

OpenSim を用いた筋張力推定における Reserve actuator の影響

齊藤 亜由子 (工学院大学 先進工学部, saito@cc.kogakuin.ac.jp)

細谷 拓冬 (工学院大学 先進工学部, s519044@ns.kogakuin.ac.jp)

小林 義和 (秋田工業高等専門学校 創造システム工学科, kobay@akita-nct.ac.jp)

木澤 悟 (秋田工業高等専門学校 創造システム工学科, kizawa@akita-nct.ac.jp)

Effect of reserve actuator for muscle force estimation using OpenSim

Ayuko Saito (Department of Mechanical Science and Engineering, University of Kogakuin, Japan)

Takuto Hosoya (Department of Mechanical Science and Engineering, University of Kogakuin, Japan)

Yoshikazu Kobayashi (Department of Mechanical Engineering and Robotics, National Institute of Technology, Akita College, Japan)

Satoru Kizawa (Department of Mechanical Engineering and Robotics, National Institute of Technology, Akita College, Japan)

要約

筋骨格ソフトウェア OpenSim の最適化計算における Reserve actuator の役割は、モデルの筋力不足を補助するため各関節の回転運動に対し補助トルクを与えることである。本研究では OpenSim を用いて適切に筋張力を推定することができる Reserve actuator の設定範囲について検証した。健康成人男性7名の通常歩行を解析対象とし、得られた下肢筋張力と Reserve actuator が発揮した補助トルクの結果から、二関節筋である大腿直筋、大腿二頭筋長頭と、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、腸腰筋においては Reserve actuator の設定の違いによって筋張力の推定結果に差異が認められなかった。一方、二関節筋ではあるが筋の付着点が少なく設定されている腓腹筋や、単関節筋の中でも筋の付着点が少なく設定されているヒラメ筋、前脛骨筋、大腿二頭筋短頭は Reserve actuator の設定の違いによって筋張力の推定結果に差異が認められたため、これらの筋張力の推定結果から Reserve actuator の設定範囲を検討することが望ましいと考えられる。

Abstract

The reserve actuators used in the optimization calculation of the musculoskeletal software OpenSim apply reserve torques to the rotational movement of each joint. In this study, we verify range of reserve actuator settings that can appropriately estimate muscle forces. Seven healthy adult men walk during the experiment. The results of the estimated lower limb muscle forces during walking and the reserve torques indicate that the biarticular muscles, including rectus femoris and biceps femoris long head, and the monoarticular muscles which have many muscle attachment points, including gluteus maximus and psoas muscles, are not affected by the reserve actuators. While soleus muscle, gastrocnemius muscle, tibialis anterior muscle, and biceps femoris short head, which have few muscle attachment points are easily affected by the reserve actuators.

キーワード

OpenSim, 最適化計算, Reserve actuator, 筋張力, 歩行

1. 序論

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 (長谷, 2009) のほか、スタンフォード大学が無償で公開している OpenSim (Delp et al., 2007) が広く使用されている。

OpenSim における静的最適化計算では、時間フレームごとに正味の関節モーメントから個々の筋力・筋活性度を算出する。モデルの筋力が不足している場合、最適化計算に膨大な時間がかかることや筋活性度が 100 % を超えてしまい計算が収束しない可能性があることから、筋力不足を補うことを目的とした仮想アクチュエータ「Reserve actuator」を設定する必要がある。Reserve actuator の役割は各関節の回転運動に対し補助トルクを与えることである。補助トルクの値を直接設定することはできないが、補助トルクの大きさの指標として

「Optimal force」の設定を行うことができる。Reserve actuator の補助トルクが不足している場合にはモデルの筋力不足の場合と同様に計算がうまく実行できないこともある。また、Reserve actuator の補助トルクが大きすぎる場合にはアシスト装置を装着しているような状態となり、筋に制御力が与えられるため非現実的な解析結果が推定されることもある。適切に筋張力の推定を行うためには、静的最適化における Reserve actuator の Optimal force を妥当な範囲に設定する必要がある。

OpenSim を用いて精度よく筋張力を推定するための研究として、スケーリング時の誤差が解析結果に与える影響 (Koller et al., 2021) や、スケーリング時に骨の形状をパーソナライズする手法 (Veerkamp et al., 2021) など、スケーリングに着目した研究は数多く行われてきた。静的最適化における Reserve actuator の設定は個々の体格やスケーリングの精度などにより適切な設定範囲が異なる可能性も考えられるが、同様の体格指数を持つ複数人が同一の運動を行った場合において、静的最適化における Reserve actuator の妥当な Optimal force の設定範囲を提示することは、OpenSim を用いた筋骨格解析の発展のために有用である。

そこで本研究では、健康成人男性7名の通常歩行を解析対象とし、OpenSimの静的最適化計算において複数の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と、Reserve actuatorが発揮した補助トルクの結果に基づいて、静的最適化計算における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

