
特別寄稿

生物をデザインする

二足歩行運動の神経筋骨格系モデル^{*}

東京大学薬学部

多賀 巖太郎

山口 陽子

清水 博

(1992年9月2日受理)

1 序

近代から現代へかけて、自然科学は素粒子から宇宙に至るまで森羅万象の様々な現象のベールをはぎ取ってきた。それは、生物学の分野にも及び、今世紀最大の成果として分子生物学が誕生した。ところが、楽観的要素還元主義の限界が叫ばれるようになった。そうしたなかで、散逸構造¹⁾やシナジェティクス²⁾などのいわゆる自己組織理論は、要素還元論的自然観を乗り越えるものとして期待され、非線形非平衡系での時空間秩序の形成³⁾の原理などを明らかにしてきた。また、カオスの発見は複雑さに対する我々の認識を一変させ、様々な分野に大きなインパクトを与えつつある⁴⁾。こうしたアプローチは特に生命現象の理解につながると議論されてきた。⁵⁾

それにもかかわらず、生物が生きていることを満足に説明した例はほとんどない。特に、普段何の不思議も感じない当り前の機能ほど、説明は難しいものである。例えば、本稿で取り上げる我々の歩行運動などがそれである。有人宇宙飛行ができるような時代に、満足に二足歩行できるロボットがないというのはそれを如実に物語っている。生物を説明するのが難しい理由としては、以下の三つの点を挙げられよう。第一に、生物はそれ自体が意図や目的を持った系であり、その振舞いは必ずある種の意味をともなった機能を生成する。したがって、系の要素

* 本稿は、編集部の方から特にお願ひして執筆していただいた記事である。

のダイナミカルな記述や、単なる現象論的記述は、機能の生成とは大きなギャップがあるのである。第二の理由は、生物はヘテロな要素集団からなる特定の構造を持っていることである。生物を構成する要素は、例えば細胞一つ取ってみても、非線形非平衡の複雑な系でカオティックな振舞いすら行う。この辺りまでなら、従来のやり方で理解可能であろう。ところが、多様な要素が多様な相互作用を行い特定の構造を形作り、個体としてのまとまった行動を説明するとなると、我々は有効な方法論をほとんど手にしていないのである。第三の理由は、生物はそれを取り巻く環境の中に存在して初めて生きていると言うことができることである。このことは、もし生物を記述しようとするれば、環境を固定された特定の境界条件として扱うことが不適切であることを意味する。つまり、生物それ自体の複雑さはもちろん、環境の複雑さにぶつかってしまうのである。

この様な困難に直面し、我々は通常の自然科学としては、やや過激な方法論を取らざるを得なくなる。それは、生体のような複雑なシステムはデザインすることによってしか理解できないということである。我々は、生物を構成する要素に関する様々な実験結果を知ることができる。しかし、これらはあくまでも特定の実験条件のもとで成り立つので、これらの事実を単純に積み重ねるだけでは、生理的な条件下あるいは変動する環境のなかで、実際に機能を果たす原理を知ることにはできない。したがって、何らかの仮説的なストーリーを作り、それをもとに系をデザインして、その機能を調べることがどうしても必要になる。ある機能を実現するために系をデザインするというのは、むしろ工学の発想としてはあたりまえのことである。しかし、工学では複雑な機能を実現するには、それに見合うだけの複雑さを系に与えることで解決してきた。また、系がおかれた環境は完全に予測可能な範囲内で定義され、系のそれぞれの要素の役割は完全に定義可能な形でデザインされた。こういった意味では、従来の工学的なデザインと生物のような複雑な系を理解するための系のデザインとは随分性質が異なるものになると思われる。

近年、神経科学の進歩によって神経系の構造や機能について様々な知見が蓄積されてきた。しかし、神経系を本当に理解しようとするれば、今まで述べてきたような問題にすぐ直面する。つまり、神経系の物理的挙動が、ある機能を実現したり情報を処理したりすることと、いったいどのような関係にあるのかという問題である。近年のいわゆるニューラルネットの研究⁶⁾⁷⁾はめざましいものがあるが、このような最も基本的な問題が棚に上げられていることが意外と多い。そこで本稿では、生物の神経系や筋骨格系などに関する実験をふまえ、我々が行うような二足歩行が複雑な環境のなかでどのように生成されるのかについての仮説を立てる。そして、その仮説に基づいて系をデザインする。さらに、計算機シミュレーションを行いながら、その

有効性を確かめ、必要があればデザインを修正していく。そういった一連の作業から、生物に潜む一般的な原理を発見しようというのが目的である。

2 生物の運動

生物の運動に関して一般的な原理は存在するだろうか？そこで、比較的単純な生物の細胞運動を考えてみると、いたるところで系を構成する要素間の「コヒーレンス」が重要な役割を果たしていることがわかる。例えば、心筋細胞の拍動の引き込み現象、鞭毛・纖毛の運動、細胞性粘菌・真性粘菌の走化性におけるリズム、筋収縮機構などである。これらのメカニズムは「動的協力性」という観点から解明されてきた。⁵⁾つまり、系を構成する要素がそれぞれ興奮性、自励性を持っており、それらが協力的に働くことでマクロな運動という時空間秩序が形成される。これらの系は要素が比較的均一で、環境が与える拘束条件もあまり変化しない。したがって、興奮性素子あるいは非線形振動子の結合系として定式化できる格好の材料となり得る。

では、高等動物が複雑な環境の中で行う複雑な運動も同様に理解可能だろうか？例えば、魚類などの遊泳運動、鳥類や昆虫の飛翔運動、昆虫から我々ヒトにいたるまで様々な数の脚を持った生物の歩行運動などである。これらの運動で、やはり「リズム」が重要な役割を果たしていることは明らかである。実際に、神経系でリズムが生成され、それによって運動が生成されることが知られているが、これに関しては後で詳しく述べる。今までにこのような運動制御の問題を自己組織の観点から捉えようという試みはあった。⁸⁾しかし、要素間の単純なリズムの協調による自己組織という考え方だけでは不十分である。そこには二つの大きな問題が横たわっている。一つは、体を構成する多数のヘテロな自由度をどの様に協調させるかということである。我々の身体を考えてみると、極めて冗長な系である事がわかる。例えば、同じ動作を行うのにもいろいろな関節の動かし方があるし、一個の関節を動かすのにもいろいろな筋肉の動かし方がある。しかも、それぞれの関節や筋肉は異なる構造を持ち、異なる役割を持っている。神経系の発達によって、このような難しい問題が解決されているに違いない。もう一つの問題は、刻々と変動する環境の中で、いかにしてうまく運動を行うことができるのかということである。これは、古くから知覚と運動との統合の問題として指摘されており、神経系による環境の認識と深く関わっている。これを記述しようとすると、環境が生物に与える拘束条件が刻々と変化する問題になってしまう。

ところで、歩行運動のような運動の研究を歴史的にみてみると、昔から人々は矛盾する二つの説の間を交互に揺れ動いてきた。中枢説と反射説である。中枢説は、運動は中枢神経系でプログラムされ、それにしたがって実際の運動が作られるという考え方である。反射説は、外界

からの知覚刺激が引金となって次々と連鎖的に運動が作られるという考え方である。現在世の中では、中枢説＋反射説で一応折り合いがついている。一見この二つの説を矛盾なく説明するかのように見せるのが、サイバネティックス⁹⁾やロボティクスのやり方であった。これらの影響で、運動プログラムが高次の神経系で作られ、環境への適応は末梢の神経系の反射で行われるという図式が定着してしまった。しかし、運動プログラム自体はどのように作られるのか、また、環境との相互作用は反射のようなものでよいのかという疑問は、運動制御の原理に関する現在の暗黙の了解を根底からくつがえすものであると筆者は考えている。最近の神経生理学では、特定の神経系の部位が歩行運動のための発振系を構成していることが知られている。確かにこれを運動プログラムだとする考え方もできよう。しかし、これを自己組織系の問題、あるいは従来の自己組織系をこえる問題としてとらえると、ずいぶん異なる原理が浮かび上がってくることを本稿では示したい。

3 歩行運動

歩行運動の研究は、従来のいろいろな分野の方法論を総動員しなければ理解できない学際的な研究領域である。例えば、神経生理学、運動生理学、心理学、運動学、臨床医学、リハビリテーション医学、スポーツ医学、バイオメカニクス、ロボット工学、等というように挙げればきりが無い。物理学があらゆる学問の基礎を与えるものだとするれば、これらの様々なアプローチに共通の原理を与えるのが使命かもしれない。ここでは、歩行運動の原理を知るうえで重要な知見を述べる。

3-1 リズムを生成する神経回路網と引き込み現象

神経生理学における歩行運動の研究は、ネコを用いた実験が多くなされてきた。^{10) 11)}モスクワの生理学者のグループは、大脳を切断したネコ（除脳ネコ）を流れベルトの上に乗せて、中脳のある部位を電気刺激すると歩行を誘発できることを発見した。また、驚くことに、電気刺激の強さを徐々に上昇させ、それに応じて流れベルトの速さを変化させると、ウォーク、トロット、ギャロップのような歩行パターンの変化がおこることがわかった。この実験により、基本的な歩行運動の生成には大脳は関与しておらず、運動の開始や速度の調節などは中脳レベルで、実際の運動生成はそれより下位のレベルで行われていることが明らかになった。

その後の多くの実験で、歩行のリズムを生成する神経回路網が脊髄に存在することが明らかになった。ネコでは、上位神経系から脊髄への入力を断ち、さらに薬物で筋肉の動きをまひさせて動きに関する脊髄への知覚情報を完全になくしても、リズムミッドな活動が脊髄でみられる。

このような神経回路網の詳細はまだ完全にわかっていないが、4本の脚のそれぞれの関節を制御するニューラルオシレーター（神経振動子）が存在し、それらが適切な引き込みによる相互作用を行うことで歩行運動に必要な基本的な活動パターンが生成され则认为られている。さらに、興味深いことに、神経系で自律的に作られたリズムが、筋骨格系を通して外部から与えた機械的なリズムに引き込まれるという現象が知られている。先ほどの脊髄を途中で切断したネコの後脚に機械的な正弦波状の強制振動をかけると、その強制振動のリズムに脊髄の活動のリズムが引き込まれる。このことは、脊髄のリズム生成回路網が柔軟な非線形振動子系であり、外部からの入力を引き込みによって統合している可能性を示唆する。

このような神経回路網は一般にセントラルパターンジェネレーターと呼ばれ、ネコに限らず様々な動物で知られている。例えば、ヤツメウナギの遊泳運動、ヒルの遊泳運動、ロボスターのゆう門の運動などに関する神経回路網はかなり詳しく調べられている。これらの動物では、単離した神経系が運動パターンに対応するリズム的な活動パターンを示すことがわかっている。ヒトでは、実験動物で行うような方法で、歩行パターン生成の神経回路網を同定することはできない。しかし、胎児や新生児で脚のリズム的な運動が起こることから、ネコなどでみられたようなリズム発生回路網が存在することが示唆されている。

ところで、特定の実験条件で同定された神経系が、実際の生体そして環境におかれたときにどのように機能するかは大変難しい問題である。我々のような複雑な身体の運動を制御するのに、リズムを作る機構だけではとても間に合わない。つまり、変動する環境の情報を取り込みながら、複雑なダイナミクスを持つ筋骨格系の状態を安定化させるメカニズムが必要になる。

