

筋張力推定のための最適化計算における仮想アクチュエータの影響

A study on effect of virtual actuator in optimization calculation for muscle force estimation

○学 細谷 拓冬^{*1}, 齊藤 亜由子^{*1}, 木澤 悟^{*2}, 小林 義和^{*2}

Takuto HOSOYA^{*1}, Ayuko SAITO^{*1}, Satoru KIZAWA^{*2}, and Yosikazu KOBAYASHI^{*2}

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology (KOSEN), Akita College

The reserve actuators used in the Residual Reduction Algorithm of the musculoskeletal software OpenSim generate forces instead of muscles. In this study, we verified range of reserve actuator settings that can appropriately estimate muscle forces. A healthy adult man walked during the experiment. The results of the estimated lower limb muscle forces during walking indicated that the biarticular muscles, including rectus femoris and biceps femoris LH, and the monoarticular muscles which have many muscle attachment points, including gluteus maximus and psoas muscles, were not affected by the reserve actuators. While the monoarticular muscles, including soleus muscle, gastrocnemius muscle, tibialis anterior muscle, and biceps femoris SH, which have few muscle attachment points were easily affected by the reserve actuators.

Key Words : Muscle force, Musculoskeletal analysis, OpenSim, Reserve actuator, Walking

1. 緒 言

筋骨格モデルを用いた筋張力推定は光学式動作計測に基づく解析手法であり、動作中の身体負荷を評価するために有用である。筋骨格ソフトウェアにはいくつかの種類が存在し、市販されている SIMM, ARMO, AnyBody⁽¹⁾のほか、スタンフォード大学が無償で公開している OpenSim⁽²⁾が広く使用されている。OpenSim を用いた筋骨格解析においては、解析を実施するための準備作業として、スケーリングと逆運動学解析を行う。スケーリングは被験者の体格を再現したモデルを構築する工程である。筋肉や靱帯の長さ・太さはスケーリング後の骨サイズに基づいて調整されるため、精度良く筋張力を推定するには、ソフトウェア内のモデルを被験者の身体サイズへ厳密に近づけるようにパラメータ調整を行う必要がある。逆運動学解析はスケーリング後のモデルと光学式モーションキャプチャの実測データを用いて、関節角度などの運動学データを生成する工程である。スケーリングと逆運動学解析の二つの工程を経た後、関節モーメントおよび筋力・筋活性度の算出を行うことが可能となる。しかし、逆運動学解析によって得られた運動学データは、床反力と動的に整合がとれていないことも多い。そのため、Residual Reduction Algorithm (RRA) を実施することによりモデルおよび運動学データを修正する工程を経た後、筋力・筋活性度の算出を行う。RRA においては動的な不整合の辻褄を合わせるための Residual actuator と筋肉の代わりにモデルを駆動するための Reserve actuator の2つの仮想アクチュエータを設定する。RRA 実施後に示される残差力の値を指標とすることで RRA における Residual actuator の値を適切に調整することは可能である。一方で、Reserve actuator には適切に設定する指標がない。そこで本研究では、健康成人男性の通常歩行を解析対象とし、OpenSim の RRA において複数の Reserve actuator の設定により下肢筋張力を推定する。得られた下肢筋張力の結果に基づいて、RRA の Reserve actuator の設定が筋張力推定に与える影響を検証する。

2. 方法

歩行計測の参加者は 20 歳の成人健康男性 1 名（身長 1.71m, 体重 63kg）である。歩行計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し、本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会、

工学院大学ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た。計測においては、光学式三次元動作解析装置（Vicon 社製, Bonita10）と床反力計（Kistler 社製, 9286）2 枚を用いた。長さ 3600 mm の歩行路上に左足で一枚目の床反力計、右足で二枚目の床反力計を踏むことができるように配置した。本計測においては 2 枚の床反力計を用いており、左脚の踵が一枚目の床反力に接地してから次に左脚の踵が歩行路に接地するまでを解析区間とした。光学式三次元動作解析装置、床反力計のサンプリング周波数は共に 100 Hz である。計測前、Plug-in Gait lower body マーカセットを参照して参加者の下肢に 16 個の反射マーカを貼付した。参加者に対しては、可能な限り一定の歩幅でメトロノーム 110 bpm に合わせて前進するよう指示し、被験者の通常歩行を計測した。

