神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実2足歩行類似運動の生成†

長谷和徳*・山崎信寿*

Synthesis of Bipedal Motion Resembling Actual Human Walking by Neural Oscillators and Genetic Algorithms

Kazunori HASE* and Nobutoshi YAMAZAKI*

A neuro-musculoskeletal model which is similar to the actual man was developed in order to predict a recovery level of pathological gait and to restore locomotion of human ancestor. The musculoskeletal system was modeled as two dimensional nine rigid links and twenty-two muscles in the sagittal plane, and as two rigid links and two muscles in the horizontal plane. The neural system was modeled as a rhythm generator composed of fourteen neural oscillators. Genetic algorithms were used to determine those neural parameters. Bipedal walking was synthesized as mutual entrainment between the rhythmic activities of body dynamics and the oscillation of neural system. Criterion for the parameter searching was defined firstly as walking distance and the number of steps until falling down. After a stable walking was achieved, then the parameters were adjusted to agree with the measured walking, in terms of stride length, walking cycle, and joint moments. The synthesized walking with an actual human body proportion was in good agreement with the actual walking. As examples of different body proportions, infant and ape models were simulated with minimum energy criterion instead of the criterion of similarity to actual walking. They were also agreed to those of actual walking. These results show that walking pattern corresponding to body shape could be synthesized by the proposed method.

Key Words: bipedal walking, neural oscillator, genetic algorithm, neuro-musculoskeletal model, simulation

1. はじめに

歩行などの身体運動は、神経系に制御された骨格筋の活動のみならず、靱帯などの受動抵抗力と身体の質量分布に作用する重力および慣性力の総合的作用でなされる¹⁾。したがって、身体運動は運動器系自体の形態的特性と密接な関係を持つ。実際、ヒトの歩行運動パターンは身体を多重振子でモデル化したときの固有振動モードに類似する²⁾。また、多賀らは身体力学系の固有振動と神経回路網で生成されるリズムとの相互引き込み現象によって歩行運動が生成できることを示した^{3),4)}。このような歩行と体形要因との関係は実際の歩行計測でも確認されている⁵⁾。

本研究では身体形態をより忠実に再現し、仮想人類として実用的な歩行解析に応用できるようにするために、ヒトの主要な体形特徴と筋骨格系を模擬した全身力学モデルと、神経振動子による神経系モデルからなる歩行発生シミュレータを

開発した。本モデルによれば、整形外科学や人類学等で求められる身体形態の変化が歩容に及ぼす影響を予測することができる。

このような神経振動子を用いた運動発生手法では、大きな可塑性を有する神経系モデルのパラメータ値をいかに決定するかが問題であった。呉松ら⁶⁾、や片山ら⁷⁾は力学系を考慮していないモデルについてのパラメータ値の解析的な決定方法を提案した。しかしながら、身体力学系を無視することは、前述の理由によって歩行運動の本質的合理性を見落とす恐れがある。このため、本研究では遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm; 以下 GA) を用い、仮定した全身筋骨格神経系モデルの歩行が実際の歩行運動にできるだけ類似するように神経系パラメータの値の探索を行った。

2. 全身筋骨格モデル

2.1 身体力学モデル

ヒトの2足歩行運動の主要な特徴は矢状面内運動に表れるが、上肢と下肢の協調は体幹のねじれ運動によって保たれる。このため身体を **Fig. 1** に示す足、下腿、大腿、体幹、上肢の左右合計9節からなる矢状面内2次元剛体リンクと、骨盤と胸郭間の回旋を表す水平面内の2節2次元剛体リンクでモデル化した。肩関節と股関節は体幹の回旋に伴って x 方向に変

† 第15回バイオメカニズム学術講演会で発表(1994・10)

* 慶應義塾大学理工学部 横浜市港北区日吉3-14-1

* Faculty of Science and Technology, Keio University, Yokohama

(Received June 28, 1995)

(Revised November 15, 1996)