2.1 歩行計測

歩行計測の参加者は20歳から22歳までの成人健康男性7名(身長 1.72 ± 0.04 m, 体重 59.43 ± 3.64 kg, 体格指数 20.19 ± 1.53)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、あらかじめ参加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。三次元動作解析装置のカメラ8台と床反力計2枚の設置模式図を図1に示す。長さ3,600 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。解析においては、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(図2)を参照して参加者の下肢に直径9

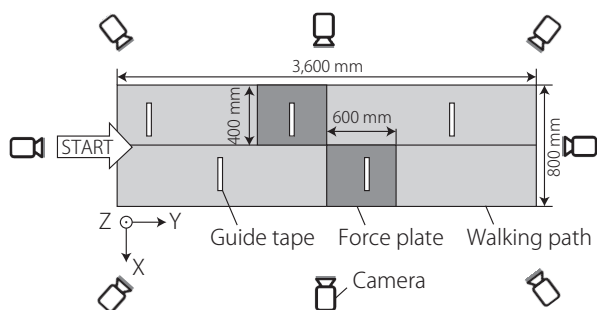


図1：カメラと床反力の設置模式図

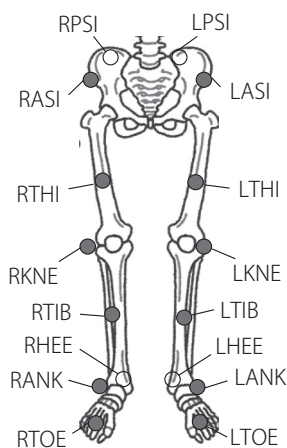


図2：マーカの貼付位置

mmの16個の反射マーカを貼付した。可能な限りスキンアーチファクトの影響を低減するため、実験参加者は皮膚に密着する素材の服を着用し、服の上からマーカを強力両面テープで貼付した。なお、実験室内における動的マーカ位置計測精度は約1.7 mmである(泉他, 2016)。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、各参加者の通常歩行をそれぞれ5回ずつ計測した。

2.2 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(Delp et al., 1990)。スケールングにおいては、gait2392標準モデルの各骨の質量分布を維持したままスケール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。スケールングによってgait2392標準モデルの各骨は式(1)に示す倍率で拡大縮小される。本解析において、各筋の起始・停止位置の相対的な位置関係をgait2392モデルの標準設定と一致させている。そのため各筋の長さは、おおよそ式(1)に示す倍率で拡大縮小される。マーカの重みづけ(Static Pose Weights)は標準設定のままとした。

$$Scale Factor = \frac{participant's height (m)}{1.80 (m)} \quad (1)$$

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、逆運動学解析を行った。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。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、Residual actuatorのOptimal forceを調整した。RRAにおけるResidual actuatorの調整は、各マーカの加速度情報を用いて得られた外力情報と、床反力計から得られた外力情報を一致させるために行う作業である。そのため、一部のマーカが計測中に剥がれかけた場合などマーカの異常な動きがあった場合にも、モデルの動的整合性をとることでマーカの大きなずれによる影響を低減することができる。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。

RRAの実行後、動的に整合のとれたモデルと運動学データ、床反力の実測データを用いて静的最適化(SO)を実行した。RRAと同様に、SOにおいてもResidual actuatorとReserve actuatorから成る仮想アクチュエータを用いる。しか

し、RRAにおける Reserve actuator が筋肉の代わりにモデルを駆動させる働きをする一方で、SOにおける Reserve actuator は筋力の不足を補うために各関節の回転運動へ補助トルクを与える役割を果たす。モデル自身の筋力を主な原動力としてモデルを駆動させることが望ましいため、SOにおける Reserve actuator には最小限の値を設定する必要がある。本解析のSOにおいては、RRAにおいて使用した仮想アクチュエータ gait2392_RRA_Actuators.xml の標準設定値を基準値とし、Reserve actuator の Optimal force を全5条件 (表1) に設定して静的最適化を行った。実際に Reserve actuator が発揮する補助トルク (Reserve torque) の大きさは、Optimal Force と Control 出力の積で決定される。Control 出力は、物理的な不整合の度合いやアクチュエータの使用優先度が複合的に考慮されて出力される値であり、Control 出力の上限値と下限値 (Control value) のみ設定することが可能である。本解析では、Control value の上限値と下限値をそれぞれ正の無限大、負の無限大に設定した。実際の最適化計算においては、様々な要因が複合的に考慮されて計算されるため、Control value の設定を極端に大きくした場合でも Control 出力が無限大まで大きくなることはほとんどない。

