

## 筋骨格モデルを用いた筋張力推定におけるスケーリングの影響 Effect of scaling on muscle tension estimation using a musculoskeletal model

○学 市川 朋瑛<sup>\*1</sup>, 森地 振一郎<sup>\*2</sup>

小林 義和<sup>\*3</sup>, 木澤 悟<sup>\*3</sup>, 齊藤 亜由子<sup>\*1</sup>

Tomoaki ICHIKAWA<sup>\*1</sup>, Shinichiro MORICHI<sup>\*2</sup>,

Yoshikazu KOBAYASHI<sup>\*3</sup>, Satoru KIZAWA<sup>\*3</sup> and Ayuko SAITO<sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> 工学院大学 Kogakuin University

<sup>\*2</sup> 東京医科大学 Tokyo Medical University

<sup>\*3</sup> 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

There are two types of modeling of the human body: a rigid link model, which does not consider muscle activity, and a musculoskeletal model, which includes the force exertion characteristics of muscles. The musculoskeletal model is a mathematical expression of the dynamic properties of the musculoskeletal system. Combined with information obtained in measurements using an optical motion capture system and a force plate, they can be used to estimate muscle tension. Electromyography (EMG), which is the acquisition of the electrical signals generated by muscle contraction, is used to measure muscle tension. However, the measurement of surface EMG does not allow to measure individual muscle activity or deep muscle activity. Although needle electrodes enable individual muscle measurement, their use is highly invasive. Furthermore, because musculoskeletal models enable the non-invasive estimation of muscle tension, their use is promising in a wide range of fields. In musculoskeletal analysis, it is necessary to adjust the standard model to correspond to individual subjects. Different scaling settings yield different muscle tension results. Therefore, more accurate estimation of muscle tension can be expected by applying slightly different scaling settings for each segment, such as the thigh and lower leg. In this study, the musculoskeletal model software OpenSim is used to calculate the lower limb muscle tension during walking. Multiple scaling patterns are performed correspond to individual subjects to verify the effect of the determination of each bone length in scaling on the results of muscle tension.

**Key Words** : Gait2392, Joint angle, Musculoskeletal model, Muscle tension, Opensim, Scaling, Waliking,

### 1. 緒 言

筋骨格モデルを用いた解析は、光学式動作解析に基づく解析手法であり、非侵襲の動作解析方法として歩行異常などの動作解析に有用である。筋骨格モデルのほかに筋張力を測定する手法として、筋肉から発生する微弱な電場の変化を検出する筋電図計測が存在する。しかし、表面筋電位の計測では、表層の筋を計測対象にしているため、深層筋の活動電位の計測は困難である。細い針の先端に活動電位を導出することができる針電極を使用し、筋に直接挿入し計測する手法もあるが、感染や痛みを引き起こすリスクがあり、避けるべき計測手法である。一方、筋骨格モデルは非侵襲計測により筋張力の推定が可能であることから、広い分野への利用が期待されている。

筋骨格モデルソフトウェアにはいくつかの種類が存在する。市販されている SIMM<sup>(1)</sup>、ARMO<sup>(2)</sup>、AnyBody<sup>(3)</sup>のほか、スタンフォード大学がフリーで公開している OpenSim<sup>(4)</sup>が広く使用されている。SIMM の特徴は、筋の付着地点などを仮想的にマウス操作変更できる点が上げられ、これらのソフトウェアの中では最も早く開発販売されているものである。ARMO は日本国内の株式会社ジースポーツが開発販売しているソフトウェアであり、日本語に対応している点が特徴であるといえる。AnyBody はオールボー大学（デンマーク）の Rasmussen らの研究成果<sup>(5)</sup>に基づいた筋骨格モデルであり、モーションキャプチャによる運動学データのパラメータを変更することにより、計測した動作と異なる運動の解析も可能となっている。OpenSim は他の筋骨格モデルソフトウェアと同様に筋や骨への力学的負荷を解析することが可能であり、無償で使用できる点が大きな特徴である。

筋骨格解析においては、標準の筋骨格モデルを個別の被験者に対応した身体モデルへ変更するスケールリングを行う必要がある。OpenSim を用いたスケールリングにおいては各骨の骨長を変化させることが可能であり、異なるスケールリングの設定により得られる筋張力の結果は異なる。そのため、大腿部や下腿部など、部位ごとに被験者の身体に対応するスケールパラメータを設定することで、より正確な筋張力の推定が期待できる。そこで本研究では、筋骨格モデルソフトウェア OpenSim を用いて歩行中の下肢筋張力を算出し、複数パターンでの骨長のスケールリングを行うことにより、スケールリングにおける各骨長の決定が筋張力の結果に与える影響を検証する。