3-2 バイオメカニクス

バイオメカニクスとは、生体の運動機構などを力学の観点から捉えようという学問である。ヒトの歩行運動のバイオメカニクス研究は、おもに運動の測定と、力学モデルによる解析からなる。例えば、我々の体の筋骨格系を運動方程式で記述し、実際の運動の測定から筋骨格系ではたっていた力あるいはトルクを推定することがよく行われる。これは逆ダイナミクスと呼ばれる方法である。この力あるいはトルクを与えるのは神経系からのシグナルなので、神経系は特定のシグナルを筋骨格系へ入力するブラックボックスとみなされるのが普通である。そこで、次の疑問がわく。神経系が筋骨格系の運動を一方的に決定しているのだろうか？しかし、そうは考えにくい。なぜなら、歩行運動は筋骨格系自体が持つ力学的な性質をもかなり反映しているからである。例えば、swing phase（脚を空中に振り出している期間）の時間は脚の力学的な固有振動周期と強い相関を持っている。また、手足など含めた全身の歩行パターンが、

筋骨格系固有の振動モードと高い相関を持つことが示唆されている。¹²⁾

4 歩行運動のグローバルリミットサイクル仮説

以上述べてきたような神経生理学とバイオメカニクスとの間に橋渡しをして、歩行運動生成の原理に関するストーリーを作ってみよう。そこで、神経系と筋骨格系とを二つの相互作用する力学系という立場から眺めてみよう。もし、神経系が筋骨格系や環境のダイナミクスと独立にある運動プログラムを作り、筋骨格系はそのプログラムの通りに動くのだとすると、二つの系は独立に理解することが可能である。しかし、神経系は常に筋骨格系や環境の状態を知覚情報として取り入れて、それらに応じて柔軟に状態を変化させる。実際、中枢で作られるリズムが足の動きの知覚情報に引き込まれることは前に述べた。一方、筋骨格系の関節トルクは、神経系の出力によって決まるが、実際の運動は筋骨格系自体が持つダイナミクスとも高い相関を持っている。つまり、二つの系は相互依存的な関係にあり、切り離したのでは本質を見失う可能性が大きい。

そこで、我々は今までの議論から自然な仮説として、歩行運動は神経系と筋骨格系とからなる系全体で生成された安定なリミットサイクルであるという考えにいたる。つまり、神経系と筋骨格系とがリズムの相互引き込みを行い、リアルタイムで環境変動にも適応可能な歩行運動が自己組織的に生成されるという原理である。これをグローバルリミットサイクルと呼ぶことにする。そこで、このような原理で歩く歩行運動系を実際にデザインする。以下では、デザインされたモデルの構造、計算機シミュレーションの結果を示し、この原理の妥当性を議論する。^{13) 14)}

5 二足歩行運動モデル

5-1 モデルの基本骨格

モデルの構成を図1に示す。神経系はニューラルリズムジェネレーター及び上位中枢から構成される。ニューラルリズムジェネレーターは、非線形振動子の性質を持つニューラルオシレーター（神経振動子）から構成され、リズム的な活動を自律的に生成するような神経回路モデルである。ニューラルリズムジェネレーターは、1個のパラメーターで表される上位中枢によって、非特異的な制御を受ける。筋骨格系は、ヒトの身体が持つような力学的な構造を持ったものである。様々な環境条件が、筋骨格系へ作用を及ぼす。

したがって、モデルは、神経系を記述する微分方程式、筋骨格系と環境を記述する運動方程式という二つの力学系の結合系になっている。図2は実際にデザインされたモデルの構造の詳細

細を示している。その各部分について順次説明する。

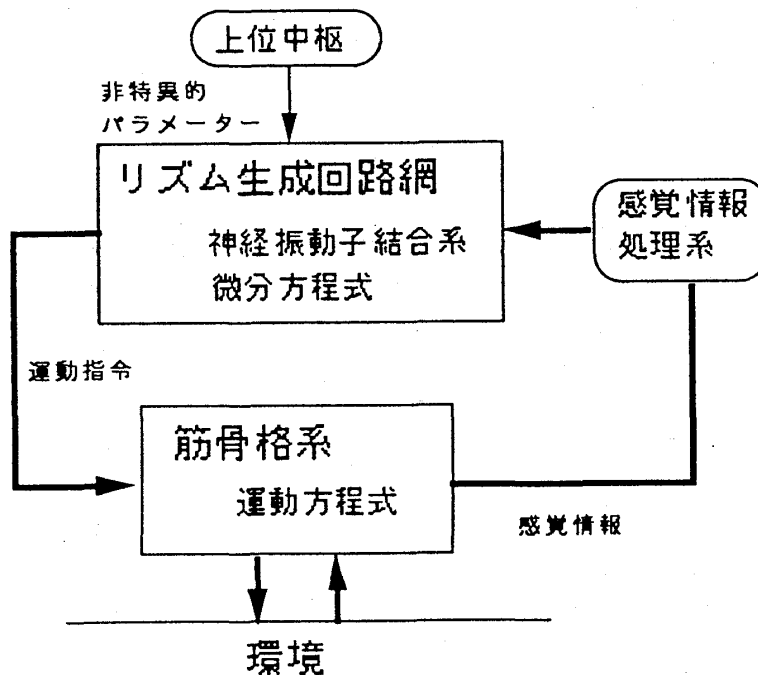


図1 二足歩行運動モデルの基本骨格

5-2 筋骨格系

二足歩行を行う筋骨格系は図2の右下に示すように四個の剛体と一個の質点からなる。一本の脚は二つの剛体からなり、hip、knee 及び ankle の三つの関節を持っている。また、hip の位置には頭や胴体に対応する部分としての質点に取り付けられている。knee の関節では、ヒトの膝のように逆方向には曲がらないように、非対称な粘弾性力を仮定している。また、hip の関節では、脚を振り上げる角度が大きくなるほど大きな粘性力が働くと仮定している。各剛体の長さや質量などは、ヒトの大きさに相当するものを選んでいく。ただし二足歩行運動のダイナミクスは疑似的に前後方向と左右方向とに分けて考えることができるので、ここでは簡単のため、前後方向すなわち矢状面の運動に限ることとする。

各関節では図2の左上に示すような神経系の出力にしたがってトルクが働く。ただし ankle のトルクは ankle が地面についているときだけ働くと仮定する。

環境から筋骨格系へ作用する床反力は次のようにして決める。ankle が床につくと、床と足との相互作用の結果、ankleの部分に二次元の粘弾性力が働くと仮定する。弾性力のつりあい位

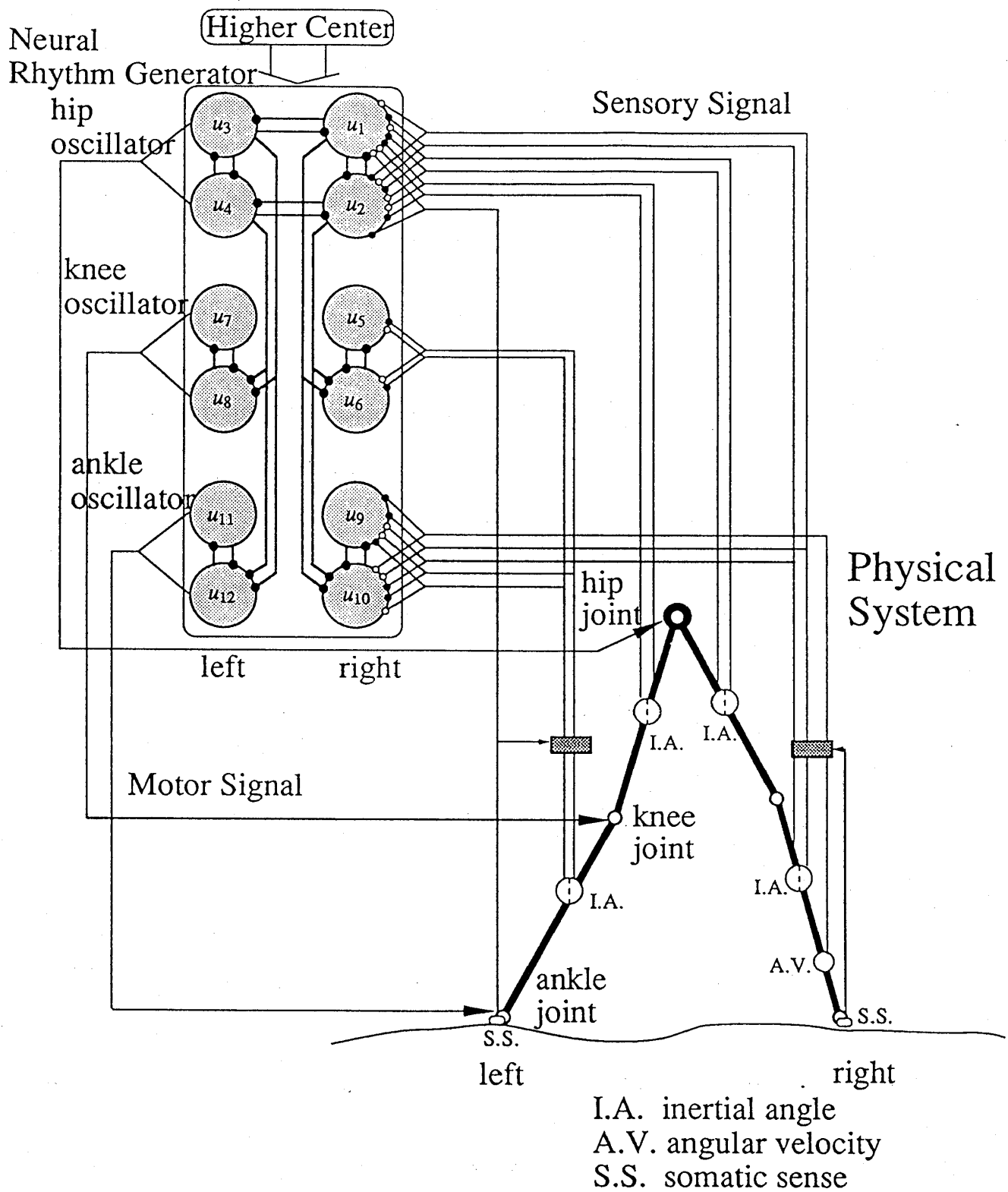


図2 二足歩行運動モデルの構造

置は、はじめに ankle がついた位置とし、ankle が床から離れると弾性力はゼロになってつりあい位置はリセットされる。ただし、平らな床だけでなく、坂道のように任意の地形上での歩行を調べるために、床の矢状面での形状をある関数で表し、ankleの位置がその位置を下に向かって越えたときに、粘弾性力が働くとする。

以上から、筋骨格系を Newton-Euler の運動方程式で記述する。詳細は付録に示す。これを一般的な形で表すと次のようになる。

$$\ddot{\mathbf{x}} = P(\mathbf{x})\mathbf{F} + Q(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{T}_r(\mathbf{y}), \mathbf{F}_g(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}})) \quad \text{式(1)}$$

ここで、 $\mathbf{x}$ は各リンクの重心座標及び角度を表す (14×1) のベクトル、 $\mathbf{F}$ は関節での拘束力を表す (4×1) のベクトル、 $\mathbf{T}_r$ は各関節のトルクを表す (6×1) のベクトル、 $\mathbf{F}_g$ は ankle に作用する床反力を表す (4×1) のベクトル、 P は (14×8) の係数行列、 Q は (14×1) のベクトルである。ただし、 $\mathbf{T}_r$ は神経系の出力 $\mathbf{y}$ の関数になっているので後で詳しく説明する。

