

OpenSim における RRA と CMC の検証 Verification of RRA and CMC in OpenSim

家城 悠馬*
Yuma Ieshiro

1 はじめに

現在、モーションキャプチャ装置により取り込んだデータを解析・応用できるオープンソースなソフトが存在する。

本報告では、コンピュータ上に仮想的な人体モデルを構築し、動力学シミュレーションによって人体の動作分析が行える OpenSim[1] を取り上げる。OpenSim は筋骨格構造を持ったモデルの構築と、それをを用いた動力学計算が可能であり、データを公開することにより共同で交換・テスト・解析・改善を行うことのできるシミュレーションライブラリを構築できる。ソフトウェアの下層は C++ で記述され、GUI は Java で記述されている。また、プラグインにより拡張することも可能である。

本報告は、OpenSim の様々な解析ツールの中の、RRA(Residual Reduce Algolism) と CMC (Computed Muscle Controls) を用いることで、人が動作を行う際に、神経信号をその動作情報としてシミュレーションを自動構成できる機能に注目する。しかし、RRA と CMC の動作保証などは未だ開発・発展段階であると思われる。ここでは、モーションキャプチャ装置を用いて取得したデータをもとに、これらツールの動作・処理結果について検証を報告する。解析例として床反力の効果を考慮し、最も単純な動作と思われる立ち上がり運動を対象にした。

2 RRA と CMC

RRA と CMC での処理を Fig.1 に示す。入力データは筋骨格モデル、実験データ (マーカーの各軸軌道、関節

中心の座標と関節角度、床反力) である [2]。次の各 Step 手順により、検証の準備を行う。

Step 1: 被験者の寸法と一致する筋骨格モデルを作成するために Scale ツールを使用する。測定したマーカーデータの右前脛骨と右膝の外側のマーカー間の距離を e_1 、仮想マーカーの右前脛骨と右膝の外側のマーカー間の距離を m_1 とすると、 $e_1/m_1 = 1$ となるよう設定する。また、床反力を用いて解析を行う場合は、このツールを実行する際に被験者の体重を入力する必要がある。

Step 2: 実験データを再現する関節角度を見つけるために逆運動学問題を解く。これにより、モーションキャプチャから得られたマーカーデータを再現する各関節角度が求められる。OpenSim では、逆運動学問題は (1) 式の最小 2 乗問題となる [1] [3]。

$$\begin{aligned} \text{誤差} = & \sum_{i=1}^{\text{markers}} w_i \left(\bar{x}_i^{\text{subject}} - \bar{x}_i^{\text{model}} \right)^2 \\ & + \sum_{j=1}^{\text{jointangles}} w_j \left(\Theta_j^{\text{subject}} - \Theta_j^{\text{model}} \right)^2 \end{aligned} \quad (1)$$

ここで、 $\bar{x}_i^{\text{subject}}$ と \bar{x}_i^{model} は i 番目のマーカーの位置を示す。また、 $\Theta_j^{\text{subject}}$ と Θ_j^{model} は関節角度、 w_i と w_j は重みである。

Step 3: 残差縮小アルゴリズム (RRA) を用いて、床反力とモーメントを考慮した力学的に整合性がある筋骨格モデルにデータを修正する。

Step 4: 筋肉制御計算アルゴリズム (CMC) が被験者

*同志社大学大学院 (Doshisha University)

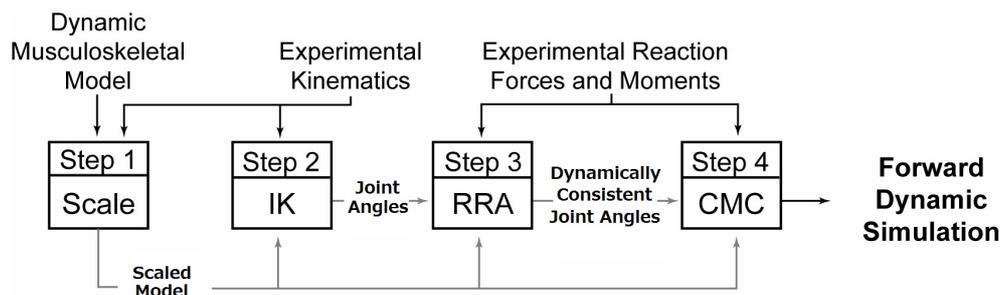


Fig. 1: OpenSim における解析の流れ [1]