位し、上下肢の水平方向反力を受ける。

筋骨格系は矢状面内に左右合計22筋、腰関節回りに2筋の合計24筋からなる。筋のモーメントアームは関節角度によらず一定とした。上下肢の各関節には非線形トルクばねと粘性抵抗が作用するものとし、腰関節には線形のトルクばねと粘性抵抗が作用するものとした。また、床面に対する接地足の鉛直軸回りのねじれの抵抗を表すために、骨盤の絶対角度と角速度で定まる線形のトルクばねと粘性抵抗を作用させた。

さらに、両方の足が接地している場合は両脚と床面とで閉ループ構造になるため、接地部反力は水平および垂直方向に配置した弾性および粘性要素から計算し、反力の作用点は踵と爪先に作用する力の配分から計算した。床面は粘弾性体によりモデル化してあるため、剛体間の衝突問題とはならず、足部の接地の前後で速度成分が不連続になることなく、力作用点の速度と変位より反力を計算することができる。

以上の仮定より、身体の力学系には以下の式が成り立つ。

(1) 剛体リンク系の運動方程式

$$J(x, \dot{x})\ddot{x} + b(x, \dot{x}, r_g(x, \dot{x})) = n \quad (1)$$

J : 身体各節の剛体的特性を表す係数行列(13×13), x : 運動

変位(13×1, $x_1 \sim x_9$: 矢状面モデル節絶対角度, x_{10}, x_{11} : 矢状面モデル股関節並進自由度, x_{12}, x_{13} : 水平面モデル節絶対角度), b : 身体各節の剛体的特性を表す係数ベクトル(13×1), r : 各作用点ごとに定まる床反力ベクトル(2×1), g : 床反力番号(1~4), n : 関節モーメント(関節受動モーメントを含む)(13×1)。

各節の剛体的特性値は文献⁹⁾を参考に Table 1 のように定めた。 J や b の値は Table 1 に示すような剛体的特性値より算出される。本研究では文献⁹⁾によるアルゴリズムを用いてこれらの係数の値を算出した。

(2) 関節モーメント

$$n_i = \sum_m \text{arm}_{im} F_m + d_i(\Delta\theta_i, \Delta\dot{\theta}_i)$$

$$(i=1, \dots, 9, 12, 13) \quad (2a)$$

$$n_i = 0 \quad (i=10, 11) \quad (2b)$$

$$d_i(\Delta\theta_i, \Delta\dot{\theta}_i) = -k_{i1}^l \exp\{k_{i2}^l(\Delta\theta_i + k_{i3}^l)\} + k_{i4}^l \exp\{-k_{i5}^l(k_{i6}^l + \Delta\theta_i)\} - c_{i1}^l \Delta\dot{\theta}_i$$

$$(i=1, \dots, 9) \quad (3a)$$

$$d_i(\Delta\theta_i, \Delta\dot{\theta}_i) = -k_{i1}^l \Delta\theta_i - c_{i1}^l \Delta\dot{\theta}_i$$

$$(i=12, 13) \quad (3b)$$

n : 関節モーメント, i : 式番号(式(1)を構成する13本の式を識別する番号。1~9: 矢状面モデルの回転自由度に関する式, 10, 11: 矢状面モデルの並進自由度に関する式, 12, 13: 水平面モデルの回転自由度に関する式), m : 筋番号, arm : 筋モーメントアーム, F : 筋張力, $d(\cdot)$: 関節受動モーメント関数, $\Delta\theta$: 関節相対角度, k^l, c^l : 係数。

モーメントおよび角度は時計回りを正とする。また、筋のモーメントアームは文献¹⁰⁾を参考にして Table 2 に、関節受動要素の係数は文献¹¹⁾を参考にして Table 3 に示した。

Fig. 1 Dynamic model of bipedal musculoskeletal system

Table 2 Muscle parameters

	Mass [kg]	Moment of inertia [kgm ²]	Link length [m]	Center of gravity [m]
Torso	34.7	1.8140	0.692	0.429
Thigh	6.2	0.0783	0.373	0.157
Shank	3.3	0.0389	0.365	0.153
Foot	1.2	0.0028	0.150	0.050
Arm	3.0	0.0930	0.600	0.254
Lower torso	11.6	0.0500	0.277	0.139
Upper torso	23.1	0.9900	0.415	0.208