表1において、条件Aではすべての Optimal force を 0 Nm とし、モデルの筋のみでの運動の再現を図っている。条件B～Eは、それぞれ基準値の 0.001 倍、0.01 倍、0.05 倍、0.1 倍とした値に設定している。基準値では、通常歩行において一般的に積極的な運動が行われると考えられる関節運動への Optimal force が大きく設定されている。SOにおいても、歩行において積極的な運動が行われると考えられる関節運動は、他の関節運動よりも大きな補助トルクを必要とすることが考えられることから、基準値と同じ比率で各関節運動を補助するように Optimal force の値を設定した。また、表1に示すすべての条件において、動的整合をとるための Residual actuator は骨盤 (plevis) に設定し、Point actuator (FX、FY、FZ) の Optimal force をすべて 1 N、Torque actuator (MX、MY、

表1：Optimal force の設定条件 (Nm)

Reverse actuator	A	B	C	D	E	基準値
Hip flexion	0	0.3	3	15	30	300
Hip adduction	0	0.2	2	10	20	200
Hip rotation	0	0.1	1	5	10	100
Knee flexion	0	0.3	3	15	30	300
Ankle dorsi-flexion	0	0.3	3	15	30	300
Subtalar	0	0.1	1	5	10	100
Mtp	0	0.1	1	5	10	100
Lumbar extension	0	0.2	2	10	20	200
Lumbar bending	0	0.2	2	10	20	200
Lumbar rotation	0	0.2	2	10	20	200

MZ) の Optimal force をすべて 1 Nm としている。

3. 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3に、個人の結果の一例として各被験者におけるヒラメ筋と大腿直筋の筋張力推定結果を図4、図5に示す。また解析において Reserve actuator が発揮した補助トルクの大きさである Reserve torque の結果を図6に示す。図3、6は実験参加者7名の各5試行分、合計35試行分の解析における平均値を示しており、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4、5は各被験者の5試行分の平均値を示している。また、筋張力推定結果の標準偏差を表2に示す。表2は35試行分の一歩行周期全域における標準偏差の平均値を示している。さらに、条件の違いによる最大筋張力の差異について検証するため、各筋の各条件における最大筋張力と標準偏差を図7に示す。図7の棒グラフは35試行分の最大筋張力の平均値を示しており、エラーバーは ± 1 の標準偏差を示している。また、35試行分の最大筋張力に対しては各条件間の有意差を検定するため一元分散分析を行った。各

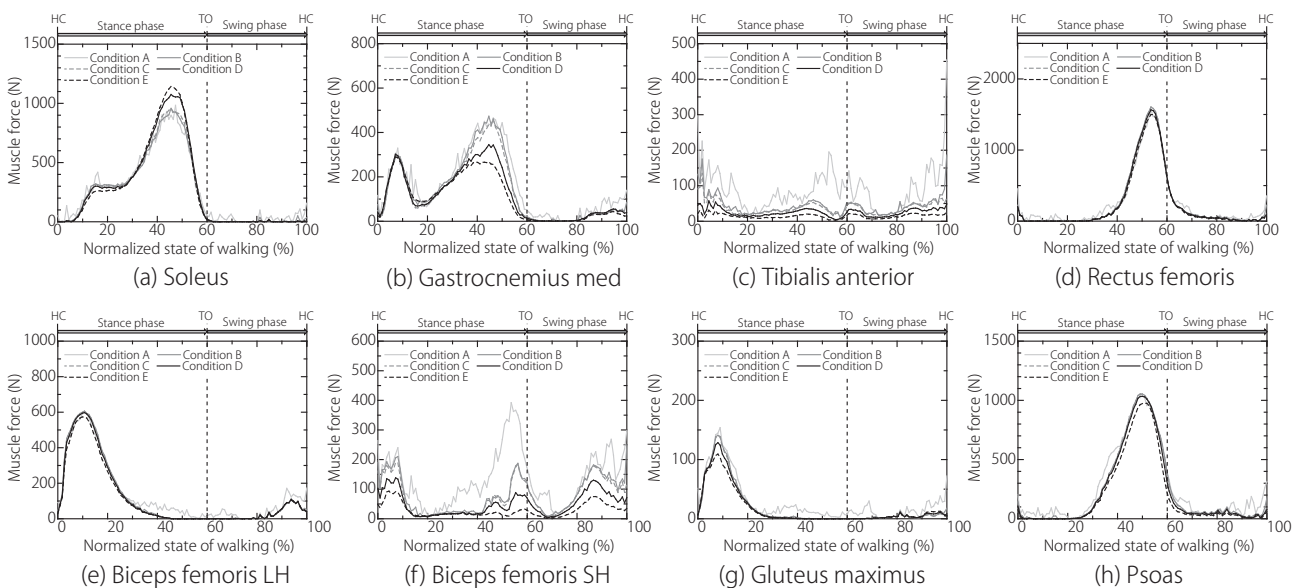


図3：左下肢筋張力の推定結果 (全平均)