さらに、Newton-Euler の運動方程式に加えて、関節での接続を表す幾何学的な拘束条件が必要である。詳細は付録に示す。これらの幾何学的な拘束条件を用いて、関節での束縛力を消去するために、それらの等式をそれぞれ二回、時間微分する。詳細は付録に示すが、結果をまとめて書くと次のようになる。

$$C(\mathbf{x})\ddot{\mathbf{x}} = D(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) \quad \text{式(2)}$$

ここで、 C は (8×14) の係数行列、 D は (8×1) のベクトルである。

式(1)と式(2)から束縛力 $\mathbf{F}$ を消去すると、各部分の重心の加速度や角加速度が次のような式でもとまる。

$$\begin{aligned} \ddot{\mathbf{x}} = P(\mathbf{x})[C(\mathbf{x})P(\mathbf{x})]^{-1} & [D(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) - C(\mathbf{x})Q(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{T}_r(\mathbf{y}), \mathbf{F}_g(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}))] \\ & + Q(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{T}_r(\mathbf{y}), \mathbf{F}_g(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}})) \end{aligned} \quad \text{式(3)}$$

したがって、神経系からの出力によって各関節でのトルク $\mathbf{T}_r$ が定まれば、筋骨格系の運動を計算することができる。

5 - 3 神経系

5 - 3 - 1 ニューラルオシレーターのモデル

二足歩行制御モデルの神経系をデザインするにあたって、その構成要素であるニューラルオシレーター（神経振動子）について簡単に述べる。

動的な振動パターンを生成する神経回路網の微分方程式モデルとしては様々なものが提案されてきた。^{15) 16)}それらは、ペースメーカー型とネットワーク型とに大別することができる。このちがいは素子そのものが自励性をもっているか、ネットワークを構成してはじめて振動ができるかどうかというものである。

ペースメーカー型としては、ファンデルポール方程式やBVP方程式など2変数からなるいわゆる非線形振動子があげられる。

ネットワーク型はさらに三種類のものに分類できる。

一つは、興奮抑制型回路と呼ばれるもので、一組の興奮性ニューロンと抑制性ニューロンが互いに結合した回路である。ただし、振動ができるためには興奮性ニューロンに自己興奮性の結合が必要である。このような回路は、実際の神経系で解剖学的によく見られ、振動生成の説明にも都合が良いことから、特に最近、大脳で見つかった振動現象のモデルとして採用されることが多い。これは結局2変数の微分方程式で表されるので、ペースメーカー型と数学的にはほとんど同等である。

二つめは、相互抑制型回路と呼ばれるもので、二個のニューロンが相互抑制的な結合をして交互に活動を行う。ただし、それぞれのニューロンには活動の自己抑制的な因子が振動生成にとって不可欠である。この回路は、ネコの歩行運動の神経回路モデル、ヒトデの運動の神経回路モデルなどに用いられている。

もう一つは、巡回抑制型回路と呼ばれるもので、複数の神経がリング状に抑制結合をしており、順々に活動を行う。実際に、ヒルの遊泳運動パターンを生成する神経系はこのような回路になっていることが実験的に調べられ、それに基づいたモデルなども研究されている。

本稿の二足歩行モデルでは相互抑制型回路を用いる。なぜなら、二個の相互抑制するニューロンを、ある関節できつ抗する筋肉へ出力する単位として扱うことは歩行のモデルとして生理学的に最も自然であるからである。また、このモデルの出力波形をネコや魚などの動物実験で実際に得られているデータと比較すると極めて似ていることもわかる。さらに、比較的解析が容易であるという利点もある。以下に示すニューラルオシレーターのモデルは、松岡によって解析されたものである。¹⁷⁾

ニューラルオシレーターは相互抑制結合した2個のニューロンから構成されており、次のような微分方程式で表すことができる。

$$\begin{aligned}\tau \dot{u}_1 &= -u_1 - w y_2 - \beta v_1 + u_0, \\ \tau \dot{u}_2 &= -u_2 - w y_1 - \beta v_2 + u_0, \\ \tau' \dot{v}_1 &= -v_1 + y_1, \\ \tau' \dot{v}_2 &= -v_2 + y_2, \\ y_i &= f(u_i) \quad (f(u_i) = \max(0, u_i)) \quad (i = 1, 2)\end{aligned}\tag{4}$$

ここで、 u_1 、 u_2 は各ニューロンの内部状態（膜電位）、 v_1 、 v_2 は各ニューロンの内部状態の自己抑制因子を示す変数（ニューロンの順応効果、あるいは、抑制性のニューロンを介したフィードバック）、 y_1 、 y_2 は各ニューロンの出力、 u_0 はニューロンの活動状態を決める定常的な入力、 τ 、 τ' はそれぞれの変数の時定数、 w はニューロン間の結合定数を表す。ここでは、1個のニューロンという呼び方をしているが、実際には多数の同質のニューロン集団を表していると考えてよい。

式（4）で、線形安定性解析により定常解が不安定になるための条件は、

$$1 + \frac{\tau}{\tau'} < w < 1 + \beta\tag{5}$$

また、式（4）は任意の初期条件について解が一意に定まり、かつ、有界であることが証明できるので（証明略）、周期解を持つことが予想される。ただし十分条件ではないので、実際に計算機シミュレーションを行うと、安定な周期解（リミットサイクル）になっていることがわかる。したがって、式（5）は、式（4）が、周期解を持つための条件といえることができる。

この周期解の振幅は定常入力 u_0 で、振動数は時定数 τ 、 τ' で変化させることができる。

5-3-2 ニューラルリズムジェネレーター

筋骨格系を制御する神経系として、図2の左上に示すようなモデルをデザインした。このニューラルリズムジェネレーターは、筋骨格系の左右あわせて計6個の関節にそれぞれシグナルを送る6組のニューラルオシレーターからなる。オシレーターを構成する2個のニューロンは、ある関節に対してそれぞれの出力に比例する逆向きのトルクを与える。オシレーターの特性は

式(5)の条件を満たすものとする。さらにその範囲内で hip のオシレーターの振動数は、脚と共鳴して相互に引き込みが起こるように設定する。そこで、 τ 、 τ' を適当に選んで、オシレーターの固有振動数が、knee の関節をまっすぐ伸ばした状態の片脚を振子と見なしたときの振子の固有振動数と近くなるようにする。また、knee 及び ankle のオシレーターの振動数は、hip のオシレーターの振動数の2倍になるように設定する。これは、ヒトの歩行では、hip が1回屈伸する間に knee と ankle は2回屈伸するというに基づいている。

ニューラルオシレーターどうしは、図2に示したような抑制性の結合によって相互作用する。まず、脚の動きの位相が左右で反転するように、左右の hip のオシレーターどうしに結合を与える。また、脚の同側の関節間に適切な位相関係を保証するために、hip のオシレーターから knee 及び ankle のオシレーターへの結合を与える。knee と ankle のオシレーターの振動数は、hip のオシレーターの2倍になっているので、この結合により、knee と ankle のオシレーターの伸筋側のニューロンは、ちょうど hip オシレーターの伸筋側のニューロンと屈筋側のニューロンの活動が交代する時期に、活動することができる。このことは、knee では swing phase の前半で屈筋、後半で伸筋が活動すること、ankle では stance phase の前半で屈筋、後半で伸筋が活動することを保証している。

このようにしてデザインしたニューラルリズムジェネレーターは次のような微分方程式で表すことができる。

$$\begin{aligned} \tau_i \ddot{u}_i &= -u_i + \sum_{j=1}^{12} w_{ij} y_j - \beta v_i + u_{0i} + F_{eed i}(x, \dot{x}, F_g(x, \dot{x})) \\ \tau_i \dot{v}_i &= -v_i + y_i, \\ y_i &= f(u_i) \quad (f(u_i) = \max(0, u_i)) \quad (i = 1, 12) \end{aligned} \quad \text{式(6)}$$

ここで、 $F_{eed i}$ は感覚器によって伝えられる筋骨格系の運動に関する知覚情報である。これは次に説明する。

5-3-3 感覚系

ヒトの歩行に関わる感覚情報としては、脚の筋肉や関節の伸縮などに関する固有感覚、脚と床との接触などに関する体性感覚、頭部の動きに関する前庭感覚、そして視覚などが重要であると考えられる。このモデルでは、それらの詳細なメカニズムは扱わず、筋骨格系の状態として次の3種類の情報が神経系に伝えられると仮定する。関節角度、角速度、及び脚が地面につ

いたかどうかを検知する体性感覚である。ただし、角度は鉛直方向に対する絶対角度である。

これらの感覚情報は、図2に示したような経路でニューラルリズムジェネレーターへ送られる。ただし、図2では右側のニューラルオシレーターへ送られる感覚情報の経路のみを示しており、左側のニューラルオシレーターへの入力省略してある。

この感覚情報の経路のデザインは、感覚と運動の統合機構にとって極めて重要な部分であるが、最も複雑でデザインの難しい部分である。これらをすべて実験で明らかにすることは事実上困難である。そこで、なるべく簡単なルールを仮定としておいて、計算機でうまくいくかどうか確かめ、さらにそれが様々な実験事実と辻褄が合うかどうか常にチェックするという方針でデザインを行った。そして、最終的に得られたのが図2の構造である。

角度に関する感覚情報は実際に伸長反射として知られる実験事実と辻褄の合うルールで伝えられると仮定する。伸長反射は、筋肉が伸びると筋肉の固有受容器が伸びたことを検知して、伸ばされた筋肉をつかさどるニューロンに興奮性の信号を、伸ばされた筋肉ときっ抗する筋肉をつかさどるニューロンに抑制性の信号を送るというメカニズムによって生じる反射である。このモデルでは、hip、ankle の同側脚からの角度の知覚情報は伸長反射と同様なルールで伝えられる。このルールを拡張して、逆側脚からの知覚情報は、同側脚からのものと逆位相で伝えられると仮定する。実際に、ヒトの歩行実験でこのような情報の流れがあることが示唆されている。脚の先が地面についたかどうかを表す体性感覚情報は、脚が床に着いているときとそうでないときとで、角度の知覚情報の流れを切り替えるのに用いられていると仮定する。これは、床と脚との位置関係と、神経のリズムの位相との間に適切な関係を保つのに不可欠である。このようなメカニズムも実験で示唆されている。

付録には、それぞれのニューロンへの知覚情報の入力に関する具体的な関数を示した。

5-4 計算機シミュレーションの方法

筋骨格系と神経系の挙動を同時に調べるために、式(3)と式(6)の連立微分方程式に適切な初期条件を与え、4次のRunge-Kutta-Gill法による数値積分を行う。なお、逆行列の計算には、Gauss-Jordan法を用いる。用いたパラメーターは付録に示す。パラメーターのうち、各関節でのトルクに関するニューラルリズムジェネレーターの出力の比例定数、知覚情報に関する比例定数は、試行錯誤により歩けるようなパラメーターを探索した。シミュレーションにあたっては、Fortran言語を使用し、東京大学大型計算機センターの日立M-680を利用した。

6 二足歩行運動モデルのシミュレーション結果

長い試行錯誤の末、突然安定な歩行運動が得られるのを目にするのは感動的である。それはあたかも、ただの棒切れに突然命が吹き込まれて動き出したかのようなものである。さらに、ここで一旦得られた安定な歩行運動は、驚くべき柔軟な性質を備えている。以下では、様々なシミュレーション結果を示す。

