

## Inverse Dynamics による筋活動シミュレーションと可視化技術

株式会社ジースポート

黒田篤

### 1 はじめに

近年の人間動作計測技術の発達により、動作中の人間につけたマーカ位置と床反力を用い、剛体リンク系の仮定の下に関節トルクを計算し、動作中の人間についての知見を得る研究が広く行われている。また歩行や立ち上がりなどの日常生活動作を行っている最中の人間の筋力を推定することにより、日常生活動作中の筋負担を把握したいというニーズが増加している。例えば、関節トルクの計測は、トレーニングおよびリハビリテーション分野における以下のような要請で役立つと考えられている[1]。①動作に必要な筋力を推定する。②動作条件を変えて身体側の負担の大きさを比較する。③水中など動作環境を変えて身体側の負担の大きさを判断する。④筋肉以外の関節構造や靭帯の役割を判断する。⑤運動麻痺の重傷度や回復度を判定する。⑥義足パーツに要求される強度や性能を判断する。⑦トリックモーションの力源を確定する。⑧クローズドキネティックチェーンなどの運動力学的課題を定量的に解析する。

身体運動の力学的解析においては、動作計測後に、作業の大部分を解析者が行う必要がある。解析者にとっては力学の知識や経験と十分な作業時間が前提となっている。運動分析は、関節角度や関節トルクのグラフなどを作成した後に、身体運動について考察をするのが一般的であるが、特に臨床や教育の分野においてはより簡便に、平易な手順で、運動理解を支援する手法が求められてい

る。例えば健常者と障害者の歩行中の重心軌跡を可視化したり (Fig. 1)、表面筋電図 (EMG) を特定の筋に割り当て筋活動状態を視覚的に表現する (Fig. 2) ことで、違いを明確に表現することが可能になっている。

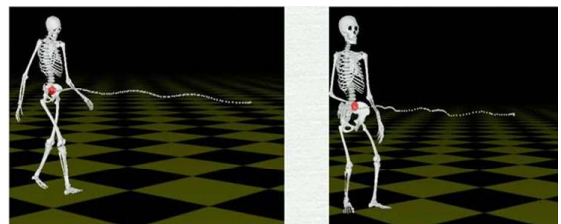


Fig. 1 骨格モデルと解析値の同期表示

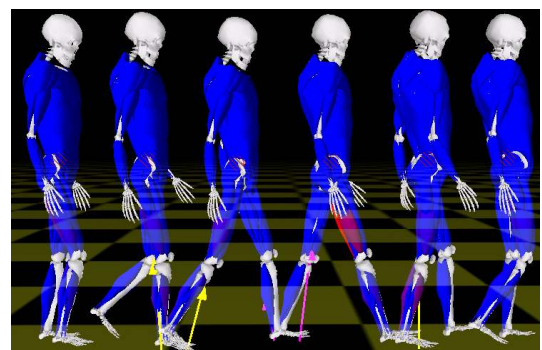


Fig. 2 骨格モデルと解析値の同期表示

本解説では動作計測後のデータから運動解析によく用いられる関節トルクおよび筋活動をシミュレーションする手順を示しながら、動作理解のための簡便かつ分かり易い

## 特集【骨格筋情報の可視化】

処理方法と運動機能の可視化技術を紹介する。

### 2 運動解析の手法

#### 2.1 剛体リンク系の姿勢計算

剛体リンク系の仮定に基づき、人間につけたマーカ位置より姿勢（剛体リンク系の自由度における関節角度）を計算し、人間のモデル表示（Fig.3は人体骨格モデルを利用）を以下の手順で行う。①マーカ位置と関節中心位置の関係を決定する。②マーカ位置よりセグメント長を決定する。③座標定義に基づきセグメントの姿勢を計算する。例えば、臨床歩行分析研究会の提唱するDIFF共通フォーマット[2]は動作計測のデータから①-③を決定する手順およびデータ形式を統一化している。動作計測の種類に合わせて様々な手法が存在する。DIFF共通フォーマットは日常生活動作における股関節、膝関節、足関節を矢状面、前額面から解析するのに必要十分な簡便さと自由度を併せ持つという特徴がある。