の運動を正確に追跡する順動力学シミュレーションを生成する筋肉の刺激を計算する。

2.1 RRA

Scale ツールによる筋骨格モデルに対する IK の近似解は、測定された床反力やモーメントと運動学的に一致しないことが多い。これは、測定中の誤差による残差応力が発生するためである。この不一致性を解決するために RRA を用いる。OpenSim の RRA では (2) 式により、残差応力 $\vec{F}_{residual}$ を求める [1][2]。

$$\vec{F}_{external} = \sum_{i=1}^{segments} m_i \vec{a}_i - \vec{F}_{residual} \quad (2)$$

ここで、 $\vec{F}_{external}$ は床反力から体重を引いたもの、 \vec{a}_i は IK によって導き出されたモデルの i 番目のセグメントの質量中心における並進方向加速度、 m_i はこのセグメントの質量である。

残差応力とモーメントを減らすために、これらは動作の間中計算される。その後、平均された値に基づいて、残差の平均値を減らすようにモデルの調整を行う。

2.2 CMC

CMC は、RRA が生成した動作を実現するための筋肉の刺激を計算する [1]。時間 t における筋肉の刺激 $x(t)$ は、 $(0 < x(t) \leq 1)$ で表される。 $x(t) = 0$ の時は筋肉が全く働いていないことを示す。一方、 $x(t) = 0.5$ の時は筋電図でいえば 50% MVC を示し、筋生理学的にいえば、全運動単位の 50% の筋肉が働いていることを示す。

CMC ははじめに、RRA が生成した動作を実現するための加速度 \ddot{q}^{des} を求める。このとき、IK によって導き出された (q, \dot{q}) と実験データ (q^{exp}, \dot{q}^{exp}) を用いる。時間 $t+T$ における \ddot{q}^{des} を計算するために、シミュレーション時間 $t+T$ における $\ddot{q}^{exp}(= a_i)$ と、時間 t における位置と速度を用いて (3) 式を解く。また、(3) 式の変数関係を Fig 2 に示す [2][4]。

$$\ddot{q}^{des}(t+T) = \ddot{q}^{exp}(t+T) + k_v[\dot{q}^{exp}(t) - \dot{q}(t)] + k_p[q^{exp}(t) - q(t)] \quad (3)$$

ここで、 k_v と k_p はそれぞれ速度と位置のフィードバック係数である。次に、Fig.3 のように、(3) 式で求めた加速度 \ddot{q}^{des} を起こす筋力 $f(t+T)$ を求め、その筋力を生成するような筋肉の刺激を計算する [4]。ここで、筋肉の刺激のパラメータ $x(t)$ を用いて、筋力の範囲を $f_{min}(x_{min}(t)) < f(t+T) < f_{max}(x_{max}(t))$ と定める。この範囲内で理想的な筋力 f^{des} を加速度 \ddot{q}^{des} により特定する。そのために、時間 $t+T$ で $f^{des}(t+T)$ を満たすような $x(t)$ を、(4) 式を解き求める [5]。

