

# 筋骨格系モデルを用いた人体動作の生成・変形

幸村 琢

理化学研究所 イメージ情報技術開発室

品川嘉久

東京大学理学部情報科学科

## 要旨

近年、CG、ロボティクス、仮想現実感の研究において、人体の動きへの関心が高まりつつある。そのような動作データを生成/編集する方法としてモーションキャプチャーシステム、力学アニメーション、インバースキネマティクス等の手法が用いられてきた。しかし、その際、骨格や筋力などの人間の内部構造を考慮に入れた上で動作データを扱う手法がなかった。そのため、疲労や怪我といった生理的な要因による動作の変化をシミュレートすることができなかった。

本論文では筋骨格系モデルを用いることにより、モーションキャプチャー等の装置を用いて得た実際の人間の動作データを変換したりする方法を提案する。

本手法を用いることにより、力学的、かつ生理的に妥当な動作を生成することができる。各筋肉にはHillの筋肉モデルを用いており、筋肉のパラメータを変化させることにより、与えられた動作から徐々に疲労していったときの動作やけがしたときの動作、筋力の違いなど生理的な要因による動作の変化をシミュレートすることができる。

本手法は人間モデルの動作の編集、補間、リターゲッティング等に用いることができる。

## 1 導入

コンピュータグラフィックスによって人間の動作を生成する際、モーションキャプチャー装置を用いることが現在最も有効な手段である。しかし、モーションキャプチャー装置は高価な資材であるため、一般的にはデータベースの中から既に取り込まれている動作を編集することが多い。

しかし、体のサイズが不適切であった場合や、適当な動作が見つからない場合があり、そのため、自然な動きが得られるような、人間の動作の編集手法が求められている。

しかし、これまで提案されてきた手法では、人間の生理的な要因を変えるような動作の編集は難しかった。例えば、元の動作を疲れた時や怪我をした時の動作に自動的に変換することは既存の手法では難しい。

本論文では人体の筋骨格モデルと力学を組み合わせることにより、これまで困難であった生理学的な要因による動作の変化をつくり出すための手法を提案する。

本手法を歩行動作や蹴りあげ動作などに適用し、疲労、怪我、筋肉トレーニング、体のサイズの変更などといった要因による動作の変化を計算・可視化した。本手法は力学を考慮に入れているため、重力や外力の値を変えることも可能である。

## 2 過去の研究

これまで、リアルな人間のアニメーションを作るために力学シミュレーションを用いた手法が多く、提案されてきた。力学シミュレーションを用いて人体モデルを動かす際に問題となるのは関節や体の一部分の軌道の代わりに関節にかかるトルクや力を指定しなければいけないことである。

このような問題を解決するためにPD制御を用いた動力学シミュレーションが用いられることが多くなった。歩行動作 [8, 12] や運動選手の動作 [5] 等を製作するための手法を提案した論文がある。

もう一つの手法としては拘束条件付きの最適化問題を解くことによって動作の生成をする手法が提案されている (spacetime constraints [14])。特にキーフレームア

ニメーションとこの手法を組み合わせた手法が提案されてきた [9, 6, 7]。

人間の動作を得る別の手段としては、モーションキャプチャを用いて、実際の人間の動きのデータを取り込む方法がある。近年はこのようなデバイスが用いられる場合が多くなってきている。しかし、体のサイズが不適切であった場合や、適当な動作が見つからない場合があり、そのため、自然な動きが得られるように人間の動作を編集する手法が求められている。よって、これまで提案されてきたキネマティクス、力学シミュレーション、spacetime constraints といった、動作生成手法をこのような編集作業に適用するための研究が増えてきている。

Gleicher [3] は spacetime constraints を用いて異なるサイズの体に動きをリターゲットする手法を提案した。Popovic [10] らは力学に基づいた動作編集の手法を提案し、動きに幾何的な拘束条件だけでなく体のパーツの質量や、重力加速度といった力学的なパラメータの編集も可能にした。彼等の手法は PD 制御と spacetime constraints を組み合わせている。

