

生体に基づいた2足歩行シミュレーションの研究

Study of a simulation base on a living body of bipedal locomotion.

鈴木 啓介[†] 平松 誠治^{††} 加藤 厚生^{††}

Keisuke SUZUKI[†], Seiji HIRAMATSU^{††}, Atsuo KATO^{††}

Abstract: The human body is a highly redundant system. In the human body, joint degree of freedom (DOF) is redundant and muscle DOF is also redundant, because too many joints and muscles exist in the human body. Then it is easy to represent the human bipedal locomotion using known muscles activity, but it is difficult to estimate activity of each muscle using observed data of bipedal locomotion. In this paper we try to estimate each muscle activity in a bipedal locomotion. At the first step of our study we estimated each joint torque from observed motion of human body on bipedal locomotion. The second step we distributed each joint torque to the muscles force using genetic algorithm. Our simulated results is well corresponded to known muscles activity.

1. はじめに

1・1 研究の背景

ヒトは多数の筋を協調的に制御することによって全身の関節を動かし、安定に2足歩行を行うことができる。このような生物の運動制御メカニズムについては神経生理学分野での知見の増加が著しい。しかし、従来の生理学的実験方法では、歩行のような実際の日常的運動にかかわる全体的運動を計測することは困難である。このため、個々の運動がどのように構成され、情報処理が行われ、全体として秩序ある運動を構成しているかは、必ずしも明らかにはなっていない。

歩行のシミュレーションモデルは山崎の多重振子モデル¹⁾や、McGeerによる受動歩行モデル²⁾などがある。これらのモデルは関節モーメントなどの生体内力を無視し、運動制御機構を単純化している。最適制御手法を用いたものでは、Davyの下肢運動の生成モデル³⁾やPandyらの三次元モデル⁴⁾などがある。そのほかに、解析目的を絞った例として、Garciaらのような極めて単純な歩行モデル⁵⁾や、障害歩行の実現などの臨床応用を目指したモデル⁶⁾も提案されている。また、コンピュータグラフィックスの

分野でも力学を考慮した自然な歩行運動を容易に生成する方法が提案されている。⁷⁾歩行ロボットもヒトの身体運動のシミュレーションとして考えると、ホンダのヒューマノイドロボット⁸⁾など多くの研究がなされている。

また、Tagaをはじめとする神経系の発振機構を用いた歩行モデルもある^{9~13)}。このモデルは神経系を考慮した2足歩行運動の生成を行い、歩行運動における外乱に対して適応するメカニズムの解明に大きな示唆を与えた。しかし、その歩行神経回路モデルは実際の神経系とは対応づけられているものではないため、現実の運動全体を説明するには不十分である。

1・2 本研究の目的

本研究の目的はヒトが歩行する際の筋活動率を推定することにある。シミュレーションを行うにあたって、人体の各部位の位置、加速度、角加速度、床反力などが必要となる。これらの運動パラメータは、ヒトの歩行を計測するシステムを構築し、ヒトの歩行を計測することによって得ることができる。得られた運動パラメータについて、ヒトの解剖学的特長に基づいたモデルを構築する必要がある。測定システムより得ることができる運動パラメータを山崎のモデル¹⁾を利用して各関節モーメントを求める。また、求めた関節モーメントから筋活動を推定する。

[†] 愛知工業大学 電気電子工学専攻 (豊田市)

^{††} 愛知工業大学 電子工学科 (豊田市)

2. 歩行の基礎的事項

1) step

踵が地面についてから反対の踵が地面につくまでことをいう。右のstepは左足から右足の間、左のstepはその逆である。

2) stride

踵が地面についてから、次にもう一度同側の踵が地面につくまでをいう。

3) cadence

step frequencyともいう。前述のstep durationは秒/step(1歩当たりの時間)であるのに対して、step/秒(1秒あたりの歩数)で表すものである。ただしなにも秒当たりの歩数に限ることはなく、1分当たりの歩数でもかまわない(図2-1)。