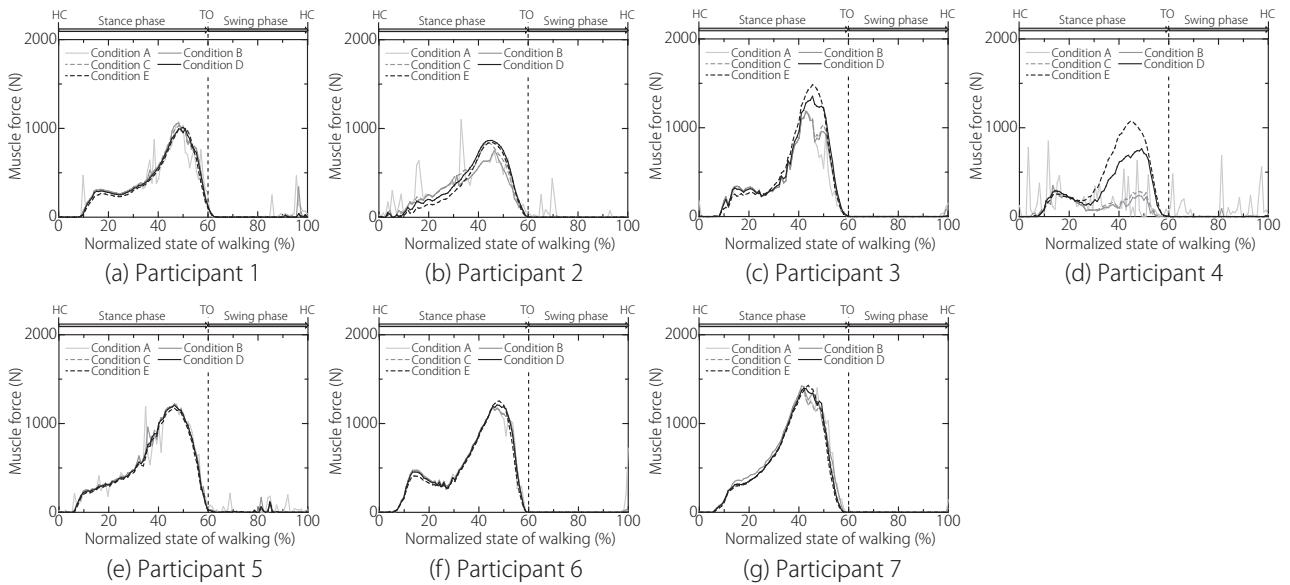


図4：各被験者におけるヒラメ筋の筋張力推定結果

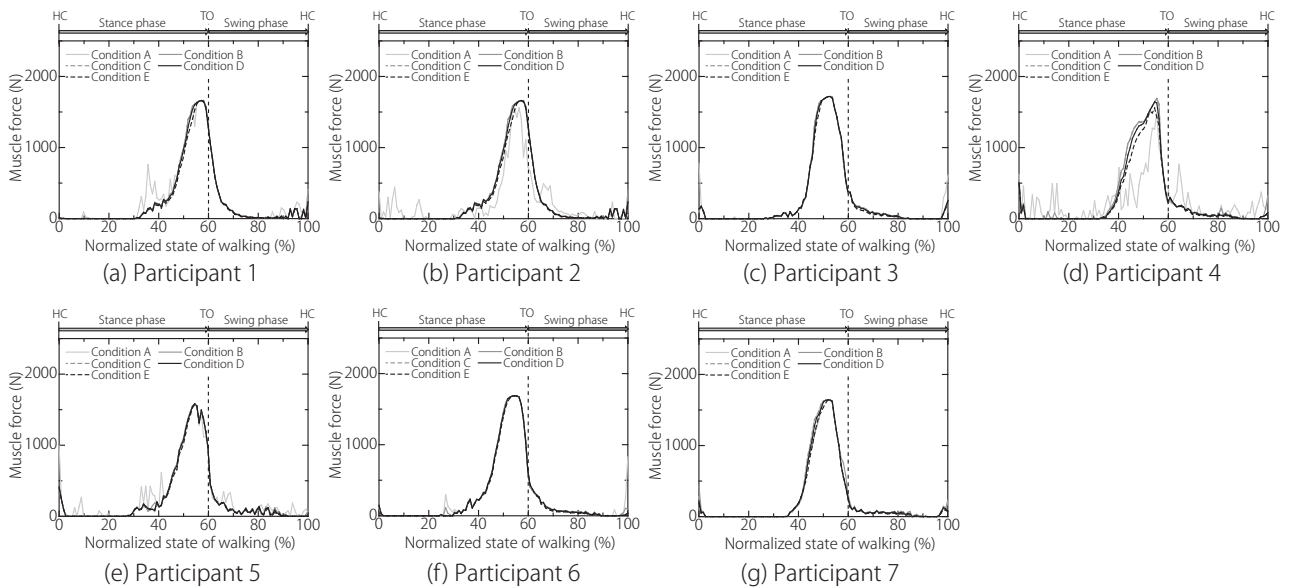


図5：各被験者における大腿直筋の筋張力推定結果

条件間に有意な主効果 ($p < 0.05$) が認められ、かつTukeyの多重比較検定において有意差 ($p < 0.05, p < 0.01$) が認められた条件間にそれぞれ*、**を記している。