しかし、これまで、筋骨格モデルと力学を組み合わせて人体動作を生成した例は少ない [6, 7]。

### 3 筋骨格系モデル

解剖学的に正しい動作を作成するためには人体の筋骨格モデルが必要である。本研究で用いている人体モデルはいくつかのデータ組み合わせで構築している。

足のデータは Delp [1] の論文に基づく。<sup>1</sup>このデータには各足 43 の筋肉の付着位置と筋線維や腱の長さ等が含まれている。

肩の部分には Van Der Helm ら [4] によるデータが用いられ、肘の部分には Veeger ら [11] のデータが用いられている。

体のパーツの質量や慣性モーメントといったデータはバイオメカニクスで提案されている手法により算出した。体全体を図 1 に示す。

それぞれの筋肉は Hill の筋肉モデルに基づいている。Hill のモデルに基づく筋肉モデルは多数あるが [13]、ここでは Delp [1] らで用いられているモデルを使っている。

<sup>1</sup>データは <http://isb.ri.ccf.org/isb/data/delp> からダウンロードできる。

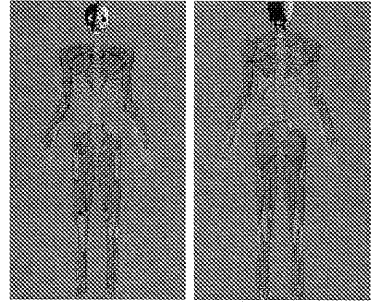


図 1: 筋骨格モデル

る。

Hill の筋肉モデルを用いることにより、筋肉の興奮度  $a$  を指定することで腱の張力  $f^T$  を計算することができる。筋肉はそれぞれの状況下で興奮度  $a$  を 1 にすることにより、最大の力を発揮し、0 にすることにより、最小の力を発揮する。よって、その状況下で最大発揮可能な力  $f^{max}$  と最小の力  $f^{min}$  を決めることができる。

$f^T$  は各時間において次の式で制限されることになる。

$$f^{min}(a=0) \leq f^T \leq f^{max}(a=1). \quad (1)$$

Giat *et al.* [2] らは電気的に大腿四頭筋を興奮させ、その中の  $^{31}P$  の密度を計ることにより、筋肉の内部の pH レベルと筋肉により発揮される力の相関関係を求め、筋肉の疲労状態と回復状態における筋力変化のモデルを作成した。本研究ではこの疲労回復のモデルを用いて徐々に疲れた動作を作成している。

#### 3.1 バランス

体のバランスを保つために体の安定度を評価する関数が必要となる。ここではゼロモーメント点 (ZMP) を用いて、そのような関数を定義する。人が立位姿勢にあるとき、足の裏に地面から受けるモーメントがゼロになっている点が存在する。この点のことをゼロモーメント点と呼ぶ。

地面と体の間には関節がないため、足の裏と地面の間で発生できるモーメントには制限がある。この制限を越えた時、体は地面に落ちてしまう。ZMP の位置を計算することにより、体が安定な状態にいるかどうかを計算

することができる。ZMP が足の裏にあるときは体は安定な状態にあるが、足の支持面の外にあるとき足に外力として補助的なモーメントを加えなければ体は倒れてしまう。本モデルではこの補助的なモーメントの大きさを安定度として扱っている：

$$s(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) = \begin{cases} \tau_+ & (\text{ZMP が支持面の外側}) \\ 0 & (\text{ZMP が支持面の内側}) \end{cases} \quad (2)$$

$\tau_+$  は姿勢を保つために足に最低限加えられねばならないモーメントを表す。

#### 4 筋骨格系モデルによる動作の変形

本章では筋骨格モデルを用いた動作の変形のアルゴリズムについて説明する。この演算は動きデータに対して二度適用される。まず、モーションキャプチャー等で得られたデータに対して適用して、初期動作を筋骨格モデルで実現可能なものに変形する。次に筋肉や力学パラメータを編集し、再び、動作を新しい条件の下にある筋骨格モデルで実現させるときである。

まず、体の座標や関節角度  $\theta$  の軌道を三次 B スプラインで表現する。関節角度のデータ  $\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$  を用いることにより、関節で生じるモーメント  $\tau$  を逆力学によって計算することができる。各時間において果して筋骨格モデルが与えられた動作を実行可能かどうかを評価する必要がある。この評価は次の二次計画問題を解くことによって行なわれる：

$$\min_{f, \tau_{ext}} \|\tau_{ext}\|^2 - \text{subject to} \begin{cases} \tau = Af - \tau_{ext} \\ f^{min} \leq f \leq f^{max} \end{cases}$$

