

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

○鈴木 一郎 (東大), 山根 克 (CMU), 多谷 浩嗣 (東大),
栗原 一貴 (東大), 中村 仁彦 (東大, CREST)

Efficient Dynamics Computation of Detailed Musculo-skeletal Human Model

Ichiro Suzuki (Univ. of Tokyo), Katz Yamane (CMU), Koji Tatani (Univ. of Tokyo),
Kazutaka Kurihara (Univ. of Tokyo) and Yoshihiko Nakamura (Univ. of Tokyo, CREST)

Abstract— We designed detailed human model involving bones, muscles, tendons and ligaments and developed an efficient dynamics computation algorithm of the model.

Key Words: Musculo-skeletal Model, Dynamics Computation, Muscular Tension

1. はじめに

ヒューマノイドのような大自由度のロボットの運動パターン生成や自律的行動生成などでは、人間の感覚系とモータ系のつながりをヒントに研究を進める方向性が目立っている。このような人間の身体性に基づく情報処理理論の研究においては、視覚情報や皮膚接触情報のような外部感覚系情報の他に筋・腱張力、骨応力、前庭感覚等の内部感覚系を含めた運動感覚系情報処理が可能となれば、有用な研究基盤となる。一方、バイオメカニクス分野では従来より筋骨格系人体モデルに基づく運動解析¹⁾²⁾が行われている。しかし、運動機能の解析を中心とするため複数の筋を少数の筋で代表するなどモデルの簡略化がなされており、運動感覚系モデルとしては十分ではない。また実際の人体の筋骨格に即してモデルを複雑化した場合、膨大な計算コストがかかるという問題を含んでいる。

本研究では、精緻な筋骨格系人体モデルを設計し、運動感覚系情報処理のための高速力学計算法を開発した。以下の特長を持つ。

- 筋・腱・靱帯をワイヤでモデル化した。始点・終点に加えて経由点や分岐点を設けることでより詳細なモデル化を可能とした。
- 順動力学及び逆動力学の双方向の力学計算が可能である。
- 高速動力学計算法³⁾の応用によって、筋骨格系の要素数 n に対して計算コスト $O(n)$ を実現した。

2. 詳細人体モデルの設計

2.1 概要

設計した詳細人体モデルは、適当な細かさでグループ分けされた骨と、骨間に張られた筋・腱・靱帯のネットワークからなる。それぞれの要素は以下の性質を持っている。

骨：質量を持った剛体リンク。

筋：能動的に張力を発生するワイヤ。比較的伸縮する。
腱：受動的に張力を発生するワイヤ。比較的伸縮しない。筋と接続し筋張力を遠方に伝達する。
靱帯：受動的に張力を発生するワイヤ。比較的伸縮しない。骨と骨を結び、骨同士の相対的な運動を抑制する。

次節より骨格系剛体モデルと筋・腱・靱帯系ワイヤモデルの設計方法について述べる。

2.2 骨格系剛体モデル

骨格系剛体モデルには市販の医療用骨形状ポリゴンデータ⁴⁾を用いた他、CT 撮像による断層図からボリューム再構成によって取得したポリゴンデータを使用した。まず全身駆動の実験を行うに当たって、頭部、手、足は一体の骨とし表情筋や指の筋腱は考えないこととした。このようなグルーピングによって約 200 の骨を 53 の剛体リンクとし、各関節を 3 自由度の球面関節とした。

2.3 筋・腱・靱帯系ワイヤモデル

筋・腱・靱帯は一般に骨に固定された始点・終点および 0 点以上の経由点を通るワイヤとしてモデル化した。筋と腱の直列接続からなる最も簡単な部位は 1 本の筋で代表した (Fig.1)。経由点は筋が骨の一部分に引っ掛

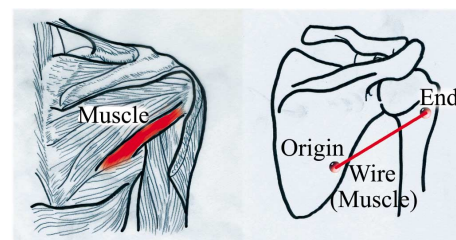


Fig.1 a simple Muscle Model

かっている場合や、腱鞘による腱の拘束をモデル化する場合に置かれる。始点・終点・経由点は原則として骨に固定されるが、枝分かれする筋・靱帯などを記述するために分岐点にバーチャルリンク (後述) を置く。