6-1 歩行パターン

図3 Aは、平らな床の上で10秒間歩行を行った様子を示している。0.1秒おきの脚の状態が空間上に重ねて画かれている。初期条件としては、筋骨格系は脚を前後に開いて静止した状態を、神経系は活動がゼロの状態を選んだ。数歩で安定な運動に収束していることがわかる。図3 Bは、定常状態に達した後での1ステップ周期内の運動パターンを示している。ここでは、両足が床についている時期を両脚支持期、片足のみが床についている時期を片脚支持期と呼び、それぞれ別々に表示している。

ここで得られた、運動パターンは実際のヒトの歩行パターンに極めて近いものである。特に、両脚支持期と片脚支持期とを交互に繰り返す運動パターンは、ヒトの歩行に典型的にみられる特徴である。

図4は、歩行中のニューラルリズムジェネレーターの活動を示している。数周期で安定な周期解に収束していることがわかる。図5は運動が収束した後での筋骨格系及びニューラルリズム

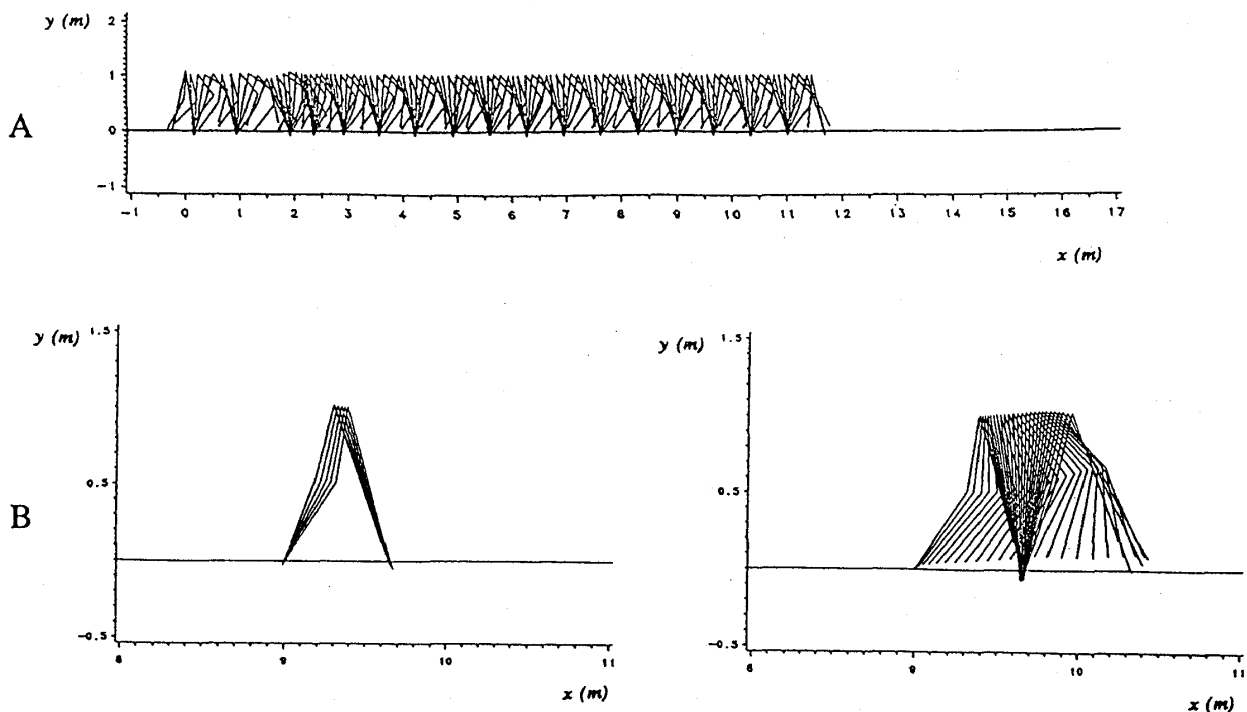


図3 歩行運動パターン（文献13より）

ムジェネレーターそれぞれの位相図を示している。それぞれの系の固有なダイナミクスがカップルして、二つの系全体で新たな安定な状態、すなわち、リミットサイクルが生成したことがわかる。我々はこれをグローバルリミットサイクルと呼んでいる。

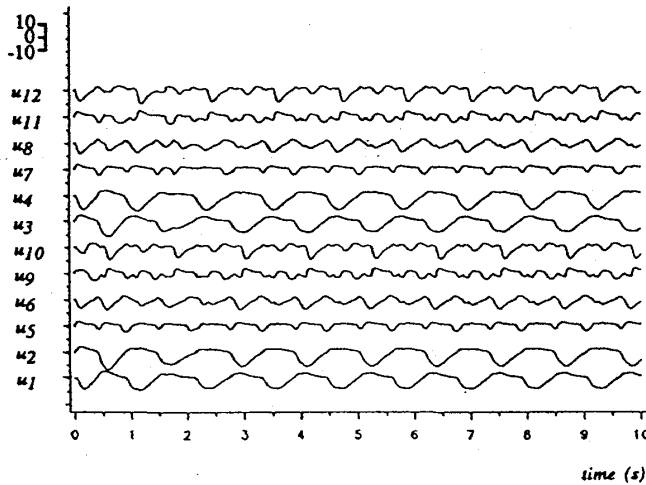


図4 歩行運動のときの神経系の活動

(文献13より)

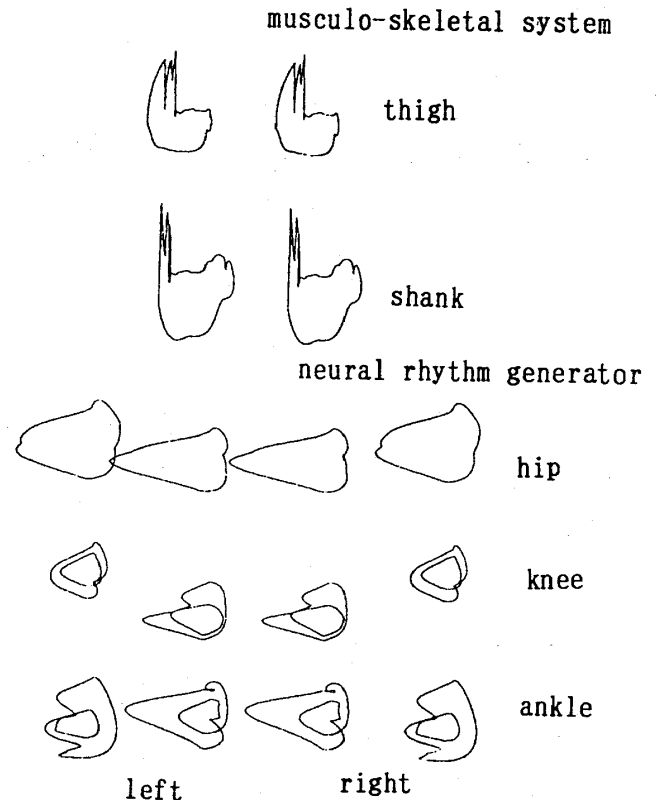


図5 歩行運動のグローバルリミットサイクル

6-2 外乱に対する安定性

グローバルリミットサイクルの軌道安定性を調べるために、歩行中に筋骨格系の一部に外乱を与えたときの応答を調べた。図6 Aは、定常状態にある歩行中に、振り上げている方の脚に0.2秒間200N（ニュートン）の撃力を進行方向に加えた時の様子を示している。撃力が加えられた瞬間は図中に黒丸で表示している。撃力により脚は水平に近い位置まで大きく振り上げられてしまうが、すぐにその脚を振り降ろし、撃力を加えてからほぼ1ステップ周期以内にもとの安定な歩行パターンに戻る。図6 Bは、上体を表す質点の部分に0.2秒間288Nの撃力を進行方向に加えた時の様子を示している。撃力により全体の重心の位置がずれて、撃力を加えてから二歩目の歩幅が大きくなり、さらに三歩目の歩幅は小さくなるが、四歩目以後だんだんもとの歩幅に戻っていく。撃力を加えてからもとの定常状態に戻るには、4ステップ周期を要した。なお、大きな撃力で倒れるのはもちろんのことである。

このように、歩行中の外乱に対する安定性は、環境と常に相互作用しながら筋骨格系及び神

経系からなる系全体で作られたグローバルリミットサイクルの軌道安定性によって保証されていることがわかる。したがって、外乱の大きさがこのリミットサイクルのセパトリクスをこえない範囲のものであれば安定性が保証されることになる。また、この安定な領域は広く、柔軟な性質を持っていることがわかる。

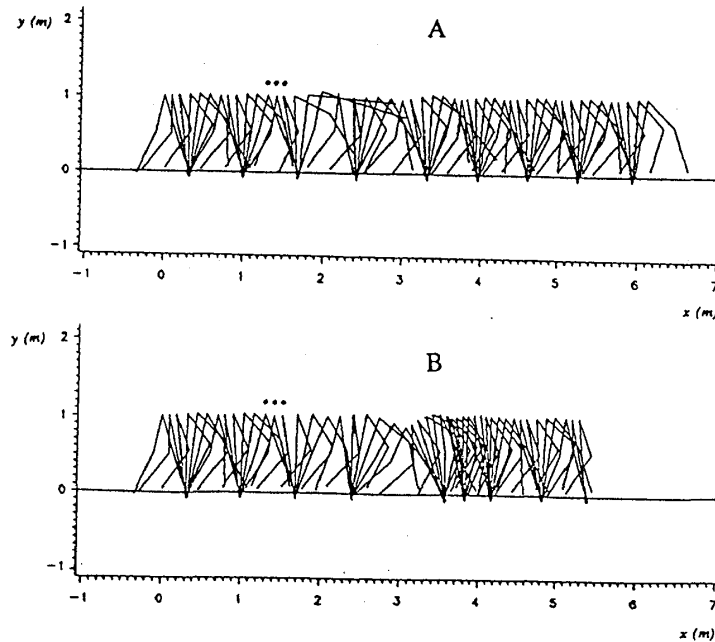


図6 外乱に対する応答（文献13より）

6-3 不整地歩行

今度は図7で表すような様々な地形上を歩かせてみせる。ただし、床以外のすべてのパラメータは前に使ったものとすべて同じである。

図7 A、Bはそれぞれ、上り坂、下り坂での歩行を示している。詳しく調べると、-15 %から +10 %の坂道では安定に歩くことができることがわかる。もちろん、この範囲を越えるような急な坂道では、ぱったりと転んでしまう。このように環境が変化しても、リミットサイクルの構造安定性が保たれている限りでは、安定な運動が可能である。図7 Cは坂を登って下るというパフォーマンスを示している。

図7 Dは、正弦波状の床の上を歩く様子を示している。このときの床の空間周波数を変化させて調べたところ、安定に歩けるのは、足の歩幅に比べて十分ゆっくり変化するという条件であることがわかった。歩幅と床の周期がほぼ一致するが多少ずれているような場合には、かえって不安定になり転んでしまう。図7 Eは、凸凹のある床の上を歩く様子を示している。激しい凹凸があるような床ではやはり転んでしまう。以上の事からわかることは、床の凹凸の空間周波数が歩幅に比べて十分低い条件では運動は安定で、空間周波数が高いほど転びやすくなる傾向があるということである。