ここで、 $f = (f_1^T, \dots, f_{n_m}^T)$ 、 $f^{max} = (f_1^{max}, \dots, f_{n_m}^{max})$ 、 $f^{min} = (f_1^{min}, \dots, f_{n_m}^{min})$ 、 $n_m$  は筋肉の数、 $A$  は筋力を関節トルクに変換するマトリックス、 $\tau$  は逆力学によって計算される関節トルク、 $\tau_{ext}$  はもし動作が筋肉によって実現することができない場合に補助的に関節に外力として加えるトルクを表す。

また、3.1章で説明されたバランスに関する拘束条件も満たされなければならない。動作が妥当なものとなるためには次の二つの条件が満たされなければならない。

$$\|\tau_{ext}\|^2 = 0, \|s(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta})\|^2 = 0 \quad (3)$$

この二つをまとめて動作の妥当性を評価する関数として

次の式を使用する。

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \|\tau_{ext}\|^2 + \|s(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta})\|^2 dt. \quad (4)$$

次に最適化により、 $J$  を最小化し、解剖学的に妥当な動作を計算する。最適化における変数は関節角度をあらゆるスプライン関数の係数と動作が終了する時間であり、拘束条件として式3を用いる。 $J$  が0に収束すれば、筋骨格系によって妥当な動作が得られたことになる。

#### 5 実験結果

この章ではさまざまな動作を前章で述べたアルゴリズムによって変形している。初期動作としてモーションキャプチャーで捕らえた動作を用いている。

キック動作と歩行動作をまず、モーションキャプチャーで取り込んだ後、筋肉のパラメータや力学的なパラメータを変更することにより、異なった条件下の動作を得る。

##### キック動作

まずモーションキャプチャーにより得られた動作を図2(a)に示す。筋骨格モデルと逆力学を用いて動作中に各筋肉が発揮する力を求めた。各筋肉の p H レベルを計算し、筋肉が発揮できる力の上限を疲労、回復のモデルに従い変化させた。動作が繰り返された後、もともとは可能だった動作も不可能になる。可能な動作を求めるために式(4)で示された最適化問題を解き、疲れた体でも可能な動作を得る。この操作を20、50回繰り返した後の動作を図2(b)と(c)に示す。キックを繰り返すうちにあまり足が高くあがらなくなることが観察できる。また上半身のぶれが大きくなり動作が不安定になることがわかる。

もう一つのキックの例を図3に示す。最初の動作は図3(a)である。次に蹴るほうの足に弾性力を持つひもをくくりつけ、先ほど述べたアルゴリズムを適用した結果得られる動作が図3(b)に示されている。ひもにひっぱられ、足が地面のそばを通過する様子がわかる。

##### 歩行動作

次に歩行動作を変形した例を示す。初期動作として図4(a)の動作がある。右足の筋肉の発揮できる力をもととの値の五分の一にした後、式(4)を最適化することにより、図4(b)に示される足を引きずった動作を得ることができる。また、重力の方向を30度傾けることによ

