

低自由度ヒューマンフィギュアとの双方向変換を用いた大自由度人体筋骨格モデルの運動制御

Motion Control of High DOF Musculoskeletal Human Models using Bi-directional Mapping with Low DOF Human Figures

合志 剣之助 (東大) 正 中村 仁彦 (東大,CREST) 正 岡田 昌史 (東大)

*Kennosuke GOSHI, Yoshihiko NAKAMURA, Masafumi OKADA.

Univ. of Tokyo. 7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo

In this paper, we propose a new method for motion control of high DOF musculoskeletal human models using bi-directional mapping with low DOF human figures. The controllers for musculoskeletal human models consists of controllers for low DOF human figures and bi-directional mapping. A way to calculate mapping is reported.

Key Words: Musculoskeletal Model, Human Figure, Bi-directional Mapping, Motion Control

1. はじめに

バイオメカニクスの分野では運動解析のため人体筋骨格モデルの開発の研究が行われている^{1, 2)}。人体の詳細なモデルを用い、筋力、骨応力など生体内部情報を定量的に把握することで、理想的な動作の提案などリハビリテーションへの応用が可能になる。また、整形外科の骨手術において、術後の骨形状、筋の損傷による筋・腱張力の変化に応じた運動パターンの計算が可能になれば手術計画に役立つ。

一方、ロボティクスの分野では人間の関節構造を20から50自由度程度に低次元化したヒューマノイドのコントローラ設計が進んでいる。それらの研究成果を積極的に利用することは有効であると考えられる。

本研究では低自由度のヒューマノイドコントローラで大自由度を有する人体筋骨格モデルの制御を行うことを目標とする。本論文でははじめに低自由度ヒューマンフィギュアの制御入出力と人体筋骨格モデルの制御入出力間で双方向の写像を求める。とする。

2. 低自由度ヒューマンフィギュアと人体筋骨格モデルの双方向写像

本研究で用いる人体筋骨格モデルは、366の筋、91の腱、34の靭帯と、約200の骨を適当な細かさで53個の剛体リンクにグルーピングした力学モデルである³⁾。

低次元ヒューマンフィギュアと人体筋骨格モデル間の写像として姿勢に関する写像を求め、関節角速度、関節トルクの写像へと拡張する。ヒューマンフィギュアと人体筋骨格モデルは同じ大きさのものを用いるが関節数が異なる。そのため頭、腰、手先、足先など、運動において特徴的な部位の位置、姿勢が同じときを“同じ姿勢”と定義する。また関節角は相対座標に対して記述し、オイラー角を用いた。

ヒューマンフィギュアと人体筋骨格モデルの姿勢の写像関係を多項式近似により式(1)のように表現する。

$$\begin{aligned} \phi &= Mf(\theta) \\ \theta &= Ng(\phi) \end{aligned} \quad (1)$$

ここで $f(\theta) \in R^p$, $g(\phi) \in R^q$ は人体力学モデルの関節角 $\phi \in R^n$, またヒューマンフィギュアの関節角 $\theta \in R^m$

の多項式項からなる列ベクトルである。2次の多項式まで用いたとき $f(\theta), g(\phi)$ を以下のように表現する。

$$\begin{aligned} f(\theta) &= [1, \theta_1, \theta_2, \dots, \theta_m, \theta_1\theta_1, \theta_1\theta_2, \dots, \theta_1\theta_m, \theta_2\theta_2, \dots, \theta_2\theta_m, \dots, \theta_m\theta_m]^T \\ g(\phi) &= [1, \phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n, \phi_1\phi_1, \phi_1\phi_2, \dots, \phi_1\phi_n, \phi_2\phi_2, \dots, \phi_2\phi_n, \dots, \phi_n\phi_n]^T \end{aligned}$$

ヒューマンフィギュア、人体力学モデル間の写像を決定する係数行列 M, N は“同じ姿勢”に対応したヒューマンフィギュアの関節角 θ , 人体力学モデルの関節角 ϕ を、 l 組の姿勢について並べた行列 $\Theta \in R^{m \times l}$, $\Phi \in R^{n \times l}$ から最小二乗法により求める。 Θ, Φ は以下ようになる。

$$\begin{aligned} \Theta &= [\theta_1 \theta_2 \dots \theta_l] \\ \Phi &= [\phi_1 \phi_2 \dots \phi_l] \end{aligned}$$