3. OpenSim を用いた筋張力推定

筋張力の推定においては OpenSim 3.3 を使用し、下肢筋群の解析に有用な gait2392 モデルを用いた⁽³⁾。スケーリングにおいては、gait2392 標準モデルの各骨の質量分布を維持したままスケーリング後の質量が被験者の質量に一致するように、Preserve mass distribution (PMD) の設定を ON とした。筋骨格モデルの拡大縮小倍率 (Scale Factor) は三軸すべての方向に対して、式(1)に示すように gait2392 標準モデルの身長 1.80 m に対する被験者の身長倍となるように設定した。マーカの重みづけ (Static Pose Weights) は標準設定のままとした。

$$Scale\ Factor = \frac{participant's\ height[m]}{1.80[m]}$$

(1)

続いて、歩行中の実測マーカの動きを再現した運動学データを生成するため、逆動力学解析を行った。さらに、モデルの動的整合性をとるため Residual Reduction Algorithm (RRA) を実行した。RRA において使用する仮想アクチュエータには、gait2392 モデルに標準装備された gait2392_RRA_Actuators.xml を用いた。仮想アクチュエータには、床反力データに対して力学的な整合性をとるための Residual actuator と、筋肉の代わりにモデルを駆動させる Reserve actuator の 2 種類が含まれている。本研究においては Reserve actuator の設定値を表 1 に示す 5 条件に設定し RRA を実施した。RRA においては OpenSim の Users guide に記載された閾値を参照し、計算後の Residual force (FX, FY, FZ) それぞれの平均値が 15 N 以下、Residual Moment (MX, MY, MZ) それぞれの平均値が 50 Nm 以下となるように、モデルの質量分布と Residual actuator の Optimal force を調整した。また、RRA においてはノイズ除去のため 6 Hz のローパスフィルタ処理を行っている。その後、最適化計算によって筋張力を算出した。静的最適化計算により得られた左下肢における筋張力の推定結果を図 1 に示す。

表 1 Condition of Reserve actuator (Nm)

	Condition A	Condition B	Condition C	Condition D	Condition E
Hip flexion	30	150	300	450	600
Hip adduction	20	100	200	300	400
Hip rotation	10	50	100	150	200
Knee flexion	30	150	300	450	600
Ankle dorsi-flexion	30	150	300	450	600
Subtalar	10	50	100	150	200
Mtp	10	50	100	150	200
Lumbar extension	20	100	200	300	400
Lumbar bending	20	100	200	300	400
Lumbar rotation	20	100	200	300	400

[No.22-1] 日本機械学会 2022 年度年次大会 [2022.9.11-14, 富山大学]

4. 結果

静的最適化計算により得られた左下肢における筋張力の推定結果を図1に示す。図1は一歩行周期を100%とした正規化した時間を横軸としている。図1より、すべての筋において、いずれの条件においても筋活動が活発化するタイミングは複数の先行研究^{例えば(4)}における筋活動増大のタイミングと一致しており、筋張力の大きさはtrinlerらがOpenSimを用いて推定した結果⁽⁵⁾と概ね一致している。

図1より、Reserve actuatorの設定値の違いに着目すると、筋の付着点が少ない単関節筋であるヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋、大腿二頭筋短頭は条件による差異が大きく明確に表れており、これらの筋における筋張力の推定結果から適切なReserve actuatorの設定値を検討することが望ましいと考えられる。一方、二関節筋である大腿直筋、大腿二頭筋長頭や、単関節筋ではあるが筋の付着点が多く設定されている大殿筋、腸腰筋はReserve actuatorの設定値による影響を受けづらいことが示された。

5. 結語

本研究では、健常成人男性の通常歩行を解析対象とし、OpenSimのRRAにおいて複数のReserve actuatorの設定により下肢筋張力を推定した。得られた下肢筋張力の結果に基づいて、RRAのReserve actuatorの設定が筋張力

