解 説

神経筋骨格系の構造制約に基づく身体運動の生成

Generation of Spontaneous Locomotion based on Structural Constraints of Neuro-musculo-skeletal Systems

荻原直道^{*1} 山崎信寿^{*2}^{*1}京都大学大学院理学研究科動物学教室 自然人類学研究室 ^{*2}慶應義塾大学理工学部機械工学科Naomichi Ogiwara^{*1} and Nobutoshi Yamazaki^{*2}^{*1}Laboratory of Physical Anthropology, Graduate School of Science, Kyoto University^{*2}Department of Mechanical Engineering, Faculty of Science and Technology, Keio University

1. はじめに

ヒトを含む霊長類は現生種だけでも約 200 種が存在し、地球上の様々な生態系に適応して、樹上 4 足歩行、地上 4 足歩行、跳躍、ブラキエーション、2 足歩行など多様な移動様式を獲得した点で哺乳類の中でも特異な存在になっている。またこれらの移動様式に対応して、図 1 に示すように上下肢長比 [1] や骨形態も大きく異なる。こうした霊長類の形態と運動の多様性がどのような生態学的背景から起源し、その中からなぜ人類が誕生するに至ったかを明らかにすることは、人類学の最も基本的な命題の一つである。

霊長類の進化と人類起源の理解には、その直接的な証拠である化石資料の形態を分析し、その形態変異の機能的意味を明らかにする必要がある。しかし生物の運動は筋骨格系の複雑な力学現象であり、解剖学を基礎とする伝統的方法論のみでは形態と機能の関係を詳細に分析するのは困難であった。このため、動物の筋骨格系を計算機内にモデル化し、その運動中の物理現象をシミュレートして、身体プロポーションや筋骨格系の幾何学的構造などの形態学的特徴が歩容や移動のエネルギー効率に与える影響を定量的に

評価する試みがなされてきた [2]~[5]。この方法論を発展させれば、化石霊長類の運動を仮想空間内に描き出すことも可能となろう。そのためには、運動生成にかかわる神経系の自律的な運動生成原理を知る必要がある。

霊長類に見られる運動と構造の対応関係は、霊長類がその身体構造に適応的な運動を自然に獲得できていることを示唆している。本稿ではこの関係に着目し、身体運動シミュレーションによる構成論的アプローチから、より実際の運動発現に近いと思われる動作生成手法を提案したい。

2. 移動様式と形態の関係

上下肢は重力の作用により、振り子のように周期的運動を起こす。山崎は、ヒトやテナガザルの身体力学モデルを構築してその重力作用による自由振動を調べ、ヒトの 2 足歩行運動やテナガザルのブラキエーションは、身体プロポーションや関節可動特性などの剛体的特性に基づく固有振動パターンと密接に関係することを示した [6] [7]。また、McGeer は駆動系をまったく持たない 2 脚歩行ロボットを作成し、そのロボットが重力と床面反力との相互作用によって、適切な初期値が与えられれば坂道を転ばずに歩けることを示した [8]。このように、陸上動物は重力を利用することによって、効率的な歩行運動を達成することができる。

ただし、運動の内部損失を補って歩行を持続するには、エネルギーを与え続けなければならない。このエネルギーは筋の仕事によって与えられるため、骨の形態や筋の配置といった筋骨格系の幾何学的な構造も、その動物の移動様式と密接に関係することになる。例えば図 2 に示すように、ヒトの骨盤の腸骨翼は横に張り出して腕のような形をしているが、他の霊長類の腸骨翼はほぼ平らで背面に平行である。この変形は、他の霊長類では股関節伸展筋として働く中殿筋の付着位置を側方に移動させるため、2 足歩行時の左右バランスを保つのに有効な適応的な形質であると考えられている [9] [10]。

一方、このようなハード面での適応のみならず、末梢の感覚運動神経系の結合関係が歩行の生成に重要な役割を果たしていることも明らかとなってきた。Dietz らは脊椎損傷患者をトレッドミル上で吊し、通常歩行の関節角度パターンを

図 1 霊長類の上下肢長比と移動様式の関係。サイズは体幹長で標準化されている。文献 [1] を改変

原稿受付 2004 年 10 月 4 日

キーワード: Neuro-musculo-skeletal Systems, Recurrent Neural Network, Anatomical Constraints, Locomotion, Simulation