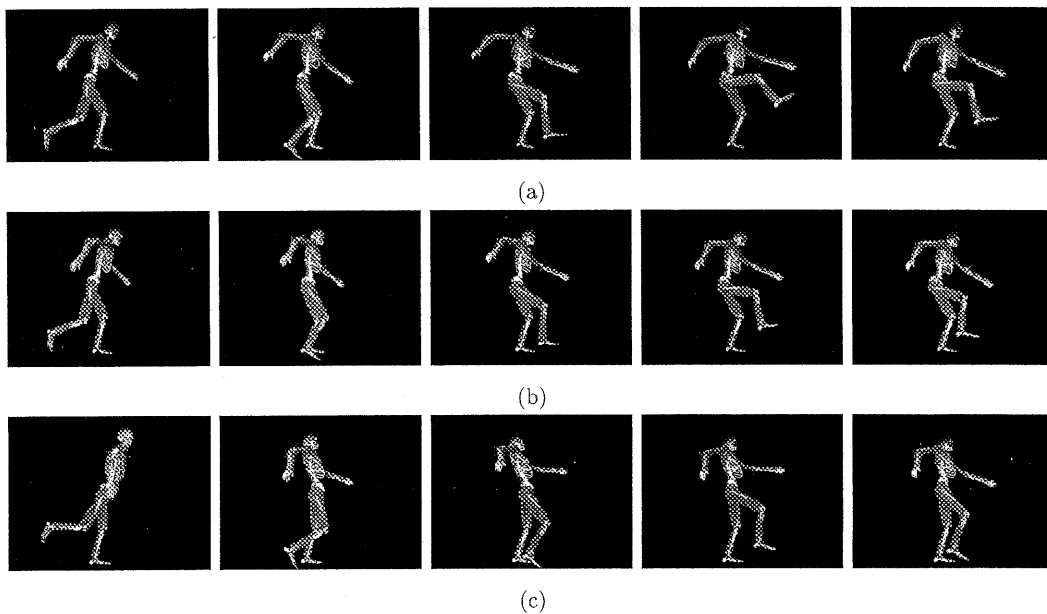


図 2: キック動作の変形: (a) 最初の動作 (b)20 回繰り返した後の動作 (c) 50 回繰り返した後の動作

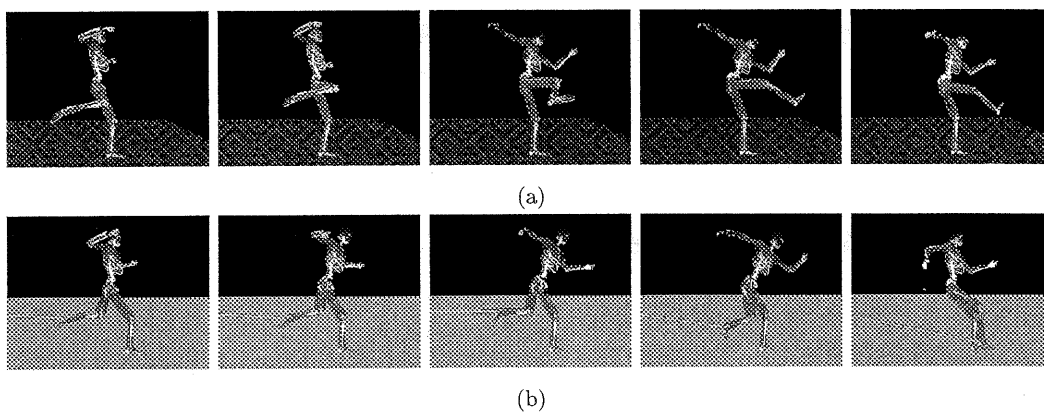


図 3: サイドキックの変形: (a) 最初の動作 (b) 変形された動作

り、最初の動作から図4(c)に示される坂を登る動作を得ることができる。

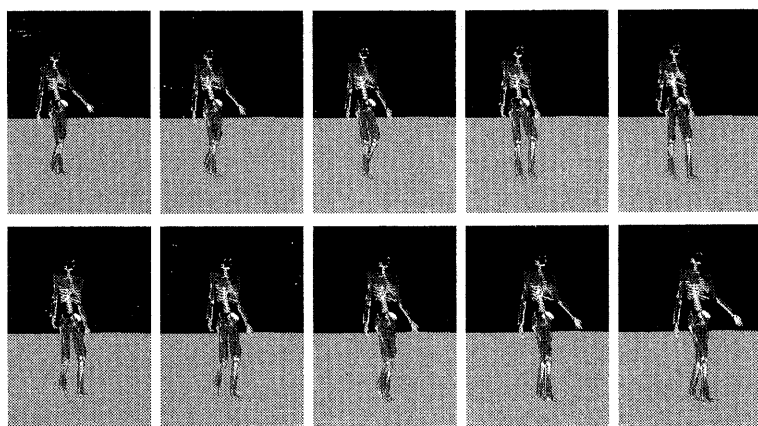
## 6 まとめ

本論分において、解剖学的なパラメータを変更することにより、人間の動作を変形するための手法を提案した。筋骨格系モデルと spacetime constraints を組み合わせることにより、力学的、解剖学的に妥当な動作が得られることを示した。