Table 1 Rigid link parameters

	k_1^l [Nm]	k_2^l [1/rad]	k_3^l [rad]	k_4^l [Nm]	k_5^l [1/rad]	k_6^l [rad]	c^l [Nms/rad]
Hip	3.350	5.800	-0.520	11.211	1.300	1.920	1.405
Knee	3.265	5.900	-1.920	11.060	21.800	-0.120	1.812
Ankle	2.000	5.000	-0.700	9.000	5.000	0.700	1.000
Shoulder	1.040	5.800	-0.520	3.482	1.920	1.920	0.364
Lumbar	20.000	—	—	—	—	—	5.000
*	20.000	—	—	—	—	—	5.000

*Imaginary joint between world coordinates system and lower torso

Table 3 Joint parameters

	PCSA [#] [m ²]	Length [m]	Moment arm [m]	Moment arm [m]
Iliopsoas	0.0022	0.18	0.040	
Gluteus max.	0.0022	0.16	0.040	
Vastus	0.0120	0.24	0.041	
Biceps f.	0.0022	0.20	0.034	
Tibialis ant.	0.0013	0.25	0.049	(distal)
Soleus	0.0043	0.25	0.046	0.041
Rectus f.	0.0036	0.26	0.038	0.034
Hamstrings	0.0044	0.26	0.052	0.049
Gastro.	0.0023	0.30	0.035	
Arm flex.	0.0013	0.15	0.030	
Arm ext.	0.0013	0.15	0.030	
Lumbar rot.	0.0022	0.20	0.080	

Physiological Cross-Sectional Area

(3) 床面モデル

$$r_g^x(\cdot) = \begin{cases} -k^c(x_g - x_g^0) - c^c \dot{x}_g & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases} \quad (4a)$$

$$r_g^y(\cdot) = \begin{cases} -k^c y_g + c^c f_{\max}(-\dot{y}_g) & (y_g \leq 0) \\ 0 & (y_g > 0) \end{cases} \quad (4b)$$

$$f_{\max}(x) = \max(x, 0)$$

k^c, c^c : 係数, x, y : 床反力作用点位置, x^0 : 作用点位置原点 (接地した瞬間の水平方向の作用点位置)

2.2 神経振動子モデル

日常的な歩行運動は中枢からの細部にわたる制御でなされているわけではなく、比較的下位の神経系に支配されていると考えられており、このモデルとして脊髄レベルの神経振動子からなるリズム発生回路網が提案されている^{3),4)}。本研究ではこの提案を採用し、Fig. 2 に示す神経回路網を構成した。白丸および式(5)で示した神経振動子は各関節の屈伸リズムを発生する。網点の丸および式(6)で示した運動ニューロンは神経振動子の出力や他の運動ニューロンの出力を組み合せ、四角および式(7)で表した各筋の活動量を決定する。運動ニューロンの状態式は、実際の歩行における筋電図と解剖学的な神経支配を参考に、同等の同期・拮抗関係が表現できるように定めた。筋張力の計算式は文献¹²⁾を参照し、式(8)の張力と長さの関係式、および式(9)の張力と速度の関係式を考慮した。

$$\tau_n \dot{u}_n = -u_n + \sum_s \omega_{ns} y_s - \beta v_n + u_0 + feed_n(x, \dot{x}) \quad (5a)$$

$$\tau'_n \dot{v}_n = -v_n + y_n \quad (5b)$$

$$y_n = f_{\max}(u_n) \quad (5c)$$

$$q_m = \alpha_m(y_1, \dots, y_N) \quad (6)$$

$$F_m = F_m^{\max} k(\xi_m) h(\dot{\eta}_m, \xi_m) q_m \quad (7)$$

$$k(\xi_m) = 0.32 + 0.71 \exp\{-1.112(\xi_m - 1)\} \times \sin\{3.722(\xi_m - 0.656)\} \quad (8)$$

$$h(\dot{\eta}_m, \xi_m) = \{1 + \tanh(3.0 \dot{\eta}_m)\} / 0.99 - 0.01 \exp\{-2.6(\xi_m - 1)\} \quad (9)$$

n, s : 神経振動子番号, m : 筋番号, u : 神経細胞膜電位, y :

