

日本機械学会 2016 年度年次大会
に参加して

澤 弘 樹

Hiroki SAWA

機械システム工学専攻修士課程 2年

1. はじめに

2016年9月12日から3日間、福岡にある九州大学で開催された2016年度機械学会年次大会に参加し、「変形性股関節症患者の筋断面積と歩行動作を反映した個別別筋骨格シミュレーション」という題目で口頭発表を行った。

2. 背景と目的

股関節の変形に伴い、筋疾患や異常歩行が発生する変形性股関節症患者の股関節周囲筋力は、股関節の位置や筋断面積に関連して変化するため、患者別の股関節周囲筋力の評価が必要である。これに対し、生体内の筋力推定が可能な筋骨格シミュレーション手法を用い、歩行動作や筋断面積を反映した解析手法が実現できれば、個別別に筋力が推定できる。本研究では、変形性股関節症患者の個別別筋骨格モデルによる筋力計算手法の確立を目的として、患者の股関節周囲の歩行動作と筋断面積を反映したモデルを構築し、個体特有の筋力を推定した。

3. 解析モデルの作成と計算方法

本研究では、人体の骨と筋をモデル化し、動作中に作用する個々の筋力が計算可能な筋骨格計算システムである Anybody Modeling System (AnyBody Technology Inc., Aalborg) を用いた。対象は、年齢68歳、身長155cm、体重56kgの患者の歩行動作とした。歩行中の各筋力 f_i を求めるため、以下の非線形最適化問題の定式化を行った。

$$\text{目的関数: } G = \sum_{i=1}^n \left(\frac{f_i}{N_i}\right)^3 \rightarrow \min., \quad \text{制約条件: } \mathbf{M} = \mathbf{r}\mathbf{f}$$

$$f_i \geq 0, \quad i \in \{1, \dots, n\}, \quad N_i = L_i S_i P, \quad S_i = V_i / L_i$$

ここで、 N_i, f_i, n はそれぞれ、 i 番目の筋の最大等尺性筋力と筋力、筋の数を示す。また、 $\mathbf{M}, \mathbf{r}, \mathbf{f}$ はそれぞれ、関節モーメント、筋のモーメントアーム、筋力のベクトルを表す。制約条件の下で、線形計画法に基づき、すべての筋の活動度 (f_i/N_i) の3乗和が最小となる筋力の組み合わせ f_i を計算した。また、 S_i, P, V_i, L_i はそれぞれ、 i 番目の筋断面積、単位面積あたりの最大等尺性筋力、筋の体積、筋の長さを表す。 P は、平均的なモデルの値を採用した。

本研究では、患者特有の歩行動作に加え、左右の筋に異なる最大等尺性筋力を定義することで、より患者の重篤度に対応した筋骨格モデルを構築し、股関節周囲の筋力推定手法の有用性を検討した。まず、モーションキャプチャとフォースプレートから患者特有の歩行動作と床反力を取得した。次に、図1のように、患者の下肢のCT画像を基に、股関節周囲の筋をモデル化し、筋体積 V_i と筋の長さ L_i を計測した。さらに、それらの値を基に S_i を求め、 S_i に比例した値である最大等尺性筋力 N_i を算出した。ここでは、患者の身長、体重を反映した Model A、患者の身長、体重、筋断面積を反映した Model B を作成した。筋断面積の計測対象の筋は、歩行に重要な筋である大臀筋、中臀筋、小臀筋とした。各モデルの最大等尺性筋力を表1に示す。表で示した最大等尺性筋力を反映し、左右で異なる最大等尺性

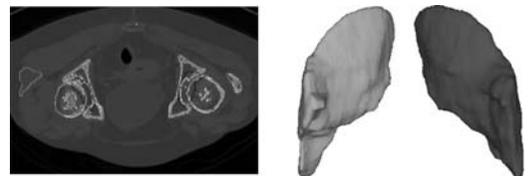


Fig. 1 Modeling of the muscle from the CT image

Table 1 Maximum isometric force N_i (N) in models A and B

| Muscle strength[N] | Model A (Left leg) | Model A (Right leg) | Model B (Left leg) | Model B (Right leg) |
|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|---------------------|
| Gluteus Maximus | 5317.18 | 5317.18 | 1177.02 | 1638.18 |
| Gluteus Medius | 6647.81 | 6647.81 | 838.27 | 1254.93 |
| Gluteus Minimus | 1720.00 | 1720.00 | 246.72 | 407.73 |