^{*1}〒 606-8502 京都市左京区北白川追分町

^{*2}〒 223-8522 横浜市港北区日吉 3-14-1

^{*1}Sakyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto

^{*2}Kohoku-ku, Yokohama-shi, Kanagawa

図2 ヒトとチンパンジーの骨盤形態の比較。矢印が腸骨翼（中殿筋附着位置）を示している。文献[9][10]を改変

強制的に再生する補装具によって歩行を誘発したときの筋電図を計測した結果、足圧受容器と関節の屈伸を感知する筋紡錘の求心性信号が、脊髓レベルでの歩行の筋活動パターンの発生に大きく寄与していることを明らかにした[11]。これは、筋骨格構造のみならず、末梢神経系の結合構造、すなわち反射ループが歩行の生成に重要な役割を果たしていることを示唆している[12]。

3. 神経系のダイナミクス

このため以下では、神経系の構造が筋骨格系の物理的構造を活かした運動に適応するメカニズムを考える。

神経の発火頻度を変数としてその入出力特性を表現した連続時間—連続情報の神経数理モデルは、以下の微分方程式で表される[13]。

$$\tau \frac{du}{dt} = -u + \sum_j w_j x_j + h, \quad y = f(u) \quad (1)$$

ここで u は神経の内部状態変数、 x_j は第 j 番目の入力信号、 w_j はその結合係数、 h は閾値、 τ は時定数、 y は神経の出力信号、 $f(\cdot)$ は出力関数である。マクロな動特性がこのように記述される神経が、相互に再帰的に結合することによって構成される神経回路の構造は以下のように記述できる。

$$\mathbf{T} \frac{d\mathbf{u}}{dt} = -\mathbf{W}\mathbf{u} - \mathbf{h} \quad (2)$$

ここで $\mathbf{u}$ と $\mathbf{h}$ はそれぞれ上述の u と h を要素とするベクトル、 $\mathbf{W}$ は神経結合係数の行列、 $\mathbf{T}$ は時定数を対角要素とする行列である。このような神経回路網の内部変数 $\mathbf{u}$ は、以下のエネルギー関数 E の値を自律的に減少させるように振る舞うことが知られている[14]。

$$E = \mathbf{u}^T \mathbf{W} \mathbf{u} + \mathbf{u}^T \mathbf{h} \quad (3)$$

図3 ニホンザルの身体力学系モデル

式(2)は神経状態変数の時間変化率が、このエネルギー関数の負の勾配 $(-\partial E / \partial \mathbf{u})$ と等しくなることを表している。したがって、この形式化によれば各神経はその神経結合の構造と重みで決まるエネルギー関数を減少させるように自律的に振る舞う性質を持つようになる。このように神経素子を相互に再帰的に結合させた神経回路網は、全体として最小化原理に基づく神経力学系を形成する。冗長多自由度系である筋骨格系を協調的に運動させるためには、こうした神経系の構造に内在するダイナミクスの存在が重要になる。

4. ニホンザルの4足歩行モデル

筋骨格系と神経系の両方の力学系が相互に結合されれば、冗長な自由度を協調させ、筋骨格構造の動特性を活かした自然な歩行運動を生成できる可能性がある。以下ではこのような仮説を検証するために構築したニホンザルの4足歩行モデルを示す[15]。

身体力学系は図3に示す16節3次元剛体リンク系としてモデル化した。また簡単化のために、筋を省略し神経系が直接関節トルクをコントロールすることによって運動を生成するものとした。図4に構築した神経系の模式図を示す。この神経系は体幹の位置と前庭器官からの入力に基づいて姿勢維持に必要な床反力を自律的に見積もり、関節にトルクを発生させる。この運動の結果は固有感覚などによって神経系にフィードバックされる。このようにして神経筋骨格系を一つの力学系として統合した。

神経系は具体的には以下のように定式化した。神経回路網の神経内部変数は、各脚で作用させる床反力の3成分に対応するものと仮定した。動物の運動は基本的に床（支持基面）からの反力を調節することによって達成されているため、各筋へ運動指令を送る前段階として神経系が床反力を符号化していると考えerことは合理的である。この計12個の神経素子が、重力に抗して姿勢を維持するために体幹重心に作用すべき力 ${}^B\mathbf{F}$ とモーメント ${}^B\mathbf{N}$ を入力信号として振る舞う神経回路網を以下のように構築した。

