

# モーションキャプチャと詳細人体モデルを用いた逆運動学計算による筋骨格力学計算

栗原一貴(東大) 鈴木一郎(東大) 山根克(CMU) 中村仁彦(東大, CREST)

## Musculoskeletal Dynamic Calculation from Inverse Kinematics of Minute Detail Human Body Model Using Motion Capture

\*Kazutaka KURIHARA (Univ. of Tokyo), Ichiro SUZUKI (Univ. of Tokyo), Katsu YAMANE (CMU), Yoshihiko NAKAMURA (Univ. of Tokyo, CREST)

**Abstract**— A somatosensory calculation method especially about the sense of muscle activity is described. Stroeve's skeletal muscle dynamic model is applied to the minute detail human body model, that was our previous work. We can evaluate whole body muscle activity state by the model. Also, the development of an online muscle activity viewer using realtime optical motion capture is reported.

**Key Words:** Somatosensory Calculation, Minute Detail Human Body Model, Skeletal Muscle Dynamic Model, Realtime Optical Motion Capture

### 1. 序論

近年モーションキャプチャによる運動計測が盛んであるが、それらは計測機器の大規模化、高性能化による精密化が図られてきているものの、受動的に外見の運動を写し取っているに過ぎないといえる。一方人間は他者の運動を観察し、その内部の筋肉の活動状態などの体性感覚を連想し理解している。これを模倣した内部計算モデルを持つ運動認知情報処理機械を開発し、いわば「人間の体」をもち他者の運動を体性感覚を伴って認知するロボットを実現することが本研究の目的である。本研究では特に体性感覚として、筋収縮についての感覚に注目する。それは筋電位計測という形で、その客観的計測が間接的ながらも可能であると判断されるからである。

筋肉・骨格を扱って力学を論じた関連研究として、長谷らによる神経筋骨格モデル<sup>1)</sup>、幸村による筋肉モデルを組み込んだ骨格筋モデル<sup>2)</sup>、また Chowdhary and Challis による、投擲動作における関連筋肉の筋収縮パターン<sup>3)</sup>などが挙げられるが、これらはシミュレーションやアニメーション生成に主眼があり、運動認知情報処理機械として筋骨格の力学を扱うものではない。鈴木らによる digital dummy<sup>4)</sup> は本研究に類したアプローチで逆運動学からの筋活動解析を行っているが、動力学的解析への展望は述べられていない。

現在までに、Fig.1に示すような366の筋、91の腱、34の靭帯、56の軟骨、53の骨群からなる詳細人体モデルと、その運動学及び動力学計算法が開発されている<sup>5)</sup>。また、身体構造に非依存で、様々な対象の運動計測に応用可能な光学式リアルタイムモーションキャプチャが開発されている<sup>6)</sup>。本研究では、詳細人体モデルに骨格筋の力学モデルを導入し、モーションキャプチャによる運動計測から被験者の筋肉活動の様子の解析を行い、「他者の体性感覚を推測する機械」の実現の基盤となるシステムを実現する。

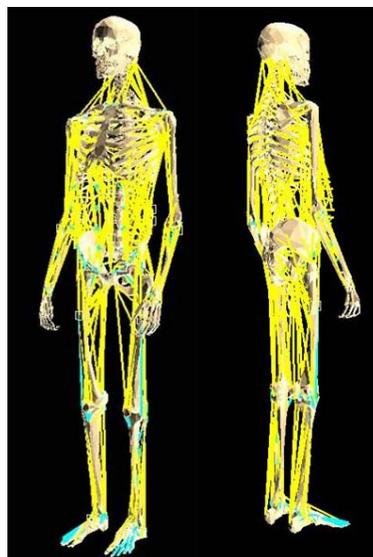


Fig.1 Minute Detail Human Body Model<sup>5)</sup>

### 2. 骨格筋の力学モデル

筋のモデルとダイナミクスに関する研究は、Hill と Wilkie によるものが代表的であり<sup>7)8)9)</sup>、筋の性質として、以下に示す2つの関係が明らかになっている。

