

筋骨格コンピュータモデルを用いた歩行立脚期における体幹側屈効果の検討

金井 章^{1†}, 野嶋 治¹

¹ 豊橋創造大学保健医療学部理学療法学科

【要 旨】

筋骨格コンピュータモデルを用いて歩行時の股関節における関節反力の大きさと筋張力を推定し体幹軽度側屈動作による影響について検討したので紹介する。対象は健康青年男性とし、三次元動作解析装置を用いて通常歩行と、体幹を軽度側屈した模擬歩行を計測した。得られた結果から、筋骨格モデリングシステム AnyBody を用いて関節反力、筋張力、関節モーメントの推定値を算出した。その結果、体幹の立脚側への軽度側屈により、股関節外転モーメント、関節反力、中殿筋張力の減少が確認された。これは、体幹の軽度側屈による、股関節に対する重心のモーメントアームを短くする効果が生じたためと考えられた。一方で、反対側膝関節内反モーメント増加が確認され、反対側膝への負荷の増加が確認された。筋骨格コンピュータモデルを用いた生体力学的解析は、個々の被験者に合わせた検討が無侵襲で可能な、有用な手法と考えられた。

Key Words : 筋骨格コンピュータモデル, 股関節, 歩行, 体幹側屈, 関節反力

1. はじめに

人は、歩行に際して最もエネルギー効率のよい条件で動作を行う。日常の生活場面では、快適な歩行速度を保つために最も適した歩幅、歩行率の調整を無意識のうちに行っている。しかし、何らかの疾患や関節機能の低下を生じた者では、歩幅の調節や代償的な動作を行っている場合が少なくない。変形性股関節症は、股関節軟骨に変性、摩耗が生じることで関節に変形をきたす疾患であり、その進行に伴い特徴的な歩容を示す。関節が不安定であれば、接触領域は偏り、部分的な応力の集中をもたらすことで関節症の進行や疼痛の増悪を生じることとなる。そのため、安定性を保持し、股関節への負荷軽減による関節保護のため、体幹の側屈により重心位置をコントロールする代償的な動作を行う症例が多い。しかし、そのコントロールのための筋活動や関節に生じる負荷についての生体力学的検討は十分に行われていない。そこで、このような代償動作が行われることで、股関節に対してどのような効果を与えるかを検討する事が必要となる。

近年、筋骨格コンピュータモデルの手法を使用した種々の骨関節の動力的解析が行われるようになってきた。筋骨格コンピュータモデルでは、運動器（骨、筋、関節など）で構成した仮想人体をコンピュータ上に作成する。そのモデルに様々な動作をさせ、その時の筋張力、関節モーメント、関節反力等を計算することで、生体内実験をしなくてもそれらの値を推定することができる。例えば、どのような姿勢が物を持ち上げるときに最も腰に負担が少ないか、下肢の骨折の手術後にどの程度の荷重をかけて歩いても良いか、等の様々なリハビリテーションに役に立つ情報を得ることができると期待される。また整形外科の手術にあたって、術前に手術の効果を知り、最適な手術方法を選択するための材料とすることも可能になる。このようにコンピュータを用いて身体の筋骨格モデルを作る方法では、個々の症例における運動時の関節負荷を推定することが可能となる。また、運動中の各筋の走行やその張力の変化を知ることもできるため、目的にあわせた安全で適切な運動方法の検討も可能である^{1,2)}。

そこで本稿では、筋骨格モデルを用いた歩行時の

股関節における関節反力の大きさおよび筋張力の推定から、関節に対する負荷の変化や代償動作の効果を検証する手法について、歩行時の体幹軽度側屈動作を例として紹介する。

2. 筋骨格コンピュータモデル

筋骨格コンピュータモデルでは、被験者の形態計測のデータを使用し、3次元的な骨、筋のコンピュータモデルを作製する。身体運動については動作解析装置を用いてデータを採取し、モデルのデータと組み合わせて逆力学の手法で各運動単位に働く力を求める。これに各筋肉の位置、太さのデータより最適化手法を用いて、筋力、関節に働く力を求める事ができる。そこで、我々が現在用いている筋骨格モデリングシステム AnyBody (AnyBody Technology 社)による解析を紹介する。

2-1. 運動の計測

健康青年男性を(身長 171.9cm, 体重 59kg)対象として、歩行(歩調 120steps/min, 歩幅 50cm)を計測した。その後、意識的に体幹を右側へ軽度側屈して Duchenne 跛行を模擬させ、通常の歩行と比

