

人型モデルのための全身動作を用いたバランス保持動作の生成

工藤 俊亮* 池内 克史*

あらまし 本論文では、人間が突発的な強い外乱に対してしばしば行うような自発的な全身動作を伴ったバランス保持動作をモデル化し、それに基づいて人型モデルのバランス保持動作を生成する手法について述べる。まずモーションキャプチャを用いて取得した人間のバランス保持動作を観察し、そこから抽出された動作の特徴に基づいて比較的単純な構造を持つバランス保持モデルを構築し、またモデルを制御するパラメータを決定する。その際、様々な外乱に対処可能なように、バランス保持動作を「足を踏ん張ってバランスをとる動作」と「足を踏み出して転倒を防ぐ動作」の2つのモードに分けてモデル化する。こうして得られたバランス保持モデルを元に二次計画法による最適化計算を用い、様々な外乱に対する効率的なバランス保持動作を最適解として生成する。この手法により、腰を曲げたり腕を振り回したりしながらバランスをとるといったような、人間にしばしば見られる全身動作が生成できるようになった。

キーワード バランス保持, モーションキャプチャ, 動作生成

Balance Maintenance for Human-Like Models with Whole-body Motion

Shunsuke KUDOH* and Katsushi IKEUCHI*

Abstract In this paper, we model a human motion of maintaining balance against large perturbation, which is active and large-scale whole-body motion, and develop a method to generate motion of maintaining balance for a human-like character base on the model. First, we observe human motion captured by a motion-capturing system, and abstract a simple structure with parameters controlling it. In order to cope with several perturbations, we design two modes of maintaining balance: keeping the feet on the ground and stepping. Based on the model, motion of a human-like character is generated using optimization calculation. Using this method, several human-like motion for maintaining balance, such as rotating arms, bending down, and stepping, is generated.

Keywords balance maintenance, motion capture, motion generation

1 はじめに

近年、力学的に正しい人型モデルの動作を生成することに対する需要が高まってきている。コンピュータ・グラフィックスの分野ではリアルな三次元アニメーションへの需要の高まりから、正しい人間の動作を簡単に生成する手法を開発する取り組みがなされている。ロボティクスの分野では、ヒューマノイド・ロボットに関する研究がさかに行われており、ここでは厳密に力学的整合性のとれた動きを生成する

ことが必要不可欠なものとなっている。

人型モデルの動作生成に関する研究の中で、バランスの保持に関する研究はもっとも重要なトピックの内の1つである。2本足で体を支える人型モデルは、支持面の面積が小さく重心が高いためにバランスを崩しやすく、適切な制御手法なしでは安定的に動作することは不可能だからである。そのためロボティクスやコンピュータ・グラフィックスの分野などを中心に、バランスのとれた動きを生成する手法に関する研究が数多くなされてきた。

中でも外力の作用などの外乱に対するバランス保

*東京大学生産技術研究所

*Institute of Industrial Science, The University of Tokyo

持は、人型モデルの動作生成にとって避けることのできない課題といえる。なぜなら、外部環境とのインタラクションを上手く取り扱うことができないとしたら、生成可能な動作の幅が著しく狭められることになるからである。

ところで、突発的な外乱に対して最も柔軟かつ有効なバランス保持を実現しているのは、他ならぬ人間自身であると言える。実際、人間は突発的な外乱に対して、腰を大きく屈める、腕をぐるぐる回す、足を踏み出すなどの大きな全身動作を自発的に用いて、きわめて質の高いバランス保持動作を実現している。ところが人型モデルのバランス保持に関する研究において、これらの「人間らしい」バランス制御の手法はほとんど取り上げられてこなかった。

本研究では、自発的に全身を大きく動かすことによって外乱に対してバランスを保持する動作に注目し、そのような動作を生成するための手法を新たに提案する。ここでは人間がどのように動作するかというメカニズムを考察し、できるだけ単純なモデルを用いてそれを実現することを目指す。全身動作によるバランス保持モデルを構築するにあたっては、次の2つの方針を定めた。

- 人間の動作を観察し、その結果に基づいてモデル化を行う
- できるだけ単純なモデルを用いてモデル化を行う

人間の動作を観察するために、本研究ではモーシオンキャプチャ・システムとフォースプレートを用いた。しかしこれらから得られた人間の動作をそのまま動作生成に用いることはせず、得られた動作から人間の動作を特徴付けるパラメータを抽出し、バランス保持モデルの構築に役立てた。

また、我々はバランス保持モデルをできるだけ単純な形でモデル化した。すなわち倒立振り子モデルに似た基本構造を考え、これを制御するために重心やゼロ・モーメント・ポイント (ZMP) といったマクロなパラメータのみを用い、最適化計算によって全身の動作を生成するようにした。このモデルは効果的なバランス保持動作に関する知識や目標動作をあらかじめ与えられることなしに、外乱に対して適切な全身動作を生成することができる。このように予備知識なしで全身を用いたバランス保持動作を生成

できるというのは、本モデルの最も重要な特徴といえる。

そもそもバランス保持動作をできるだけ単純なモデルで表現しようとするのは、以下の理由からである。第一に、単純なモデルを用いることで、本質的な物理量のみ注目することができることが挙げられる。人型モデルは自由度が大きいため、それらを直接操作するのはたいへん困難であるといえる。単純なモデルを用いれば、本質的な物理量のみ注目して動作の大枠を決定することができる。第二に、単純なモデルを用いることで「姿勢」を考慮せずに動作の大枠を決められることが挙げられる。すなわち「姿勢そのものは一時的に安定な姿勢から遠ざかるが、全体として見ればより効率良くバランスを回復するために有効な動作」が生成可能になる。第三に、単純なモデルを用いることで、バランス保持動作を他の動作から切離して考えられるようになることが挙げられる。すなわち、バランス保持にとって本質的な部分を抽出することによって、今度はそれを他の動作と組み合わせることが可能になるのである。例えば本論文では、バランス保持モデルを歩いている動作と組み合わせることによって、歩行中に生じた外乱に対してバランスを保持する動作を生成している。

本論文ではこの後関連研究について触れ、次にバランス保持モデルの提案を行う。ここではモーシオンキャプチャを用いて取得した人間の動作を観察し、それに基づいてバランス保持モデルの構築を行う。続いてそのモデルを用いてシミュレーションを行ない、様々な外乱に対してバランス保持動作を生成する。最後に、生成された動作と人間の動作の比較を行い、本手法の有効性について議論する。

2 関連研究

人間の動作に関する研究は、様々な分野で数多くの研究者によってなされている。中でもコンピュータ・グラフィクスやロボティクス、バイオメカニクスなどの分野においては、人間や人型ロボットの動作に関する研究がさかに行われている。しかし大きな外乱に対するバランス保持という観点から見ると、それほど多くの研究がなされているとはいえない状況である。

コンピュータ・グラフィックスの分野では、加えられた外乱に対して適切な動作を生成する研究として尾下らの研究 [1] や Zordan らの研究 [2] などが挙げられる。

