同期した動作が確認できるので、以後の図においては、見た目の煩雑さを避ける為に、腕の表示は省略する。



図8. 腕振りを含む平地歩行 (0~9秒)

4-1. 平地歩行

図9は励起力cの値を変化させた際の歩行动作を示し、時間経過に応じて $c=1.0$ (0~3秒), $c=0.9$ (3~6秒), $c=1.5$ (6~9秒)と変化させている。励起力の変化に対して、遷移状態を経た滑らかな歩行パターンの変化が確認できる。

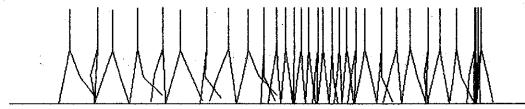


図9. 励起力の変化に対する平地歩行 (0~9秒)

図10はバネ定数kの値を変化させた際の歩行パターンの遷移状態を示し、時間経過に応じて $k=5.0$ (0~3秒), 2.0 (3~6秒), 9.0 (6~9秒)と変化させている。

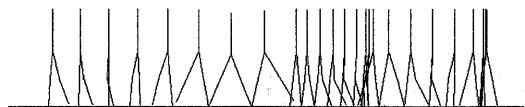
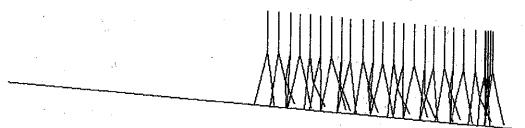


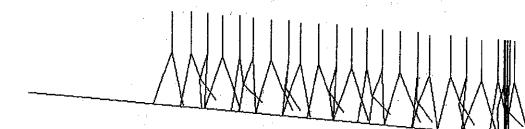
図10. バネ定数の変化に対する平地歩行 (0~9秒)

4-2. 登坂歩行

図11に、5度の上り坂を登坂させた時の歩行パターンを示す。



a. 励起力 $c=1.0$



b. 励起力 $c=1.5$

図11. 登坂歩行 (0~7秒)

整地歩行時の変数値のままでは足先の接地のタイミングが早まり、歩幅が狭くなっている

ことがわかる（図1 1 a.）。そこで、励起力を増加させて足の振りを大きくすることにより歩幅を変化させ、自然な歩行動作を得た（図1 1 b.）。

4-3. 階段の登り歩行

階段の登りは、坂道の場合とは違って地面に段差がある。したがって、歩幅や足の振り上げのタイミングを調節する必要がある。ここでは、変数 k, c 調節に用い、その値を実験的に求めて階段の登りを実現した。変数が2個と少ないのでも、調節は容易であった。歩行が成功した時のパターンを図1 2に示す。

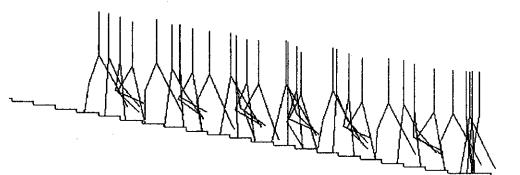


図1 2. 階段登り歩行 (0~8秒, $k=13.0, c=1.7$)

4-4. 左右不均等平地歩行

左右の足場の高さが違う環境での歩行パターンを図1 3に示す。このような状況では、左右腰関節の回転の位相タイミングを少しだけずらしてやる必要が生じる。したがって、左右の腰関節のパターンジェネレータに対して、粘性抵抗 b の値を異なる値として実験的に求め、 $b=1.0, b=0.4$ の際に安定した歩行を得た。ただし、左右の足場高さの差は0.3[m]とした。

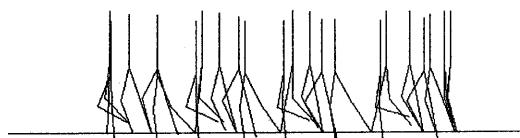


図1 3. 左右不均等平地歩行 (0~8秒)

5. おわりに

本研究では、相互抑制接続の神経網に基づくパターンジェネレータを用いた、歩行動作の実時間制御について提案した。本手法により、力学的な変数を考慮できる、実時間の動作生成に適した簡略な制御モデルを提案した。しかし、変数の値は実験的に決めたものが多いので、これらを学習により自動計算する機構を検討中である。また、キャラクタ・アニメーションは、個性的な歩行動作を生成する機能[5]も必要とされるので、パターンジェネレータの振舞いを簡単にカスタム化できる対話的な機構の開発も今後に取り組むべき課題である。

6. 謝辞

本研究は、財団法人放送文化基金の「対話的な映像放送における仮想人間の動作の自律制御」に対する一般援助金の助成を受けている。ここに感謝の意を表します。

7. 参考文献

- [1] J. Laszlo, M. van de Panne, and E. Fiume, "Interactive Control For Physically-Based Animation", SIGGRAPH 2000, pp. 201-208 (2000).
- [2] J. F. Laszlo, M. van de Panne, and E. Fiume, "Limit Cycle Control and its Application to the Animation of Balancing and Walking", SIGGRAPH'96, pp.155-162 (1996).
- [3] K. Matsuoka, "sustained Oscillations Generated by Mutually Inhibiting Neurons with Adaptation", Biological Cybernetics, Vol.52, pp. 367-376 (1985)
- [4] G. Taga, Y. Yamaguchi, and H. Shimizu, "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment", Biological Cybernetics, Vol.65, pp. 147-159 (1991)
- [5] R. Boulic, N. M. Thalmann, and D. Thalmann, "A global human walking model with real-time kinematic personification", Visual Computer, Vol.6, pp.344-358 (1990).