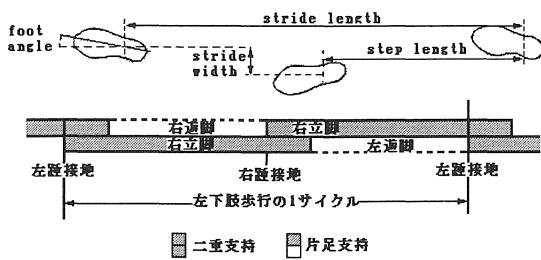


図2-1 step, stride, cycle (Murray¹⁵⁾らによる)

4) cycle

先方の踵が地面についてからもう一度同側の踵が地面につくまでをいう。cycleを使用する時は、距離とか時間に注目するわけではなく、立脚期や遊脚期などの周期を細分化する際に使用している。1サイクルを大きく立脚期と遊脚期に分けることができる(図2-2)。

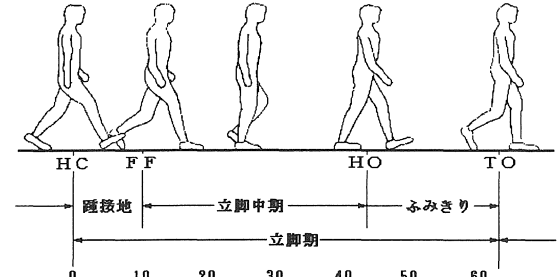
立脚期：床と足が接触している期間をいい、1サイクルの60%を占めている。

- ① 踵接地 (heel contact)：踵が床についた時をいう。
- ② 足底接地 (foot flat)：踵と同側の足底が同時に床につく時をいう。
- ③ 立脚中期 (mid stance)：全体重が同側の足に負荷された時をいう。
- ④ 踏み切り (push off)：踵が地面を離れた時を踵ばなれ (heel off)、足の指が離れる時をつまさきばなれ (toe off) という。

遊脚期：足が床から離れている期間をいう。1サイクルの40%の時間である。

- ① 加速期：足の指が床を離れると、下肢は前方に振り出すために加速されていく。この期間には下肢は体の後方にある。

- ② 遊脚中期：加速された下肢が前方に振り出され、身体の下を通り過ぎる時をいう。
- ③ 減速期：前方に振り出された下肢が、踵接地前にあまり上へ振り上げられないように減速される。



(a) 立脚期：HCは踵接地, FFは足底接地, HOは踵ばなれ, TOはつまさきばなれ

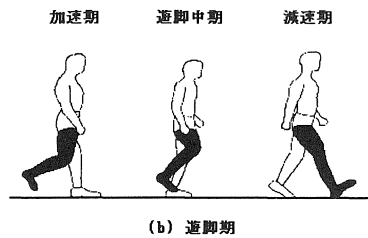


図2-2 歩行のcycle

3. シミュレーションモデル

3・1 関節可動域¹⁶⁾

関節が動く範囲を可動域という。可動域は関節の形状で定まるが、関節まわりに形成されている靭帯や筋の長さなどにも制約されている。

靭帯の弾性は伸びに対して急激に抵抗力が増える非線形性を示している。また、靭帯の繊維は断面に対してねじれた形状などをもつために、力の方向により緊張する部分に変化している。このように靭帯は複雑な特性をもち、他の軟部組織との分離が困難であるために、骨格モデルでは関節の形状効果を含めて関節全体の特性を近似している。

3・2 運動方程式

本研究で利用した山崎の力学モデル¹⁴⁾は後述の付録の通りである。ここで、1が大腿、2が下腿、3が足部の重心位置を表し、A (Ankle) が踝、K (Knee) が膝、H (Hip) が腰を表す。着地をc、Lは節長、lは重心までの長さ、Iは慣性モーメントである。βは関節角度、Fは床反力の垂直方向反力であり、Nは床反力の水平方向である。U(t)は床反力作用点近似関数である。

3・3 筋の力学モデル¹⁹⁾

筋肉は収縮して力を発生する器官のみではなく、粘弾性要素を持っている。粘弾性要素は筋の力の発生を阻害するもので、筋は機械的インピーダンスを持っているといえる。筋の粘弾性は一定値ではなく、筋の収縮力、長さ、収縮速度に依存する。