図3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Umberger, 2010）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 (Trinler et al., 2021) と概ね一致した。図4、5に示す個人のヒラメ筋、大腿直筋の結果においても、ヒラメ筋において個人差が大きいものの、筋活動増大のタイミングは先行研究と一致した傾向を示した。すべての筋に共通した結果として、図3における条件Aの結果にはノイズのような波形が多く含まれており、表2に示す条件Aの標準偏差は他4つの条件における標準偏差と比較して大きい。条件間で筋張力の推定値に明確な差異が認められたのは、ヒラメ筋 (図3(a)、

腓腹筋 (図3(b))、前脛骨筋 (図3(c))、大腿二頭筋短頭 (図3(f)) であった。ヒラメ筋と腓腹筋では主に筋張力の最大値付近において大きな差異が認められたが、前脛骨筋と大腿二頭筋短頭では一歩行周期全域を通して各条件間の差異が認められなかった筋は、大腿直筋 (図3(d))、大腿二頭筋長頭 (図3(e))、大殿筋 (図3(g))、腸腰筋 (図3(h)) であった。最大筋張力の結果において各条件間に有意な主効果 ($p < 0.05$) が認められ、かつTukeyの多重比較検定において複数の条件間で有意差 ($p < 0.05$ または $p < 0.01$) が認められた筋は、ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋、大腿二頭筋短頭 (図7(a)、(b)、(c)、(f)) であった。一方、大腿直筋、大腿二頭筋長頭、大殿筋、腸腰筋 (図7(d)、(e)、(g)、(h)) においてはいずれの条件間においても有意差が認められなかった。

