

モーションキャプチャデータを用いた 人間の無反動動作解析手法の提案

Proposal of a Method for Extracting Reactionless Motion From Human Motion Capture Data

学 宮本 康広 (都市大) 竹内 孝平 (都市大)
正 佐藤 大祐 (都市大) 正 金宮 好和 (都市大)

Yasuhiro MIYAMOTO, Tokyo City University, miyamoto@rls.mse.tcu.ac.jp

Kohei TAKEUCHI, Tokyo City University

Daisuke SATO, Tokyo City University

Yoshikazu KANAMIYA, Tokyo City University

The reactionless synergy provides the basis of perfect balance control — an important concept that may play an important role when evaluating balance abnormalities or when assessing the degree of perfection in balance control. We show how to apply the proposed method to the analysis of balance control for two voluntarily movement patterns in the sagittal plane: squat and sway.

Key Words: Human balance, Motion capture, Reactionless motion

1 緒言

人間の転倒というものは対処すべき重要な問題である。平成 24 年の厚生労働省人口動態系統において、不慮の事故における転倒による死亡者数が 7761 人と、窒息や溺死に次ぐ 3 位となっており、交通事故よりも多い件数となっている [1]。また、高齢者の転倒は骨折を引き起こし、日常生活に支障を来す。これは、場合によってはそのまま寝たきりとなり、介護負担の増加など社会問題に発展する [2]。したがって、バランス能力の向上により転倒を未然に回避することは重要となる。

人間のバランスに関する研究は数多く行われており、大きく二種類に分けることができる。一つは、集団を対象に統計学的手法により、検証を行う疫学的手法であり、もう一つは、人間の力学モデルに基づき、個々の現象について検証する生体力学的手法である。前者は、転倒者と非転倒者における重心の動揺量や筋肉量、歩行速度などを比較することで転倒要因について検証を行うが [3, 4]、個々の現象について詳細検証することには向かない。そこで、我々はより詳細に現象の検証を行うことができる後者について注目した。

過去の研究では、矢状面内の動作解析において比較的簡単であることから、倒立単振子や二重倒立振子によりモデル化する手法がよく用いられてきた [5, 6]。しかしながら、モデルの単純さに故に詳細な解析には不向きであり、剛体リンクによりモデル化する手法が用いられるようになっていく [7, 8]。また、足裏反力の重要性についても検証されており、反力は重心位置や圧力中心との関係性が示されている [9, 10]。しかし、これまでの研究は、主に足部が自由度を持たないモデルにより解析され、関節運動と反力の関係について示されていない。また、解析の際には、筋電位などによる関節トルクを推定や、反力センサによる床反力

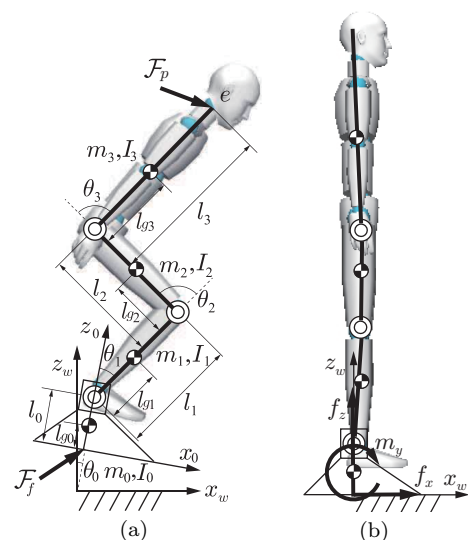


Fig.1: Human model in sagittal plane: (a) unfixed-base in mid air and (b) foot reaction forces and moment when grounded.