筋の力学モデルでは、筋力 F は筋の長さ L と短縮速度 V に依存する。そこで筋力は収縮強度、つまり筋活動レベル α ($0 \leq \alpha \leq 1$: 最大値で規格化) に比例すると仮定すれば

$$F = \alpha F_m - \alpha K(L - L_0) - \alpha BV$$

となる近似解が得られる。ここで F_m は等尺性最大筋力、

L は筋の長さ、 L_0 は筋の自然長、 V は短縮速度、 K は筋

のバネ定数、 B は筋の等価粘性係数を表す。筋のバネ定数および粘性係数は筋活動レベル α に依存するため、筋は可変的な粘弾性構造を持つことになる。

さらに、式の関係をもとに筋骨格モデルに適用すると、関節に屈筋 (flexor) と伸筋 (extensor) が拮抗状態にあるとした場合、それぞれの筋に力が発生する収縮要素と弾性要素、粘性要素を並列に配置された力学モデルが得られる (図3-1)。すると、筋力 F は回転半径 d を介して筋トルク T となる。

$$T = d(F_f - F_e)$$

$$= \alpha_f T_{mf} - \alpha_e T_{me} - (\alpha_f k_f + \alpha_e k_e)\theta - (\alpha_f D_f + \alpha_e D_e)\omega$$

ここで、 ω は関節角速度である。関節のねじりに対するばね定数は k で表し、関節回りの粘性係数を D とする。添え字の f は屈筋、 e は伸筋を示す。

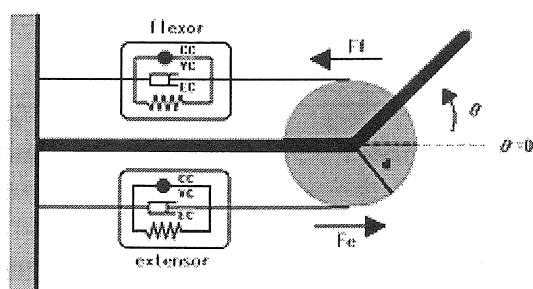


図3-1 筋の力学モデル

3・4 筋力の計算

筋骨格モデルが形成できれば、計測した運動から関節モーメントを求め、その関節モーメントの力を発生する筋力を推定することが可能である。しかしながら関節モーメントから筋力を求める際に未知の筋力の数が多いため、筋力を適切に分配する方法が必要となる。

ひとつは、分配に関しての目的関数を仮定して筋活動を

推定する方法である。目的関数については筋の活動原理より、筋張力の総和最小、筋応力の総和最小、筋仕事の総和最小、関節力の総和最小、筋応力の3乗の総和最小などさまざまな提案がされている¹⁸⁾。

また、筋電図などを参考に、各筋の協力関係や拮抗関係を数式化する方法もある。この方法は、実際の筋活動パターンに近い筋張力を推定することが可能だが、表皮近くの筋肉活動しかとることができないため、皮膚から遠い深部筋の活動は測定することが困難である。

本研究では筋活動を推定する方法として、筋電位を用いることをやめ、身体運動から算出した関節周りに働くトルクを個々の筋へ分配する方法を採用した。その分配には遺伝的アルゴリズムを用いた。

4. シミュレーション結果

4・1 シミュレーションの概要

計算手段は以下の通りである。運動計測により関節角度などの空間的情報を得る。そこから身体各部の重心位置、質量分布、慣性モーメントなどの形状情報を与えることによって、慣性力を求める。これから、身体を適切な節に分割したリンクモデルを構成すれば、運動に必要な関節モーメントを計算することができる。そこから筋骨格モデルで評価を加えて筋張力を計算することが可能である。

4・2 シミュレーション条件

本研究では、運動パラメータを元に、関節モーメントを算出する。さらに算出した関節モーメントから筋骨格モデルを用いて筋張力の推定を行った。

受動的弾性特性の影響が出始める筋長を最も受動的な力を発揮しやすい長さとし、筋は中立姿勢のときに自然長になるものとする。

筋最大収縮力は Delp¹⁹⁾、生体パラメータは山崎の文献¹⁴⁾ のデータを参考にした。また、実際に計測した結果だけでは、歩行を再現するために必要なすべての値を測定できなかったため、実歩行計測データは David.A.Winter²⁰⁾ の著書の実測データを採用した。また、歩行運動においては関節角度の変化範囲は小さいために、モーメントアームは関節角度によらず一定としている。