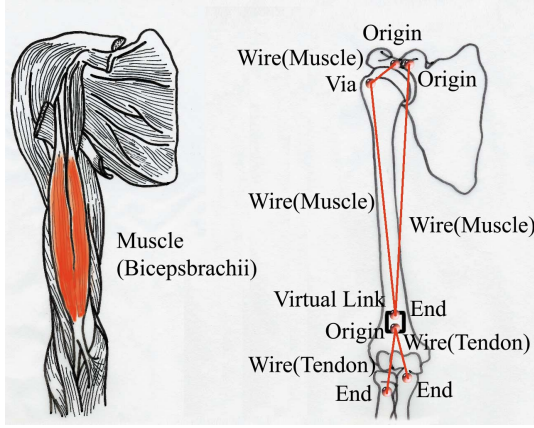


Fig.2 the Model of Bicepsbrachii

Fig.2 は分岐点及び経由点を有する上腕二頭筋のモデル図である。上腕二頭筋の停止部においては、腱が分岐し、分岐した腱がそれぞれ別々の骨に癒着するという配置になっている。従って上腕二頭筋の機能を再現するには腱の分岐をモデル化する必要がある。上腕二頭筋の場合は2本の筋(長頭と短頭)と2本の腱に部分化し、これらの分岐点にバーチャルリンクを置く。このように分岐のモデル化にバーチャルリンクが必要となる理由は、ワイヤは1つの起点に始まり0点以上の経由点を通り1つの終点に終わる、というワイヤモデルの原則があるからである。この原則は、ワイヤの張力計算法に由来している。バーチャルリンクは骨リンクと違って質量を持たないが、バーチャルリンク上に置かれた点間の相対位置は不変である、張力を伝播する、という点においてはリンクとして扱うことが可能である。

このように適切に分岐・経由を挿入し、また大胸筋等の広い筋は複数のワイヤで置き換えるなど、精緻なモデル化に勤めた。文献⁵⁾を参考にして、筋・腱・靱帯547のワイヤを配置した(Fig.3)。

3. 高速力学計算法

3.1 順動力学

3.1.1 概要

順動力学では、何らかの筋・腱・靱帯モデルからワイヤ(筋・腱・靱帯)張力が計算されたものとし、筋張力が与えられたときに発生する運動を計算する。計算法の流れは以下の通りである。

1. ワイヤ長さの関節値に対するヤコビアン計算。
2. 上記ヤコビアンを用いてワイヤ張力を関節トルクに変換。
3. 関節トルクが与えられたときの剛体リンク系の順動力学計算。

次節より順に説明する。

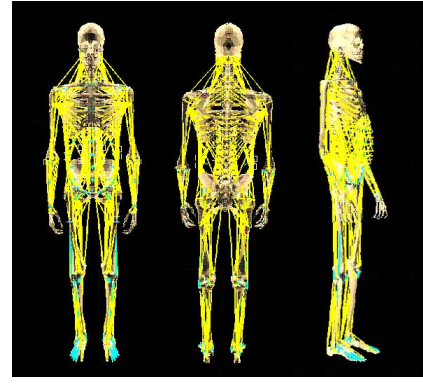


Fig.3 Detailed Human Model

3.1.2 ヤコビアン計算

ワイヤ長さの関節値に対するヤコビアン J_{Li} は、ワイヤ i の長さ l_i の時間微分 $\dot{l}_i$ と一般化速度 θ_G を次式のように関係付ける行列である。

$$\dot{l}_i = J_{Li} \dot{\theta}_G \quad (1)$$

J_{Li} は以下の手順で計算する。要素 i が m_i 個の経由点(始点・終点を含む) からなるものとし、経由点 j から $j+1$ までの距離を $l_{i,j}$ 、 $l_{i,j}$ の θ_G に関するヤコビアンを $J_{Li,j}$ とすると、 J_{Li} は $J_{Li,j}$ の和、すなわち

$$J_{Li} = \sum_{j=0}^{m_i-1} J_{Li,j} \quad (2)$$

と表される。経由点 j の位置を $p_{i,j}$ とすると

$$l_{i,j}^2 = (p_{i,j+1} - p_{i,j})^T (p_{i,j+1} - p_{i,j}) \quad (3)$$

だから

$$J_{Li,j} = \frac{\partial l_{i,j}}{\partial \theta_G} \quad (4)$$

$$= \frac{1}{l_{i,j}} (p_{i,j+1} - p_{i,j})^T \frac{\partial}{\partial \theta_G} (p_{i,j+1} - p_{i,j}) \quad (5)$$

$$= \frac{1}{l_{i,j}} (p_{i,j+1} - p_{i,j})^T (J_{p_{i,j+1}} - J_{p_{i,j}}) \quad (6)$$

となる。ここで $J_{p_{i,j}} = \partial p_{i,j} / \partial \theta_G$ 、すなわち $p_{i,j}$ の θ_G に関するヤコビアンであるから、文献⁶⁾の方法などを用いて計算することができる。これによって得られた $J_{Li,j}$ の和を計算すると J_{Li} が計算できる。

3.1.3 ワイヤ張力から関節トルクへの変換

筋・腱・靱帯の発生している張力 f から、リンク系に加わる一般化力 τ_G を次式により計算する。但し J はワイヤ i についてのヤコビアン J_{Li} を並べたものである。

$$\tau_G = J^T f \quad (7)$$

3.1.4 剛体リンク系の順動力学計算

文献³⁾の方法により剛体リンク系の順動力学計算を行う。この計算法は以下のような特徴を持つ。

- N 個のリンクからなるリンク系の順動力学計算に必要な計算量のオーダーは、プロセス 1 個を用いたとき $O(N)$, $O(N)$ 個のプロセスを用いたとき $O(\log N)$ となる。
- 同じプログラムを直列計算・並列計算の両方に行うことができる。また、プログラムを変更することなく任意数のプロセスによる並列計算に最適化された計算を行うことができる。
- スプリング・ダンパに基づく接触モデルが組み込まれている。また陰積分法を用いているため、サンプリングタイムを比較的大きくすることができる。