尾下らは、重い荷物を背負った時などに、うまくバランスを保持し続けられるような反応動作を生成する手法を提案した。この手法は、リアルタイムに動作を生成することが可能である。ここでは人間の体を大きく3つの部分に分け、それぞれ専用に設計された制御方法によって動作を生成している。この単純化は、主として計算コストを軽減するために行われる。我々の提案する手法においても人体を単純なモデルにモデル化して扱うが、その目的は計算コストの軽減ではなく、動作の本質的なメカニズムを抽出するためである。動作の生成に関しても、専用に設計された制御メカニズムを使うのではなく、より一般的な最適化計算を用いており、そのような一般的な枠組によっても十分に人間の動作の特徴を再現可能であることを示している。

Zordan らは、PD 制御を用いて外力に対する反応動作を生成する手法を開発した。ここでは各関節にバネ・ダンパのモデルを適用することによって、ボクシングのパンチのような強い外力が体に加えられた時に、体をしなせながら衝撃を吸収し、その後姿勢を立て直すような動作が生成される。これも外力に対するひとつの対応動作であるが、この手法では人間がしばしば見せるような、腕を回したり腰をかがめたりといった自発的な全身動作によるバランス保持動作は生成することができない。

ロボティクスの分野では杉原らの研究 [3] や藤原らの研究 [4, 5] などが挙げられる。

杉原らは、外乱に対して足を踏み出すことによって転倒を防ぐ動作を生成する手法を開発し、小型のヒューマノイド・ロボットに実装した。ここでは重心位置を制御することによって、間接的に ZMP の軌跡を適切なものにする手法が用いられている。この研究では人間がしばしば行うような足の踏み出し動作を実装しているものの、あくまでロボットを効果的に動かすことが最大の目的であるため、我々の研究のような人間の動作の特徴を再現しようという視点は持っていない。

藤原らは、さらに大きな外乱に対処する手法を提案している。そのような外乱に対しては、無理にバ

ランスを保持しようとせず、ロボットに加わる衝撃ができるだけ小さくなるように安全に転倒させてから、再び起き上がらせるという方法を採用している。このようなアプローチは、生活空間の中で実際にロボットを動かす場合には必要なものであるといえる。しかしもし転倒することなしにバランスを保持することが可能ならば、その方が良いことはいまでもない。我々の手法では、従来の手法では対処しきれなかったような大きさの外乱でも、大きく全身を用いた自発的な動作によってバランスを保持することを可能にしている。

バイオメカニクスの分野においても、人間のバランス保持のメカニズムに対する研究が行われている。外乱に対するバランス保持に関するものとしては、Gu らによる大人と子供の間でのバランス保持動作の違いを調べた研究 [6] や、外乱に対する人間の反応を専用に開発された装置を用いて正確に計測した Rietdyk らや Matjačić らによる研究 [7, 8] などがある。また足の踏み出し動作に関する研究も数多くなされている [9, 10, 11, 12]。それらの多くは倒立振り子モデルを用いており、このモデルが人間の足の踏み出し動作をよく近似できることが示されている。

これらのバイオメカニクスの研究においては人間の動作をできるだけ詳細に計測し、解析・モデル化することが大きな目標となっている。その点で本研究の目的と共通する部分があるが、バイオメカニクスにおいてはあくまで詳細に計測することが重要であり、構築されたモデルから逆に動作を生成するといった分野への応用はあまり考えられていない。また動作の正確な計測が重要であるため、本研究の主題となっている全身を大きく使ったバランス保持動作のような、限定された条件のなかで正確に測定するといったことが難しい動作に関してはあまり関心がもたれていない。

3 バランス保持モデル

本論文で提案するバランス保持動作モデルは、大きく2つに分かれている。すなわち「足を踏ん張るバランス保持」と「足を踏み出すバランス保持」であり、どちらも最適化計算を用いたバランス保持のモデルである。前者では、モデルの重心位置が速やかに目標位置に戻るために最適な動作が生成される。

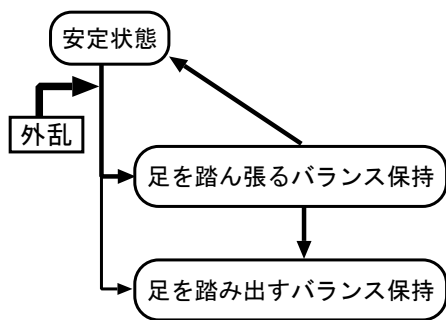


図 1: バランス制御の概略

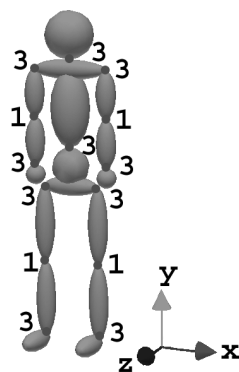


図 2: 人型モデル

モデルの姿勢そのものを直接制御するわけではないため、「姿勢そのものは一時的に目標姿勢から遠ざかるが、速やかなバランス回復に有効な動作」を生成することが可能になる。後者は、片足を踏み出すことによって転倒を防止する手法である。動作生成においては、倒立振り子モデルを用いて重心の軌跡を決定した後、逆運動学計算と最適化計算によって全身動作を生成する。

これらのモデルの関係は、図 1 に示されたとおりである。人型キャラクタに外乱が加えられると、通常はまず足を踏ん張るバランス保持が適用される。これは足を動かすことなく、全身を動かしてバランスを保持するための手法である。これでも外乱を処理しきれなかった場合には、さらに足を踏み出すバランス保持が適用される。これは足を 1 歩踏み出すことによって転倒を防ぐための手法である。動作生成は時系列にそってフレーム毎にローカルに行われる。

3.1 人体モデル

本手法で用いる人型モデルは、図 2 に示すようなものである。このモデルは 15 個の剛体からなるリンク構造を持ち、自由度は全部で 34 自由度ある。3 自由度の関節は球関節として実装されている。座標系は、 x 軸が体の左右方向を向き、 y 軸が鉛直方向を向くようにとる。

モデルが片足のみ接地している場合、モデル全体の自由度は各関節の自由度を足し合わせたものに等しい。しかしモデルが両足で接地している場合、下半身に閉ループ構造が生じるため、モデル全体の自由度が減ることになる。この閉ループ構造を考慮

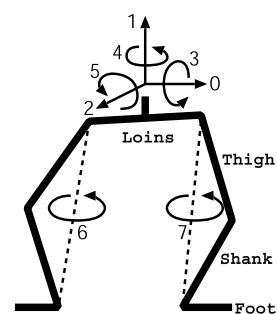


図 3: 下半身の閉ループ構造

した自由度として、本手法では図 3 に示したような自由度を考えることにする。ここで、各関節の自由度とモデル全体の実質的な自由度を区別するために、2 つの変数 θ と φ を定義する。前者のベクトルの要素は各関節自由度の状態に 1 対 1 に対応しており、後者のベクトルの要素はモデル全体の実質的な自由度に対応している。モデルが片足のみで接地している場合は、この 2 つの変数は同じものである。