5. 考察

5・1 関節モーメント

力学モデルより、歩行時における関節周りのモーメントを推定した。その結果を図(5-1)に表す。縦軸はモーメ

ント、横軸は歩行時間である。0秒から0.4秒まで遊脚相、0.4秒から1.0秒までが立脚相である。また、比較のために文献²⁰⁾から引用した値を図(5-2)に表す。

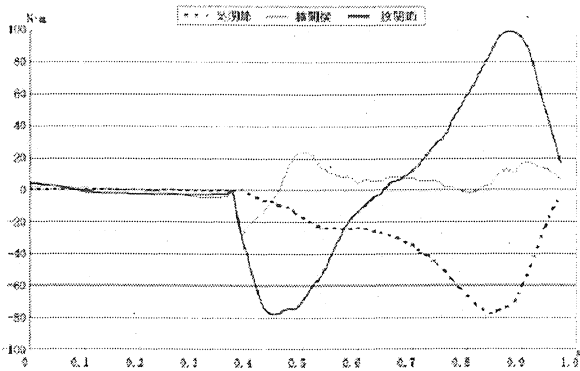


図5-1 計算値

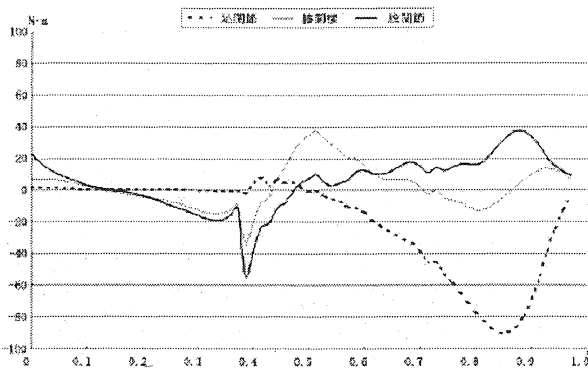


図5-2 文献値

両者を比べると、2つの点で異なる結果を示した。

1つ目は、接地の瞬間におけるモーメントの変化、2つ目は股関節周りにおけるモーメントの値である。特に股関節周りのモーメントが文献のデータと比べて、異なる特徴を示した。

これらの理由を以下のように推測する。

本研究で採用した数式モデルは歩行に関わる下半身のみの数式としたので、上体の関節モーメントが適切に考慮されなかったものと思われる。

接地の瞬間についても、上体の関節モーメントの影響が考慮できなかったものと思われる。また、足が接地する際に受ける衝突による力積、および、けりにもなう力積を考慮してないためと思われる。

また、歩行時の条件が同一ではないのも原因として挙げられる。

そこで、筋骨格モデルで採用する関節モーメントの値は計算値と文献値、両方を採用して計算を行った。

5・2 筋活動率

筋活動率を求める際に用いた関節モーメントは5・1で推定した計算値と、文献から引用した値の場合との2つの場合についてシミュレーションを行った。計算値の関節モーメントを用いた場合を活動1、文献値の関節モーメント

を用いた場合を活動2と表記する。

筋電図運動学における歩行時の筋活動²¹⁾と、本シミュレーションにおける筋活動を比較検討する。はじめに筋全体の活動について述べ、次に各筋肉について述べる。

A) 全体

全体として、歩行周期を通して絶えず活動している筋が存在する。本シミュレーションモデルでは筋の拮抗状態についての考慮していない。そのために姿勢を維持するための筋の活動が継続して発生したと思われる。各筋肉の筋活動については、文献値と比べて活動変化が類似していると思われる筋と、特徴にそぐわないものがみられた。広筋については、文献に比較対象が存在しなかった。