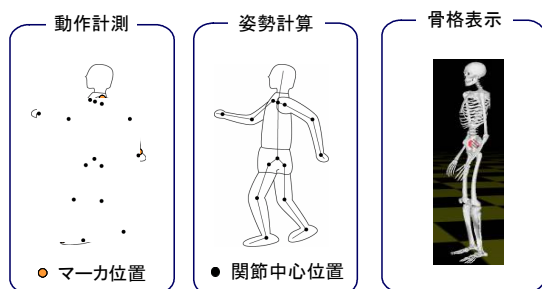


Fig.3 計測から骨格表示

#### 2.2 3次元の骨格モデルと解析値の同期表示

各時刻における姿勢を表示するスティックピクチャーと呼ばれる線画（人体構造を線で簡易に表現したもの）は、2次元の姿勢を表示し、理解するために有効な可視化手法であった。近年の3次元動作分析技術の向上により、関節の3次元の回転や回旋を骨格表示などで表現することが可能になった。また、姿勢と解析値のグラフ表示を連動して同期表示することにより、例えばある関節トルクが最大値の時刻の姿勢をインタラクティブに確認できるため、直観的な運動理解が可能になっている（Fig.4）。

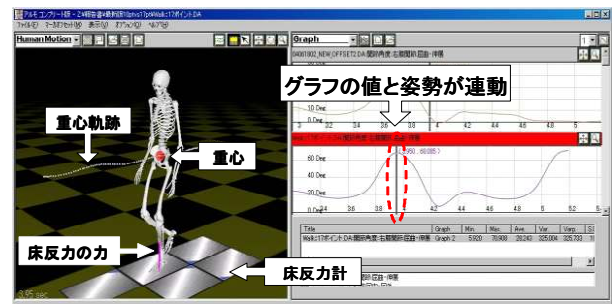


Fig.4 骨格モデルと解析値の同期表示

#### 2.3 関節トルクの計算

各セグメントの姿勢が計算された後にセグメントの一般化座標を計算し、一般加速度と一般化加速度を計算する。次にセグメントの質量、慣性モーメントを決定する。セグメントの質量、慣性モーメントを決定する手法として、日本人の成人体型を身長、体重、年齢、性別を変数とする身体部分慣性特性（BSP）[3]の回帰式を用いる。さらに足部セグメントにかかる外力として動作と同時計測した床反力を用い、ニュートン・オイラー法を用いて関節力および関節トルクを計算する[4]。計算の順序は骨盤セグメントから末端セグメントへ向けてセグメント重心にかかる力とトルクを計算し、次に末端セグメントから骨盤セグメントへ向けて各関節力と関節トルクを計算する。

#### 2.4 関節トルクの可視化

関節トルクは、筋活動を直接的、定量的に推定することが可能な解析値であり、多くの書籍や機器で用いられている。運動理解のための可視化手法としては、Fig.5のような関節トルク、関節角度、床反力などのグラフによる比較が一般的であるが、グラフによる比較と差異の考察には、専門性の高い知識と経験が必要である。そこで姿勢と関節トルクを同時に可視化する手法（Fig.6）、骨格表示と関節トルクを同期して可視化する手法（Fig.7）、さらには、人間のモデル表示と同期させながら、姿勢と関節トルクの変化をアニメーションを用いてインタラクティブに可視化する手法（Fig.8）などが近年臨床教育分野において効果を上げている。[5]