## 2. 実験方法

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。実験においては、光学式モーションキャプチャ (Vicon 社製, Bonita10) と床反力計 (Kistler 社製, 9286) 2 枚を用いた歩行計測を行った。床反力計のサイズは 600 mm × 400 mm × 35 mm であり、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 (図 1)。光学式モーションキャプチャ、床反力計のサンプリング周波数は共に 100 Hz である。

歩行計測においては、Plug-in Gait Lower body マーカーセットを参照して被験者の下肢に 16 個の反射マーカを貼付した (図 2)。被験者が左足で床反力計の中央を踏むことができるように、左足で踏む床反力計の中央へテープを貼付した後、被験者の自然な歩幅を基準として進行方向へ着地点の目印となるテープを貼付した。計測実験におい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た。解析において用いる筋骨格モデルは Gait2392<sup>6)</sup>であり、頭部、体幹、腕を一つのセグメントとしたモデルであるため、本モデルに対応した動きを再現するために被験者は腕を組んだ姿勢で歩行した (図 3)。実験においては同一の試行を 5 回計測した。本研究においては左脚の一步行周期を解析対象とし、左脚の踵が一枚目の床反力計に接地してから次に左脚の踵が接地するまでを解析区間とした。

## 3. 筋骨格解析

### 3.1 解析方法

歩行中の下肢筋張力の推定には筋骨格モデルソフトウェア OpenSim3.3 を使用した。解析に用いたモデルは 23 自由度、92 筋を持つ Gait2392 である。解析においては、被験者の身長を基準に Gait2392 モデルをスケールリングし、さらに大腿骨、脛骨、腓骨を 0.9, 0.95, 1, 1.05, 1.1 倍した 5 種類のスケールリングを実施した。その後、筋

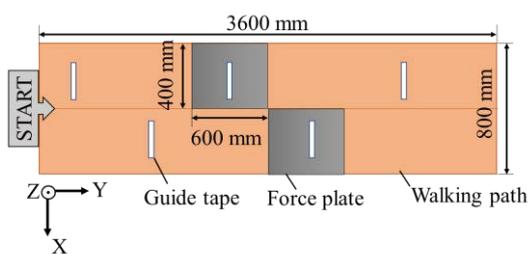


Fig.1 Walking path

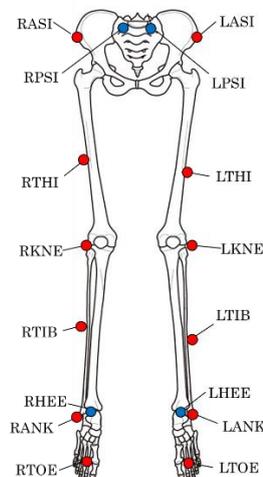


Fig.2 Marker positions



Fig.3 Arms crossed pose

骨格解析による一般的な手順により解析を行った。はじめに、歩行計測実験により得られた反射マーカの三次元座標データを用いて、逆運動学解析により各関節の関節角度を得た。次に、逆運動学解析により得られた関節角度と床反力データを用いた逆動力学計算により各関節の関節モーメントを得た。最後に、逆動力学計算により得られた関節モーメントを用いて式(1)に示す最適化計算を行うことにより、筋張力を推定した。

$$\text{minimize} = \sum_i^m \left( \frac{f_i}{PCSA_i} \right)^2 \quad (1)$$

### 3・2 結果

本研究における下肢関節角度の定義を図4に、光学式モーションキャプチャの解析ソフトウェア（VICON社製, Nexus2）から得られた矢状面における左下肢関節角度とOpenSimの逆運動学解析により得られた左下肢関節角度の結果をそれぞれ図5に示す。図5(a), (c)より、股関節角度と足関節角度は骨長を長くスケールリングするほどモーションキャプチャの解析ソフトウェアから得られた結果の値に近づくことが示された。図5(b)より、膝関節角度はいずれのスケールリングにおいてもモーションキャプチャの解析ソフトウェアから得られた結果と同様の傾向を示しているが、特に立脚期においてはスケールリング0.95や1の結果がモーションキャプチャの解析結果に近い値を示している。