3.2 人間の動作の取得

本研究では、人間がバランスをとる動作を取得するために、光学式モーションキャプチャ (Vicon Motion Systems 社製) と床反力センサ (KISTLER Japan 社製) を使用した (図 4)。

実験として、4 人の被験者に対し様々な大きさの力を加え、その動作を取得した。被験者は始め直立しており、不意に重心付近に外乱が加えられる。どのようにバランスを保持するかについての指示は特に与えず、本人にとって最も自然なバランス保持動作を取得するようにした。

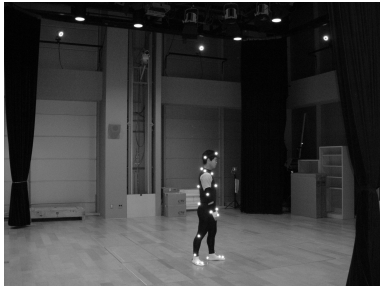


図 4: モーションキャプチャによる動作の取得

被験者らは外乱が小さい時には足を踏み出さずにバランスを保持し、外乱が大きくなると1歩踏み出すことによってバランスを保持した。足を踏み出さずにバランスを保持した場合の動作は「足を踏ん張るバランス保持」のモデル化に用い、足を踏み出した場合の動作は「足を踏み出すバランス保持」のモデル化に用いた。

3.3 足を踏ん張るバランス保持

足を踏ん張るバランス保持は、足を地面に固定したまま動かさずにバランスを回復するための手法である。ここでは体の重心位置を速やかに安定位置に戻すことを考えて、動作が生成される。その際、姿勢そのものは考慮しないため、「一時的に姿勢そのものは目標とする安定姿勢から遠ざかるものの、バランスの回復には有効な動作」を生成することが可能になっている。

3.3.1 人間の動作からのパラメタ抽出

足を踏ん張るバランス保持をモデル化するために、ここでは重心の動きに注目して人間の動作を観察する。実際に人間のバランス保持動作をモーションキャプチャで取得したのを見ると、水平方向の重心位置と重心速度、重心加速度の関係は、図5のようになっている。これを見ると、重心加速度は重心位置と線型な関係にあり、重心速度とはあまり関係がないことが分かる。このグラフから読み取れる重心加速度と重心位置の関係は、重心が安定位置よりも遠ざかれば遠ざかるほど大きな加速度で戻ろうとするというもので、次のように式で書くことがで

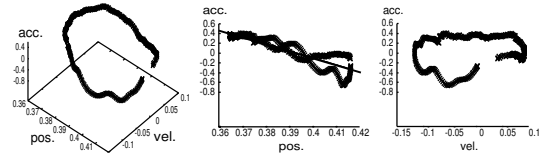


図 5: 水平方向の重心加速度（縦軸）と重心位置・重心速度（横軸）

被験者	平均	標準偏差
1	(-14.2)	—
2	-11.8	1.42
3	(-21.9)	—
4	-11.2	0.47
全体	-11.6	1.16

表 1: 重心加速度と重心位置の関係を表す比例定数 k_s の値

きる。

$$\ddot{s}_z = k_s(s_z - s_{\text{ref}z}) \quad (1)$$

ただし s は重心位置を表し、 $s_{\text{ref}z}$ は重心の目標位置の z 座標を表す。ここで k_s は図5中央のグラフの傾きであるから、これを調べると表1のようになる。被験者1と3に関しては、外乱に対してほとんどの場合に足を踏み出すことによってバランスをとっており、有意な数のデータが得られなかったため、全体の値を計算するときには除外してある。この結果から、 k_s の値は人によらずおよそ -11.6 であるとみなせることが分かる。

3.3.2 最適化計算による動作生成

この関係を用いて、足を踏ん張るバランス保持動作を生成する。実際には、キャラクタの全身動作は二次計画法による最適化計算によって計算される。二次計画法における変数は、関節の角加速度である。フレーム毎に動作生成する本アルゴリズムでは、関節角度と角速度は初期条件として決っており、自由に变化させられるのは関節角加速度だけだからである。足を踏ん張るバランス保持においては常にモデルの両足が接地しているので、実際に変数として用いるのはモデルの実質的な自由度の2階微分 ($\ddot{\varphi}$) である。

全身動作を生成するために、次のような二次計画

問題を立てる．目的関数は，各関節の角加速度の二乗和が最小になることと，重心加速度の垂直方向成分が大きな値であることである．式で書くと次のとおり．

$$\min w_1 \ddot{\theta}^T C_\theta \ddot{\theta} + w_2 \ddot{s}_y \quad (2)$$

ここで w_1, w_2, C_θ は重み付けの係数， s_y は重心位置の鉛直成分である．第1項は各関節での角加速度の2乗和を最小にするためのもので，直観的にはできるだけ少ない力しか使わずに済むような動作を生成するためのものである．第2項は重心をできるだけ高い位置に保つための条件であり，キャラクタがしゃがみ込んでしまうのを防ぐために設けたものである．しゃがんだ姿勢というのは重心位置が低く慣性モーメントも小さいので安定であり，この条件を抜かすと，しゃがみ込む動作がしばしば生成されてしまう．

拘束条件としては，以下の3つの条件を採用する．

- 重心加速度が適切な値である
- ZMP が足の支持面内に収まっている
- できるだけ左右対象に近い動きをする

第1の条件は，重心位置をより早く適切な位置に戻すためのものである．ここで前節で求めた重心位置と重心加速度の関係（式(1)）を用いる．また垂直方向の重心加速度に関して，空中に飛び上がらないために次のような拘束を与える．

$$\ddot{s}_y > g_y \quad (3)$$

ただし g_y は重力加速度の鉛直成分である．

第2の条件は，動的バランスを保証するためのものである．ZMP とは Vukobratovic らによって提唱された概念で [13, 14] 「地面から受ける力によって発生するモーメントの水平成分が0になる点」である．力学的に整合性のとれた動きでは，ZMP は常に足の支持面内に存在している．この ZMP の定義を式で表すと，次のようになる．

$$\mathbf{n} = (\mathbf{p} - \mathbf{s}) \times \mathbf{N} + \mathbf{n}_p \quad (4)$$

ただし， \mathbf{p} は ZMP， \mathbf{n} はキャラクタの重心のまわりに発生しているモーメント， \mathbf{s} は重心の位置， \mathbf{N} は地面から受ける力の総和， $\mathbf{n}_p = (0, n_{py}, 0)$ は地面から受けるモーメントの鉛直成分を表す．運動方

程式より $\mathbf{N} = m(\ddot{\mathbf{s}} - \mathbf{g})$ だから， $\mathbf{p} = (p_x, 0, p_z)^T$ として式(4)を解くと，ZMP は次のように求められる．

$$p_x = \frac{n_z + s_x m(\ddot{s}_y - g_y) - s_y m \ddot{s}_x}{m(\ddot{s}_y - g_y)} \quad (5)$$

$$p_z = -\frac{n_x - s_z m(\ddot{s}_y - g_y) + s_y m \ddot{s}_z}{m(\ddot{s}_y - g_y)} \quad (6)$$