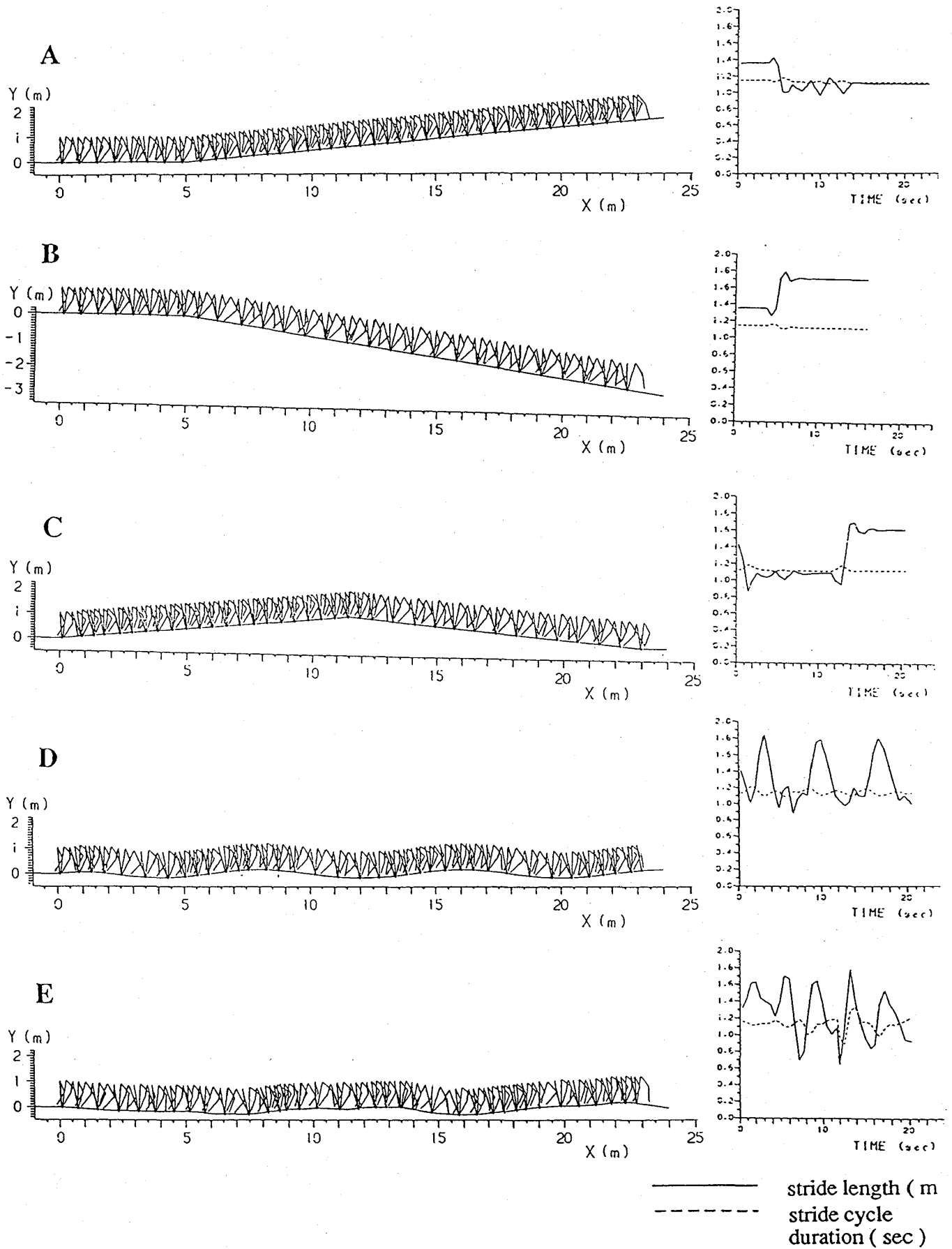


図7 不整地での歩行 (文献14より)

6-4 運動パターンの変化

今まで示してきた歩行運動は極めて多様なものであったが、軌道安定・構造安定なリミットサイクルという観点からすれば一種類のものである。では、このモデルでもっと多様な運動パターンは生成しないのだろうか？

前に述べたように、ネコを用いた実験では、脊髄の上位中枢である中脳を刺激するとその強さを変えるだけで歩行の速度やパターンが変化することが知られている。実はここで示すモデルでも、ニューラルリズムジェネレーターへの上位中枢からの入力を変化させるだけで、歩行の速度やパターンを変化させることができる。

ニューラルリズムジェネレーターの活動レベルを設定する定常入力 u_0 の値を変化させる。他のパラメーターの値は、これまでに用いたのとすべて同じである。その結果、歩行の速度やパターンが変化することがわかった。これまでに用いていた定常入力の値は $u_0 = 5.5$ であったが、図 8 A では、 $u_0 = 8.3$ のときに 10 秒間行った運動の様子を示している。図 3 A と比較すると、歩行速度が大きく変化していることがわかる。図 8 B は、定常状態に達した後での 1 ステップ周期内の運動パターンを示している。ここでは、両足が床から離れている時期を跳躍期、片足のみが床についている時期を片脚支持期と呼び、それぞれ別々に表示している。これは、次のような理由で走行パターンと呼ぶことができる。

実際のヒトでは歩行パターンと走行パターンとの違いは、少なくとも一本の足が地面についているかどうかで分類することができる。歩行パターンは、前に述べたように、両脚支持期と片脚支持期との繰り返しパターンと定義できる。一方、走行パターンは、跳躍期と片脚支持期との繰り返しパターンと定義できる。したがって、ここで得られた結果は走行パターンに対応することがわかる。

図 9 は走行の時のニューラルリズムジェネレーターの活動を示している。これを歩行の時の図 4 と比較してみると、それぞれのニューロンの振動の振動数と振幅がともに増加していることがわかる。また、細かい波形を比較してみると、特に、ankle のユニットオシレーターの波形パターンが変化していることがわかる。

図 10 は運動が収束した後での筋骨格系及びニューラルリズムジェネレーターの位相図である。ここでも二つの系が相互引き込みを起こし、歩行の時と異なるグローバルリミットサイクルが生じていることがわかる。

そこで、ニューラルリズムジェネレーターへの定常入力を連続的に変化させたとき、運動の速度とパターンがどのようなになるかを詳しく調べた。図 11 は定常入力 u_0 を変化させたとき、定常状態での歩幅 (stride length)、周期 (stride cycle duration)、及び速度を表したも