図4 構築した神経回路モデルの模式図。記号は文中を参照。足圧受容器とリズム生成回路からの信号は、 $L=2$ のみ描画している

$$\mathbf{T} \frac{d\mathbf{u}_L}{dt} = -\gamma_L \mathbf{Q}_L^T \cdot \mathbf{W} \cdot \left(\sum_L \mathbf{Q}_L \gamma_L \mathbf{u}_L - \begin{bmatrix} {}^B\mathbf{F} \\ {}^B\mathbf{N} \end{bmatrix} \right),$$

$$\mathbf{Q}_L = \begin{bmatrix} \mathbf{I} \\ \mathbf{S}({}^B\mathbf{r}_L) \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで L は脚番号 (1,2,3,4), $\mathbf{u}_L$ は脚 L の床反力 3 成分を表現する神経状態変数ベクトル $[3 \times 1]$, ${}^B\mathbf{r}_L$ は脚 L の足圧点位置ベクトル $[3 \times 1]$, γ_L は足圧受容器からの求心性信号 (その脚が接地しているときは 1, そうでないときは 0), $\mathbf{S}(\cdot)$ は外積計算を表す行列, $\mathbf{T}$ は時定数行列, $\mathbf{W}$ は係数行列, $\mathbf{I}$ は単位行列である。なお、記号の左上の添字 B は、身体 (体幹) 座標系で表現されていることを表している。

この神経回路は、姿勢の維持に必要な ${}^B\mathbf{F}$ と ${}^B\mathbf{N}$ を実現するために、以下のエネルギー関数を最小とするように、各脚で分配すべき床反力 $\mathbf{u}_L$ を自律的に計算する。このエネルギー関数は入力信号 ${}^B\mathbf{F}$, ${}^B\mathbf{N}$ と神経内部変数が表現する床反力により体幹重心に作用する力およびモーメントとの誤差の自乗和で定義されている。

$$E = \frac{1}{2} \left(\sum_L \mathbf{Q}_L \gamma_L \mathbf{u}_L - \begin{bmatrix} {}^B\mathbf{F} \\ {}^B\mathbf{N} \end{bmatrix} \right)^T \cdot \mathbf{W} \cdot \left(\sum_L \mathbf{Q}_L \gamma_L \mathbf{u}_L - \begin{bmatrix} {}^B\mathbf{F} \\ {}^B\mathbf{N} \end{bmatrix} \right) \quad (5)$$

この $\mathbf{u}_L$ に基づいて、各関節まわりのトルクが以下のように発揮されるものとした。

$$\mathbf{n}_L = -\mathbf{J}^T \mathbf{u}_L \quad (6)$$

ここで $\mathbf{n}_L$ は脚 L の関節トルクベクトル, $\mathbf{J}_L$ は脚 L の関節角度変位と足先の変位の関係を表すヤコビ行列を表している。

この神経系によって転ばないように姿勢を保持するために

図5 運動生成結果のスティックピクチャ。A:着地して姿勢を保持。B:体幹傾斜。C:足踏み運動

は、 ${}^B\mathbf{F}$ と ${}^B\mathbf{N}$ を体幹支持に必要な向きと大きさに定める必要がある。ここでは体幹を目標の位置 ${}^B\mathbf{p}^d$ と姿勢 (角度) ${}^B\boldsymbol{\theta}^d$ に保持するという意志 (目標と現在位置 ${}^B\mathbf{p}$ あるいは姿勢 ${}^B\boldsymbol{\theta}$ との差) と、前庭器官からの信号 (体幹重心の並進速度 ${}^B\dot{\mathbf{p}}$, 角速度 ${}^B\boldsymbol{\omega}$) からの情報に基づいて、 ${}^B\mathbf{F}$ と ${}^B\mathbf{N}$ が神経系で以下のように生成されるとした。

$${}^B\mathbf{F} = -\mathbf{K}({}^B\mathbf{p} - {}^B\mathbf{p}^d) - \mathbf{C}_F {}^B\dot{\mathbf{p}} \quad (7)$$

$${}^B\mathbf{N} = -\mathbf{K}({}^B\boldsymbol{\theta} - {}^B\boldsymbol{\theta}^d) - \mathbf{C}_F {}^B\boldsymbol{\omega} \quad (8)$$