- Fig.2: 長さ・力関係．筋肉はその自然長付近で最大の張力を発揮できる．また筋長が一定値を超えると、随意とは無関係に受動的な力である静止張力が働く．
- Fig.3: 速度・力関係．筋肉の収縮速度と収縮力には、直角双曲線（Hillの式）で表される関係がある．これは負荷と活動度が一定であるとき、収縮速度もしばらく一定になる性質を述べたものである．出しうる最大の張力を発揮しているとき、収縮速度はゼロであり、また逆に負荷の無い運動の

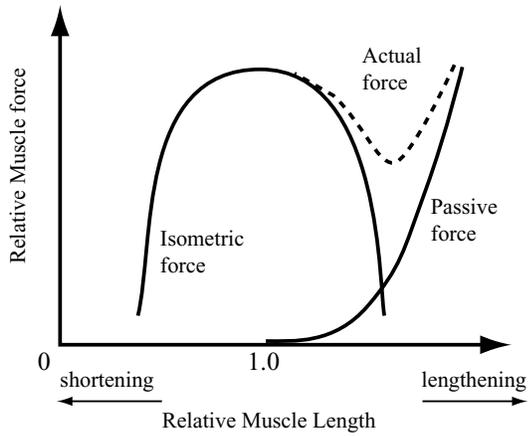


Fig.2 Length-Force Relationship

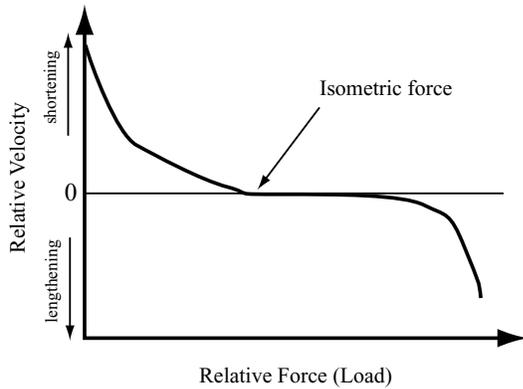


Fig.3 Velocity-Force Relationship

とき、収縮速度は最大になる。出しうる最大の張力以上の負荷がかかった場合は、筋肉は伸展する。

Fig.4 に、基本的な筋モデルの構成図を示す。筋モデルの力学に関わる主な要素は、

- CE(Contractile Element) 収縮要素
- SE(Series elastic Element) 直列弾性要素
- PE(Parallel elastic Element) 並列弾性要素

の3つである。収縮要素は随意に収縮するアクチュエータ、直列弾性要素と並列弾性要素は受動的に張力を発生する非線形バネである。

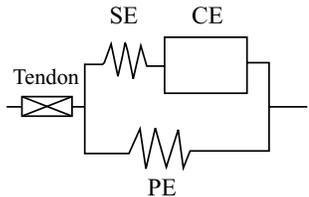


Fig.4 Muscle Model

本研究では骨格筋の力学モデルとして Stroeve によるモデルを用いて<sup>10)</sup>、モーションキャプチャデータから全身の筋肉の活動の様子を計算により求めることを

試みる。Stroeve によるモデルは Winters & Stark により提唱されたモデル<sup>11)</sup>を単純化したもので、直列弾性要素の剛性が無限大であるという仮定において計算を行う。2Hz 程度までの激しさの運動ならば、この仮定が妥当であると文献<sup>10)</sup>は結論づけている。この仮定により、モーションキャプチャデータの逆運動学計算により求まる各筋長から直接に収縮要素の長さ及び速度が得られるため、文献<sup>11)</sup>にあるようなモデル内部での数値積分が低サンプリングタイム時に発散することを防ぐことができる。

Stroeve によるモデルにおいて、ある骨格筋が随意により発生する活動張力  $f$  は、以下の式で表される。

$$f(a, l_{ce}, \dot{l}_{ce}) = a F_{lce}(l_{ce}) F_{vce}(\dot{l}_{ce}) F_{max} \quad (1)$$

ここで  $a$  は筋肉の随意的な活動状態を表す変数であり、0 で無活動、1 で最大の活動状態を表す。 $l_{ce}$  は腱の長さを差し引いた筋の収縮要素の長さである。 $F_{max}$  は等尺性張力の最大値(生理的な最大張力)を表す。これは筋の断面積に比例し、ヒトの場合、 $5 \sim 10 \text{kg/cm}^2$  といわれる。 $F_{lce}$  は筋の長さ・力関係を表し、以下のようなガウス関数で表される。

$$F_{lce}(l_{ce}) = \exp \left[ - \left( \frac{l_{ce} - l_{ce0}}{l_{cesh}} \right)^2 \right] \quad (2)$$