の測定などを必要としてきた。

本稿では、足部を非固定なモデルを用いる。モーションキャプチャから得た人間の運動データのみを用い、運動を足部への力に干渉する運動としない運動へ分解し、解析する手法を示す。また、自発的な二種類の動作に対して本手法を適用し、それぞれの動作の特徴を解析する。

2 モーションキャプチャを用いた 無反動動作の抽出手法

動作解析には、図 1 の人間を矢状面方向から見たモデルを用いる。人間の全身を、足、脛、腿、胴体の四つのセグメントを持つ剛体リンクとしてモデリングする。また、左右の足は一体として考え、上体部も一つの剛体として考える。そして、マニピュレータを備えた浮遊ベースロボット

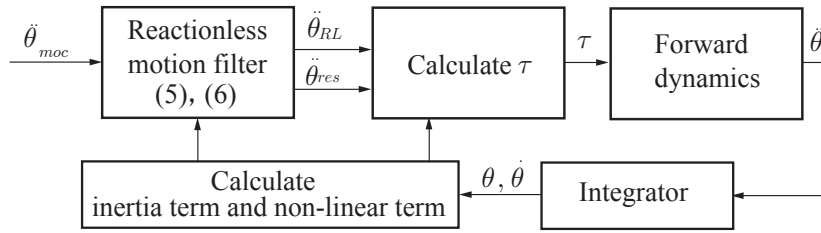


Fig.2: Block diagram of motion filter.

のモデリング手法 [11] を適用することで足部に自由度を持たせる．本モデルの運動方程式は次のように表される．

$$\begin{bmatrix} M_f & M_{fs} \\ M_{fs}^T & M_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathcal{V}}_f \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathcal{C}_f \\ c_s \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathcal{G}_f \\ g_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathcal{F}_f \\ \tau \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} T_{pf}^T \\ J_{ps}^T \end{bmatrix} \mathcal{F}_p \quad (1)$$

式中

$$\begin{aligned} M_f &\in \mathbb{R}^{m \times m} && \text{系全体の慣性行列} \\ M_{fs} &\in \mathbb{R}^{m \times n} && \text{足部とセグメントの} \\ &&& \text{干渉慣性行列} \\ M_s &\in \mathbb{R}^{n \times n} && \text{セグメントの慣性行列} \\ \mathcal{C}_f &\in \mathbb{R}^m && \text{足部回りの系全体の非線形項} \\ c_s &\in \mathbb{R}^n && \text{セグメントの非線形項} \\ \mathcal{G}_f &\in \mathbb{R}^m && \text{系全体の重力項} \\ g_s &\in \mathbb{R}^n && \text{セグメントの重力項} \\ \tau &\in \mathbb{R}^n && \text{関節トルク} \\ \theta &\in \mathbb{R}^n && \text{関節変位} \\ \mathcal{V}_f &\in \mathbb{R}^m && \text{足部の加速度} \\ \mathcal{F}_f &\in \mathbb{R}^m && \text{足部の反力/反モーメント} \\ \mathcal{F}_p &\in \mathbb{R}^m && \text{上体部に加わる外乱} \\ T_{\{o\}}^T &\in \mathbb{R}^{m \times m} && \text{力変換行列} \\ J_{\{o\}} &\in \mathbb{R}^{m \times n} && \text{ヤコビ行列} \end{aligned}$$

m は足部の自由度, n は関節数を示している．また, f, s, p はそれぞれ “foot”, “segment”, “perturbation” を意味している．解析には, 式 (1) 上段である足部回りの系全体の運動方程式を用いる．

$$M_f \dot{\mathcal{V}}_f + M_{fs} \ddot{\theta} + \mathcal{C}_f + \mathcal{G}_f = \mathcal{F}_f + T_{pf}^T \mathcal{F}_p \quad (2)$$

本式の特徴は大きく二つあり, 一つは足部の運動 ($\dot{\mathcal{V}}_f$) について考慮できる点である．これにより, 足を滑らせた場合や爪先立ちのような場合に対しても, 適用が可能となる．もう一つの特徴は, $M_{fs} \ddot{\theta}$ により, 関節の動作の足部の動作 (反力) への干渉を考慮できる点である．したがって, 関節の運動と足部反力の関係を表すことができる．

足部の受ける反力 (\mathcal{F}_f) は, 一般的な直立状態において図 1 (b) に示すような三つの成分を持つ．垂直床反力である f_z は, 重力の影響が強く運動による影響が非常に小さ