また、 Θ, Φ の各要素について、 $f(\theta), g(\phi)$ を並べた行列を $F \in R^{p \times l}$, $G \in R^{q \times l}$ とすると、

$$\begin{aligned} F &= [f(\theta_1) f(\theta_2) \dots f(\theta_l)] \\ G &= [g(\phi_1) g(\phi_2) \dots g(\phi_l)] \end{aligned}$$

となる。用意した Θ, Φ に対し式(1)を満たす M, N は、 F, G の擬似逆行列 $F^\#, G^\#$ を計算することで求める。擬似逆行列は F, G の特異値分解を行い、転置をとり求めた。以下に F の擬似逆行列を求める計算を示す。

F の特異値分解には F の特異値を大きいものから k 個を計算に用い、そのときの F を添え字 k を用い

$$\begin{aligned} F^k &= U(p, k) \Sigma^k V(l, k)^T \\ \Sigma^k &:= \text{diag}\{\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_k\} \end{aligned} \quad (2)$$

とする。 $U \in R^{p \times p}$, $V \in R^{l \times l}$ はユニタリ行列であり、 Σ は F の特異値 $\sigma_i (i = 1, 2, \dots, p)$ からなる対角行列である。 $A(m, n)$ は A の1から m 行、1から n 列よりなる部分行列を意味する。このとき F^k の擬似逆行列 $F^{k\#}$ は

$$F^{k\#} = V(l, k) \Sigma^{k\#} U(p, k)^T \quad (3)$$

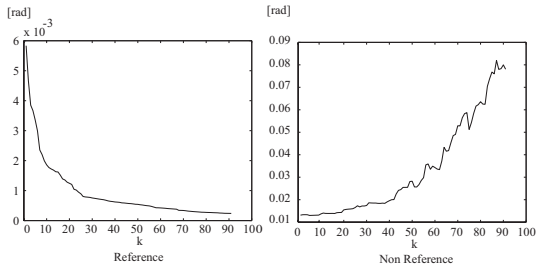


Fig.1 Average Error of Musculoskeletal Model

と求まる. 以上より M, N は $F^{k\#}, G^{k\#}$ を用い, 添え字 k を用い

$$\begin{aligned} M^k &= \Phi F^{k\#} \\ N^k &= \Theta G^{k\#} \end{aligned} \quad (4)$$

と計算できる.

3. 双方向写像の検証

M^k, N^k は近似解であり, その近似精度を調べるため, 写像関係を求める際にサンプルとしたヒューマンフィギュア, 人体筋骨格モデルの関節角からなる行列 Θ, Φ と M^k, N^k より計算される $\hat{\Theta}^k, \hat{\Phi}^k$ の誤差を計算した. またサンプル以外の姿勢についても同様の計算を行った. 誤差には各ベクトルのノルムの総和 $\|\Theta - \hat{\Theta}^k\|$ をベクトルの数で割ったものを用い, 1 関節あたりの誤差を表す.

Fig.1 に人体筋骨格モデルについて各 k に対する誤差をグラフにしたものであり, 縦軸に誤差, 横軸に k を表す. 単位はラジアンである.

Fig.1 の左のグラフはサンプルの姿勢に対するグラフであるが, k を大きくする程, 誤差は小さくなっているが, これは F^k, G^k の近似精度がよくなるためである. Fig.1 の右のグラフはサンプル以外の姿勢に対するグラフである. k が大きくなるほど, 誤差は大きくなっている. これはサンプル以外のデータはサンプルに対してもつ誤差が, 小さな特異値により拡大された結果と考えられる. ヒューマンフィギュアについても同様の結果が得られた.

Fig.2 に各モデルについてサンプル, およびサンプル以外の姿勢について計算を行った結果を示す. 図中の数字は k を表し, ORIGINAL はヒューマンフィギュアの姿勢を入力として人体筋骨格モデルの関節角を計算した場合, ヒューマンフィギュアと“同じ姿勢”をとる人体筋骨格モデルの姿勢を表している.