足による支持面の領域 D を N_b 本の直線によって次のように記述することになると，

$$D = \{\alpha_i x_i + \beta_i z_i + \gamma_i > 0 \mid i = 1, \dots, N_b\} \quad (7)$$

ZMP $(p_x, 0, p_z)$ が支持面内にあるという条件は，次のように書ける．

$$\alpha_i p_x + \beta_i p_z + \gamma_i > 0 \quad (8)$$

第3の条件は，体の yaw 軸回転の動きを抑制して解の収束を安定にするためのものである．実際に人間においても，バランス保持において yaw 軸回転の動きは最小限に押えられており，この条件を加えることは本手法の目的に沿ったものであるといえる．この条件は，以下のようにして実現する．

$$\begin{cases} \ddot{\theta}_{\text{right}} > \ddot{\theta}_{\text{left}} & (\theta_{\text{right}} < \theta_{\text{left}}) \\ \ddot{\theta}_{\text{right}} < \ddot{\theta}_{\text{left}} & (\theta_{\text{right}} > \theta_{\text{left}}) \end{cases} \quad (9)$$

ここで $\theta_{\text{right}}, \theta_{\text{left}}$ は，それぞれ左右の膝と足首の関節を表している．

ところで実際に二次計画法を用いて動作を生成するためには，目的関数を変数 φ の2次式で，拘束条件を変数 φ の1次式で表現する必要がある．以下に，これまで述べてきた二次計画問題の目的関数と拘束条件がきちんと二次計画法の要請を満す形で書けることを示す．まず関節角加速度 $\ddot{\theta}$ ，重心加速度 $\ddot{\mathbf{s}}$ ，重心のまわりに生じるモーメント $\ddot{\mathbf{n}}$ が，すべて φ に関する1次式で書けることを示す．今，関節角度を表す変数 θ を考えると， θ は φ の関数として以下のよう書ける．

$$\theta = \theta(\varphi) \quad (10)$$

これを2階微分すると，

$$\ddot{\theta} = \sum_i \frac{\partial \theta}{\partial \varphi_i} \ddot{\varphi}_i + \sum_{i,j} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \varphi_i \partial \varphi_j} \dot{\varphi}_i \dot{\varphi}_j \quad (11)$$

となるが、ここで φ , $\dot{\varphi}$ の値はフレーム毎に初期値として決まっているため、結局、 $\ddot{\theta}$ は $\dot{\varphi}$ の 1 次式として書けることが分かる。同様に、重心位置 s に関しても

$$s = s(\varphi) \quad (12)$$

と書けるから、2 階微分すると

$$\ddot{s} = \sum_i \frac{\partial s}{\partial \varphi_i} \ddot{\varphi}_i + \sum_{i,j} \frac{\partial^2 s}{\partial \varphi_i \partial \varphi_j} \dot{\varphi}_i \dot{\varphi}_j \quad (13)$$

となり、 \ddot{s} が $\dot{\varphi}$ の 1 次式として書けることが分かる。重心のまわりに生じるモーメント n については、重心のまわりでの全身の角運動量 l を考えると、 φ と $\dot{\varphi}$ の関数として次のように書ける。

$$l = l(\varphi, \dot{\varphi}) \quad (14)$$

よって、重心のまわりで生じるモーメント n は、

$$n = \dot{l} = \sum_i \frac{\partial l}{\partial \dot{\varphi}_i} \ddot{\varphi}_i + \sum_i \frac{\partial l}{\partial \varphi_i} \dot{\varphi}_i \quad (15)$$

と書けるので、変数 $\dot{\varphi}$ の線型な式で書けることが分かる。

上述の二次計画問題について見ると、目的関数は $\ddot{\theta}$ の 2 次式と \ddot{s} の 1 次式の線型結合で表されており、重心加速度と動きの対称性に関する拘束条件はそれぞれ \ddot{s} と $\ddot{\theta}$ の 1 次式として表されているので、それぞれ $\dot{\varphi}$ の 2 次式と 1 次式で書き表すことができる。ZMP に関する拘束条件に関しても、ZMP の位置自体は \ddot{s} と n に関する 1 次式の割り算という形で書かれるが、実際の条件式 (8) に代入すると分母を払うことができ、結局 $\dot{\varphi}$ の 1 次式として書き表すことができる。以上のことから上述の二次計画問題は、変数 $\dot{\varphi}$ に関して二次計画法の要請を満す形で書けることが示せた。

ところで外乱が大きい場合、上の二次計画問題が解けないということがありうる。すなわち拘束条件を満すような $\dot{\varphi}$ が見付からないという場合である。これは足を踏ん張る方法ではバランスが保持できないということを意味しており、その場合、次節で述べる足を踏み出すバランス保持に処理を切り替える。

3.4 足を踏み出すバランス保持

足を踏み出すバランス保持動作は、以下のように生成される。初めにキャプチャされた人間の動作が

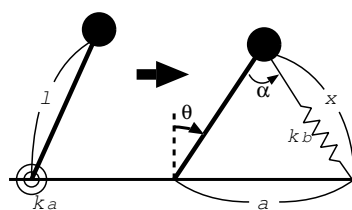


図 6: 足の踏み出しのモデル化 (接地前と後)

ら得られたパラメタに基づいて、倒立振り子モデル (IPM: Inverted Pendulum Model) を用いて重心の軌跡を決定する。続いてこの軌跡を元に逆運動学 (IK: Inverse Kinematics) 問題を解くことによって、下半身の動作を生成する。この時点ではまだ動作の動力学的整合性は考慮されておらず、最後に最適化計算を用いて上半身の動作を決定することによって、動力学的整合性のとれた全身動作を生成する。

3.4.1 IPM による踏み出しのモデル化

IPM を用いて足の踏み出しをモデル化するにあたって、図 6 のような 2 種類の状態を考えることにする。1 つは遊脚が接地する前の状態で、もう 1 つは遊脚が接地した後の状態である。前者の状態では、支持脚の支点到回転ばね (ばね定数 k_a) を考える。これにより、倒れそうになる体を支えようとする力を発生させられる。後者の状態では、遊脚をばね (ばね定数 k_b) とみなすようにする。これにより、接地時の衝撃をやわらかく吸収しつつ重心を支えられるようになる。後者の遊脚のばねの自然長は、遊脚が接地した瞬間の重心と接地点の長さとする。これら 2 つの状態での IPM の運動方程式は、次のようになる。

$$ml^2\ddot{\theta} = mlg \sin \theta - k_a \theta \quad (\text{接地前}) \quad (16)$$

$$ml^2\ddot{\theta} = mlg \sin \theta - k_b l(x_c - x) \quad (\text{接地後}) \quad (17)$$