いと考えられる．これにより, 足部の自由度を一つ減らし $m = 2$ として考える．その際には, 系が冗長性を持つため, 関節角加速度は次のようになる．

$$\ddot{\theta} = \ddot{\theta}_{res} + P_{fs}(\theta) \ddot{\theta}_a \quad (3)$$

$$P_{fs} = (I - M_{fs}^+ M_{fs})$$

$$\ddot{\theta}_{res} = M_{fs}^+ (\mathcal{F}_f + T_{pf}^T \mathcal{F}_p - M_f \dot{\mathcal{V}}_f - \mathcal{C}_f - \mathcal{G}_f)$$

P_{fs} は足部とセグメントの慣性干渉行列の零空間ベクトルであり, $\ddot{\theta}_a$ は任意の角加速度を示している． $\ddot{\theta}_{res}$ は特殊解であり, $P_{fs} \ddot{\theta}_a$ と直交している．

ここで, 上体部への外力はなく ($\mathcal{F}_p = 0$), 足部の運動はない ($\mathcal{V}_f = 0$) もとする．また, 重力と床反力が釣り合っている $\mathcal{F}_f = \mathcal{G}_f$ と仮定する．このとき, 式 (2) より見かけ上の並行状態では,

$$M_{fs} \ddot{\theta} + \mathcal{C}_f = 0 \quad (4)$$

となり, 関節角加速度は,

$$\ddot{\theta}_{RL} = -M_{fs}^+ \mathcal{C}_f + P_{fs} \ddot{\theta}_{moc} \quad (5)$$

となる．この関節角加速度は, 動作により足部に対して反動を与えないことから, 無反動角加速度となる．この式 (5) の右辺第二項に, モーションキャプチャより得た関節角加速度データ ($\ddot{\theta}_{moc}$) を用いることで, 動作中の無反動動作を抽出することができる．また, 反動の生じる動作 (余剰動作) に関しては, 式 (3) より,

$$\ddot{\theta}_{res} = \ddot{\theta}_{moc} - \ddot{\theta}_{RL} \quad (6)$$

と求めることができる．これにより, 人間の動作を二つに分解することが可能となる．

初期状態 ($\theta(0), \dot{\theta}(0)$) は, $\theta(0) = \theta_{moc}(0), \dot{\theta}(0) = 0$ とする．それにより, $\ddot{\theta}_{RL}(0)$ は次のように求める．

$$\ddot{\theta}_{RL}(0) = P_{fs} \ddot{\theta}_{moc}(0) \quad (7)$$

ただし, $\ddot{\theta}_{moc}(0) \neq 0$ である．これを積分し, 次の状態を求め, 式 (5) を逐次計算することで, 全体の状態 ($\theta_{RL}(t), \dot{\theta}_{RL}(t)$) を求めている．余剰動作に対しても同様で,

$$\ddot{\theta}_{res}(0) = \ddot{\theta}_{moc}(0) - \ddot{\theta}_{RL}(0) \quad (8)$$

により初期化し, 逐次計算により全体の状態 ($\theta_{res}(t), \dot{\theta}_{res}(t)$) を求めている．また, 足裏反力および圧力中心は動力学計算により求めており, その際の関節トルクは式 (1) の下段部分を用いて算出している．全体の計算の流れに関しては, 図 2 に示す．

Table 1: Model parameters [12].

segment	foot	shank	thigh	torso
m [kg]	1.64	5.40	16.99	36.12
l_g [m]	0.069	0.181	0.140	0.311
I [kgm ²] $\times 10^{-3}$	0.225	52.928	213.763	2368.377

3 人間の動作解析

本項においては、屈伸動作 (squat)、足首関節を中心に体を前後に振る (sway) という二種類の自発的な動作に対し、動作分解により解析を行う。分解したデータは、決定係数により無反動動作、余剰動作のモーションキャプチャから得た動作に対する寄与率から、運動の特徴を評価する。被験者には、かかとおよびつま先を上げないように指示し、10 s 間に 3 回動作を行わせた。被験者は、身長 172 cm 体重 60 kg の 20 代前半男性であり、解析に用いた力学的パラメータは、表 1 に示す。運動データの取得には、NaturalPoint 社製光学式モーションキャプチャシステム OptiTrack [13] を使用した。