Fig. 2 Neural system

出力インパルス頻度, v : 疲労度, $feed(\cdot)$: 力学系からのフィードバック, x : 運動変位, q : 正規化筋活動状態 ($0 < q < 1$), $\alpha(\cdot)$: 運動ニューロン状態式, $F^{\max}$: 等尺性最大筋張力 (= 筋生理断面積 (Table 2 の PCSA¹⁰⁾) $\times 5 \times 10^5$ N/m²¹³⁾, $k(\cdot)$: 筋の張力-長さ関係式, $h(\cdot)$: 筋の張力-速度関係式, ξ : 筋自然長 (Table 2 参照¹⁰⁾) により正規化した筋長, η : 最大収縮速度 (各筋で共通; 3 m/sec) により正規化した筋収縮速度 ($-1 < \eta < 1$, 収縮が負), $\tau, \tau', \omega, \beta, u_0$: 係数。

Fig. 2 において各神経振動子を結んでいる実線は式(5a)の右辺第2項の神経振動子間の相互結合の状態を模式的に表したものである。また式(5)における力学系からのフィードバック $feed(\cdot)$ には、床面との接地条件や各筋の立位姿勢からの相対角度、および角速度などが含まれる。例えば、右股関節伸展に対する神経振動子には以下のフィードバックが作用する。

$$feed(\cdot) = a_1 \theta_{r, thigh} + a_2 \theta_{l, thigh} + (a_3 \theta_{r, calf} + a_4 + a_5 \theta_{Ubody} + a_6 \dot{\theta}_{Ubody}) g(R_r) \quad (10)$$

$$g(R_r) = 1 (R_r > 0), \text{ or } 0 (R_r \leq 0)$$

a : 係数, θ : 各筋の立位姿勢からの相対角度 (r : 右脚, l : 左脚, $Ubody$: 上体, $thigh$: 大腿, $calf$: 下腿), R : 鉛直方向床反力

また式(6)における各運動ニューロンの状態式では神経出力インパルスや他の運動ニューロンからの出力を組み合わせ、各筋への活動状態インパルス算出する。例えば2関節筋である大腿直筋に対応する運動ニューロン $\alpha_1(\cdot)$ では式(11)のような処理がなされる。すなわち大腿直筋ニューロンは股関節屈曲 (y_1) および膝関節伸展 (y_3) の神経振動子からの出力により興奮し、股関節屈曲 (y_2) および膝関節屈曲 (y_4) 神経振動子からの出力により抑制を受ける。

$$\alpha_1(\cdot) = 0.5 f_{\max} \left(\lambda_1 y_1 + \lambda_3 y_3 - \frac{A_7}{A_2 + A_8} \lambda_2 y_2 - \frac{A_7}{A_4 + A_8} \lambda_4 y_4 \right) \quad (11)$$

λ : 係数 (神経振動子に対応), A : 筋生理断面積

Fig. 2 における破線はこのような運動ニューロンの状態式

を模式的に表したものである。

以上の筋骨格神経モデルから導かれる非線形微分方程式は身体力学系で26、神経系で28の合計54式である。また、神経系の特性を定めるパラメータ数は、左右の対称性を仮定しても54個存在する。

3. GAによる神経系パラメータの探索

身体の剛体的特性および筋の解剖学的・生理学的特性は計測によって与えることができるが、神経回路網の特性パラメータの値はあらかじめ与えることが困難である。このため本研究では、シミュレートされた歩容が実際の歩容にできるだけ似るようにパラメータ値の探索を行った。

3.1 探索基準

パラメータ値は試行錯誤的に探索するために、実際のヒトの歩行に類似する以前に、まず歩けるようにすることが必要になる。このため、以下の2段階の基準で探索を行った。

(1) 持続歩行基準

歩容探索の初期段階では、力学系と神経系のリズムが協調せず、すぐに転倒してしまうことが多い。このため、初期姿勢から転倒(重心高さが初期姿勢の50%以下に下がった場合)するまでの重心の移動距離 D とそのときまでの歩数 S の重み付き線形和 I を最大化するように探索を行う。一般に、移動距離と歩数には強い相関があるが、運動の定まらない初期状態では移動距離のみの最大化では跳躍的な移動を獲得する場合があった。このため、持続歩行基準には距離と歩数の両方を考慮した。