図6より、条件AはReverse actuatorのOptimal forceをす

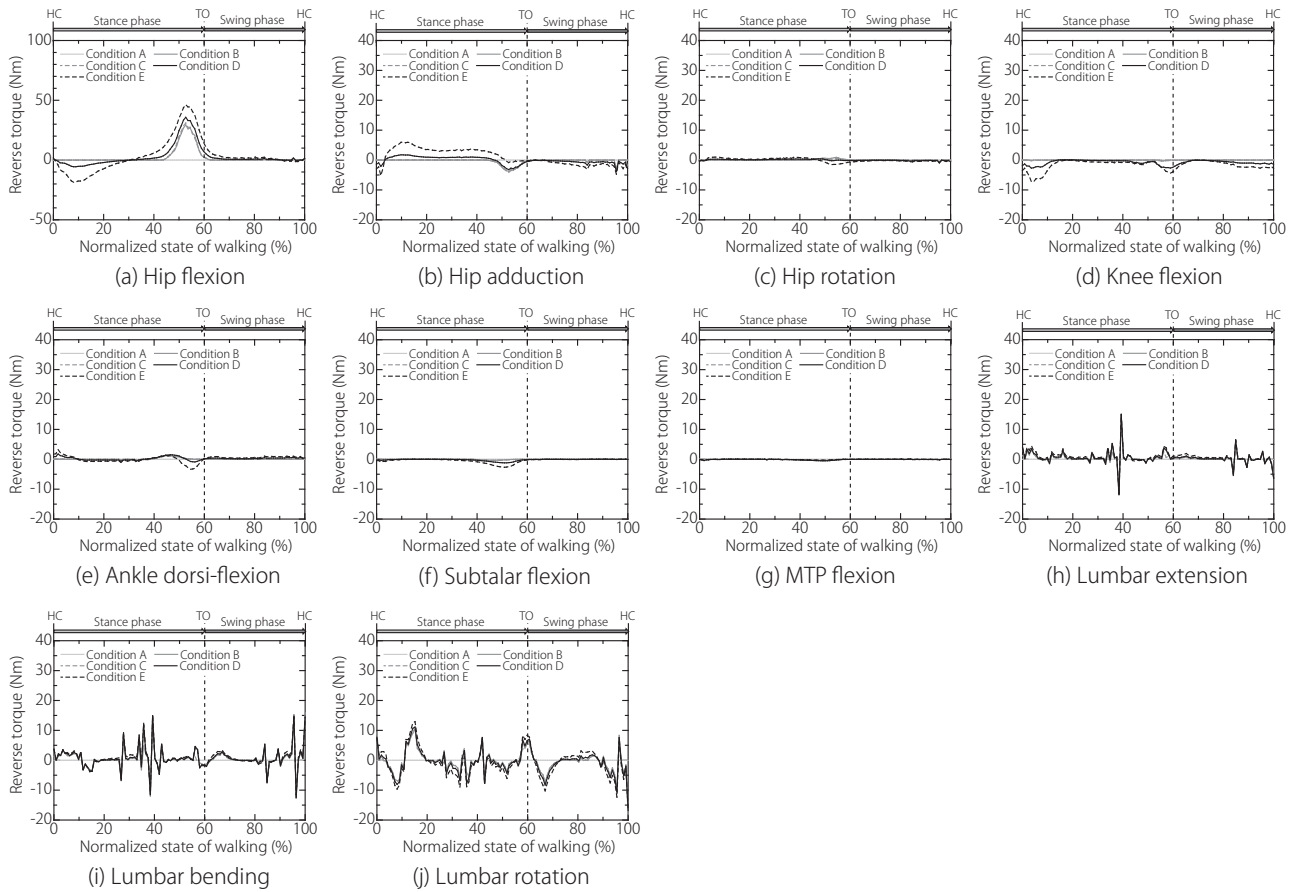


図6：Reserve actuatorが各関節において発揮したReserve torque

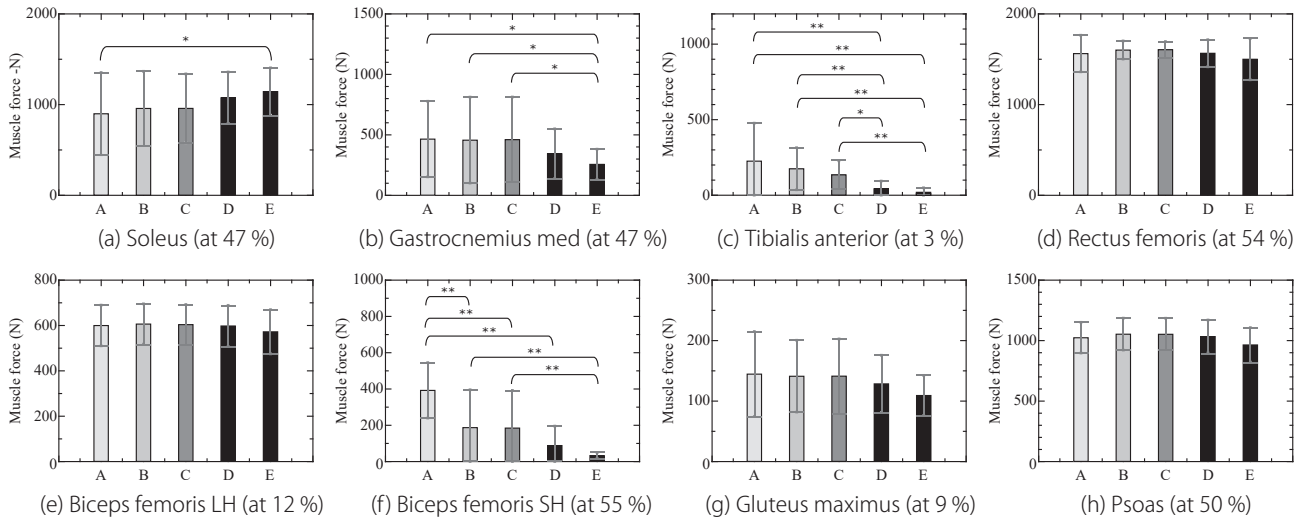


図7：各筋の最大筋張力(括弧内は最大筋張力の発揮時点

注：* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 。

べて0Nmに設定したため、Reserve torqueの結果もすべて0Nmとなった。ほぼすべてのReverse actuatorにおいて、条件B、CのReserve torqueの値は概ね一致し、条件DのReserve torqueは条件B、Cより大きく、さらに条件EのReserve torqueが最も大きなトルクを発揮したことからOptimal forceの値を大きく設定するほどReserve torqueも大きくなること示された。

4. 考察

条件Aを用いて推定した筋張力にはノイズのような波形が多く含まれ、試行毎のばらつきも大きい。図3よりReverse actuatorのOptimal forceを大きな値に設定するほど筋張力の推定結果に表れるノイズのような波形は減少傾向であり、試行毎のばらつきは小さくなること示された。そのため、Residual actuatorのみでは床反力との整合性をとることがで

表2：筋張力推定結果の標準偏差平均値 (N)

Muscle	A	B	C	D	E
Soleus	226	144	130	109	105
Gastrocnemius med	171	131	118	94	78
Tibialis anterior	144	69	58	41	24
Rectus femoris	208	130	124	120	117
Biceps femoris LH	99	49	47	46	44
Biceps femoris SH	140	76	67	43	23
Gluteus maximus	35	12	10	9	8
Psoas	179	99	93	89	78