B) 大殿筋

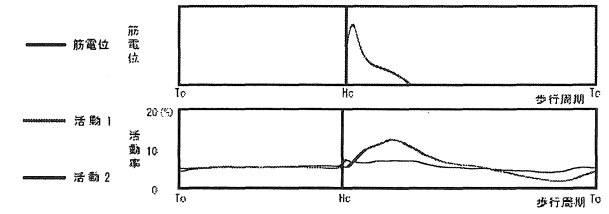


図5-3 大殿筋シミュレーション結果

文献値は立脚相終初期の接地後にピークを迎える。活動1については、立脚相初期における活動変化のピークを見ることができたが、活動2の活動変化ははっきりとした活動変化そのものを見ることは無かった。

C) ハムストリングス

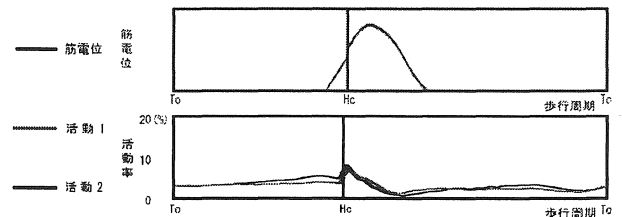


図5-4 ハムストリングスのシミュレーション結果

文献値では接地の直後にピークを迎える。シミュレーション結果ではわずかに文献値の特徴を示す活動変化を示した。

D) ヒラメ筋・腓腹筋

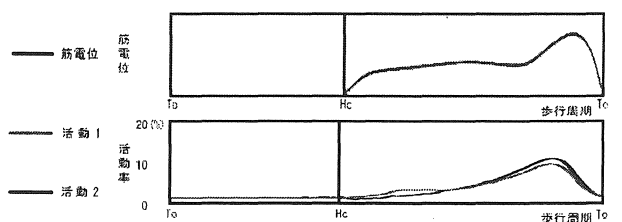


図5-5 ヒラメ筋のシミュレーション結果

下腿三頭筋(ヒラメ筋・腓腹筋・足底筋の総称)と比較した。活動は立脚相中期から活動を始め、遊脚相直前にピークを迎える。シミュレーション結果については、活動1・活動2のどちらにおいてもヒラメ筋・腓腹筋については比較的文献値に類似した活動を示している。

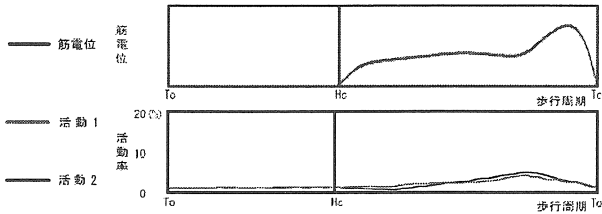


図5-6 腓腹筋のシミュレーション結果

E) 大腿直筋

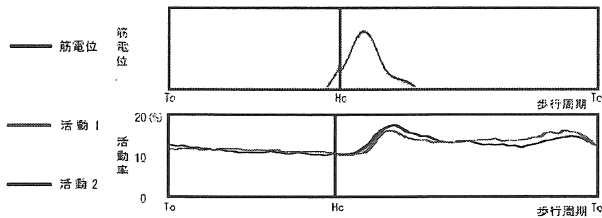


図5-7 大腿直筋のシミュレーション結果

文献値は立脚相初期の接地後付近にピークを迎える。活動1、活動2ともに接地後に活動変化が見られるがその活動は続き、立脚相後期の蹴り出し時に再度、筋活動率が上昇している。

F) 腸腰筋

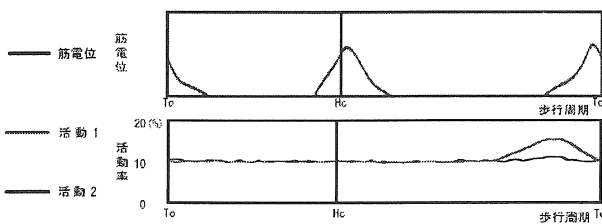


図5-8 腸腰筋のシミュレーション結果

文献値は立脚相初期の接地付近と立脚相終期の蹴り出し付近に活動のピークを見ることができる。活動1において立脚相終期の蹴り出し付近については活動の変化を見ることができたが接地付近の活動変化を見ることは無かった。活動2については筋の活動変化そのものを見ることができなかった。