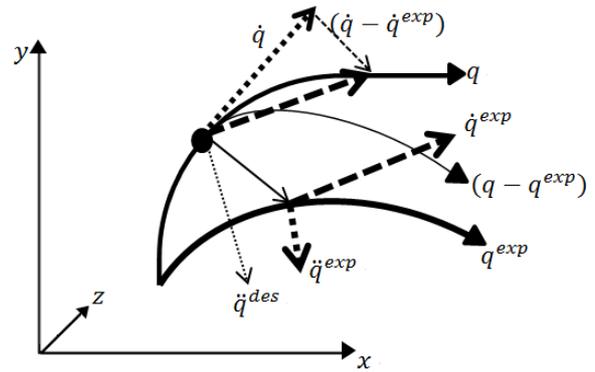


Fig. 2: (3) 式の様子

$$J = \sum_{i=1}^{muscles} V_i [a_i(t+T)]^2 \quad (4)$$

上で定めた範囲内の理想的な筋力 f^{des} が、(4) 式で表されるコスト関数 J を最小化することが知られている。ここで、(4) 式における $a_i(t)$ が時間 t での筋肉の興奮度を表し、 V_i は筋肉 i における筋量を示す。これより、導き出された $a_i(t)$ を筋肉の刺激 $x_i(t)$ との関係式に代入することで、求める筋肉の刺激 x_i^{des} を出力できる。

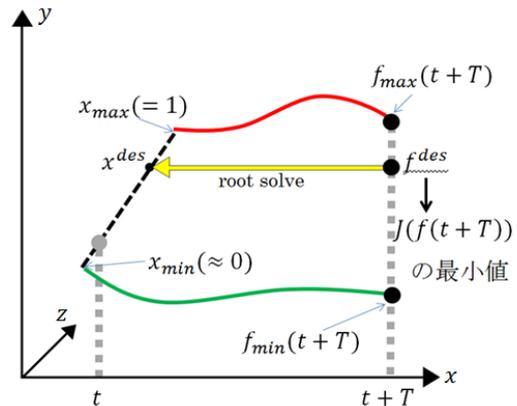


Fig. 3: x_i^{des} の算出の様子

3 検証実験

3.1 方法

実験への協力に同意を得た 23 歳の健康成人男性を被験者として、中腰からの立ち上がり運動を行ってもらい、その様子をモーションキャプチャ装置で撮影した。撮影の際に、株式会社ナックイメージテクノロジーのカメラを用いた。また、床反力計は Bertec Corporation の FP4060 を使用し、データ解析ソフトには Motion Analysis Corporation. の EVaRT 5.0.4 を使用した。

測定の際の問題点として、床反力計が一つしかなかったため各足の床反力が出力されず両足の合成の反力が出

力されたことがある．その解決策として，片足のみを床反力計に乗せて測定を行った．その後，データを編集し出力させた床反力をもう片方の足のデータとして適応させた．RRA と CMC の検証では，データが正確ほど良いので，理想的なデータとして以上のように扱った．

本報告では，自由度が 26 で筋肉を 76 個備えた筋骨格モデルを使用した．マーカーは足の動きが正確にわかるように下半身中心に 39 個用いた．

4 結果

4.1 床反力データの検証

まず，3章で述べた床反力データの測定方法とは違い両足を床反力計に乗せた状態で，その反力の半分が各足に作用するように編集して解析を行った．しかし，RRA の計算途中でエラーが出たため，解析を最後まで行うことができなかった．この原因として，自らで計算した値が不適切だったと考えられる．そのため，RRA と CMC の検証のため 3章で述べたような測定方法で得たデータを用いて解析を行った．

はじめに，複雑な動作の解析ではなく簡単な動作でモーメントの影響を調べた．静止状態 (T ポーズ) で RRA と CMC が動作することを確認した後，試行錯誤を繰り返し本報告では Fig.4 で示すような配置の運動で解析を行うことにした．

片足は床に，別の片足はを床反力計に乗せる．各足の圧力中心の座標は $(a, 0, Z')$ と $(-a, 0, Z')$ になっていると仮定する．測定を行った後，各足の圧力中心の座標が $(a, 0, 0)$ と $(-a, 0, 0)$ になるよう計測されたデータを修正した．これは，モーメントの計算を簡易化するためである．このデータにより解析を行うと，静止状態において RRA・CMC 共に十分な時間まで解析ができるようになった．