3.1 Squat

squat 動作は、垂直方向に沈み込むような動作である。したがって、水平方向へにおける重心の変位が小さく、足部のせん断力が小さくなると考えられる。また、各セグメントの回転運動が打ち消し合い、足部にかかるモーメントが非常に小さくなると考えられる。これより、無反動動作に近い動作になることが期待される。

解析結果は図 3 に示す。(b) から、重心や圧力中心の変異は非常に小さく、無反動動作が抽出されていることがわかる。(c) における関節の動作は、(a) における人間の動作と異なるが、重心および圧力中心の変位は実際の変位と同様の動きとなっていることが確認できる。これより、動作を分解できていることが分かる。(f) から、この動作が無反動動作の影響が強いことが確認できる。したがって、この動作は無反動動作の影響が強いことから、足部反力に影響しない安定的な動作であると言える。

3.2 Sway

sway 動作は、足首を中心に体を前後に振る動作である。したがって、水平方向において重心が大きく変位し、足部のせん断力が発生すると考えられる。また、全身が足首を中心に回転するような運動になるため、足部に大きくモーメントがかかることが予想される。したがって、余剰動作の影響が強い動作となることが予想される。

解析結果は図 4 に示す。(c) より、余剰動作はモーションキャプチャから得たデータに近いことが確認できる。また、(f) から余剰動作の影響が強いことが確認できる。したがって、この動作は余剰動作の影響が強く、転倒に影響する動作であると言える。

4 結言

我々は、モーションキャプチャから取得した人間の運動データを、無反動動作とその余剰動作に分解する手法を示した。無反動動作と余剰動作の割合から、動作の特徴を解

析した。本手法は、モーションキャプチャから得た人間の運動データのみで解析を行うことが可能であり、被験者の負担が小さいというメリットを持つ。今後は、より実用的なリハビリテーションやスポーツ分野への応用を目指す。

文 献

- [1] “平成 24 年厚生労働省人口動態統計.” [Online]. Available: <http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/81-1a.html> [Mar. 14, 2014]
- [2] 江藤文夫, “高齢者の転倒・骨折と寝たきり 総論 高齢者の転倒と骨折のとりえかた転倒と転倒後症候群,” 月刊総合ケア, vol. 12, no. 12, pp. 6–12, Dec. 2002.
- [3] 島田裕之, 内山靖, 原田和宏, 大淵修一, L. Stephen, 鈴木隆雄, “姿勢バランス機能の因子構造: 臨床的バランス機能検査による検討,” 理学療法学, vol. 3, no. 33, pp. 283–288, Aug. 2006.
- [4] G. Ostir, Y. Kuo, I. Berges, K. Markides, and K. Ottenbacher, “Measures of lower body function and risk of mortality over 7 years of follow-up,” *Am. J. Epidemiol.*, vol. 5, no. 166, pp. 599–605, Jun. 2007.
- [5] C. F. Ramos and L. W. Stark, “Postural maintenance during fast forward bending: a model simulation experiment determines the “reduced trajectory”,” *Exp. Brain. Res.*, vol. 82, no. 3, pp. 651–657, Jan. 1990.
- [6] S. N. Robinovitch, B. Heller, A. Lui, and J. Cortez, “Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy,” *J. Neurophysiol.*, vol. 88, no. 2, pp. 613–620, Aug. 2002.
- [7] C. F. Runge, C. L. Shupert, F. B. Horak, and F. E. Zajac, “Ankle and hip postural strategies defined by joint torques,” *Gait & Posture*, vol. 10, no. 2, pp. 161–170, Oct. 1999.
- [8] V. Bonnet, S. Ramdani, P. Fraisse, N. Ramdani, J. Lagarde, and B. G. Bardy, “A structurally optimal control model for predicting and analyzing human postural coordination,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 11, pp. 2123–2128, Jul. 2011.
- [9] L. M. Nashner and G. McCollum, “The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis,” *Behav. Brain Sci.*, vol. 8, no. 1, pp. 135–150, Feb. 1985.
- [10] K. Iqbal and Y. C. Pai, “Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement,” *J. Biomech.*, vol. 33, no. 12, pp. 1619–1627, Dec. 2000.
- [11] D. Nenchev, K. Yoshida, P. Vichitkulsawat, and M. Uchiyama, “Reaction null-space control of flexible structure mounted manipulator systems,” *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 15, no. 6, pp. 1011–1023, Dec. 1999.
- [12] P. D. Leva, “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, Sep. 1995.
- [13] “Optitrack - optical motion capture systems and tracking software.” [Online]. Available: <http://www.naturalpoint.com/optitrack/> [Mar. 14, 2014]