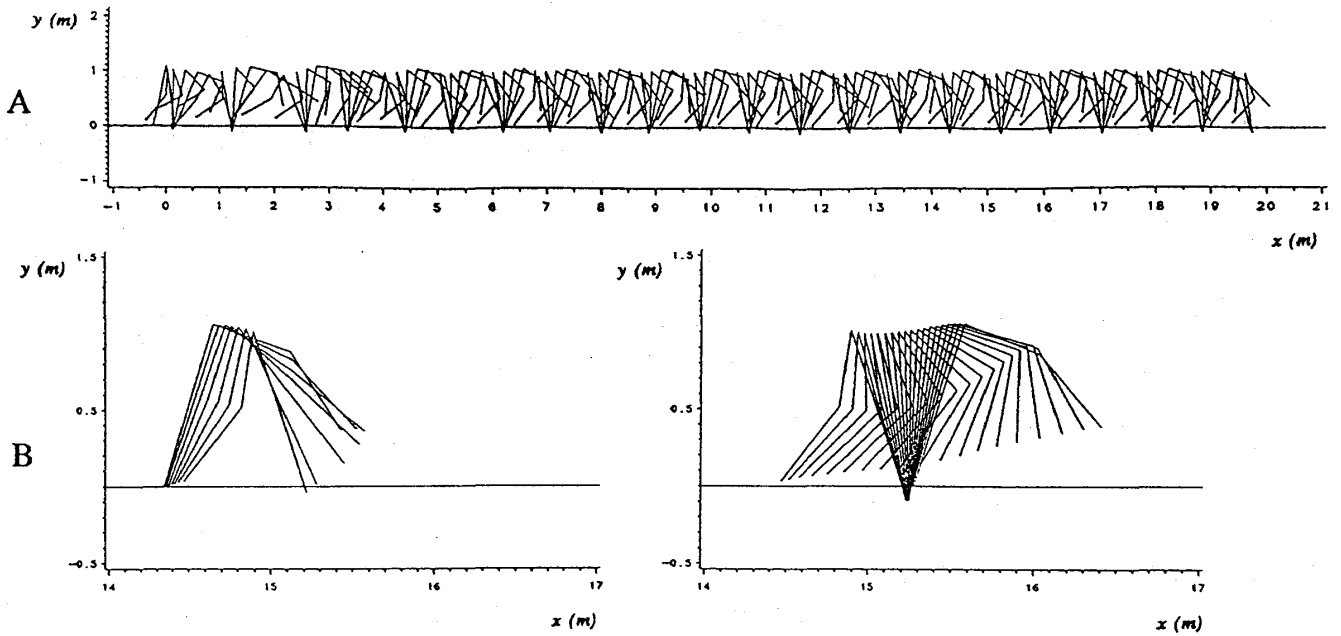


図8 走行運動パターン（文献13より）

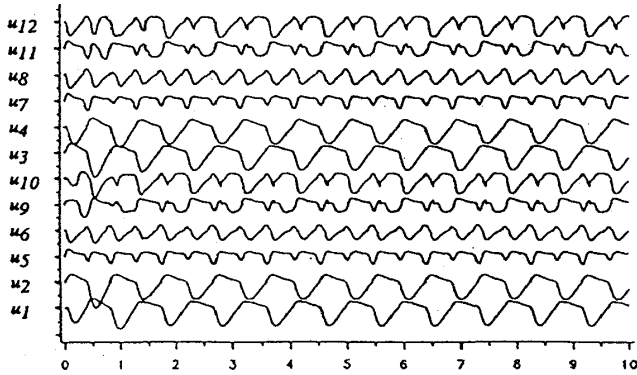


図9 走行運動のときの神経系の活動（文献13より）

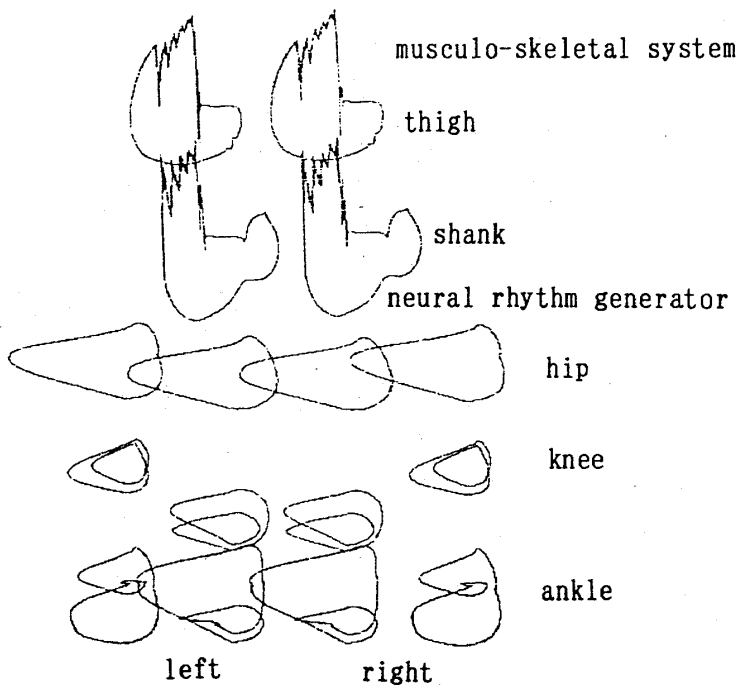


図10 走行運動のグローバルリミットサイクル

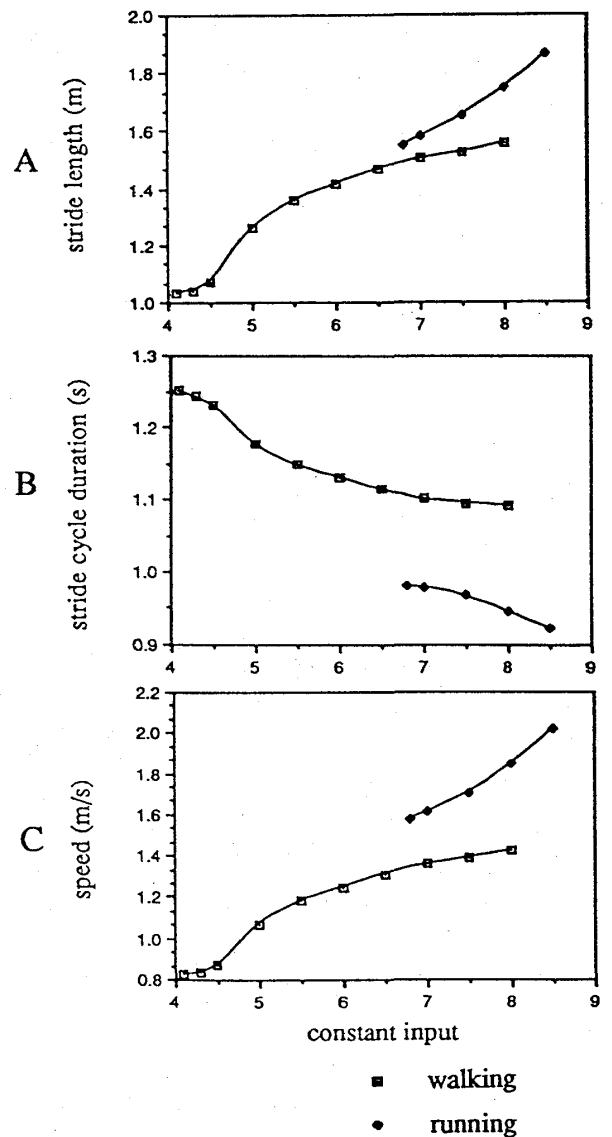


図11 歩行と走行の分岐図（文献13より）

のである。定常入力が大きくなると、歩幅が大きくなり、周期が短くなるので、運動の速度が大きくなることがわかる。また、歩行と走行の二つのパターンは連続的に変化するのではなく、不連続に分岐していることがわかる。つまり、歩行の状態から始めて定常入力を徐々に増加させると、 $u_0 = 8.0$ で走行パターンへと転移するが、走行の状態から始めて定常入力を徐々に減少させると、 $u_0 = 6.8$ で歩行パターンへと転移する。つまり、ヒステリシスがある。このように、定常入力のかなり広い領域にわたって、二種類の安定なパターンが同時に存在する。この領域では、システムに適当な外乱やパラメーター変化があると、二つのパターンの間を容易に行ったり来たりすることができる。

6-5 カオティックな運動

歩行・走行の間の美しい分岐を示したが、さらにこのモデルが別の運動パターンを生成するのではないかという疑問があるだろう。そこで、床の条件や神経振動子の時定数などの別のパラメーターを変化させると、図12に示すような三周期運動やカオティックな運動があらわれる。図13は、歩行中の大腿部の角度と角速度をプロットした位相図である。これらの運動は、全体としては安定で、転ぶときにみられる不安定な過渡状態とは明らかに区別することができる。このことは、安定な歩行運動が単純なリミットサイクルとしてだけでなく、多様な再帰的運動として実現できるということを示している。

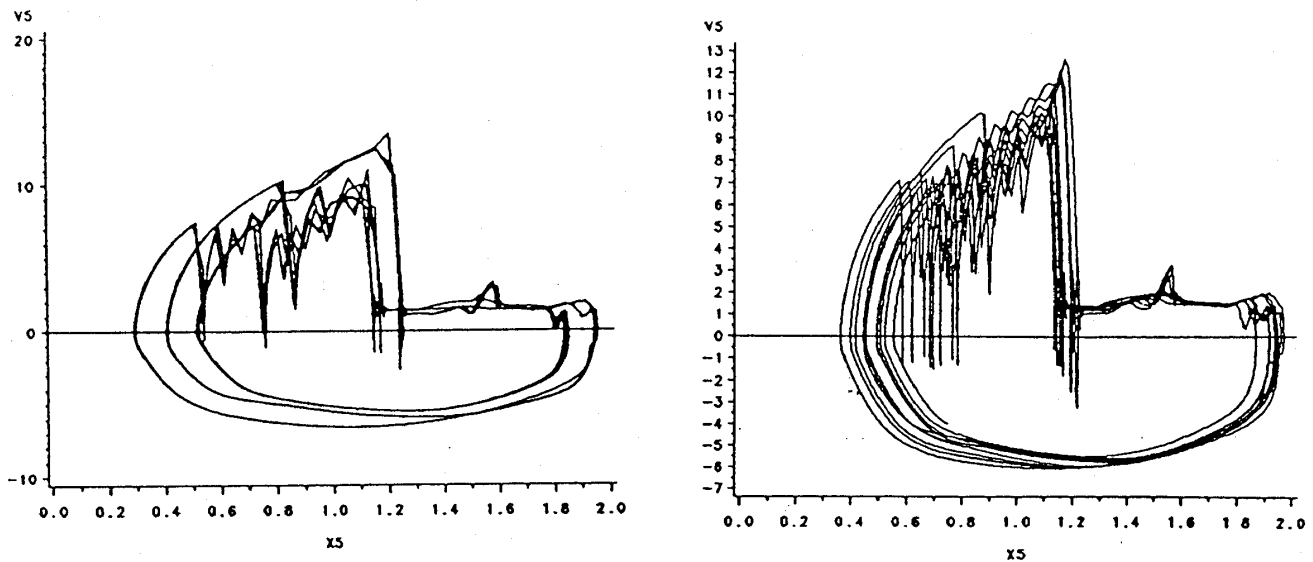


図12 三周期及びカオティック運動

6-6 2体の引き込み

このモデルは、さらに、二人以上の歩行運動系が相互作用するような問題にまで拡張することができる。例えば、我々は二人で並んで歩いているときに、無意識に歩調が合ってしまうという経験があるだろう。そこで、ここでは二人の間に相互に情報をやり取りすることで、並んで歩調を合わせて歩くモデルを示す。

図13はシミュレーションの結果を表している。二人はそれぞれわずかに異なるパラメータを持っている。したがって、図13Aに示すように、お互いに情報のやり取りが無い場合には、空間的にずれた位置を異なる歩幅と周期で歩いている。

そこで、協調して歩かせるために、次の二つの機構を仮定する。一つは、お互いの脚の動きの位相をそろえるために、相手の脚が床についたときに hip のニューラルオシレーターへ適当な大きさのパルスを入力する。もう一つは、並んで歩くために、お互いの歩いている位置及び歩行速度の差に応じて、hip のニューラルオシレーターへの定常入力を変化させる。このような相互作用の結果、図13Bに示すように、完全に協調して歩くようになることがわかる。

このことは、グローバルリミットサイクルを生成する歩行運動系が、多体系すなわち集団の運動の問題へも拡張可能なことを示している。

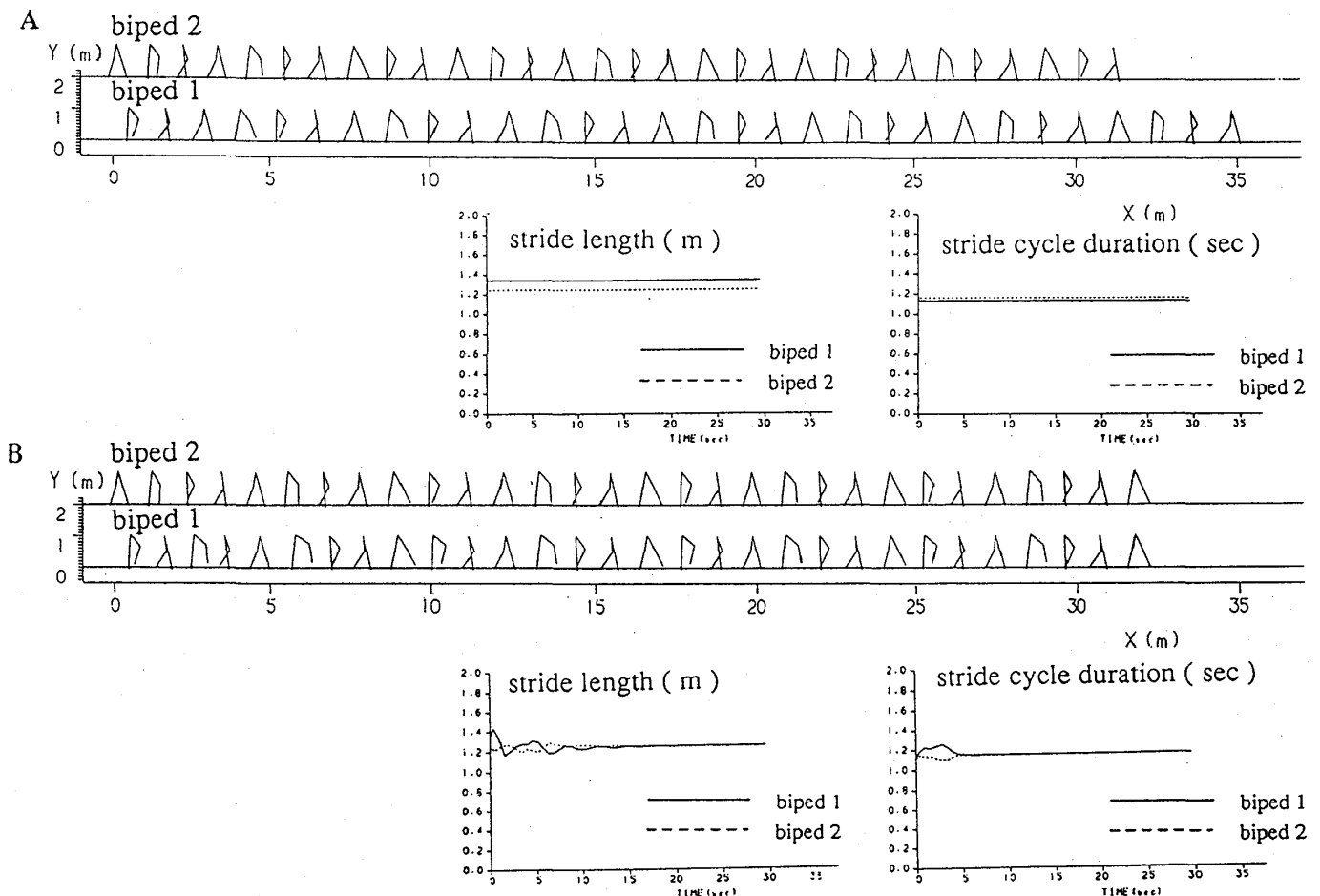


図13 二人の歩行運動の協調 (文献14より)