3.2 逆動力学

逆動力学では、運動計測または振り付け⁷⁾などの運動生成によって得られた運動データを元に、その運動を実現する筋・腱・靱帯張力を求める。計算法の流れは以下の通りである。

1. 剛体リンク系の逆動力学によって関節トルクを計算。
2. ワイヤ長さの関節値に対するヤコビアンを計算。
3. 関節トルクをワイヤ張力に変換。

ワイヤ長さの関節値に対するヤコビアン J の計算は前節の通りである。また関節トルク τ_G からワイヤ (筋・腱・靱帯) 張力 f への変換は、一次方程式

$$\tau_G = J^T f \quad (8)$$

を拘束条件 $f \geq 0$ のもとで解く最適化問題である。

4. 実験

4.1 順動力学

Fig. 4 の実験においては、全身の筋を柔らかいバネ・ダンパ、腱・靱帯を硬いバネ・ダンパとしてモデル化し、能動的に発生する筋張力を 0 とし、頭部を空中に固定したときの運動 (全身の力を抜いたときの様子) をシミュレートした。計算速度は約 2[frame/sec](Pentium IV 2GHz) である。このような簡単な運動のシミュレー

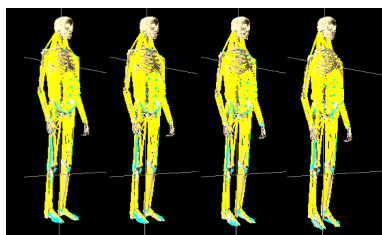


Fig.4 an Example of Forward Dynamics

ションに留まる理由は、現在のところ全身の筋力を設計する術がないからである。運動感覚系情報処理などの研究基盤としては有用であるが、他分野への応用、例えばスポーツ工学における競技指導や医療分野における医療処置事前計画などに向けては、制御系の設計に関して課題がある。

4.2 逆動力学

モーションキャプチャで計測した蹴りの動作において、全身の筋張力がどの様に発生しているかを計算し、

力の強さに応じた色付けにより可視化した。計算速度は約 4[frame/sec](Pentium IV 2GHz) である。逆動

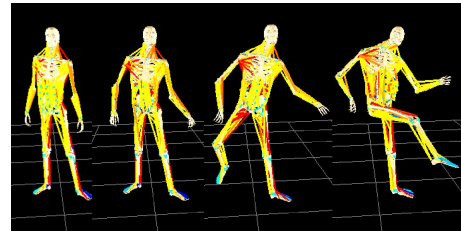


Fig.5 an Example of Inverse Dynamics

力学計算においては、筋の冗長性から筋力が一意に定まらない問題が本質的に存在する。今回の実験では張力の自乗和を評価関数に設定して最適化計算を行った。未決定性問題を解決するためには、筋の状態と筋張力の関係や複数の筋の協応動作など生理学・解剖学のモデルの併用が求められる。

5. おわりに

本研究で得られた結論は以下の通りである。

- 筋・腱・靱帯を含む詳細な人体のモデル化法を提案し、全身運動のための精緻な詳細人体モデルを作成した。
- 運動感覚系情報処理のための順・逆双方向の高速動力学計算法を開発した。

応用に向けて、特に順動力学における筋力設計の問題、逆動力学問題における未決定性問題が当面の課題である。

本研究は平成 13 年度 IPA 未踏ソフトウェア事業「人間の運動・認知情報処理研究のための高度計算基盤ソフトウェア」の支援を受けた。

参考文献

- 1) 長谷和憲, 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 (1995-11), pp.4417-4422, 1995.
- 2) Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa, Toshiyasu L.Kunii: Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model, The Visual Computer, Vol.16, No.5, pp.254-270, 2000.
- 3) Katsu Yamane, Yoshihiko Nakamura: O(N) Forward Dynamics Computation of Open Kinematic Chains Based on the Principle of Virtual Work, Proceedings of IEEE-ICRA Int. Conf., pp2824-2831, 2001.
- 4) The Viewpoint Medical Products: Viewpoint Corporation, <http://www.viewpoint.com/>, 2002.
- 5) W. Kahle 他 (越智淳三 訳): 解剖学アトラス, 文教堂, 東京, 2001.
- 6) D.E. Orin and W.W. Schrader: Efficient Computation of the Jacobian for Robot Manipulators, International Journal of Robotics Research, vol.3, no.4, pp.66-75, 1984.
- 7) 山根克, 中村仁彦: ヒューマンフィギュアの全身運動生成のための協応構造化インターフェース, 日本ロボット学会誌, Vol.20, No.3, pp.335-343, 2002.