3.4.2 人間の動作からのパラメタ抽出

このようなモデルを考えるとき、バネ定数 k_a, k_b などの定数が必要となる。これらのパラメタは、キャプチャされた人間の動作から抽出される。

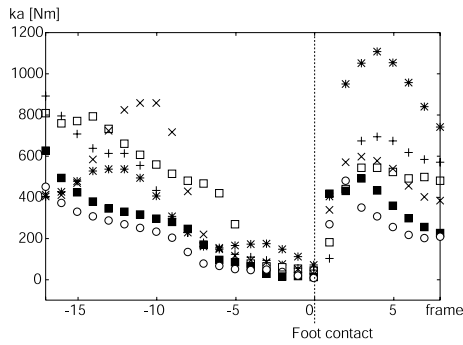


図 7: モーションキャプチャを用いて得られた動きから計算した k_a

まずバネ定数 k_a について考える． k_a の値は，キャプチャした人間の動作を式 (16) に代入することで計算することができる．ある被験者について計算された k_a の値をグラフにすると，図 7 のようになった．ここで，フレームレートは 30fps である．このグラフでは，0 フレーム目で遊脚が地面に接触するように，横軸の目盛を揃えてある．その手前の 6–8 フレームが遊脚を踏み出して片足支持になっている部分であり，この部分で k_a の値がひじょうに小さくなっている様子が観察できる．他の被験者についても同様の現象が観察でき，被験者ごとに k_a の値の平均と標準偏差を計算すると表 2 のようになった．この表から，足を踏み出している最中は k_a が 0 になるとみなせることが分かる．また接地するまでの時間はどの場合もおよそ 8 フレーム分であるから， $t_{\text{step}} = 250\text{ms}$ であるとみなせることが分かる．

接地した瞬間の足の開き具合については，体の傾きと脚の開き具合の比 α_c/θ_c を調べると表 2 のようになり，この値が 1.2 にひじょうに良く収束していることが分る．

接地した足のバネ定数 k_b については，足をバネとみなす仮定が正しいとすれば，接地点から重心までの距離 x と床反力 f_g の間に次のような式が成り立つ．

$$f_g = k_b(x - x_c) \quad (18)$$

実際，キャプチャした人間の動作から得られた x と f_g をプロットすると図 8 のように線型な関係が見られ，上式の関係が成り立っていることが分かる．そこでこの式から k_b を求めると表 2 のようになる．この結果から，この値には個人差が存在することが

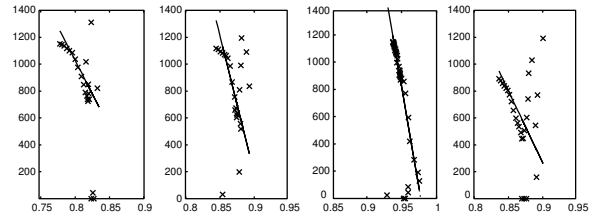


図 8: x (重心と遊脚の接地点との距離) と f_g (遊脚にかかる床反力) の関係: 横軸を x ，縦軸を f_g にしてこれらの関係をプロットすると，線型な関係が見られる．グラフ中の直線は回帰直線．

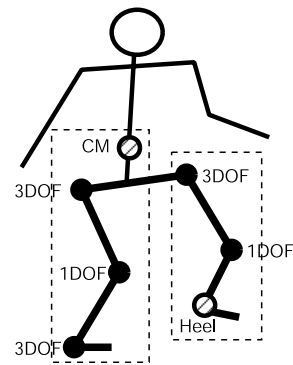


図 9: IK による姿勢生成: 始めに重心位置に対する IK を解き，続いて遊脚の踵に対する IK を解く．

分かる．本研究のシミュレーションでは，平均的な値として $k_b = 1500$ を用いることにする．

3.4.3 IK による人体モデルの動作生成

前節で求めたパラメタを利用すると，式 (16)，(17) から IPM の動きが計算できる．これをもとに，IK を用いて踏み出し動作を生成する．IK はまず重心について行い，続いて足先について行う．足先の軌跡については，初期姿勢として与えられる踏み出し始めの位置と，IPM によって得られる接地位置との間を B-spline 曲線で結んだものを用いた．重心位置に関する IK では支持脚の脚を支点とした重心までのリンク構造を考え，足に関する IK では腰を支点として遊脚の踵までのリンク構造を考えた (図 9)．

IK の解法は以下のとおりである．解きたい IK 問題に關係する関節の角度を $\theta_l = (\theta_0, \dots, \theta_n)^T$ とする．3 自由度の関節については，オイラー角を用い

被験者	平均	標準偏差
1	79.9	184.4
2	101.8	273.6
3	-83.5	560.7
4	-96.6	264.9
全体	15.8	356.3

被験者	平均	標準偏差
1	1.29	0.215
2	1.07	0.221
3	1.30	0.167
4	1.16	0.300
全体	1.20	0.256

被験者	平均	標準偏差
1	25100	5400
2	17900	7000
3	12700	4200
4	13500	4300

表 2: モーションキャプチャ・データから得られたパラメタ: 表は上から順に, それぞれ k_a , α_c/θ_c , k_b の値を表している. k_b については値に個人差が見られるため, 全体での値は計算しなかった.

て角度を表すこととする. 各自由度ごとの各関節の位置と回転軸の向きは, p_i, z_i とする. また, リンクの終端 (重心または遊脚の踵) の位置と角度を $r = (P^T \Omega^T)^T$ とする. このベクトルは, 位置 3 自由度・角度 3 自由度で 6 次元のベクトルとなる. このとき, r と θ_l の関係を表すヤコビ行列は, 次のように書ける.

$$J = \begin{pmatrix} z_0 \times (P - p_0) & \cdots & z_i \times (P - p_i) & \cdots \\ z_0 & \cdots & z_i & \cdots \end{pmatrix} \quad (19)$$

この行列の擬似逆行列 $J^T(JJ^T)^{-1}$ を繰り返し用いることで, IPM の重心位置と足先位置を満すような人体モデルの姿勢が得られる. 繰り返し計算の初期値には, 直前のフレームの姿勢を用いる. また繰り返し計算の手順は, 図 10 に示したとおりに行った.

```

set  $r$  for initial  $\theta_l$ 
while ( $\|r_{\text{dest}} - r\| > \delta$ ) {
  obtain  $J$  for  $\theta_l$ 
   $\Delta\theta_l = J^T(JJ^T)^{-1}(r_{\text{dest}} - r)$ 
  renew  $\theta_l$  as  $\theta_l + \Delta\theta_l$ 
  renew  $r$  for new  $\theta_l$ 
}

```

図 10: IK の解く処理の流れ

3.4.4 二次計画法による全身動作の生成

前節では IK を用いて人型モデルの動きを求めたが, この段階では上半身の姿勢に冗長性が残っており, また動力的なバランスも考慮されていなかった. 本節では, 上半身に残された姿勢の冗長性に注目して, 前節で求めた動きに力学的に整合性をもたせる方法について述べる.