$l_{ce0}$  は自然長、 $l_{cesh}$  は筋長の可変範囲から決まるパラメータである。 $F_{vce}$  は筋の速度・力関係を表し、以下のような式で表される。

$$F_{vce}(\dot{l}_{ce}) =$$

$$\begin{cases} 0 & \dot{l}_{ce} \leq -v_{max}(a, l_{ce}) \\ \frac{V_{sh}(v_{max}(a, l_{ce}) + \dot{l}_{ce})}{V_{sh}v_{max}(a, l_{ce}) - l_{ce}} & -v_{max}(a, l_{ce}) < \dot{l}_{ce} \leq 0 \\ \frac{V_{sh}V_{shl}v_{max}(a, l_{ce}) + V_{ml}\dot{l}_{ce}}{V_{sh}V_{shl}v_{max}(a, l_{ce}) + l_{ce}} & 0 < \dot{l}_{ce} \end{cases} \quad (3)$$

$$v_{max}(a, l_{ce}) = V_{vm}(1 - V_{er}(1 - aF_{lce})) \quad (4)$$

$V_{sh}$ ,  $V_{shl}$ ,  $V_{ml}$  は収縮時と伸長時の関数形状を決めるパラメータ、 $V_{vm}$  は等張性収縮時の最大速度、 $V_{er}$  は筋活動状態の最大速度への影響を表す。

以下に各時刻において筋張力を得るための実際的な計算手順を示す。

1. 逆運動学計算により得られた筋長から、腱の長さを差し引き  $l_{ce}$  を得る。
2. 一つ前の時刻からの差分により、筋収縮速度  $\dot{l}_{ce}$  を得る
3. 活動状態  $a$  を適当に与えて、(1) 式により筋張力を求める。