特集【骨格筋情報の可視化】

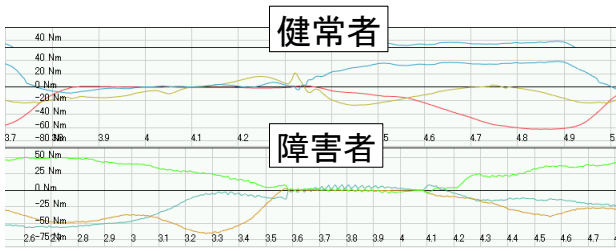


Fig. 5 健常者と障害者の関節トルクの比較

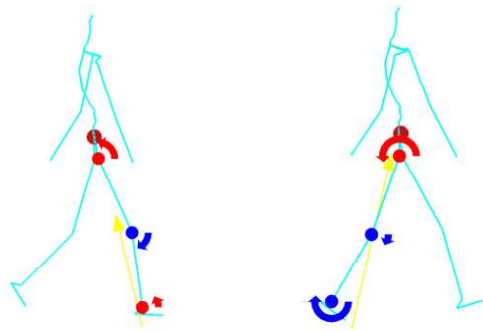


Fig. 6 姿勢と関節トルクの可視化

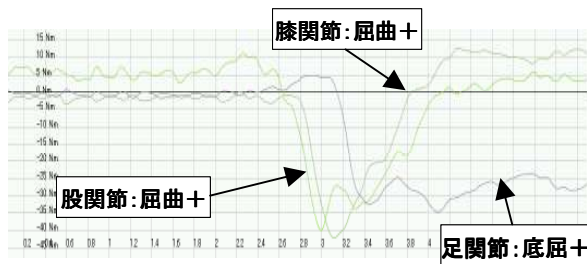
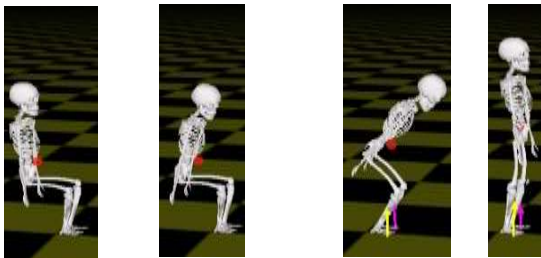


Fig. 7 立ち上がりの関節トルクと発揮タイミングの可視化

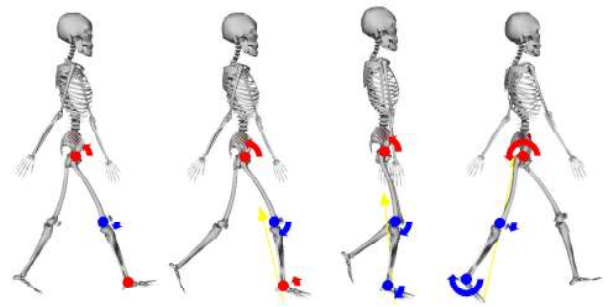


Fig. 8 歩行中の関節トルクのアニメーションによる可視化

## 2.5 筋骨格系モデルと筋力の推定計算

人間の動作は骨格に付着した筋肉の収縮によって発現する。剛体リンク系によってモデル化した人間に対して、筋腱複合体が骨格に付着するモデルを筋骨格モデルと呼び、人間動作における筋活動を定量的に推定する試みが近年盛んに行われている。臨床研究における腓移行術のシミュレーションとして研究開発された SIMM[6]、三次元歩行のフォワードシミュレーションを目的とした研究[7]、動作分析の標準的な機能と可視化による運動理解を目的とする製品 ARMO[8][9]などが挙げられる。筋腱複合体モデルは Hill のモデルとして定式化されることが一般的であり[10]、収縮部、並列弾性部、腱部の三部位からなり、筋繊維の長さ、収縮速度、筋張力の関係が定式化されている。

## 3 筋力の推定計算と可視化手法

測定した関節位置と外力をもとに逆動力学を用いて計算した関節トルクから、筋張力を求める問題は、筋肉の数が体の自由度より大きい冗長な問題（不定問題）になる。そこで現実にはできるだけ近い筋張力を推定するために最適化手法が用いられる[11]。Crowninshield らは各筋張力を  $x_i$ 、筋の生理学的断面積を  $PCSA_i$  としたとき、

$$f = \sum_i \left( \frac{x_i}{PCSA_i} \right)^n$$

という関数を最小化することによって得られる筋張力  $f$  が表面筋電図 (EMG) のパターンとよく一致することを報告した。[12] Hill の筋腱複合体モデルにおいて筋肉