Fig.2 の左側はサンプルの姿勢に対する結果である. k が大きくなるとともに誤差は大きくなっていったが, 姿勢にはそれほど変化がないことがわかる. Fig.2 の右側はサンプル以外の姿勢に対する結果である. k が大きくなると, ORIGINAL に示される姿勢と異なってくることを確認された.

4. 双方向写像を用いた関節トルクの変換

姿勢の写像関係から, 関節角速度, 関節トルクの写像関係を導く. 姿勢の写像関係について時間微分を行うと

$$\dot{\phi} = M \frac{\partial f(\theta)}{\partial \theta} \dot{\theta} \quad (5)$$

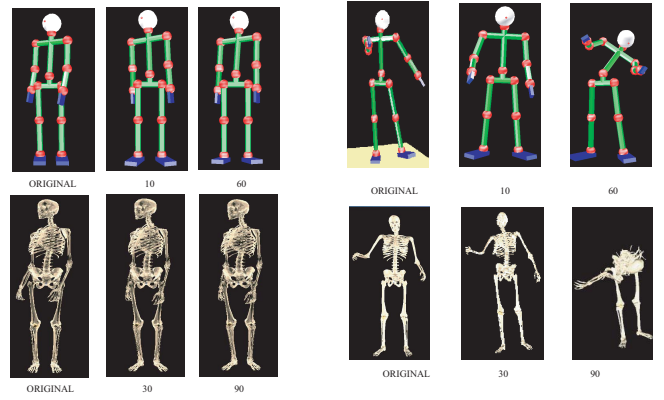


Fig.2 Calculated Motion

$$\dot{\theta} = N \frac{\partial g(\phi)}{\partial \phi} \dot{\phi} \quad (6)$$

となる. これは関節角速度についての写像関係を表す. 上式において $J_m(\theta) = M \frac{\partial f(\theta)}{\partial \theta}, J_n(\phi) = N \frac{\partial g(\phi)}{\partial \phi}$ と置くと, これらは関節角のヤコビアンである. またこのヤコビアンと仮想仕事の原理より, 関節トルクの写像関係は

$$\begin{aligned} \tau_{mm} &= J_n(\phi)^T \tau_{hf} \\ \tau_{hf} &= J_m(\theta)^T \tau_{mm} \end{aligned} \quad (7)$$

と求まる. Fig.3 に双方向写像を用いたシステムの構成例を示す. 低自由度コントローラから出力される関節トルク τ_{hf} は式 (7) に従い, 人体筋骨格モデルの関節トルク τ_{mm} に写像される. また人体筋骨格モデルの状態量 ϕ はヒューマンフィギュアの状態 θ に写像され, コントローラはヒューマンフィギュアの状態および参照軌道 θ_{ref} から出力を決定する.

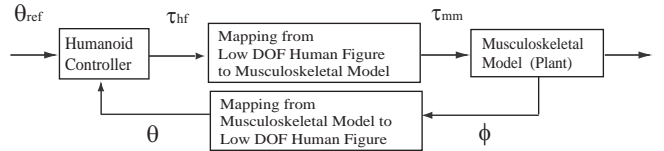


Fig.3 Musculoskeletal Human Model

5. おわりに

人体筋骨格モデルと低自由度ヒューマンフィギュア間の姿勢について, 多項式近似を用いた双方向写像の構成法を提案し, 参照した姿勢との誤差より写像の近似精度の検証をした. また姿勢の写像から関節トルクの写像へと拡張し, 人体力学モデルをヒューマノイドコントローラで制御することを提案した.

- 1) 長谷和徳, 山崎信寿. 汎用 3 次元筋骨格モデルの開発. 日本機械学会論文集 (C 編) 61 巻 591 号, Vol. 61, No. 591, pp. 254-270, 1995.
- 2) Toshiyasu L.Kunii Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa. Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model. *The Visual Computer*, Vol. 6, No. 5, pp. 254-270, 2000.
- 3) 鈴木一郎, 山根克, 多谷浩嗣, 栗原一貴, 中村仁彦. 高速動力学計算法を用いた詳細人体モデルに基づく人間の力学計算. 第 20 回日本ロボット学会学術講演論文集, 2002.