以上から，最も簡単な状態 (静止状態) での解析が行えることが確認できた．また，床反力計の結果がどれ程解析に影響を与えるかや，床反力の正確な測定法を得た．

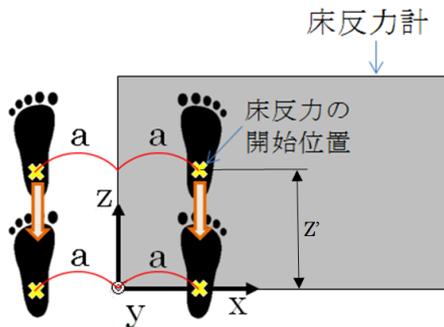


Fig. 4: 測定方法

4.2 Look ahead window の検証

次に，中腰からの立ち上がり運動について解析し，その出力結果を数値解法の視点から RRA・CMC の検証を行った．

CMC は (3)(4) 式や Fig.3 の Root solve を解く際に，シミュレーションのある時間 t とその T 秒後の時間 $(t+T)$ を用いる．この T は CMC における look ahead window と対応している． T はユーザーによって変更が可能である．本報告では， $T = 0.01, 0.02, 0.03, 0.04, 0.05$ の場合の出力結果の違いを比較し，検証に用いた．この出力結果の比較を Fig.5 に示す．Fig.5 は大腿方形筋の出力結果である．Fig.5 から， T の値が小さくなるにつれてグラフが細かくなっていることがわかる． $T = 0.01$ の場合，パラメータの推移が細かすぎてグラフから $x(t)$ を読み取ることが難しい．一方， $T = 0.05$ の場合，グラフの推移が見やすくなる．他のパラメータを変更しての解析結果も確認したところ，時間間隔による $x(t)$ のピークなどの特徴に大きな変化はなかった．それ故，本実験の解析には $T = 0.05$ で， $x(t)$ の変化が見やすいものとなった．

Fig.5 の $T = 0.05$ の時間推移を見ると， $Time = 0.05$ 毎にしか値が変わっていない．これは，CMC ツールが $Time = 0.05$ 毎にしか計算結果を出力していないためであり，この間のデータが一定になるためである．このグラフを改良するため，Excel を用いて計算結果を出力している時間のみを書き出した (例: 開始時間 0 秒， $T = 0.05$ の場合， $0 < x(t) < 0.05$ の値を削除する．以降， $0.05 < x(t) < 0.1$ の値を削除，のように繰り返す)．この作業を行ったものを Fig.6 に示す．

さらに，Excel の AVERAGE 関数を用いた移動平均法を用いてグラフの近似曲線を作成した．Fig.6 は 8 項移動平均法の結果である．

これらの結果を，大腿方形筋の働きと比べることで出力結果の整合性を確かめる．大腿方形筋とは，深層外旋六筋の構成筋であり，坐骨結節に付着から起こり大腿骨の転子間稜に付着する．主に，大腿の外旋を行う筋肉であるが，深層外旋六筋としては姿勢の保持・股関節の安定化を行う働きがある．つまり，中腰からの立ち上がり運動の場合，中腰姿勢を保っている際に最も力を発揮していると考えられる [6]．Fig.6 を見てみると， $Time = 0 \sim 1.1[s]$ までは $x(t) = 1$ であり大腿方形筋の内，100% の筋肉が働いていることがわかる．そこから立ち上がり動作が始まるにつれて，値が徐々に下がっていく．これは直立時の姿勢を保持する働きがある大殿筋や下腿三頭筋という筋肉が，大腿方形筋の代わりに姿勢の保持をし始めたからと考えられる．これにより，CMC の結果と筋