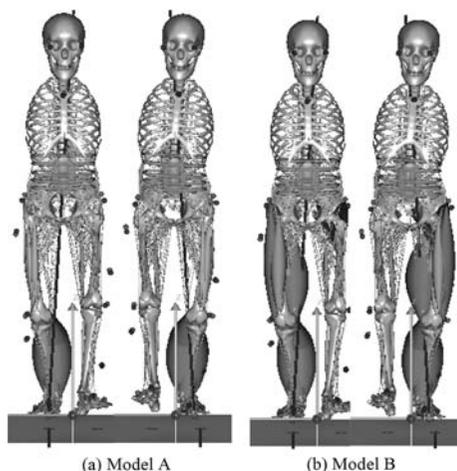


Fig. 2 Gait motion of models A and B

筋力を持つ筋骨格モデルを構築した。

4. 解析結果と考察

まず、各モデルにおける歩行姿勢と筋力の分布を図2に示す。図では、発揮される筋力をその大きさに比例させ、筋の膨らみとして示した。次に、各モデルの歩行1 cycleにおいて、中臀筋力が最大時の各筋力を図3に示す。図より、Model Bでは、同じ歩行動作においても、低い最大等尺性筋力を反映させた筋の筋力が低下していることがわかる。一方で、下肢の筋力は高い筋力を発揮した。これは、股関節周囲の筋が最大等尺性筋力の低下により体幹を支えることが困難となり、下肢が代償したためであると解釈できる。また、表1より、Model BはModel Aに比べ、最大等尺性筋力が約70%から約80%の範囲で低下したのに対し、中臀筋筋力は約30%から約50%、小臀筋筋力は約15%から約35%の低下にとどまった。これは、最大等尺性筋力を低下させた筋であっても、筋の活動度を上昇させ、体幹の支持を補う役割を担った結果であると考えられる。

5. 結言

本研究では、個体別の歩行動作と最大等尺性筋力を考慮した筋力推定手法を提案した。その結果、股

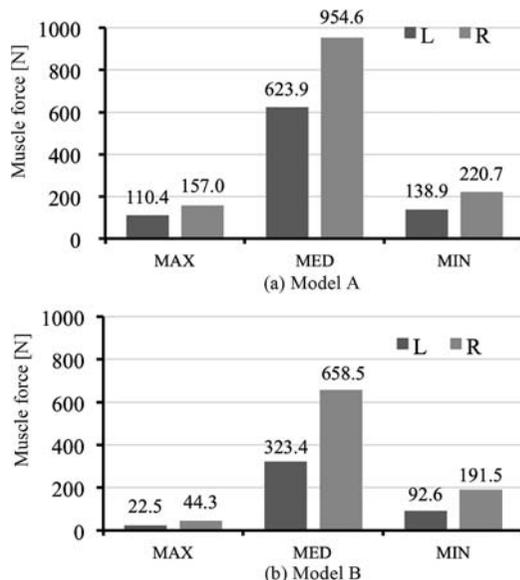


Fig. 3 Comparison of muscle forces of the gluteus maximus (MAX), gluteus medius (MED) and gluteus minimus (MIN) between models A and B.

関節周囲筋の作用不全に伴い、各筋が筋力を代償することで姿勢の変化を維持することが示唆され、患者特有の筋力推定のために、筋断面積を反映する必要性が示された。また、股関節疾患患者の歩行動作における筋力推定に本個体別筋力推定手法が有用であることが示された。

6. 発表を終えて

今回は学会での発表が2回目ということもあり、1回目に比べて落ち着いて発表および質疑応答ができたと感じました。また、多くの方からの的確なアドバイスを指摘を受け、これから取り組むべき課題や改善点などがはっきりし、有意義な発表となった。この経験を次に活かし、これからの研究に生かそうと考えております。

7. おわりに

今回、2016年度年次大会に参加するにあたり、終始適切なご指導をいただきました田原大輔先生に深く感謝致します。