特集【骨格筋情報の可視化】

が発揮可能な力は、筋線維や腱の自然長といった静的なパラメータの他、筋の長さや収縮速度といった動的なパラメータも影響する。これらの条件を考慮することにより各時点で筋肉が発揮可能な力を計算する手法はや筋発揮のタイミング、大きさを筋肉の色で可視化する (Fig. 9) 手法が近年盛んに研究されている [8] [13]。例えば製品発表されている ARMO [9] では Fig. 10 のような入力パラメータと計算手順により筋張力などを推定計算し、筋活動 (Fig. 10)、筋収縮様式 (Fig. 11) を計算して可視化 (エキセントリック、アイソメトリック、コンセントリックに応じた色で表示) する。またある筋の付着位置が変化した場合にどのような筋活動に変化するかをシミュレーションすることが可能である (Fig. 12)。

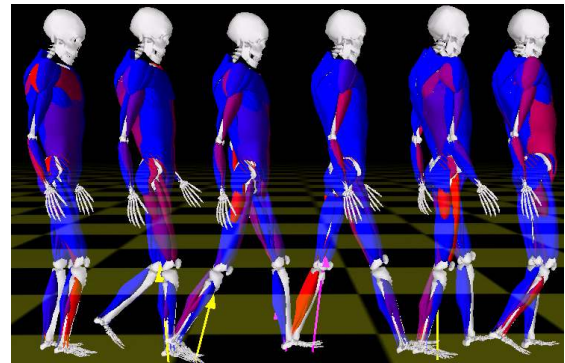


Fig. 11 筋活動の可視化 (筋張力)

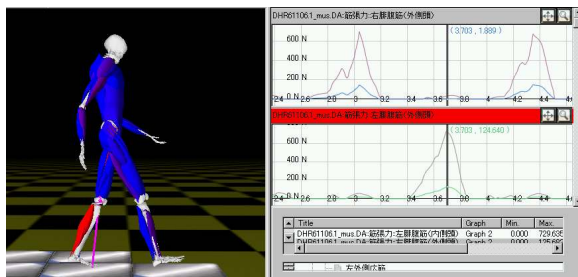


Fig. 9 筋活動の筋肉ビジュアルと計算結果の同期

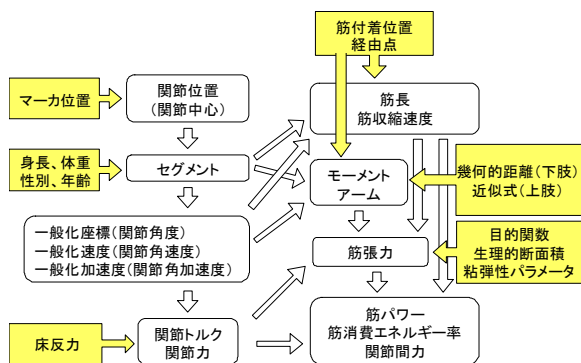


Fig. 10 筋活動のシミュレーションの流れ

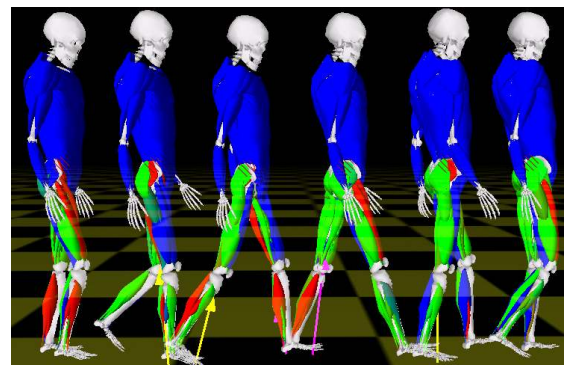


Fig. 12 筋活動の可視化 (筋収縮様式)