きなかった計測誤差などに起因するマーカの瞬間的かつ振動的な動きなどに対しても、Reverse actuatorが動的整合性をとるために使用されていた可能性が推察される。特に腰部におけるReverse torqueの結果(図6(h), (i), (j))は瞬間的かつ振動的な変化をしていることから、積極的に動的整合性をとるために使用されていた可能性が考えられる。しかし、各関節運動におけるReverse actuatorのOptimal forceに大きすぎる値を設定した場合、本来は筋活動のみで達成しなければならない関節運動までもReverse actuatorが大きなトルクを発揮して補助するため、本来発揮されるべき筋張力よりも小さな筋張力が推定されてしまう可能性がある。そのため、適切なOptimal forceを設定する知見を得ることを目的として、Optimal forceの設定値の違いによる筋張力推定値の違いについて考察を行う。

ヒラメ筋と腓腹筋の筋張力は歩行周期約47%の最大筋張力付近において条件間での差異が大きくなった。個人毎のヒラメ筋の結果に着目すると、図4(b), (c), (d), (f), (g)の5名の結果においては条件D、Eが他条件より大きな最大筋張力を示しており、図4(e)の被験者1名については条件の違いによる推定結果の差異が認められなかった。図7に示す最大筋張力のみでの比較ではヒラメ筋において条件AとEの間に有意差が認められ、腓腹筋では条件Eと条件A、B、Cとの間に有意差が認められたことから、条件によって最大筋張力は有意に異なることが示された。複数の先行研究(Umberger, 2010; Trinler et al., 2021)の結果において、腓腹筋は立脚期初期から終期にかけて筋張力が増大し、立脚期終期で最大筋張力を得る傾向であるため、腓腹筋に着目すると条件D、Eは立脚期における筋張力の増加が小さいことからOptimal forceの設定値として望ましくない可能性が考えられる。

また、腓腹筋の最大筋張力が条件D、Eにおいて他3つの条件よりも小さな値を示しているのに対し、腓腹筋と共に足関節の底屈に寄与するヒラメ筋では条件D、Eにおける最大筋張力が他3つの条件と比較して大きな値を示した。本結果に関して、Karthickらは単関節筋と二関節筋の違いによるReverse actuatorと筋力分配方式の関係性について言及している。腓腹筋は二関節筋であり、足関節の底屈だけでなく膝関節の屈曲に作用する。足関節におけるReverse actuatorがヒラメ筋と腓腹筋に置き換わって足関節底屈に係る補助トルクを発揮し、ヒラメ筋と腓腹筋の筋張力が非常に小さい値として推定される場合、膝関節屈曲に作用する腓腹筋の筋張力も非常に

小さく推定される。このように二関節筋の筋張力が単一の関節におけるReverse actuatorの影響を大きく受ける場合、もう一方の関節における二関節筋の筋張力に影響を及ぼすことから、Reverse actuatorが二関節筋の働きに置き換わるようなトルクを発揮することは単関節筋よりも起こりづらくなっている(Ganesan and Gupta, 2020)。本解析においては、膝関節のReverse torque(図6(d))が条件D、Eにおいて他3つの条件よりも大きく変動している。そのため、腓腹筋と共に膝関節の屈曲に作用する大腿二頭筋長頭、短頭との筋張力分配の結果、膝関節のReverse torqueが大きく変動している条件D、Eにおいて、腓腹筋の筋張力が小さい値に推定されたことが考えられる。腓腹筋の筋張力が小さい値に推定されることは、足関節底屈に作用する腓腹筋の筋張力も小さくなることと同義であり、これを補うためにヒラメ筋の筋張力が大きく推定されたと考えられる(Ganesan and Gupta, 2020)。しかし、健康者の通常歩行における筋力の分配として、腓腹筋の最大筋張力が有意に減少し、ヒラメ筋の最大筋張力が有意に増加することは不自然な現象であることから、条件D、EはOptimal forceの設定値として望ましくない可能性が考えられる。以上より、最適化計算における筋張力の分配方法や、モデルの筋活動に対するReverse actuatorの優先度合いは複雑に関連するため、任意の関節におけるReverse torqueの値が大きい場合に必ずしもその関節の運動に作用する筋の筋張力が小さく推定されるとは言えないことが示唆された。