### 3. リアルタイムモーションキャプチャとのオンライン結合

#### 3.1 筋活動の可視化

身体構造に非依存なリアルタイム光学式モーションキャプチャを骨格筋力学モデルつき詳細人体モデルに適用し、オンラインで被験者の全身の筋肉の活動の様

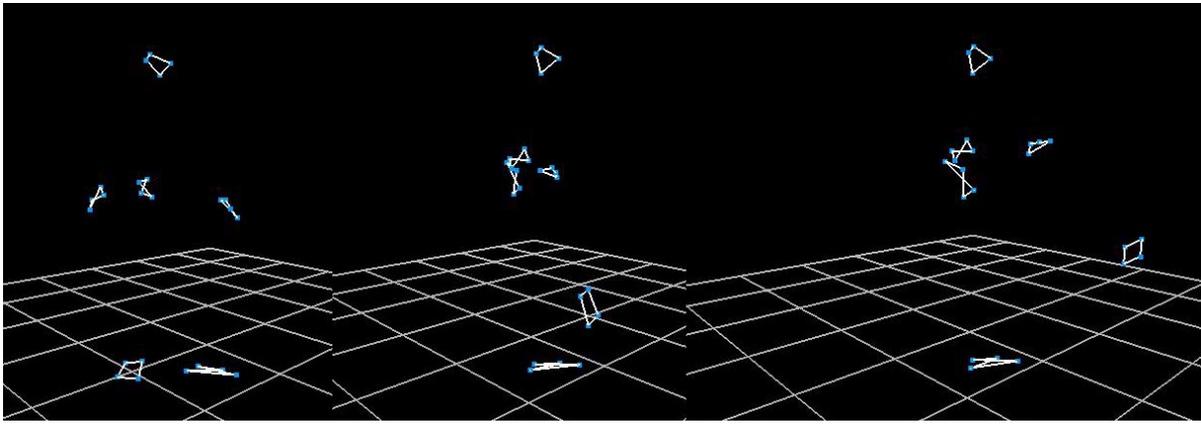


Fig.5 Captured Motion

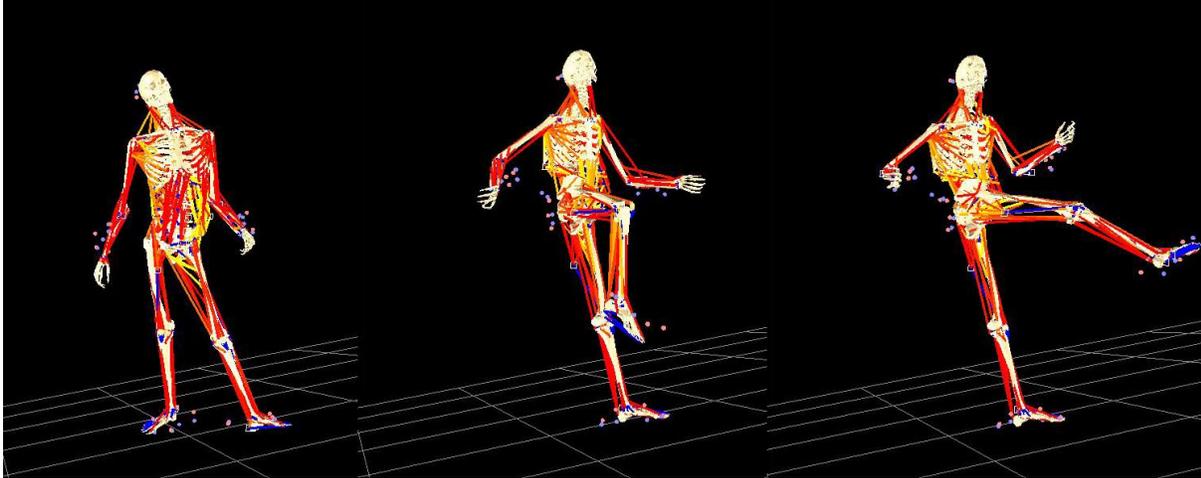


Fig.6 Muscle Force Visualization

子を計算し可視化するシステムを構築した．全身の筋肉に与える個々の物理的なパラメータは，文献<sup>10)</sup>から得た代表的な筋肉の値を参考にして定めた．データ処理手順は以下の通りである．

1. リアルタイム光学式モーションキャプチャにより被験者に設置したマーカ座標列を得る．
2. 詳細人体モデルの姿勢を逆運動学計算により求め，全身の筋の長さを得る．
3. Stroeve の筋モデルにより，筋張力の解析を行い，可視化する．

筋張力の解析は以下のように行う．Stroeve の筋モデルにより，各時刻での筋長  $l_{ce}$  と活動状態  $a$  を与えることで筋張力を計算することが可能である． $l_{ce}$  は逆運動学を解くことで得られるが， $a$  は直接測定することができないため，ここでは  $a = 1$  及び  $a = 0$  とおいて計算する．これは筋肉が生理的に発生し得る張力のうち，各時刻の被験者の運動状態においてどれだけの範囲の張力が発生可能かを表す．全身の骨格筋について同様の計算を行うことにより，各筋肉が発生しているであろう張力の見積もりが可能となる．

Fig.5, Fig.6 に，モーションキャプチャで得られたマーカ座標列と，可視化された全身の筋肉の活動の様

子を示す．赤及び黄系統の色が筋を表し，青系統の色が靭帯を表す．筋については，その時点で発生し得る筋張力が生理的な最大張力に近いほど赤く，逆に随意により最大限に努力しても生理的な最大張力から離れた張力しか得られない場合は黄色系統で表されている．

### 3.2 応用

各時刻における全身の筋張力を評価できることで，直接リハビリ医療，スポーツ医学における運動矯正の指針となるだけでなく，次のように身体運動の動力学的解析に用いることができる．モーションキャプチャで得られた運動から逆動力学計算で各関節トルクを求めることができるが，その関節トルクを実現するために複数の筋肉がどのように張力を分担しているかは一意には決まらない．そこで最適化計算によりこの問題に取り組むことを考える．すなわち：

$$\min_f \frac{1}{2} |\tau - J^T f|^2 \quad (f \leq 0) \quad (5)$$

を解く 2 次計画問題である．ここで  $\tau$  は全関節トルクベクトル， $f$  は全筋張力ベクトル， $J$  はこれらを関係付けるヤコビアンである． $f$  は張力なので正の値は取れない．その際，筋骨格の力学を無視し計算を行うと，