今, 下半身の関節については前節で求めたとおり動きが決定しているため, 上半身の関節角加速度を変化させることによってバランスをとることを考える. すなわち「ZMP を支持足の範囲内に納めるような関節角加速度を求める」二次計画問題を考える. この操作に関係する関節を θ_u と表すことにすると, 「ZMP を支持足の範囲内に納めるような関節角加速度 $\ddot{\theta}_u$ を求める」ための二次計画問題は次の様に与えられる.

$$\min. \quad \theta_u^T C_{\theta_u} \theta_u \quad (20)$$

$$\text{st.} \quad \alpha_i p_x + \beta_i p_z + \gamma_i > 0 \quad (21)$$

ただし C_{θ_u} は定数, $(p_x, 0, p_z)$ は ZMP, $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$ は前節で述べた支持面を表す係数である. 目的関数は足を踏ん張るバランス保持と同様に, 各関節の角加速度の 2 乗和が最小になるようにすればよい. 拘束条件は, 下半身の動作が IK により決定しているため, ZMP が支持面内に存在するというものだけでよい.

4 実験と考察

本節では, 前節で述べたモデルを用いて実際にバランス保持動作を生成し, その結果と人間の動作を

比較することで本手法の有効性を議論する。まず始めに外見上の特徴について比較し、続いて力学的な特徴について定量的な比較を行う。最後にモデルのパラメタが生成される動作に与える影響を吟味する。

生成された動作と人間の動作の外見上の特徴を比較したのが、図 14 から図 16 である。それぞれの表で、上段が本モデルを用いて生成した動作、下段がモーションキャプチャで取得した人間の動作、中段がその人間の動作の特徴を分かりやすく図示したものである。

図 14 は、後から 300N の力を 0.1 秒間加えた場合である。ここでは足を踏ん張るバランス保持によって、バランスが保たれている。人間の動作を観察すると、以下のような動作を行っていること。すなわち、まず力が加えられると体が前に傾いてゆくので、その運動を打ち消すために腕を前方向に回し出す。続いて膝を伸ばし背中を屈めることで、腰の位置を後に引き戻す。こうして重心を安定な位置に効果的に戻している。生成された動作を見ると、たしかにこれらの特徴が再現されていることが分かる。

図 15 は、後から 300N の力を 0.4 秒間加えた場合である。この場合、始めは足を踏ん張るバランス保持によってバランスを保とうとするが、外乱が大き過ぎてバランスを上手く保持することができず、足を踏み出すという動作が生成される。人間の動作を観察すると、前の場合と同じように、始めは体が前に倒れてゆくのを防ぐために腕を回し、続いて背中を屈めることで腰の位置を引き戻そうとしている。しかし外乱が大き過ぎるため十分に腰の位置を引き戻すことができず、途中から足を踏み出すことで転倒を防いでいる。この場合も、生成された動作にこれらの特徴が再現されていることが見てとれる。

図 16 は、歩いている最中のキャラクタに対して後から 300N の力を 0.4 秒間加えた場合である。ここでは、バランス保持モデルを適用する際の初期姿勢および関節の初期角速度として、モーションキャプチャで取得された人間の歩行動作から得られた値を用いた。人間の動作を観察すると、歩行中に外乱が加えられると、もともと遊脚として踏み出そうとしていた足を通常の歩行に比べて大きく踏み出し転倒を防ごうとしていることが見てとれる。同時に、踏み出した足と反対側の肩と腕を前に出すことによ

て、左右方向のバランスをとっていることも分かる。これらの特徴は、本手法によって生成された動作にも再現されている。

以上の比較によって、人間が行う全身動作を用いたバランス保持の特徴が本手法によってうまく再現されるということが分かった。ここで重要なのは、腕を回したり腰を屈めたりといった動作そのものは、本モデルの中にあらかじめ組込まれたものではないということである。人間の動作から得られた単純な制御構造と最適化計算のみから人間の行う複雑な全身動作が最適解として再現できるということが、本手法の大きな特徴となっている。

続いて、力学的な特徴に関して比較を行う。ここでは、足を踏み出さずに対処可能な外乱の大きさを指標として、本手法で生成された動作を人間の動作と比較することにする。表 3 は、人間に加えた外乱の大きさ（力積）と、足を踏み出さずにバランスを保持できたかどうかの関係を表にしたものである。外乱は、人間の後側から加えた場合と前側から加えた場合の、2 つの場合を実験した。被験者には、できるだけ足を踏み出さずにバランスをとるように指示した。また、ストレイン・ゲージを使用して、加えた力積の大きさを正確に測定した。この表から、後側から外乱が加えられた場合は 40Ns 前後、前側から外乱が加えられた場合には 35Ns 前後が人間が足を踏み出さずにバランスを保持できる限界であると読み取れる。

ただし前側から外乱を加えた場合に、1 例だけ 44.5Ns の大きな外乱が加えられているにもかかわらず足を踏み出さずにバランスを保持できている例がみられる。これは被験者が外乱の加わる一瞬前に、重心を前に移動させる対応動作をとってしまったためである。

一方、本手法に基くシミュレーションにおいては、加える外乱の大きさを徐々に大きくしてゆくと、外乱を後側から加えた場合は 35Ns 付近から解が安定して求まらなくなり、40Ns では足を踏み出す以外の解が見付からなくなる。外乱を前側から加えた場合には、30Ns 付近から解が安定して求まらなくなる。

以上の関係を分かりやすく図にしたものが、図 11 である。上側の帯は後側から外乱を加えた場合を、下側の帯は前側から外乱を加えた場合を表している。横軸は、加えた力積の大きさを表している。帯の左

試行	力積 (Ns)	踏み出し
1	29.4	無
2	35.9	無
3	54.7	有
4	43.5	有
5	38.4	無

試行	力積 (Ns)	踏み出し
1	29.1	無
2	39.0	有
3	34.0	無
4	44.5	無
5	47.8	有
6	36.7	有

表 3: 外乱と足の踏み出しの関係: 上表は後から外乱が加えられた場合, 下表は前あら外乱が加えられた場合.

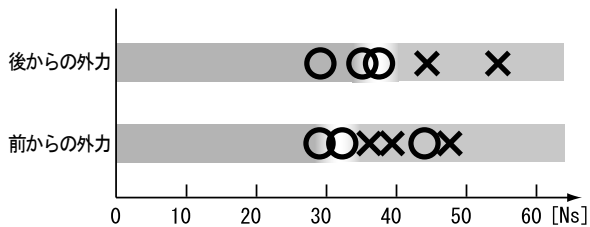


図 11: 足を踏み出さずに対処可能な外乱の大きさの比較

側の部分は本手法で安定して足を踏み出さない解が得られる領域, 帯の右側の部分は足を踏み出さない解が見付からない領域である. 図中のマーク (および×) は, それぞれ人間に外乱を加えた実験で足を踏み出さずにバランスを保持できた場合と, 足を踏み出してしまった場合を表している. この図をみると, 足を踏み出さずに対処可能な外乱の大きさに関して, 本手法のモデルと人間とで一致が見られる.