$$I_1 = b_1 D + b_2 S \rightarrow \max \quad (12)$$

b : 重み係数。試行錯誤的に $b_1=1, b_2=0.1$ とした。

(2) 実歩行類似基準

一定歩数歩けるようになった後は、実際の歩行における下肢関節のモーメント M および1周期の歩幅 L 、歩行周期 T と、発生された歩行におけるそれらの値との誤差が最小になるように神経系パラメータの探索を行った。実歩行の関節モーメントは、筋骨格モデルと計測した運動データから算出した^{8,14)}。歩幅と周期は成人男子の平均的値を用いた⁸⁾。

$$I_2 = b_3 \frac{1}{T} \int \sum_j |M_j - \hat{M}_j| dt + b_4 |L - \hat{L}| + b_5 |T - \hat{T}| \rightarrow \min \quad (13)$$

M, L, T : シミュレーションにより得られる値, $\hat{M}, \hat{L}, \hat{T}$: 実歩行の計測により得られる値 ($\hat{L}=1.25$ m, $\hat{T}=0.95$ sec), j : 関節番号(j =ankle, knee, hip), b : 重み係数。試行錯誤的に $b_3=5, b_4=5, b_5=0.035$ とした。

なお、実際の探索では式(13)を以下のように変形して用いた。 b_6 は定数で、ここでは I_2 より十分大きい10とした。

$$\tilde{I}_2 = b_6 - I_2 \rightarrow \max \quad (14)$$

3.2 探索方法

未知の神経パラメータの数は54個も存在し、またパラメータ変動に対する前述の評価基準の変化は多峰性を持つことが予想されるため、その探索には遺伝的アルゴリズム(GA)¹⁵⁾

Fig. 3 Simulation flow

を用いた。基本的手順は通常のGAと同様であるが、Fig. 3に示すように、歩き続ける適応度 I_1 と実際のヒトの歩行との類似性の適応度 $\tilde{I}_2$ の2種類の適応度で二重の探索を行っている点に特徴がある。プログラムはC言語で記述し、3台のワークステーション(HP社製モデル735, 715/75, 712/80)を使用して並列計算を行った。GAにおける個体数を50とし、約400回の世代交代を行った場合の計算時間は約30時間であった。以下にアルゴリズムの詳細を示す。

(1) 遺伝子型の定義

54個の神経系パラメータの中には、経験的に変化の少ないパラメータが存在するために、これらの値を固定し、以下の15個のみを未知数とした。また、未知数としたパラメータの値を試行錯誤的に決定した初期個体の値で正規化し、遺伝子型に記述した。遺伝子型は通常2進数のビット列により表現するが、本モデルでは実数列を用いた。

a) 神経振動子のパラメータ(式(5)参照)

τ, τ' : 各神経振動子の時定数は相互に比率が定まっているとし、基準の値のみを遺伝子とする。これにより14のパラメータを1つの遺伝子に集約することができる。

ω : 15個のパラメータすべてを固定した。したがって遺伝子への記述は不要である。

β : パラメータは1つであるが、これも固定した。

u_0 : パラメータは1つであり、遺伝子に記述した。

b) フィードバックのパラメータ(式(10)参照)

a : 14個のパラメータのうち、変動が大きいと予想される7つを未知数として遺伝子に記述した。

c) 運動ニューロンのパラメータ(式(11)参照)

λ : 9つのパラメータのうち、下肢筋に接続するニューロンの6つのパラメータのみを遺伝子に記述した。

d) 初期姿勢のパラメータ

歩容の変化に応じて初期姿勢を修正するために、初期姿勢の各関節角度値を遺伝子に記述した。ただし、初期姿勢の遺伝子は交叉や突然変異などの遺伝子操作を受けないものとした。

(2) 歩行運動の発生ルーチン

式(1)~(4)の身体および床面の運動方程式と、式(5)~(11)の筋・神経系モデルの微分方程式を連立させ、遺伝子に記述されている初期値から 0.5 msec 刻みで数値演算を行った。