実際には発生できない筋張力が解として求められてしまう可能性がある。各筋の実現可能な筋張力を不等式条件として与えることで、実現可能な筋張力の組み合わせ（力学的整合性を考慮した解）を得ることが可能になる。すなわち：

$$\min_f \frac{1}{2} |\tau - \mathbf{J}^T \mathbf{f}|^2 \quad (-f_{max} \leq \mathbf{f} \leq -f_{min}) \quad (6)$$

を解くことになる。ここで  $f_{max}$  及び  $f_{min}$  は、各筋肉の活動状態によって発生し得る最大の張力と最小の張力を表す。

### 3.3 考察

完全なオンラインシステムの実現には以下の2項目が必要である。

1. 各処理における、人手の必要のない完全な自動化
2. 各処理の実時間で計算終了

現在処理の自動化は完了しているが、計算時間の点で解決すべき課題を残している。リアルタイム光学式モーションキャプチャは6ms周期での運動計測が可能となっているが、詳細人体モデルの逆運動学計算及び筋張力計算1回につき2.0sほどを要するため(Pentium4: 2GHz)、滑らかに筋活動を提示するまでには至っていない。これは、主に大行列の演算に由来するものであり、並列計算、逆運動学解法の改善、モーションキャプチャ法の改善により高速な処理を実現する方法を現在研究中である。

## 4. 結論

本研究で得られた結論は以下の通りである。

- 詳細人体モデルにStroeveの筋モデルを導入することで、逆運動学から骨格筋の活動の解析が行えるようになった。
- 身体構造に非依存な光学式リアルタイムモーションキャプチャと骨格筋力学モデルつき詳細人体モデルを組み合わせることで、被験者の運動中の筋肉の活動状態をオンラインで可視化するシステムを構築した。
- 各時刻における筋張力の発生可能範囲を不等式条件の形で求めることで、後に行う逆動力学計算における筋トルクの筋張力への分配時に力学的整合性を考慮することを可能にした。

今後計算の高速化、解剖学的知見に基づく全身の筋の力学的パラメータの適切な設定、実測値に基づく計算モデルの妥当性検証を行っていく予定である。

本研究はIPA平成13年度未踏ソフトウェア創造事業「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」及び科学技術振興事業団の戦略的基礎研究推進事業「自律的行動単位の力学的結合による脳型情報処理機械の開発」の支援を受けた。

### 参考文献

- 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, Vol.61, pp.295-300, 1995
- 2) 幸村琢, 多重解像度手法による筋骨格モデルの動作生成, ライフサイエンス関連研究講演会予稿集, AIST, 2002

- 3) A.G.Chowdhary and J.H.Challis, Timing accuracy in human throwing, Journal of Theoretical Biology, Vol.201, pp.219-229, 1999
- 4) 富永英義, 鈴木直樹, 高機能多目的三次元人体モデル(digital dummy)の開発と応用(第3報), 第19回IPA技術発表会, <http://www.ipa.go.jp/>, 2000
- 5) 鈴木一郎, 山根克, 多谷浩嗣, 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会予稿集, 掲載予定, 2002
- 6) Kazutaka KURIHARA, Shin'ichiro HOSHINO, Katsu YAMANE, and Yoshihiko NAKAMURA Optical Motion Capture System with Pan-Tilt Camera Tracking and RealtimeData Processing, Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA2002), Vol.2, pp.1241-1248, Washington
- 7) Francis D. CARLSON and Douglas R. Wilkie, Muscle Physiology, Prentice-Hall Biological Science Series, 1974
- 8) 日本機械学会, バイオメカニクスシリーズ「生体力学」, オーム社, 1991
- 9) 永田晟, 筋と筋肉の科学-筋収縮のスペクトル分析-, 不昧堂出版, 1984
- 10) Sybert Stroeve, Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture Control, Journal of Biological Cybernetics, Vol.81, pp.475-494, 1999
- 11) Jack M. Winters and Lawrence Stark, Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-Depth Antagonistic Muscle Models, IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol.BME-32, No. 10, 1985