最後に, 本手法で用いるパラメタについて実験を行う. 本手法で用いるパラメタのほとんど全ては, モーションキャプチャ・データから抽出されたものであり, その値はできるだけ人間のものに近くなるように設定されている. しかし例外として, 二次計画法の目的関数に用いられる A_θ については, これが生成される動作に大きな影響を及ぼすパラメタで

あるにもかかわらず, 人間の動作から抽出されるわけではない. これまでのシミュレーションにおいて, この値は経験的に定められた値を用いていた. ここでは, このパラメタの値を変化させながら動作を生成し, このパラメタが生成される動作に及ぼす影響について吟味する.

図 12 は, 実際に A_θ の値を変化させた場合の生成された動作である. 先に述べたように, A_θ は動作生成において各関節の重み付けを行う対角行列であり, 各対角成分がそれぞれ関節の自由度に対応している. ここでは, 肩の関節に対応する対角成分の値を変化させている. 上段がこの成分の値を 1.5 とした場合, 中段が 0.15 とした場合, 下段が 0.015 とした場合である. 二次計画法は目的関数の値を小さくするような変数を見付けるため, A_θ の成分の値が小さい方が対応する関節はよく動くようになる. 実際, 上段に比べて下段の方がキャラクタの肩がよく回っていることが分かる. 上段では肩を回す度合いが小さい代わりに腰を大きくかがめており, この腰の動きによってバランスを保っている. ここで重要な点は, どの場合においても「腕を回す」「腰をかがめる」といった動作の特徴は見られ, ただその特徴がどのくらい大きく表現されているかのみが異っているということである.

次に, 上のそれぞれの場合におけるキャラクタの重心の動きを調べてみる. これをプロットしたのが, 図 13 である. 重心の軌跡は, どの場合でもほとんど変化がないことが分かる. このことは, A_θ が目的関数の中で用いられるパラメタであるのに対し, 重心の挙動は拘束条件の中で規定されていることを考えると当然の帰結であるといえる. 重心の挙動が A_θ の変化の影響をほとんど受けないということは, 足を踏み出さずに耐えられる外乱の大きさなどの力学的な特徴も A_θ の変化の影響をほとんど受けないということを意味する. 実際, それぞれの場合にシミュレーションを行ってみると, 足を踏み出さずに耐えられる外乱の大きさは A_θ の影響をほとんど受けなかった.

以上のことから, A_θ の値は生成される動作にバリエーションを与える働きをするものの, 本質的な動作の特徴を変化させるものではないことが実験により確かめられた. これは本手法において人間動作の外見上および力学的な特徴がうまく再現されたのは, パラメタのチューニングを慎重に行ったためで

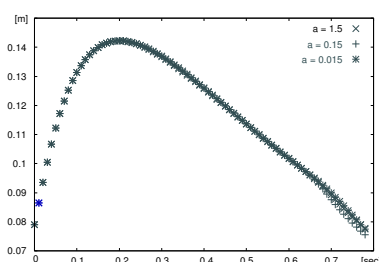


図 13: 様々な A_θ のもとで生成された動作における重心の軌跡

はないということである。このことを踏まえると、本手法を用いて生成された動作と人間動作との一致の理由は、重心の挙動と ZMP を用いた本手法の単純なモデルが現実の人間の動作をよく近似できているためと考えられる。すなわち、大きな外乱に対してバランスを保持しようとするとき、人間が効果的に動かせる自由度はそれほど多くはなく、それらは本手法で用いた程度の単純なモデルで十分に近似可能なのである。

5 まとめ

本論文では、人間がしばしば行うような大きな全身動作を用いたバランス保持に注目し、その基本的なメカニズムを再現するようなモデルを提案した。また、そのモデルを用いたシミュレーションを行い様々な外乱に対処する動作を生成し、その結果を人間の動作と比較することによって、モデルの正当性の検証を行った。

本手法では、まず人間の動作をモーションキャプチャを用いて取得し、そこからマクロな物理量（重心や ZMP）に基づく単純なモデルとそれを制御しているパラメタを抽出する。全身動作を生成する際には、このモデルをもとに二次計画法による最適化計算を行い、最適解としてバランス保持動作を生成する。また、より大きな外乱に対処可能なように、「足を踏ん張るバランス保持」と「足を踏み出すバランス保持」の 2 つのモードを用意した。

このようにして生成された動作を人間の動作と比較すると、その外見的特徴がよく一致しているだけでなく、どの程度の外乱まで足を踏み出すことなく対処可能であるかという力学的な特徴までよく一致していた。またこの一致は、モデル構築の際に適切

にパラメタを調整したためではなく、このモデルの構造が実際の人間をよく近似できているためだと考えられることも分かった。

このことから、本モデルは複雑な人間のバランス保持のメカニズムをうまく抽象化できている、これを用いると人間のバランス保持動作の特徴がうまく再現できるということが示された。

謝辞

モーションキャプチャおよび床反力センサの使用にあたっては、会津大学の施設を利用させていただいた。深く感謝する。なお本研究は、独立行政法人科学技術振興機構・池内 CREST プロジェクトの補助を受けている。

参考文献

- [1] M. Oshita and A. Makinouchi: “A dynamic motion control technique for human-like articulated figures”, Computer Graphics Forum, **20**, 3, pp. 192–202 (2001).
- [2] V. B. Zordan and J. K. Hodgins: “Motion capture-driven simulations that hit and react”, ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation (2002).
- [3] T. Sugihara, Y. Nakamura and H. Inoue: “Realtime humanoid motion generation through zmp manipulation based on inverted pendulum control”, Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 1404–1409 (2002).
- [4] K. Fujiwara, F. Kanehiro, S. Kajita, K. Yokoi, H. Saito, K. H. nad Kenji Kaneko and H. Hirukawa: “The first human-size humanoid that can fall over safely and stand-up again”, Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 1920–1926 (2003).
- [5] K. Fujiwara, F. Kanehiro, K. Saito, S. Kajita, K. harada and H. Hirukawa: “Falling motion control of a humanoid robot trained by virtual supplementary tests”, Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 1077–1082 (2004).
- [6] M. Gu, A. B. Schults, N. T. Shepard and N. B. Alexander: “Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: Dynamics”, Journal of Biomechanics, **29**, 3, pp. 319–329 (1996).