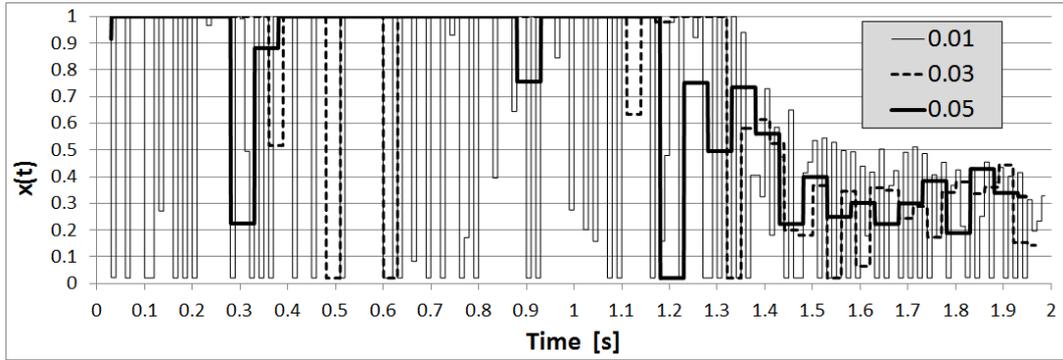
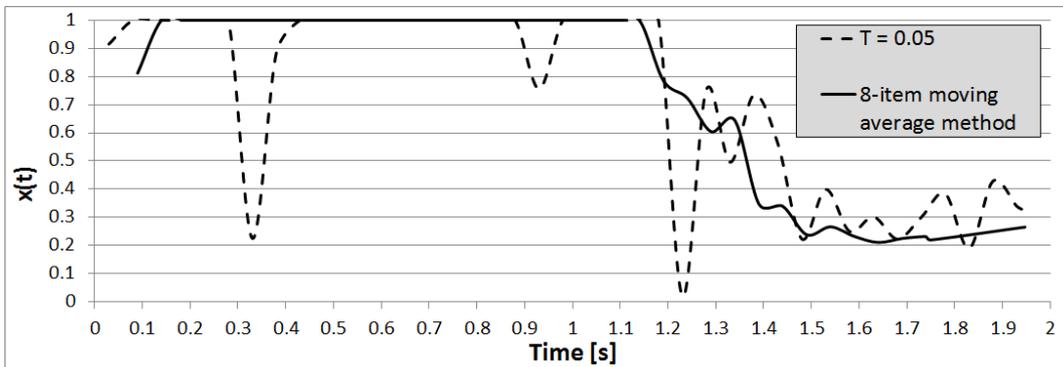
Fig. 5: $T=0.01, 0.02, 0.03, 0.04, 0.05$ 毎の出力結果

Fig. 6: 出力結果の修正を行った結果

肉の働きとの整合性が確認できた。

5 考察

本研究では、OpenSimの解析ツールであるRRAとCMCの検証を簡単な動作に関して行った。検証は、入力データである床反力データと結果を出力する際の数値解法に関して行った。解析の際に影響があるパラメータが床反力によるモーメントであると特定した上で、解析を行うための適切な床反力データの測定方法を考案した。また、CMCにおける出力結果の編集方法と、 T の変更による影響を示した。出力結果は、 T によって大きく変化が現れる。これらの比較を行い、 $T=0.05$ が今回の動作解析に適していることを分かった。また、その結果を移動平均法などを用いてデータのフィルタ処理をすることにより、出力結果の考察に用いることができるデータになることを示した。

次の検証として、本報告で示した測定・処理方法を用いて筋電位計の出力結果との関係などを調べていく必要がある。

参考文献

- [1] Delp, S.L., et al., "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement.", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007. 54(11) : p. 1940-1950.
- [2] Ajay Seth and Tim Dorn, "Generating Simulations with OpenSim", OpenSim Advanced User and Developer Workshop March 2012, 2012.
- [3] T. W. Lu and J. J. O'Connor, "Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimization with joint constraints.", Journal of Biomechanics, vol. 32, pp. 129-134, 1999.
- [4] D. G. Thelen and F. C. Anderson, "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data.", Journal of Biomechanics, vol. 39, pp. 1107-1115, 2006.
- [5] Happee, R., 1994. "Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements.", Journal of Biomechanics 27, 953-960.
- [6] Richard L. Drake, et al., "グレイ解剖学 原著第1版", エルゼビア・ジャパン, 2011.