モーションキャプチャの解析ソフトウェアから得られた左下肢関節角度に対するOpenSimの各スケールリングにより得られた関節角度の二乗平均誤差（RMSE）と相関係数を表1に示す。相関係数はすべての結果において0.90以上であり、OpenSimから得られた関節角度は骨長のスケールリングによらず、モーションキャプチャの解析結果と同様の傾向を示している。RMSEの値に着目すると、股関節と足関節は骨長を長くスケールリングするほどRMSEが小さい結果であった。膝関節のみスケールリング1の場合にRMSEが最も小さくなっているが、膝関節のRMSEはすべてのスケールリングにおいて股関節、足関節のRMSEより小さい値であるため、本実験の被験者に対しては骨長をスケールリング1.1に近づけるほど適切に関節角度が算出される可能性があることが示唆された。

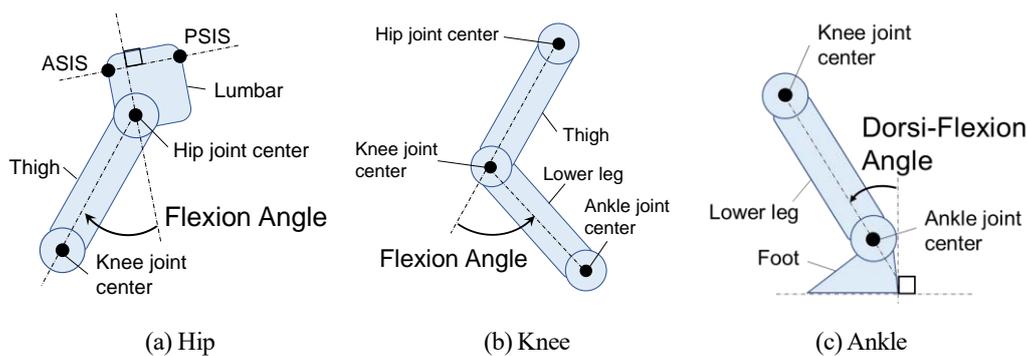


Fig.4 Definition of left lower limb joint angles in sagittal plane

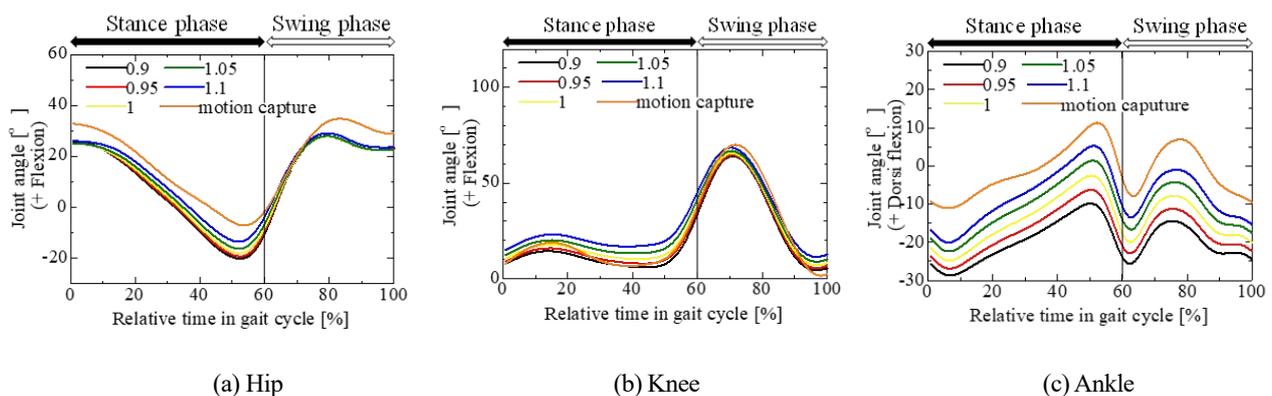


Fig.5 Results of left lower limb joint angles in sagittal plane

Table1 Root mean square error and correlation coefficient

	Hip					Knee				
size	0.9	0.95	1	1.05	1.1	0.9	0.95	1	1.05	1.1
RMSE [°]	9.357	8.807	8.188	7.304	5.567	4.406	3.071	2.194	3.122	5.586
Correlation coefficient	0.9943	0.9940	0.9936	0.9930	0.9922	0.9950	0.9959	0.9962	0.9956	0.9940