Fig. 13 付着位置の変化による筋活動の変化

一方、モデル化による関節トルクや筋張力の計算結果は、例えば歩行中の下肢筋張力などのように、表面筋電図 (EMG) の波形パターンと一致しやすい場合 (Fig. 14) (Fig. 15) (Fig. 16)、二関節筋や拮抗筋などの筋活動の影響が大きく EMG と乖離する場合 (Fig. 17) (Fig. 18) が見られ、今後も検討と研究が必要である。



特集【骨格筋情報の可視化】

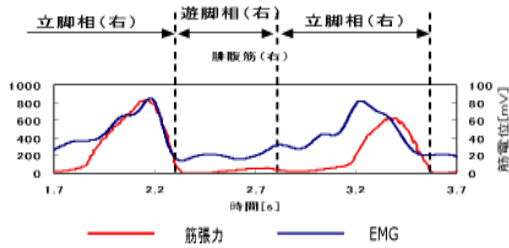


Fig. 14 歩行中のひふく筋張力とEMG

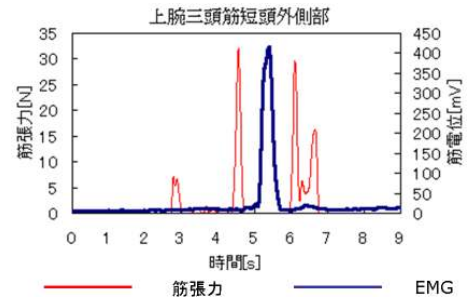


Fig. 18 肘下げ時の上腕三頭筋短頭外側部の筋張力とEMG

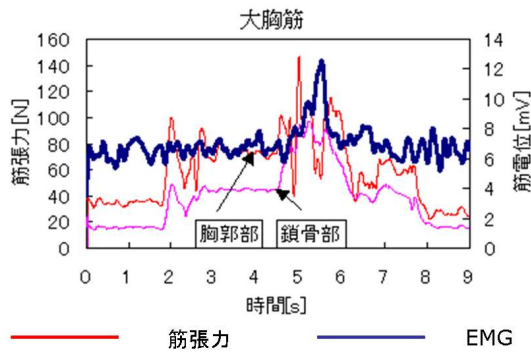


Fig. 15 肘下げ時の大胸筋の筋張力とEMG

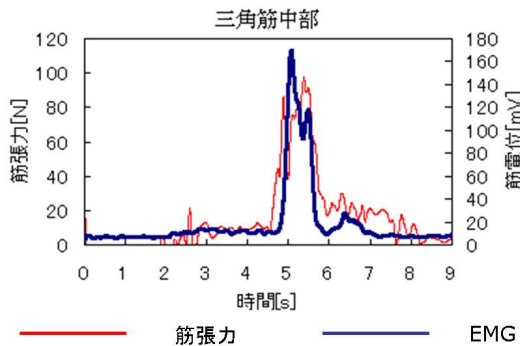


Fig. 16 肘下げ時の三角筋中部の筋張力とEMG

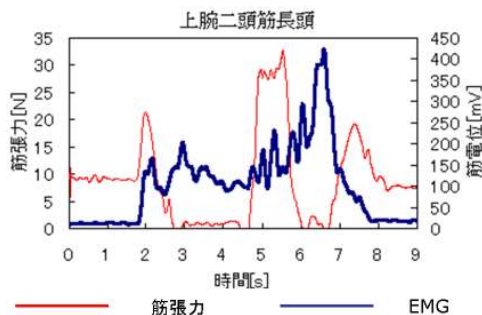


Fig. 17 肘下げ時の上腕二頭筋長頭の筋張力とEMG

#### 4 運動理解に求められる可視化の要件

##### 4.1 簡便さの向上と広い応用範囲

運動理解においては、動作計測から解析結果の表示、理解までの作業時間の縮減、簡便さが必須の要件となる。本解説のグラフ、画像は動作計測後のデータを直接ARMO[9]において処理し可視化した結果であるが、特に現場での対応が求められるトレーニングやリハビリテーション分野では、運動理解と考察に時間を用いる必要があり、データ処理は標準的な手法を用いることにより、負担を軽減させることが必要となる。