(3) 適応度の計算ルーチン

第一段階では式(12)による持続歩行の評価基準を用いる。目標歩数を 10 歩とし、これを達成する個体が現れた段階で、第二段階の実歩行との類似性の評価基準(式(14))に切り換え、もう一度探索を繰り返す。

(4) 淘汰・増殖ルーチン

淘汰処理では、まず適応度の低い方から下位 40%の個体を強制的に排除した。次いで残りの個体のなかで最大の適応度と最小の適応度の比が 3:1 になるように適応度の線形スケールリングを行い、その後、各個体の適応度に比例した確率で子孫を残す適応度比例戦略による増殖を行った¹⁵⁾。線形スケールリングの比率は試行錯誤的に定めたものである。

(5) 交叉・突然変異ルーチン

交叉は、交叉位置が 2 箇所ある 2 点交叉¹⁵⁾を用い、交叉確率を 0.6 とした。また、突然変異は表現型に対して 0.1 の確率で起こり、その変異が正規分布に従うように標準偏差 0.03 の正規乱数で与えた。

(6) 実歩行との類似性の判断

プログラムの簡化のために、適応度の収束状況および歩容のスティックピクチャーを目視し、計算の打ち切りを判断した。

4. シミュレーション手法の評価

4.1 2 足歩行の獲得過程

初期条件での歩行と持続歩行が可能となった段階(200 世

(a) Initial condition

(b) 200th generation; speed: 1.63[m/sec], cycle: 1.05[sec]

(c) 400th generation; speed: 1.35[m/sec], cycle: 0.95[sec]

Fig. 4 Simulated results

代), および実歩行に近い段階の歩容(400 世代)を Fig. 4 に示す。持続歩行条件のみでは, Fig. 4 に示す体幹の移動間隔の不規則な変化からわかるように, 歩行の定常性の獲得には至っていない。この後, 実歩行への類似条件でさらに 200 世代探索を行った結果, 歩容は実歩行に類似し, 歩行周期や歩幅も実歩行に近い値に収束した。

・ この間の適応度と、初期値で正規化した代表的な神経系パラメータの変化を Fig. 5 に示す。適応度の不連続点は持続歩行から実歩行に適応度を切り替えたことによる。いずれの評価基準においても適応度は単調に増加し、400 世代ではほぼ収束に至っていることがわかる。また、神経モデルの時定数 τ は世代の更新に伴って単調に変化するが、上位中枢からの指令に対応すると考えられる u_0 は、実歩行類似への評価基準の変更によって収束値が変化した。これは、より低い制御信号で歩行が達成されることを示しており、歩行の自律性が向上したと考えられる。ただし、神経系パラメータの変化が最終的な歩容に及ぼす影響は複雑であり、個々のパラメータ値を特定の歩行特性に結びつけることはできない。一例として、神経モデルの時定数 τ は歩行周期を決定すると考えられるが、シミュレーション結果にはそのような関係は認められなかった。これは、本モデルで発生される歩行運動が、神経系のみならず、力学系との複雑な協調関係で定まるためと考えられる。

4.2 実歩行との類似性

下肢の関節角度およびモーメントについて、シミュレーション結果と実歩行の計測結果の比較を Fig. 6 に示す。実歩行の関節モーメントは各節の運動と床反力の計測結果より、剛体リンクモデルを用いて算出した。横軸は踵接地から次の踵接地までの 1 周期の割合を示している。関節角度、関節モーメント共に、200 世代では動きの滑らかさに欠け、波形も計測データと一致しないが、400 世代では実歩行に近付いていることがわかる。これは、評価基準からは当然の結果であるが、一方、立脚初期の膝関節の軽度の屈曲(二重膝作用)や足部の背屈は実現されていない。後者は足先の床面へのめりこみも関係しているが、いずれにしてもこの程度の類似性が本研究

Fig. 5 Parameters change by generation

Fig. 6 Comparison between simulation and measured data

で提案したモデルでの実歩行類似の限界であると考えられる。このように、本手法によれば、モデルの限界を明らかにすることができる。

5. 身体形態が歩容に及ぼす影響

実歩行類似基準による歩行生成はモデルの限界を知り、また神経系パラメータの値を知る上で価値があるが、この評価基準では実歩行が計測できない本来のシミュレーション目的には適用できない。このため、本章では、既報の実験で明らかになった¹⁴⁾ 単位移動距離あたりの総消費エネルギーを評価基準とし、身体形態と歩容の関係を調べた。