一歩行周期全域において条件間の差異が認められた前脛骨筋と大腿二頭筋短頭では、最大筋張力のみでの比較(図7(c), (f))においても複数の条件間で有意差が認められた。前脛骨筋と大腿二頭筋短頭は共に単関節筋であり、歩行において前脛骨筋は主に足関節の背屈に作用し、大腿二頭筋短頭は膝関節の屈曲に作用する。二関節筋と比較して、Reverse actuatorは単関節筋の働きに置き換わるようなトルクを発揮しやすく、足関節と膝関節のReverse torque(図6(d), (e))は条件D、Eの結果が条件B、Cの結果よりも大きな変動を示していることから、前脛骨筋と大腿二頭筋短頭において条件D、Eでの筋張力の推定値が小さい値に推定されたことが考えられる。

一方で、条件間の差異が明確に現れなかった大腿直筋、大腿二頭筋長頭、大殿筋、腸腰筋の筋張力(図3(d), (e), (g), (h))の波形は、すべての条件の結果においてほとんど一致しており、最大筋張力のみでの比較(図7(d), (e), (g), (h))においても条件間での有意差が認められなかった。個人毎の大腿直筋の結果に着目すると、図5(d)の被験者1名の結果においては、条件の違いによってやや筋張力の結果に差異が認められるが、その他の被験者の結果においてはすべての条件の結果はほとんど一致している。歩行において、大腿直筋は主に股関節屈曲と膝関節伸展、大腿二頭筋長頭は股関節伸展と膝関節屈曲、大殿筋は股関節伸展、腸腰筋は股関節屈曲に作用する。股関節と膝関節の屈曲伸展を補助するReverse torque(図6(a), (d))は、条件D、Eの結果が他3つの条件の結果よりも大きな変動を示しているが、これらのReverse torqueは大腿直筋、大腿二頭筋長頭、大殿筋、腸腰筋の筋張力推定結果にほとんど影響を与えていない。gait2392モデルにおいて大腿直筋の付着点は骨盤、大腿骨、脛骨にそれぞれ1か所ずつ

の合計3か所、大腿二頭筋長頭の付着点は骨盤1か所と脛骨2か所の合計3か所であり、共に2つの関節をまたぐ二関節筋としてモデリングされている。そのため、二関節筋である大腿直筋と大腿二頭筋長頭は Reverse torque の影響を受けづらかったことが考えられる。大殿筋と腸腰筋は単関節筋であるが、大殿筋は股関節の伸展に加えて外旋に作用し、腸腰筋は股関節の屈曲に加えて骨盤の前傾に作用する。gait2392モデルにおいて、他の単関節における筋の付着点は3か所以下であるのに対し、大殿筋の付着点は骨盤2か所と大腿骨2か所の合計4か所、腸腰筋の付着点は骨盤3か所と大腿骨2か所の合計5か所としてモデリングされている。筋の付着点が多く、股関節の屈曲・伸展以外の作用を併せ持つことから二関節筋に準じて比較的 Reverse torque の影響を受けづらかった可能性が考えられる。

5. 結言

本研究では健常成人男性の通常歩行における下肢筋張力を解析対象とし、OpenSimの最適化計算における Reserve actuator が筋張力の推定結果に与える影響を検証した。

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 Reverse torque による影響を受けづらいことが示された。一方で、二関節筋ではあるが筋の付着点が少ない腓腹筋、および筋の付着点が少ない単関節筋であるヒラメ筋、前脛骨筋、大腿二頭筋短頭は条件による差異が大きく、これらの筋における筋張力の推定結果から適切な Optimal force の設定値を検討することが望ましいと考えられる。また、Reserve actuator の Optimal force を可能な限り小さくする場合にも、ノイズ軽減のため 0 Nm より大きな値に設定し、大きくても 10 Nm 以下（本解析における条件 C の程度）が適切ではないかと考えている。

引用文献

- Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., and Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 8, 757-767.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 11, 1940-1950.
- Ganesan, K. and Gupta, A. (2020). Human-centric optimal design of biomimetic exosuit for loaded walking: A simulation study. *Mechanism and Machine Science*, 497-510.
- 長谷和徳 (2009). SIMM, ARMO, AnyBody による動作解析. バイオメカニズム学会誌, Vol. 33, No. 3, 205-211.
- 泉廣大・佐藤頭人・宮脇和人・木澤悟 (2016). モーションキャプチャの精度測定. 日本機械学会東北支部第52期秋季講演会講演論文集, 403.
- Koller, W, Baca, A., and Kainz, H. (2021). Impact of scaling errors

of the thigh and shank segments on musculoskeletal simulation results. *Gait & Posture*, Vol. 87, 65-74.

- Trinler, U., Schwameder, H., Baker, R., and Alexander, N. (2019). Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. *Journal of Biomechanics*, Vol. 86, 55-63.
- Veerkamp, K., Kainz, H., Killen, B. A., Jónasdóttira, H., and Krogt, M. M. (2021). Torsion tool: An automated tool for personalising femoral and tibial geometries in OpenSim musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, Vol. 125.

(受稿：2022年8月10日 受理：2022年9月27日)