7 考察

7-1 歩行運動の自律制御の原理

以上示してきた結果から、歩行運動の原理は次のようにまとめることができる。

(A) ニューラルオシレーター間のコーディネーション

神経系のニューラルオシレーターは、相互にリズムの引き込みを行うことで協調的に振舞う。引き込みによる相互作用では、ニューラルオシレーター間の位相関係を安定に保持したり、柔軟に変更したりすることができる。したがって、これが、運動を安定に行ったり、即座にパターンを変化したりするのに不可欠な条件となる。

(B) グローバルエントレインメント

ニューラルオシレーターは他のニューラルオシレーターからの情報だけでなく、筋骨格系の状態に関する知覚情報を受け取ることによって、筋骨格系自体の持つダイナミクスと相互作用を行う。さらに、筋骨格系の振舞いは環境との相互作用で決まるので、実際の運動は、神経系・筋骨格系・環境の間の相互作用の結果として生成される。そこで、神経系の内部の要素間でのリズムの引き込みだけでなく、系間のグローバルなリズムの引き込みによって、神経系・筋骨格系・環境が協力的にはたらくということが、安定で柔軟な運動を生成する原理である。つまり、環境を含めた系全体でグローバルなリミットサイクルが生成される。そして、グローバルリミットサイクルの軌道安定性や構造安定性の範囲内で、環境の変動にリアルタイムで適応可能な運動を行うことができる。このような原理を「グローバルエントレインメント」と呼ぶことにする。

(C) 多様な運動パターン生成

多様な運動パターンの変化は、グローバルリミットサイクルの分岐現象として説明できる。上位中枢に対応する運動に非特異的なパラメーターによって、歩行・走行のような異なる運動パターンの間で切り換えることができる。また、カオティックな運動も現れる。

(D) 個体どうしの協調

グローバルエントレインメントは個体の運動生成だけでなく、個体間の協調の原理にも拡張することができる。つまり、グローバルリミットサイクルを生成しながら運動を行っている個体どうしに情報のやりとりを仮定すると、複数の系全体でグローバルリミットサイクルが生成され、協調した運動が可能になる。

7-2 自己組織系としての生物

以上述べてきたことを、従来の自己組織理論と比較・整理してみよう。本稿で述べたモデルは次の三つの点で、従来の自己組織系を拡張し、生物の理解につながると考えられる。

第一に、この歩行モデルは「失敗する自己組織系」である。失敗するというのは、生物が特定の意図や目的を持っていることの証である。つまり、単にある時空間秩序が生成するのを説明するのと、生物の持つような機能が発現することを説明するのを隔てるものは、成功か失敗かという尺度であろう。このモデルは、そのような機能に照らした尺度をもって眺められるという点で、「物理的な」自己組織系とは一線を画するということができるだろう。

第二に、この歩行モデルは系を構成する要素が、極めてヘテロであるということである。従来の自己組織系では、むしろ、一様な要素集団から多様な秩序が生まれることに重点がおかれていた。ここで示したように、神経系と筋骨格系という一見全く異なるダイナミクスを持った系が相互作用を行い、全体として秩序を形成できるような現象は今までほとんど考えられていなかった。このように多様な要素から秩序を形成する原理を一般的に示すことはまだ難しいが、ここで少なくとも言えることは、リズムの引き込み現象はヘテロな要素どうしを統合することができるということである。

第三の点は、歩行運動の生成を環境との相互作用という観点から示したことである。歩行運動系を従来の意味での自己組織系とみなすと、環境が系に与える境界条件が時間空間的に変化する問題と考えることができる。さらにここでは、系にとって環境は単なる外部でなく、環境との相互作用そのものが系の安定性にとって不可欠であることを示した。この意味では、ヴァレラの自己創出系（オートポイエーシス）の概念と共通点を持っているかもしれない。¹⁸⁾ 彼らは、生物システムの境界条件などに関する考察を行い、環境は単に生物に外乱を与える外部のシステムではなく、環境と生物との間で、適切な相互作用によってダイナミックなクローズドループができることで機能が発現することなどを指摘している。また、境界の自己決定性を生物系の必要条件としてあげている。これらは、いずれも重要な問題である。

7-3 機械と生物

生物と機械とはどこがちがうのかという議論は、昔から繰り返されてきた。ここでは、それに関連する問題として、ロボット制御などに応用されてきた伝統的な制御理論と本稿で示した「生物的な制御」理論とのちがいを考察してみよう。

例えば、従来の制御理論の方法で二足歩行ロボットを設計すると次のような方法になる。まず、ロボットが動く環境状態をすべて規定する。つまり、平地なのか坂道なのかそれとも凹凸

のある道を歩くのか等を決める。そのもとで、ロボットの各部分の動くべき軌道をあらかじめ決定する。そして、それを実現するような制御情報を制御系が計算してロボットに出力する。もし動き方があらかじめ決めた動き方とちがえば、これを修正する。このように、あらかじめ決めた目標の軌道に運動をスレーブさせるという方法は、固定したアームなどの正確な動きの制御には有効であった。ところが、ロボットの自由度が増えると莫大な計算量になってしまい、環境が大きく変動するときにはリアルタイムで柔軟な対応ができなくなるなど多くの問題を抱えている。

従来の制御理論の特徴は、制御系と被制御系の完全分離にある。しかし、これには明らかに原理的な限界が存在する。つまり、制御系が被制御系を「完全に」制御するためには、制御系が被制御系のダイナミクスを完全に知っていなければならない。さらには、被制御系と相互作用する環境の状態をも、制御系が完全に知っていなければならないということである。

そこで我々は、神経系は制御系、筋骨格系は被制御系という従来の考え方に疑問を投げかけたい。本稿のモデルのように、神経系と筋骨格系とをお互いに相互作用する力学系とみなすと、もはやどちらがどちらを制御するという関係でなくなってしまうからである。また、このような相互依存的関係によって、環境の変化にリアルタイムで対応することがはじめて可能になるのだ。しかし、さらに神経系と筋骨格系とをあわせた系を一つの系とみなし、それを制御する高次の神経系が存在するのではないかという疑問がさらにわく。それに対しては、おそらく従来の意味での制御・被制御というやり方でなく、自己組織系の拘束条件の制御というやり方が自然であろう。

7-4 複雑な系のデザインへむけての問題点

デザインされたようなモデルの原理で、本当に我々が二足歩行を行っているのかどうかという問題は、モデルがうまく動くということとはまた別の問題である。なぜなら、それを証明することは極めて難しい問題だからである。しかし、二足歩行系をデザインすることによって初めて、二足歩行運動の原理への理解が深まったことは確かである。このような問題は、一般に脳神経系を理解しようとするとき必ずでてくる。¹⁹⁾ただ、ここで重要なのは特定の機能のモデルにむけて特定のデザインを行うという無限のモデル化作業におちいることなく、特定のモデルのデザインから一般的な原理をひきだすという姿勢である。

本稿では扱わなかった極めて重要な問題として、学習、発達、進化の問題がある。これらは、複雑な系のデザインそのものの原理に関わることである。ところが通常、神経系での学習のモデルというと、特定の目標が与えられているときに、それを実現するように系の状態を変化さ

せていくという問題になっている。しかし、学習の問題で本質的なのは、未知の環境との相互作用のなかで良い目標そのものを発見することである。また、進化のモデルは突然変位と自然選択という単純な図式がほとんどである。我々は、生物の持つ自律性、そして環境の複雑性の上に立って、生物のデザインの「偶然と必然」の原理を理解することが必要なのではないだろうか。

参考文献

- 1) G.ニコリス、I.プリゴジン：散逸構造，岩波書店（1980）
- 2) H.ハーケン：共同現象の数理，東海大学出版会（1980）
- 3) 蔵本由紀 他：パターン形成，朝倉書店（1991）
- 4) 金子邦彦：数理科学，6月号（1991）
- 5) 清水博：生命を捉えなおす，増補版，中公新書（1990）
- 6) 甘利俊一：神経回路網の数理，産業図書（1978）
- 7) 川人光男：脳の仕組み，読売科学選書48（1992）
- 8) G.Schoener & J.A.S.Kelso: Science 239, 1513-1520（1988）
- 9) N.ウィーナー：サイバネティックス，岩波書店（1962）
- 10) S.Grillner: Science 228, 143-149（1985）
- 11) 森茂美：起立から歩行へ，神経進歩35-2, 173-188（1991）
- 12) 山崎信寿：ヒトの体形と歩行運動，バイオメカニズム7, 287-294（1984）
- 13) G.Taga, Y.Yamaguchi, & H.Shimizu: Biol.Cybern. 65, 147-159（1991）
- 14) G.Taga, Y.Miyake, Y.Yamaguchi, & H.Shimizu: (submitted 1992)
- 15) 銅谷賢治：計測と制御 30-4, 296-301（1991）
- 16) 鈴木良次：生物情報システム論，朝倉書店（1991）
- 17) K.Matsuoka: Biol.Cybern. 52, 367-376（1985）
- 18) H.R.マトラウラーナ，F.J.ヴァレラ：オートポイエーシス，国文社（1980）
- 19) 津田一郎：カオスの脳観，サイエンス社（1990）

謝辞

金沢工業大学の三宅美博先生の計算機シミュレーションに関する助力や有益なコメントに感謝いたします。

付録

筋骨格系を Newton-Euler の運動方程式で表すと次のようになる。

$$M\ddot{x}_1 = F_1 + F_3$$

$$M\ddot{x}_2 = F_2 + F_4 - Mg$$

$$m_1\ddot{x}_3 = -F_1 + F_5$$

$$m_1\ddot{x}_4 = -F_2 + F_6 - m_1g$$

$$I_1\ddot{x}_5 = -F_1(l_1/2)\sin x_5 - F_2(l_1/2)\cos x_5 - F_5(l_1/2)\sin x_5 - F_6(l_1/2)\cos x_5 \\ - b_1|x_5 - \pi/2|\dot{x}_5 - \{b_2 + b_k f(x_5 - x_{11})\}(\dot{x}_5 - \dot{x}_{11}) - k_k h(x_5 - x_{11}) + T_{r1} + T_{r3}$$

$$m_1\ddot{x}_6 = -F_3 + F_7$$

$$m_1\ddot{x}_7 = -F_4 + F_8 - m_1g$$

$$I_1\ddot{x}_8 = -F_3(l_1/2)\sin x_8 - F_4(l_1/2)\cos x_8 - F_7(l_1/2)\sin x_8 - F_8(l_1/2)\cos x_8 \\ - b_1|x_8 - \pi/2|\dot{x}_8 - \{b_2 + b_k f(x_8 - x_{14})\}(\dot{x}_8 - \dot{x}_{14}) - k_k h(x_8 - x_{14}) + T_{r2} + T_{r4}$$

$$m_2\ddot{x}_9 = -F_5 + F_{g1}$$

$$m_2\ddot{x}_{10} = -F_6 + F_{g2} - m_2g$$

$$I_2\ddot{x}_{11} = -F_5(l_2/2)\sin x_{11} - F_6(l_2/2)\cos x_{11} - F_{g1}(l_2/2)\sin x_{11} - F_{g2}(l_2/2)\cos x_{11} \\ - \{b_2 + b_k f(x_5 - x_{11})\}(\dot{x}_{11} - \dot{x}_5) + k_k h(x_5 - x_{11}) - T_{r3} - T_{r5}$$