5.1 幼児体形とサル型体形

体形条件として以下の3種類の体形についてシミュレーションを行った。

- ・幼児体形：身長 0.73 m, 体重 9.4 kg の1才児の体形。節質量などの体形パラメータは文献¹⁶⁾などを参考にして定めた。
- ・成人体形：身長 1.70 m, 体重 60 kg の成人の体形。体形パラメータは前述の Table 1, 2, 3 の値を用いた。
- ・サル型体形：体重 32 kg のチンパンジーの体形。各体形パラメータは文献⁸⁾などを参考にして定めた。

各体形条件についてのシミュレーション結果を Fig. 7 に示す。各時点の図は重なりを防ぐため、実寸で 15 cm ずつ右にずらして表示してある。幼児体形においては短い歩行周期や爪先からの接地など、実際の幼児に見られる歩容の特徴を観察することができた。成人体形についてもほぼ先ほどの実歩行類似シミュレーションと同程度の類似性があると言える。さらにサル型体形についても実際のサルの2足歩行と同様な歩行パターンを生成することができた。また定量的にも歩速や歩幅などについて、それぞれの体形条件において実際の歩容とほぼ一致した結果を得ることができた。これらのことより、本モデルおよび単位移動距離あたりの総消費エネルギーをパラメータ探索の評価基準として用いることにより、それぞれの体形条件に適応した運動パターンを生成することが可能であることがわかる。

(a) Infant model; speed: 0.91[m/sec], cycle: 0.62[sec]

(b) Adult model; speed: 1.17[m/sec], cycle: 1.24[sec]

(c) Ape model; speed: 1.01[m/sec], cycle: 0.90[sec]

Fig. 7 Walking patterns with various body proportions

5.2 腰部回旋の役割

歩幅の増大や上下肢の交互運動は骨盤と胸郭の回旋による場所が大きく、背骨の回旋こそ歩行運動を生み出すという説もある¹⁷⁾。本モデルを用い、腰部回旋筋および肩関節の屈伸筋が作用しないようにして上体の能動的回旋運動をなくした場合には、他の条件が同じでも歩行速度は 10% 低下した。また、上肢の振りの振幅が小さくなり、腰部の回旋角度も小さくなった。これより、腰椎の剛性と体幹筋は体幹の直立のみならず、歩行運動に対しても重要な機能を果たしていることがわかる。

5.3 実歩行モデルの応用の可能性

従来の自律歩行モデルでは、実際の生物とは異なる形式的なモデルを扱うことが多かった^{6), 7), 18)}。これに対して本研究では解剖学的にも運動学的にもできるだけ実際のヒトに近い特性を有するモデルの開発を試みた。これは、言わば仮想人類

の開発の試みであり、その精密化が進めば、各種運動器系や神経系疾患に対する仮想手術、リハビリテーション・スポーツなどの訓練方法、作業動作の改善や機器の改良などが可能になる。さらに、運動に伴う生体内負荷に形態を適応させれば、体形と運動が共に変化する成長や進化過程のシミュレーションを行うこともできる。

ただし、モデルが精密化すれば探索すべきパラメータの数は増大し、試行錯誤的方法では初期個体の生成が困難になる。また、これは探索回数の増大を意味し、膨大な計算量になることが予想される。したがって、初期個体の生成方法を含めて、効率的な神経系パラメータの探索手法の開発が今後の大きな課題となる。一つの方法としては、GAのような探索手法と人為的選択とを組み合わせた模擬育種法が提案されているが¹⁹⁾、ヒトの成長を見れば、より自然に動作が獲得されてくるようにも思える。したがって、解の探索手法自体もさらに生物に学ぶ必要がある。

6. おわりに

解剖学的にも運動学的にも実際のヒトに類似した2足歩行運動を発生させるための計算機シミュレーション手法を開発した。また、多数の未知神経系パラメータの値を決定するために、遺伝的アルゴリズムを応用し、転ばないようにする段階と歩容を改善する段階の2段階で効率的に解が探索できることを示した。本手法の応用例として、進化や成長研究で重要な体形条件の歩行運動への影響を考察した。