	Ankle				
size	0.9	0.95	1	1.05	1.1
RMSE [°]	19.802	16.854	13.764	10.249	7.413
Correlation coefficient	0.9679	0.9728	0.9769	0.9803	0.9820

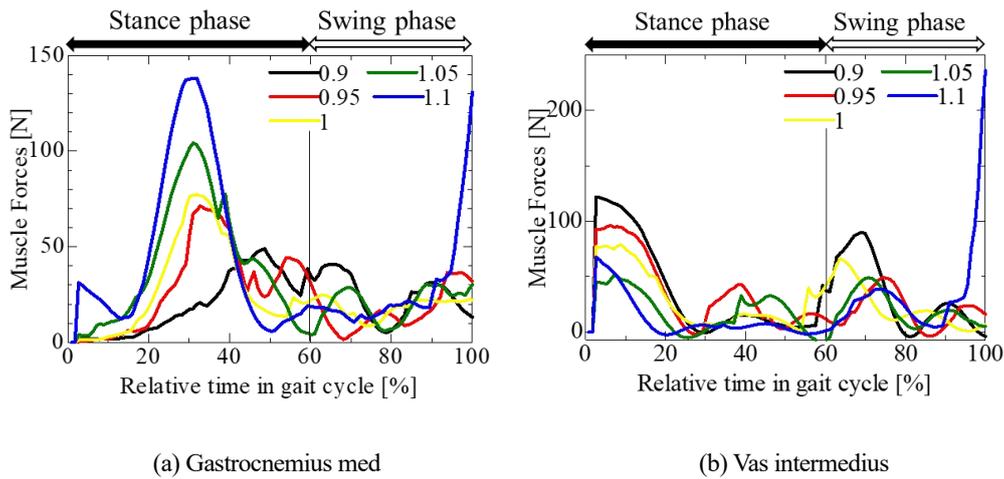


Fig.6 Results of Muscle Forces

歩行9筋の一例として、腓腹筋と中間広筋の結果を図6に示す。図6より、腓腹筋と中間広筋の双方の結果において、スケール1.1の結果は一歩行周期の0%と100%における値が大きく異なっており、適切に筋張力を推定できていないことが考えられる。スケール1.05の結果は一歩行周期の0%と100%における値が概ね一致しており、先行研究<sup>(7)</sup>と同様に腓腹筋の立脚期終期において値が大きく下がっている傾向、中間広筋の立脚期初期、立脚期終期、遊脚期初期にピークが現われている傾向を示していることから、本実験の被験者に対しては1.05が適切なスケール1.05の値である可能性が示された。

#### 4. 結言

本研究においては、筋骨格モデルソフトウェア OpenSim を用いて歩行中の下肢筋張力を算出し、複数パターンの骨長のスケール1.05を行うことにより、スケール1.05における大腿骨、脛骨、腓骨の骨長の決定が筋張力の結果に与える影響を検証した。OpenSim の逆運動学解析により得られた左下肢関節角度の結果、および最適化計算により得られた筋張力の結果から、実験の被験者に対しては大腿骨、脛骨、腓骨のスケール1.05が適切なスケール1.05の値である可能性が示された。今後は表面筋電位を計測し、まずは被験者1名の数十試行において表面筋電位と OpenSim の結果が同様の傾向を示すようなスケール1.05方法を検討していく予定である。

## 5. 参考文献

- (1) 筋骨格モデリング・解析システム SIMM 映像計測 ナック available from <<https://www.nacinc.jp/analysis/software/simm>>, (参照日 2021年7月19日).
- (2) ARMO ジースポート - 株式会社ジースポート available from <[https://www.gsport.co.jp/p\\_1\\_armo.html](https://www.gsport.co.jp/p_1_armo.html)>, (参照日 2021年7月19日).
- (3) 筋骨格モデリングシミュレーション AnyBody available from <<https://www.terabyte.co.jp/AnyBody/>>, (参照日 2021年7月19日).
- (4) OpenSim - Home available from <<https://opensim.stanford.edu/>>, (参照日 2021年7月19日).
- (5) Rasmussen, J., Damsgaard, N. and Voigt, M. “Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study” *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 3 (2001), pp.409-415.
- (6) F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Dynamic Optimization of Human Walking”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123, No. 5 (2001), pp.381-390.
- (7) 江原義弘, 別府政敏, 野村進, 国見ゆみ子, “歩行中の筋活動による消費パワーの推定”, *Society of Biomechanisms Japan*, Vol. 10 (1990), pp.163-172.