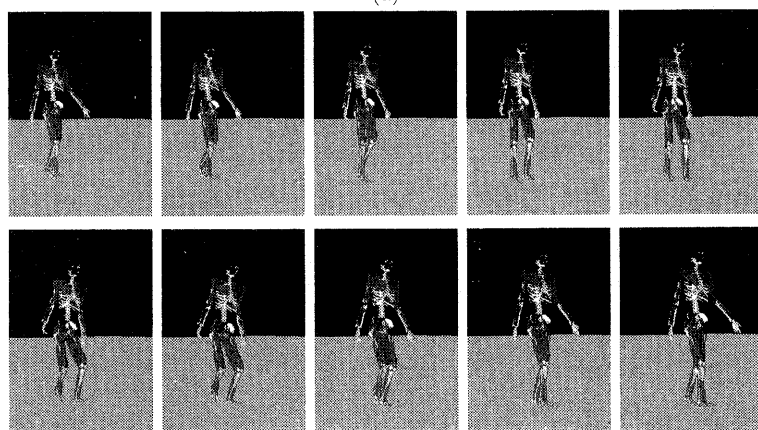
本手法を用いることにより、疲労や怪我などといった生理学的な要因による動きの変化をシミュレートすることができる。このような動作の生成はこれまでのような肉体のモデルを持たない手法では困難であった。また、重力などの力学的なパラメータを変更することによる動作の生成も可能であることを示した。

## 参考文献

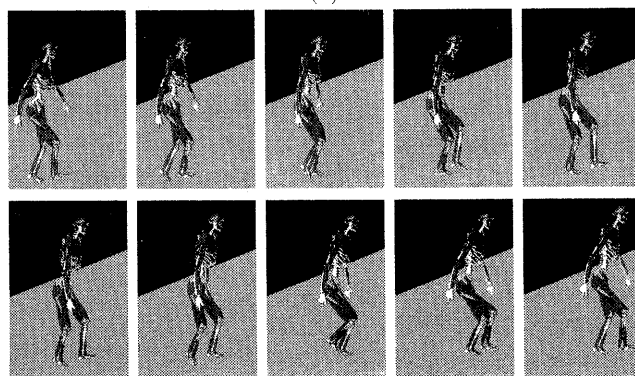
- [1] S Delp, P Loan, M Hoy, F E Zajac, S Fisher, and J Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 37(8), August 1990.
- [2] Y Giat, J Mizrahi, and M Levy. A musculo-tendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under fes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(7):664-674, 1993.
- [3] M Gleicher. Retargetting motion to new characters. *Computer Graphics Proceedings (Proceedings of SIGGRAPH98)*, pages 33-42, 1998.
- [4] F.C.T. Van Der Helm, H.E.J. Veeger, G.M.Pronk, L.H.V. Van Der Woude, and R.H.Rozendal. Geomoetry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *J. of Biomech.*, 25(2):129-144, 1992.
- [5] J K Hodgins, W L Wooten, D C Brogan, and J F O'Brien. Animation of human athletics. *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 95)*, pages 71-78, 1995.
- [6] T Komura, Y Shinagawa, and T L Kunii. Muscle-based feed-forward controller of the human body. *Computer Graphics Forum*, 16(3):C165-C176, 1997.
- [7] T Komura, Y Shinagawa, and T L Kunii. Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model. *The Visual Computer*, (5):254-270, 2000.
- [8] J Laszlo, M van de Panne, and E Fiume. Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking. *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 96)*, 30:155-162, 1996.
- [9] Z Liu, S J Gortler, and M F Cohen. Hierarchical spacetime control". *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 94)*, 28(2):35-42, 1994.
- [10] Z Popovic and A Witkin. Physically based motion transformation. *Computer Graphics Proceedings (Proceedings of SIGGRAPH 99)*, pages 11-20, 1999.
- [11] Veeger HE. Yu B. An KN. Rozendal RH. Parameters for modeling the upper extremity. *J. of Biomech.*, 30(6):647-652, 1997.
- [12] M van de Panne. Parameterized gait synthesis. *IEEE Computer Graphics and Application*, March:40-49, 1996.
- [13] J M Winters. Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. In Jack M. Winters and Savio L-Y. Woo, editors, *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*, chapter 5, pages 69-93. Springer-Verlag, 1990.
- [14] A Witkin and M Kass. Spacetime constraints. *Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 88)*, 22:159-168, 1988.



(a)



(b)



(c)

図 4: 歩行動作の変形: (a) 最初の動作 (b) 右足の筋肉を弱くしたことによる足をひきずる歩行 (c) 30度の勾配の坂道を登る動作