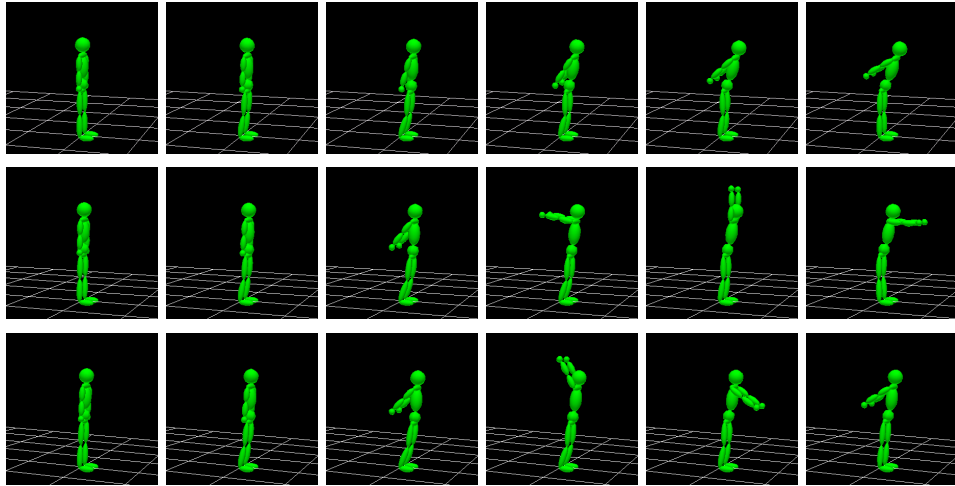


図 12: 様々な A_θ のもとで生成された動作: A_θ の要素のうち, 肩の関節に対応する対角成分の値を変化させた場合の動作. 上段がこの成分の値を 1.5 とした場合, 中段が 0.15 とした場合, 下段が 0.015 とした場合.

- [7] S. Rietdyk, A. E. Patla, D. A. Winter, M. G. Ishac and C. E. Little: “Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing”, *Journal of Biomechanics*, **32**, 11, pp. 1149–1158 (1999).
- [8] Z. Matjačić, M. Voigt, D. Popvić and T. Sinkjær: “Functional postural responses after perturbations in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control”, *Journal of Biomechanics*, **34**, 2, pp. 187–196 (2001).
- [9] M. C. Do, C. Schneider and R. K. Y. Chong: “Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation”, *Journal of Biomechanics*, **32**, 8, pp. 795–802 (1999).
- [10] Y. Pai and J. Patton: “Center of mass velocity-position predictions for balance control”, *Journal of Biomechanics*, **30**, 4, pp. 347–354 (1997).
- [11] E. T. Hsiao and S. N. Robinovitch: “Biomechanical influences on balance recovery by stepping”, *Journal of Biomechanics*, **32**, 10, pp. 1099–1106 (1999).
- [12] E. Papa and A. Cappozzo: “A telescopic inverted-pendulum model of the mulculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task”, *Journal of Biomechanics*, **32**, pp. 1205–1212 (1999).
- [13] M. Vukobratović and D. Juricic: “Contribution to the synthesis of biped gait”, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **16**, 1, pp. 1–6 (1969).
- [14] M. Vukobratović and J. Stepanenko: “On the stability of anthropomorphic systems”, *Mathematical Biosciences*, **15**, pp. 1–37 (1972).

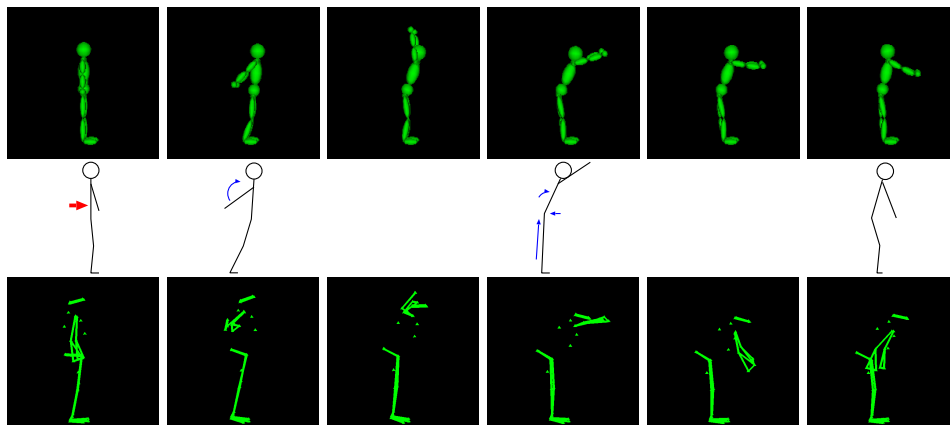


図 14: 両足を動かさずにバランスをとる動作 (300N で 0.1 秒)

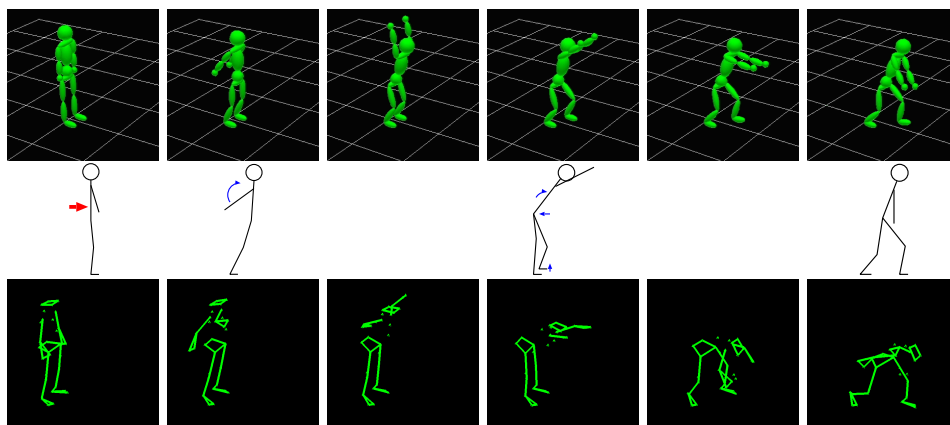


図 15: 足を踏み出してバランスをとる動作 (300N で 0.4 秒)

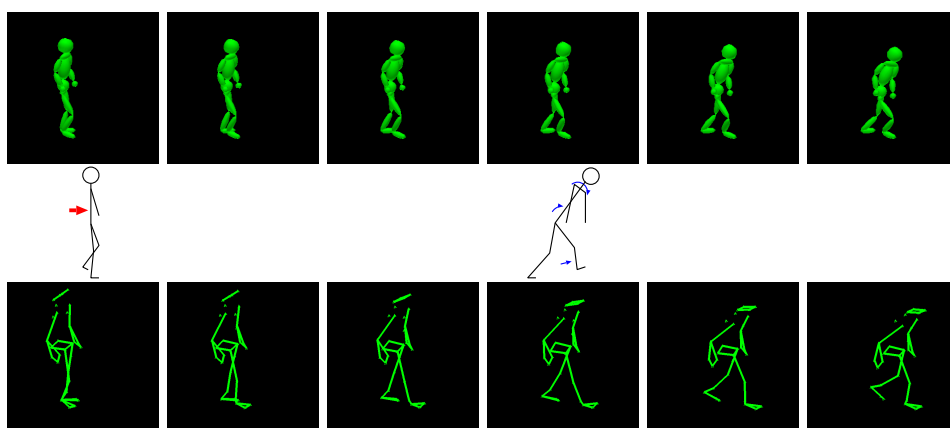


図 16: 歩いている最中に加えられた外乱に対してバランスをとる動作 (300N で 0.4 秒)