今後は神経系パラメータのより効率的な探索手法の開発とモデルの精密化、および、本モデルのスポーツ、リハビリテーション、人類学分野等への応用を試みる予定である。

本研究の一部は文部省科学研究費および河上記念財団の補助を受けた。ここに記して謝意を表する。

参 考 文 献

- 1) 山崎信寿：身体運動の力学的原理，システム/制御/情報，36-12，784/789 (1992)
- 2) 山崎信寿：ヒトの体形と歩行運動，バイオメカニズム7，東京大学出版会，287/294 (1984)
- 3) G. Taga, Y. Yamaguchi and H. Shimizu: Self-Organized Control of Bipedal Locomotion by Neural Oscillators in Unpredictable Environment, Biological Cybernetics, 65, 147/159 (1991)
- 4) G. Taga: Emergence of Bipedal Locomotion through Entrainment among the Neuro-Musculo-Skeletal System and the Environment, Physica D, 75, 190/208 (1994)
- 5) 山崎，鳥井，山元，佐々木：歩行時エネルギー消費量推定ノモグラムの作成，生理人類誌，7-4，207/213 (1988)
- 6) Y. Kurematsu, T. Maeda and S. Kitamura: Autonomus Trajectory Generation of a Biped Locomotive Robot Using Neuro Oscillator, Proc. IEEE International Conference on Neural Networks, 3, 1961/1966 (1993)

- 7) O. Katayama, Y. Kurematsu and S. Kitamura: Theoretical Studies on Neuro Oscillator for Application of Biped Locomotion, Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2871/2876 (1995)
- 8) N. Yamazaki: Primate Bipedal Walking: Computer Simulation, Primate Morphophysiology, Locomotor Analyses and Human Bipedalism, 105/130, Univ. Tokyo Press (1985)
- 9) M. W. Walker and D. E. Orin: Efficient Dynamic Computer Simulation of Robotic Mechanisms, Trans. ASME Journal of Dynamic System, Measurement and Control, 104, 205/211 (1982)
- 10) J. M. Winters and S. L. Woo: Multiple Muscle Systems, Springer-Verlag (1990)
- 11) D. T. Davy and M. L. Audu: A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in the Swing Phase of Gait, Journal of Biomechanics, 20-2, 187/201 (1987)
- 12) H. Hatze: A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle, Biological Cybernetics, 25, 103/119 (1977)
- 13) M. R. Pierrynowski and J. B. Morrison: A Physiological Model for the Evaluation of Muscular Forces in Human Locomotion: Theoretical Aspects, Mathematical Bioscience, 75, 69/101 (1985)
- 14) 山崎，長谷：自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準，バイオメカニズム11，179/190，東京大学出版会 (1992)
- 15) 北野宏明：遺伝的アルゴリズム，産業図書 (1993)
- 16) R. K. Jensen: Changes in Segment Inertia Proportions between 4 and 20 Years, Journal of Biomechanics, 22-6/7, 529/536 (1989)
- 17) S. Gracovetsky: An Hypothesis for the Role of the Spine in Human Locomotion: A Challenge to Current Thinking, Journal of Biomedical Engineering, 7, 205/216 (1985)
- 18) H. Yuasa and M. Ito: Coordination of Many Oscillators and Generation of Locomotory Patterns, Biological Cybernetics, 63, 177/184 (1990)
- 19) 柴田，福田：人工生命の近未来，時事通信社 (1994)

[著 者 紹 介]

長 谷 和 徳 (正会員)

1991年，慶應義塾大学大学院修士課程修了。同年(株)日立製作所入社。93年，慶應義塾大学大学院博士課程入学，現在に至る。計算機シミュレーションによる身体運動の力学解析の研究に従事。機械学会，人間工学会などの会員。

山 崎 信 寿 (正会員)

1976年，慶應義塾大学大学院博士課程修了(工学博士)。同年同大学機械工学科助手，94年教授，現在に至る。各種生体計測機器と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応用を行なう。機械学会，人間工学会などの会員。