ここで $\mathbf{K}$, $\mathbf{C}$ は係数行列である。

構築したモデルに目標位置 ${}^B\mathbf{p}^d$ と姿勢 ${}^B\boldsymbol{\theta}^d$ を与え、脚に適当な初期値を与えて空中 (枝) から床面に着地させたところ、図5に示すように接地に即座に反応し、自律的に関節トルクを発揮して姿勢を保持した。また目標姿勢 ${}^B\boldsymbol{\theta}^d$ を変化させることによって、転ばずに体幹を傾けたり、捻ったりすることも可能であった。さらにこの神経系にリズム生成系をカップリングさせることにより、足踏みを生成できた。このとき体幹に外乱を作用させても、モデルは関節トルクを自律的にバランスさせ、定常な周期運動に戻ることも確認した。

5. 神経筋骨格力学系の機能的統合による運動生成

本モデルの特徴は、神経系のエネルギー関数を最小化するダイナミクスと筋骨格構造の物理的ダイナミクスを統合して運動生成を行っている点にある。具体的には、前庭器官と運動の意志を表す信号に基づいて4つの脚で姿勢の保持を実現する神経系のダイナミクスを考え、それを身体力学系と統合し、運動の生成を試みた。したがってこのモデルでは各関節の軌道を前もって計画し、これを実現する関節トルクを求めることによって運動を生成しているわけではなく、神経筋骨格力学系の振る舞いにより、逐次自発的に姿勢を保持しつつ周期運動を持続していることになる。

ここで前庭器官と運動の意志を表す信号は式 (7) (8) のように表されている。この式によれば体幹の重心と支持面の間が仮想粘弾性要素で接続されているかのように各脚で関節トルクを生成していることになる。このような力学的構造は、身体パラメータの変動や環境の変動に対して強靱に振る舞えることが知られている [16]。こうした歩行の強靱性

は、神経パラメータの学習可能性を高めることにつながる。さらに本神経回路網は内部状態変数 u_L が収束する方向に振る舞うため、不必要に脚を踏ん張って立つこともない。そのため誘発される運動は、最適解ではないにしろ、結果としてエネルギー効率もある程度実現するものとなる。現在のところ歩行の生成は試みていないが、リズム生成系と姿勢制御系を適切にカップリングさせれば、歩行の生成も可能であろう。また、同様の枠組みで冗長な筋自由度を協調させる神経回路網を考えることも可能であると考えられる [17]。

本提案の神経機構が実際の動物に存在するかは不明である。しかし、除小脳ネコは歩行を生成すること自体は可能であるものの四肢の協調的な動きが妨げられ、体幹のバランスが失われるのに対して、小脳が無傷なネコではそのようなことは起こらないことが知られている [18] [19]。このことは、小脳脊髄系における前庭器官や自己受容器などの感覚情報の統合が姿勢と歩行の生成に重要であることを示唆している。こうした生理学的知見との対応付けも今後の課題である。

6. お わ り に

動物が身体構造を活用して運動を生成できるのは、その物理的特性に基づくダイナミクスと神経回路網の構造によって生じる最小化原理に基づくダイナミクスが統合され、系全体が一つの力学系として自然に振る舞う仕組みが存在するためであるという作業仮説を提案した。まだアイデアの段階であり、具体的な成果までには多くの解決すべき点があるが、ここで提案した考え方自体は、冗長自由度を協調させ合理的な運動を生成しうる点で、動物の運動生成の本質を示していると思われる。またこのことは、動物の運動生成メカニズムの少なくとも一部は、その身体構造に物理的に埋め込まれていることを示唆している。運動原理の理解には、神経系の構造とその可塑性のみならず、身体の物理的構造に内在する仕組みに着目することが不可欠であり、さらに両システムの相互作用の機能を明らかにすることで新たな身体運動シミュレーションの道が拓けると考えている。

参 考 文 献

- [1] G.E. Erikson: 'Brachiation in the New World monkeys,' J. Napier and N.A. Barnicot, eds., Symposia of the Zoological Society of London. no.10, pp.135-164, Zoological Society of London, 1963.