G) 前脛骨筋

文献値は比較的歩行周期全体において活動している。活

動のピークは接地前後に見ることができる。シミュレーション結果においては、活動1については遊脚相と立脚相について筋の活動変化を見ることが可能であるが、活動のピークを見ることはできない。活動2については文献の活動ピークの特徴がわずかに見ることが可能である。

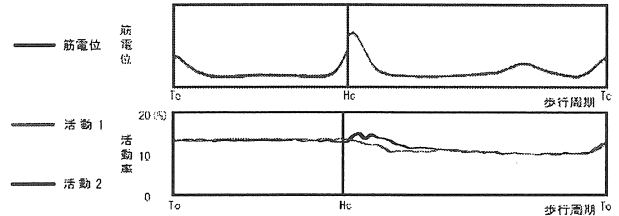


図5-9 前脛骨筋のシミュレーション結果

5・3 シミュレーションシステムの評価

生体に近い筋活動を再現するために、二関節筋を考慮に入れた歩行時における筋活動のシミュレーションを行った。全体として単関節筋、二関節筋の各活動特徴は、実際の筋電による活動と比較すると類似した活動を示したのもあったが、活動そのものが変化しない筋も存在した。

今回のシミュレーションにおいて筋活動の変化という観点からすれば、類似した筋活動を示した。しかしながら、絶えず筋が活動している状態が存在するために、筋活動の評価と言う目的については難しいものとなった。

6. まとめ

本研究では人の歩行運動を実際に測定し、その測定データを用いて関節モーメント、筋活動率を再現することを目的とした。実際に計測した結果だけでは、歩行を再現するために必要なすべての値を測定できなかった。よって、文献の実測値を利用し、シミュレーションに必要なパラメータをすべて測定できた場合を想定してシミュレーションを行った。

本研究では二関節筋を考慮に入れ、歩行時における筋活動の再現を目的とした。関節1つあたりに筋が多数あるため、方程式の数より未知数の数のほうが多くなる。この問題を解決するために遺伝的アルゴリズムを利用し、歩行時における筋活動の再現を試みた。筋電図運動学における歩行時の筋活動の結果と、本シミュレーションにおける筋活動を比較検討した結果、歩行の特徴について見ることができ活動変化を確認できたが、異なる特徴を示す筋も存在した。

今後、ヒトの歩行シミュレーションのさらなる発展には、歩行に必要な計測システムを完成させ、多人数の測定、多試行を行う必要がある。シミュレーションシステムについては、筋それぞれの特徴を考慮に入れ、神経学、医学的根拠に基づくパラメータを追加してより精度の高いシステムを構築することが必要と考えられる。