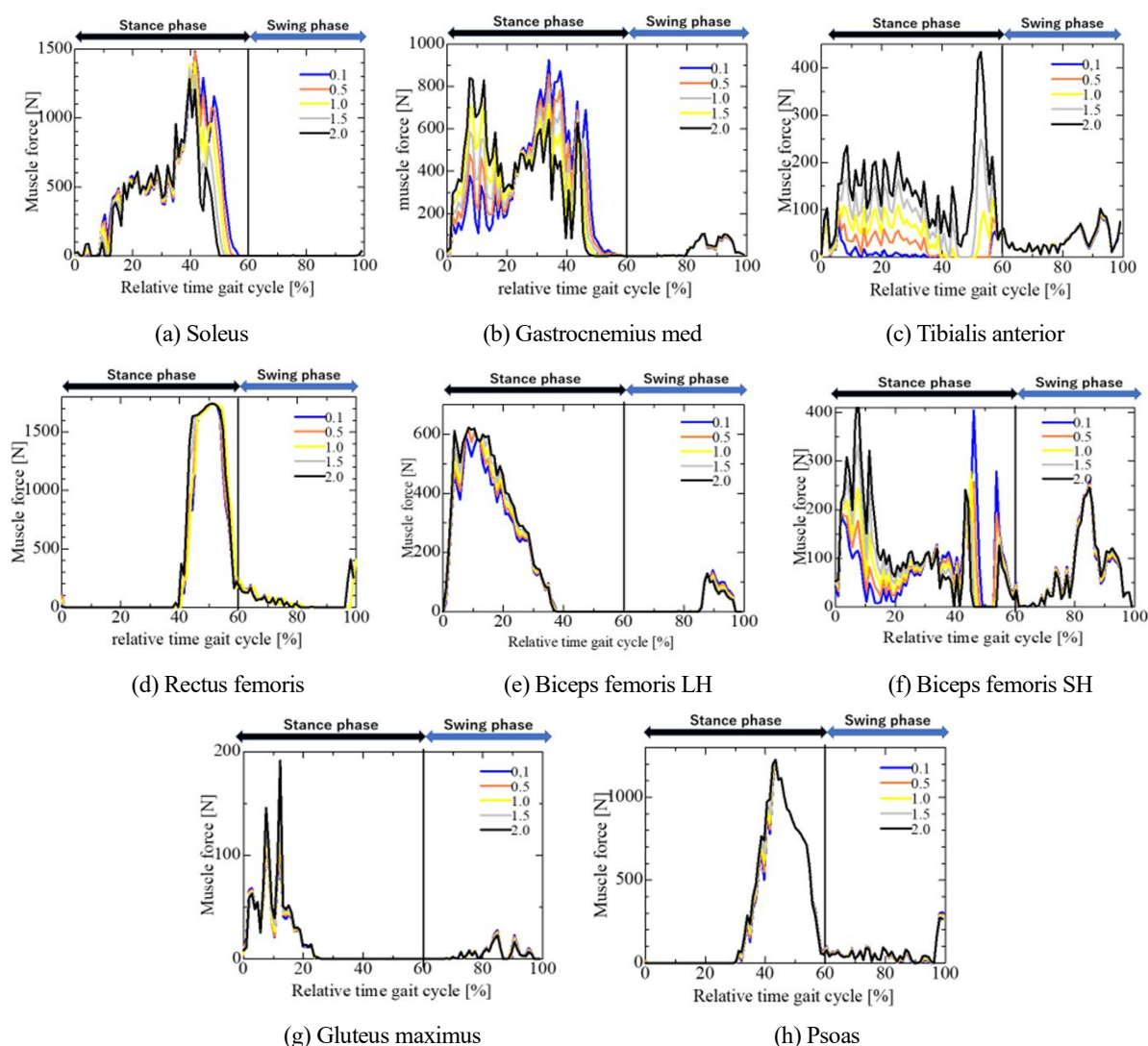


図1 Results of left lower limb muscle forces.

推定に与える影響を検証した。条件によって筋張力の推定結果が変化する筋と変化しない筋が確認できており、今後は最適化計算における Reserve actuator の設定と併せて適切な設定方法について検討していく必要がある。

文 献

- (1) 長谷和徳：SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析, バイオメカニズム学会誌, 33(3), 205-211, (2009).
- (2) Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G.: OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 54(11), 1940-1950, (2007).
- (3) Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(8), 757-767, (1990).
- (4) Umberger, B. R.: Stance and swing phase costs in human walking, Journal of The Royal Society Interface, 7(50), 1329-1340, (2010) . DOI: 10.1098/rsif.2010.0084
- (5) Trinler, U., Schwameder, H., Baker, R. and Alexander, N.: Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim, Journal of Biomechanics, 86, 55-63, (2019) . DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.045