- [2] N. Yamazaki, K. Hase, N. Ogiwara and N. Hayamizu: "Biomechanical analysis of the development of human bipedal walking by a neuro-musculo-skeletal model," *Folia Primatologica*, vol.66, pp.253-271, 1996.
- [3] T. Komura, Y. Shinagawa and T.L. Kunii: "Calculation and visualization of the dynamic ability of the human body," *Journal of Visualization and Computer Animation*, vol.10, pp.57-78, 1999.
- [4] W.I. Sellers, L.A. Dennis and R.H. Crompton: "Predicting the metabolic energy costs of bipedalism using evolutionary robotics," *Journal of Experimental Biology*, vol.206, pp.1127-1136, 2003.
- [5] K. Hase, G. Khang and G.M. Eom: "A simulation study on the evolution of hopping motions in animals," *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol.34, pp.353-362, 2004.
- [6] 山崎: "ヒトの体形と歩行運動", *バイオメカニズム*, vol.7, pp.287-294, 1984.
- [7] N. Yamazaki: "The effect of gravity on the interrelationship between body proportions and brachiation in the gibbon," *Human Evolution*, vol.5, pp.543-558, 1990.
- [8] T. McGeer: "Passive dynamic walking," *International Journal of Robotics Research*, vol.9, pp.62-82, 1990.
- [9] C.O. Lovejoy: "Evolution of human walking," *Scientific American*, vol.259, pp.118-125, 1988.
- [10] J.T. Stern: "Climbing to the top: A personal memoir of *Australopithecus afarensis*," *Evolutionary Anthropology*, vol.9, pp.113-133, 2000.
- [11] V. Dietz, R. Muller and G. Colombo: "Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors," *Brain*, vol.125, pp.2626-2634, 2002.
- [12] N. Ogiwara and N. Yamazaki: "Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model," *Biological Cybernetics*, vol.84, pp.1-11, 2001.
- [13] J.J. Hopfield: "Brain, neural networks, and computation," *Reviews of Modern Physics*, vol.71, pp.S431-S437, 1999.
- [14] J.J. Hopfield and D.W. Tank: "Computing with neural circuits: A model," *Science*, vol.233, pp.625-633, 1986.
- [15] N. Ogiwara and N. Yamazaki: 'Towards emulating adaptive locomotion of quadrupedal primate by a neuro-musculo-skeletal model,' H. Kimura, K. Tsuchiya, A. Ishiguro and H. Witte, eds., *Adaptive Motion of Animals and Machines*. Springer-Verlag, in press.
- [16] J. Pratt, C.M. Chew, A. Torres, P. Dilworth and G. Pratt: "Virtual model control: An intuitive approach for bipedal locomotion," *International Journal of Robotics Research*, vol.20, pp.129-143, 2001.
- [17] 萩原, 山崎: "身体構造制約に基づく自然な上肢リーチング動作の生成", *日本機械学会論文集*, vol.67, no.659, C, pp.2314-2320, 2001.
- [18] G.N. Orlovsky: "Influence of the cerebellum on the reticulospinal neurons during locomotion," *Biophysics*, vol.15, pp.928-936, 1970.
- [19] S. Mori: "Integration of posture and locomotion in acute decerebrate cats and in awake, freely moving cats," *Progress in Neurobiology*, vol.28, pp.161-195, 1987.

萩原直道 (Naomichi Ogiwara)

2000 年慶應義塾大学大学院理工学研究科生体医工学専攻後期博士課程単位取得退学。同年京都大学大学院理学研究科動物学教室助手。現在に至る。博士 (工学)。神経筋骨格モデルを用いたヒトを含む霊長類の生体力学的・機能形態学的研究に従事。日本機械学会、バイオメカニズム学会、日本人類学会、日本霊長類学会、国際バイオメカニクス学会などの会員。

山崎信寿 (Nobutoshi Yamazaki)

1976 年慶應義塾大学大学院工学研究科後期博士課程修了 (工学博士)。同年同大学工学部機械工学科助手。1994 年理工学部教授。現在に至る。身体特性の計測およびモデル解析手法を開発し、力学の観点からヒトの運動特性の解明とその製品設計への応用を行っている。日本機械学会、バイオメカニズム学会、日本人間工学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)