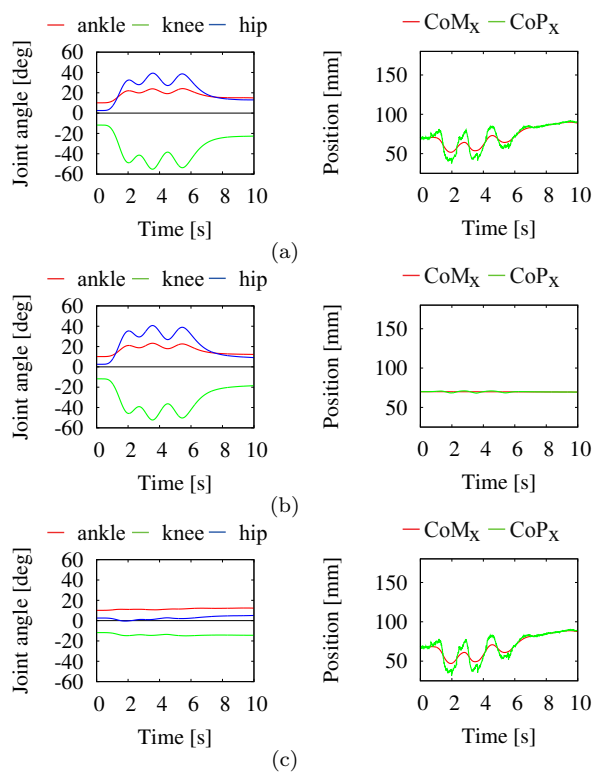


Fig.3: Squat: (a) motion capture data, (b) reactionless components, and (c) residual components, (d) snapshots from motion capture data, (e) snapshots from reactionless synergy, and (f) coefficient of determination for each joint. The snapshots are for the first motion cycle: time span 0.8 s ~ 2.9 s, time interval 0.3 s.

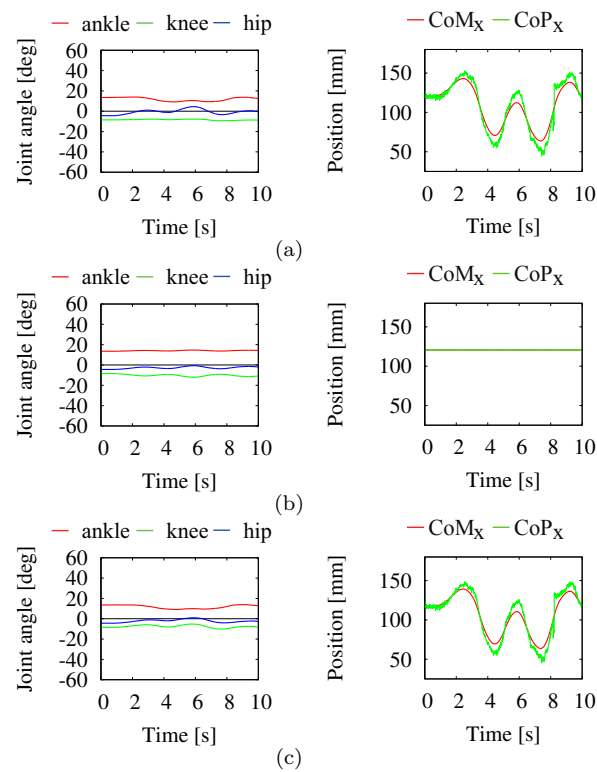


Fig.4: Sway: (a) motion capture data, (b) reactionless components, (c) residual components, (d) snapshots from motion capture data, (e) snapshots from reactionless synergy and (f) coefficient of determination for each joint. The snapshots are for the first motion cycle: time span 2.1 s ~ 6.0 s, time interval 0.7 s.