$$m_2\ddot{x}_{12} = -F_7 + F_{g3}$$

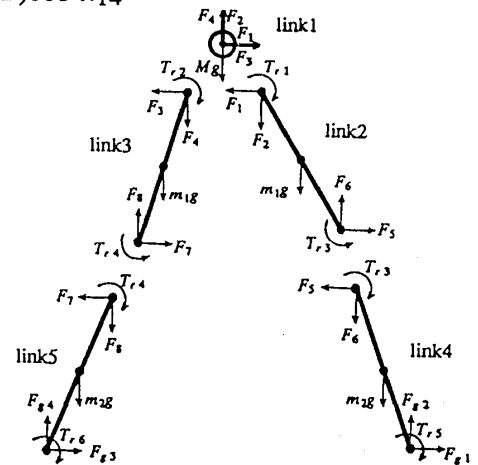
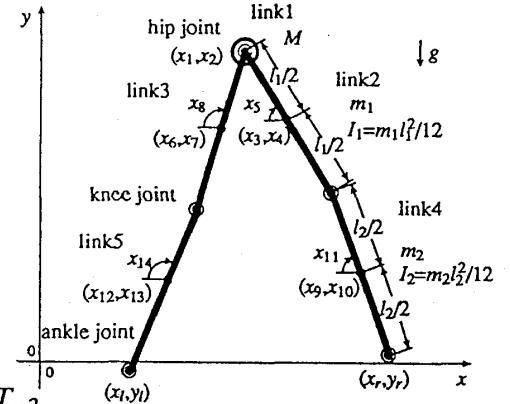
$$m_2\ddot{x}_{13} = -F_8 + F_{g4} - m_2g$$

$$I_2\ddot{x}_{14} = -F_7(l_2/2)\sin x_{14} - F_8(l_2/2)\cos x_{14} - F_{g3}(l_2/2)\sin x_{14} - F_{g4}(l_2/2)\cos x_{14} \\ - \{b_2 + b_k f(x_8 - x_{14})\}(\dot{x}_{14} - \dot{x}_8) + k_k h(x_8 - x_{14}) - T_{r4} - T_{r6}$$

$$f(x) = \max(0, x)$$

$$h(x) = 0 \quad (x \leq 0)$$

$$1 \quad (x \geq 0)$$



この Newton-Euler の運動方程式を一般的な形で表すと式 (1) のようになる。

床反力 F_g は次のような関数で与えられる。

$$F_{g1} = -k_g(x_r - x_{r0}) - b_g \dot{x}_r \quad \text{for } y_r - y_g(x_r) < 0$$

$$0 \quad \text{otherwise}$$

$$F_{g2} = -k_g(y_r - y_{r0}) + b_g f(-\dot{y}_r) \quad \text{for } y_r - y_g(x_r) < 0$$

$$0 \quad \text{otherwise}$$

$$F_{g3} = -k_g(x_l - x_{l0}) - b_g \dot{x}_l \quad \text{for } y_l - y_g(x_l) < 0$$

$$0 \quad \text{otherwise}$$

$$F_{g4} = -k_g(y_l - y_{l0}) + b_g f(-\dot{y}_l) \quad \text{for } y_l - y_g(x_l) < 0$$

$$0 \quad \text{otherwise}$$

ここで、 (x_r, y_r) 、 (x_l, y_l) は ankle の位置を、 (x_{r0}, y_{r0}) 、 (x_{l0}, y_{l0}) は ankle がはじめに床についた位置を、 k_g 、 b_g はそれぞれ弾性定数、粘性定数を表す。

幾何学的拘束条件は次のような式で表すことができる。

$$x_1 = x_3 - (l_1/2) \cos x_5$$

$$x_2 = x_4 + (l_1/2) \sin x_5$$

$$x_1 = x_6 - (l_1/2) \cos x_8$$

$$x_2 = x_7 + (l_1/2) \sin x_8$$

$$x_3 + (l_1/2) \cos x_5 = x_9 - (l_2/2) \cos x_{11}$$

$$x_4 - (l_1/2) \sin x_5 = x_{10} + (l_2/2) \sin x_{11}$$

$$x_6 + (l_1/2) \cos x_8 = x_{12} - (l_2/2) \cos x_{14}$$

$$x_7 - (l_1/2) \sin x_8 = x_{13} + (l_2/2) \sin x_{14}$$

上の式をそれぞれ二回、時間微分する。その結果次のような式が得られる。

$$\begin{aligned}
 \ddot{x}_1 - \ddot{x}_3 - (l_1/2) \sin x_5 \ddot{x}_5 &= (l_1/2) \cos x_5 \dot{x}_5^2 \\
 \ddot{x}_2 - \ddot{x}_4 - (l_1/2) \cos x_5 \ddot{x}_5 &= -(l_1/2) \sin x_5 \dot{x}_5^2 \\
 \ddot{x}_1 - \ddot{x}_6 - (l_1/2) \sin x_8 \ddot{x}_8 &= (l_1/2) \cos x_8 \dot{x}_8^2 \\
 \ddot{x}_2 - \ddot{x}_7 - (l_1/2) \cos x_8 \ddot{x}_8 &= -(l_1/2) \sin x_8 \dot{x}_8^2 \\
 \ddot{x}_3 - (l_1/2) \sin x_5 \ddot{x}_5 - \ddot{x}_9 - (l_2/2) \sin x_{11} \ddot{x}_{11} &= (l_1/2) \cos x_5 \dot{x}_5^2 + (l_2/2) \cos x_{11} \dot{x}_{11}^2 \\
 \ddot{x}_4 - (l_1/2) \cos x_5 \ddot{x}_5 - \ddot{x}_{10} - (l_2/2) \cos x_{11} \ddot{x}_{11} &= -(l_1/2) \sin x_5 \dot{x}_5^2 - (l_2/2) \sin x_{11} \dot{x}_{11}^2 \\
 \ddot{x}_6 - (l_1/2) \sin x_8 \ddot{x}_8 - \ddot{x}_{12} - (l_2/2) \sin x_{14} \ddot{x}_{14} &= (l_1/2) \cos x_8 \dot{x}_8^2 + (l_2/2) \cos x_{14} \dot{x}_{14}^2 \\
 \ddot{x}_7 - (l_1/2) \cos x_8 \ddot{x}_8 - \ddot{x}_{13} - (l_2/2) \cos x_{14} \ddot{x}_{14} &= -(l_1/2) \sin x_8 \dot{x}_8^2 - (l_2/2) \sin x_{14} \dot{x}_{14}^2
 \end{aligned}$$

これらの式をまとめて書くと式(2)のようになる。

各関節のトルクは次のような式で与えられる。

$$\begin{aligned}
 T_{r1} &= p_e^h y_2 - p_f^h y_1, \quad T_{r2} = p_e^h y_4 - p_f^h y_3, \\
 T_{r3} &= p_e^k y_6 - p_f^k y_5, \quad T_{r4} = p_e^k y_8 - p_f^k y_7, \\
 T_{r5} &= (p_e^a y_{10} - p_f^a y_9) h(F_g 2), \\
 T_{r6} &= (p_e^a y_{12} - p_f^a y_{11}) h(F_g 4)
 \end{aligned}$$

ニューラルリズムジェネレーターへの知覚情報の入力は、それぞれのニューロンに関して、次のような式で表すことができる。

$$\begin{aligned}
 F_{eed1} &= a_1(x_5 - \pi/2) - a_2(x_8 - \pi/2) + a_3(x_{11} - \pi/2) h(F_g 2) + a_4 h(F_g 4) \\
 F_{eed2} &= a_1(\pi/2 - x_5) - a_2(\pi/2 - x_8) + a_3(\pi/2 - x_{11}) h(F_g 2) - a_4 h(F_g 4) \\
 F_{eed3} &= a_1(x_8 - \pi/2) - a_2(x_5 - \pi/2) + a_3(x_{14} - \pi/2) h(F_g 4) + a_4 h(F_g 2) \\
 F_{eed4} &= a_1(\pi/2 - x_8) - a_2(\pi/2 - x_5) + a_3(\pi/2 - x_{14}) h(F_g 4) - a_4 h(F_g 2) \\
 F_{eed5} &= a_5(\pi/2 - x_{14}) h(F_g 4) \\
 F_{eed6} &= a_5(x_{14} - \pi/2) h(F_g 4) \\
 F_{eed7} &= a_5(\pi/2 - x_{11}) h(F_g 2) \\
 F_{eed8} &= a_5(x_{11} - \pi/2) h(F_g 2)
 \end{aligned}$$

$$F_{eed\ 9}=a_6(\pi/2-x_{11})h(F_{g\ 2})+a_7(\pi/2-x_{14})h(F_{g\ 4})-a_8\dot{x}_{11}h(F_{g\ 2})$$

$$F_{eed\ 10}=a_6(x_{11}-\pi/2)h(F_{g\ 2})+a_7(x_{14}-\pi/2)h(F_{g\ 4})+a_8\dot{x}_{11}h(F_{g\ 2})$$

$$F_{eed\ 11}=a_6(\pi/2-x_{14})h(F_{g\ 4})+a_7(\pi/2-x_{11})h(F_{g\ 2})-a_8\dot{x}_{14}h(F_{g\ 4})$$

$$F_{eed\ 12}=a_6(x_{14}-\pi/2)h(F_{g\ 4})+a_7(x_{11}-\pi/2)h(F_{g\ 2})+a_8\dot{x}_{14}h(F_{g\ 4})$$

用いたパラメーターは次の通りである。

skeletal system

$$M=48.0$$

$$m_1=7.0, l_1=0.5, I_1=m_1l_1^2/12$$

$$m_2=4.0, l_2=0.6, I_2=m_2l_2^2/12$$

$$b_1=10.0, b_2=10.0, b_k=1000.0, k_k=10000.0, g=9.8$$

$$k_g=10000.0, b_g=1000.0$$

$$p_f^h=15.0, p_e^h=85.0, p_f^k=15.0, p_e^k=15.0, p_f^a=100.0, p_e^a=75.0$$

neural rhythm generator

$$\tau_1, \tau_2, \tau_3, \tau_4=0.05, \dot{\tau}_1, \dot{\tau}_2, \dot{\tau}_3, \dot{\tau}_4=0.60$$

$$\tau_5, \tau_6, \tau_7, \tau_8, \tau_9, \tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12}=0.025, \dot{\tau}_5, \dot{\tau}_6, \dot{\tau}_7, \dot{\tau}_8, \dot{\tau}_9, \dot{\tau}_{10}, \dot{\tau}_{11}, \dot{\tau}_{12}=0.30$$

$$\beta=2.5$$

$$w_{1\ 2}, w_{2\ 1}, w_{3\ 4}, w_{4\ 3}, w_{5\ 6}, w_{6\ 5}, w_{7\ 8}, w_{8\ 7}, w_{9\ 10}, w_{10\ 9}, w_{11\ 12}, w_{12\ 11}=w_{fe}=-2.0$$

$$w_{1\ 3}, w_{3\ 1}, w_{2\ 4}, w_{4\ 2}=w_{rl}=-1.0$$

$$w_{6\ 1}, w_{6\ 2}, w_{8\ 3}, w_{8\ 4}, w_{10\ 1}, w_{10\ 2}, w_{12\ 3}, w_{12\ 4}=w_{hka}=-1.0$$

$$\text{the other } w_{ij}s=0.0$$

$$a_1=1.5, a_2=1.0, a_3=1.5, a_4=1.5, a_5=3.0, a_6=1.5, a_7=3.0, a_8=1.5$$