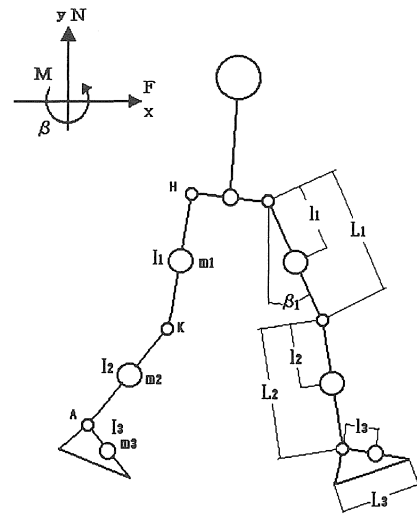
参考文献

- 1) 山崎信寿: ヒトの体系と歩行運動, バイオメカニズム7, pp.287 - 294, 東京大学出版会, (1984)
- 2) McGeer, T. : Passive dynamic walking, *Int. J. Robot. Res.* 9 (2), pp.62 - 82, (1990).
- 3) Davy, D. T. & Audu, M. L. : A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, *J. Biomech.*, 20 (2), pp.187 - 201, (1987)
- 4) Pandy, M. G. & Anderson, F. C. : Three - dimensional computer simulation of jumping and walking using the same model, *Proc. VII th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*, pp.92 - 95, (1999)
- 5) Garcia, M. Chatterjee, A., Ruina, A., & Coleman, M. : The simplest walking model : Stability, complexity, and scaling, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, 117, pp.300 - 308, (1995)
- 6) Tashman, S., Zajac, F. E., & Perakash, I. : Modeling and simulation of paraplegic ambulation in a reciprocating gait orthosis, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, 117, pp.300 - 308, (1995).
- 7) Laszlo, J., van de Panne, M., & Fiume, E. : Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking, *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Sereis*, pp.155 - 162, (1996)
- 8) 平井和雄: 2足歩行ロボット開発への挑戦, 電子情報通信学会誌, 82 (1), pp.2 - 6, (1999)
- 9) Taga, G. Yamauchi, Y., & Shimizu, H. : Self - organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biol. Cybern.*, 65, pp.147 - 159, (1991)
- 10) Taga, G. : A model of the neuro - musculo - skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait, *Biol. Cybern.*, 73, pp.97 - 111, (1995)
- 11) 長谷和徳, 山崎信寿: 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, 計測自動制御学会論文集
- 12) Sankai, Y., Fuziwara, K., Watanabe, K. & Moriyama, H. : HOJO - brain for motion control of robot and biological systems, *Artif. Life. Robotics*, 2 (4), pp.162 - 169, (1998).
- 13) Taga, G. : A model of the neuro - musculo - skeletal system for human locomotion. II. Real - time adaptability under various constraints, *Biol. Cybern.*, 73, pp.113 - 121, (1995).
- 14) 山崎信寿: 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニズム3, pp.261 - 269, 東京大学出版会, (1975).
- 15) Murray, M.P. : Drought, A.B. & Kory, R.C. : Walking Pattern of Normal Man, *J. Bone & Joint Surg.*, 46-A : 335 - 360, (1964)
- 16) 青木 慶: 直立二足歩行における関節受動抵抗の位置
- 17) 伊藤晋彦: ヒトの動的筋力の計測に関する研究
- 18) 山崎信寿, 長谷和徳: 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, 東京大学出版会 (1992)
- 19) Delp, S.L. : Surgery simulation : A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb, PhD Dissertation, Stanford University, (1990)
- 20) David A. Winter : Biomechanics And Motor Control Of Human Movement (1990)
- 21) 鈴木良平: 下肢の筋動作学, 日整会誌 46 : 139 - 145, (1972)

付録:

今回利用した力学モデル

記号の意味, 変数の符号は図中あるいは本文中に示した通りである。



剛体リンクモデル

水平作用反力

$$f_A = m_3 \ddot{x}_3 - F$$

$$f_K = m_2 \ddot{x}_2 + f_A$$

$$f_H = m_1 \ddot{x}_1 + f_K$$

垂直作用成分

$$n_A = N - m_3 (\ddot{y}_3 + g)$$

$$n_K = n_A - m_2 (\ddot{y}_2 + g)$$

$$n_H = m_K - m_1 (\ddot{y}_1 + g)$$

関節トルク

$$M_A = I_3 \ddot{\beta}_3 - F(y_A - y_{TC}) + m_3 \ddot{x}_3 \frac{l_3}{L_3} (y_A - y_T)$$

$$- N \{x_{TC} - x_A + L_3 U(t)\} + m_3 (\ddot{y}_3 + g) \frac{l_3}{L_3} (x_T - x_A)$$

$$M_K = I_2 \ddot{\beta}_2 + (f_A + m_2 \ddot{x}_2) \frac{l_2}{L_2} (y_K - y_A)$$

$$- \{n_A - m_2 (\ddot{y}_2 + g)\} \frac{l_2}{L_2} (x_A - x_K) + M_A$$

$$M_H = I_1 \ddot{\beta}_1 + (f_K + m_1 \ddot{x}_1) \frac{l_1}{L_1} (y_H - y_K)$$

$$- \{n_K - m_1 (\ddot{y}_1 + g)\} \frac{l_1}{L_1} (x_K - x_H) + M_K$$

(受理 平成14年 3月19日)