##### 4.2 インタラクティブな操作性

姿勢、運動、解析値のインタラクティブな操作性を利用した可視化の事例として、運動とその筋活動を同時に可視化することで、機能解剖学の教育分野への応用が挙げられる。これまで解剖学や運動学は書籍や映像などの2次元かつ静的な姿勢が中心の表現であった。一方で人間の動作を立体的かつ動的に理解したいという表現するために、筋骨格系の構造と運動を可視化する製品が発表されている。[14][15] (Fig. 19)

## 特集【骨格筋情報の可視化】

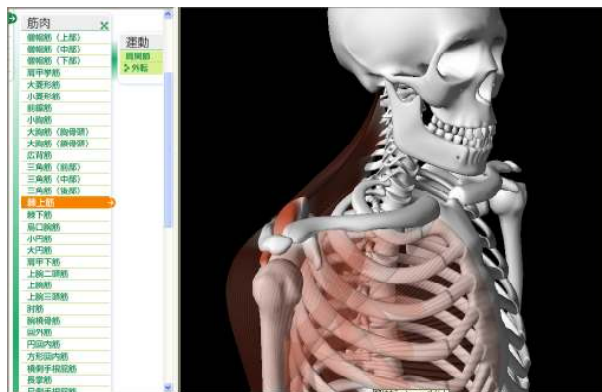


Fig. 19 肩関節外転に係わる筋骨格系の構造と運動の可視化

### 5 まとめ

本解説では人間動作計測技術の発達により可視化がますます重要になっている現状とその具体的な分野を紹介した。動作理解には運動解析の簡便かつ平易な手法が効果的であり、その例として関節トルクの計算と筋張力のシミュレーションの流れを紹介した。計算結果の可視化手法として姿勢、解析値の同期表示、同時表示などを紹介し、効果の高さを示した。筋骨格モデルと筋力推定計算の可視化手法を紹介し、その応用範囲の広さを提示した。一方でモデル化に基づく関節トルクと筋活動のシミュレーションは現実の筋活動と乖離する場合があるため、今後も検討と研究が必要であることを述べた。最後に運動理解に求められる可視化の要件として処理の簡便さとインタラクティブな操作性を挙げ、応用範囲の広さを示した。

### 6 参考文献

- [1] 臨床歩行分析研究会編：関節モーメントによる歩行分析，医師薬出版，pp. 83-85, 1997.
- [2] 臨床歩行分析研究会，DIFF 解説書，1999
- [3] Yokoi et al.: Body Segment Parameters of Japanese Children, Japanese Journal of Physical Education, pp. 53-66, 1986.
- [4] 広瀬茂男，ロボット工学（改訂版），裳華房，pp. 194-202, 1987.
- [5] ボディダイナミクス入門 立ち上がり動作の分析

江原義弘，山本澄子，医師薬出版株式会社，2001.

[6] S Delp, P Loan, M Hoy, F E Zajac, S Fisher, and J Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 37(8),(製品 SIMM) 1990.

[7] 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, 591, 4417-4422, 1995.

[8] Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa: "Attaching physiological effects to motion-captured data" Graphics Interface 2001 Proceedings, pp 27-36, 2001.

[9] 株式会社ジースポーツ，モーションキャプチャ，筋骨格系モデルによる遠隔リハビリシステム(製品 ARMO)，2001.

[10] J M Winters. Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. In Jack M. Winters and Savio L-Y. Woo, editors, Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization, chapter 5, pages 69-93. Springer-Verlag, 1990.

[11] A. Morecki 編 広川俊二訳 バイオメカニクス工学，養賢堂，pp.75-82, 1987.

[12] R D Crowninshield and R A Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. of Biomech., 14:793-800, 1981.

[13] Taku Komura, Akinori Nagano, "Evaluation of the influence of muscle deactivation on other muscles and joints during gait motion", Journal of Biomechanics, Vol37, Issue 4, pages 425-436, 2004.

[14] 株式会社ジースポーツ，解体演書，下肢の構造と運動(<http://www.gsport.co.jp/>), 2005.

[15] 株式会社ジースポーツ，解体演書，上肢の構造と運動，2007.