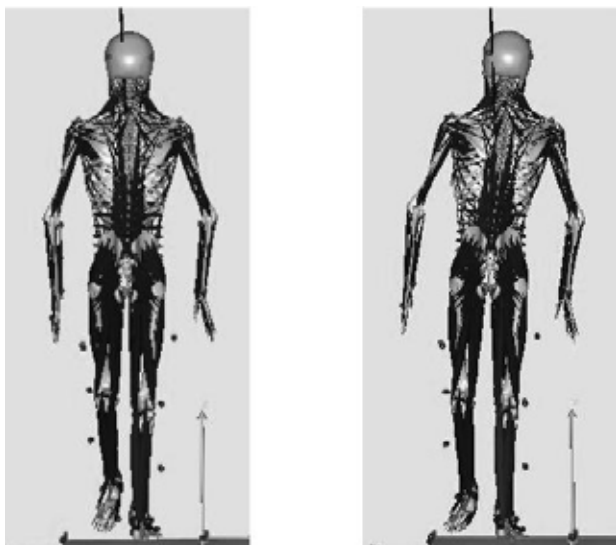


図1 AnyBodyによる解析

Aは通常歩行、Bは模擬歩行を示している。通常歩行では体幹傾斜角度は2度であったが、模擬歩行では7度に増加している。

較した。歩行の計測には、三次元動作解析システム(VICON社製 VICON MX, MXカメラ8台:サンプリング周波数 120Hz)と3枚の床反力計(AMTI社製 OR6-7)を用い、Plug-in gait modelに基づいて被験者へマーカーを貼付した。

2-2. データ解析

得られた結果は、解析ソフト(VICON社製 Nxsus2.3)にてc3dファイルに書き出し、筋骨格モデリングシステム AnyBodyにて被験者の体型に合わせた筋骨格コンピュータモデルを作成した(図1)。

このモデルでは、頭部や上腕骨、大腿骨などの骨を変形しない剛体とし、過去の報告に基づいて筋付着位置と走行、経由点を設定した800以上の筋を定義している³⁾。今回の解析では、個々の筋には筋線維長や腱長、筋収縮速度、羽状角などを考慮せず、筋の自然長と筋強度のみを設定したシンプルマッスルモデルを用いた。身体各体節の物理特性を考慮した上で、身体運動と床反力データから逆力学解析により、各関節における関節運動および筋張力、関節反力、内的関節モーメントを推定した。筋張力推定では、最適化手法により下記のようなモデル全体の筋活動度の総和を最小にする関数を用いた⁴⁾。得られた結果について、立脚期について検討を行った。

$$G = \sum_{i=1}^{n^{(m)}} \left(\frac{f_i^{(m)}}{N_i} \right)^3 \rightarrow \min.$$

3. 結果

右立脚期における体幹傾斜角度最大値は、通常歩行で2度であったものが、模擬歩行で7度に増加した。右股関節間外転モーメントは、通常歩行で28.7 Nmであったものが模擬歩行では23.2 Nmに減少し、股関節反力は通常歩行で1938 Nであったものが、模擬歩行では1607 Nに減少した(図2)。右中殿筋張力は、通常歩行で前部線維321 N、後部線維447 Nであったものが、模擬歩行では前部線維280 N、

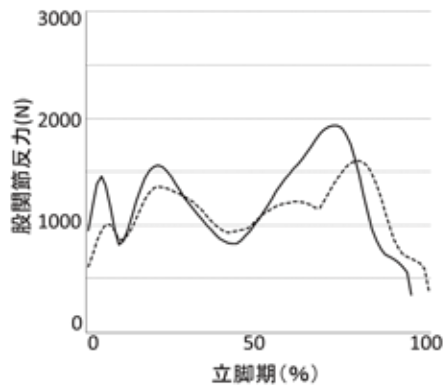


図2 右股関節反力の通常歩行と模擬歩行の比較
右立脚期を100%とした時の右股関節反力の変化を示している。実践は通常歩行、破線は模擬歩行を表しているが、模擬歩行でピーク値が低下していた。

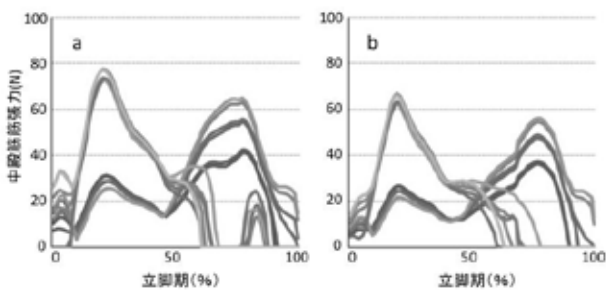


図3 立脚期における中殿筋張力の変化
aは通常歩行、bは模擬歩行における中殿筋張力の立脚期中の変化を示している。中殿筋は前部線維が6本、後部線維が6本、計12本の筋に分けて設定されている。グラフにおいて立脚期前半でピークを示しているのは後部線維、後半でピークを示しているのは前部線維である。

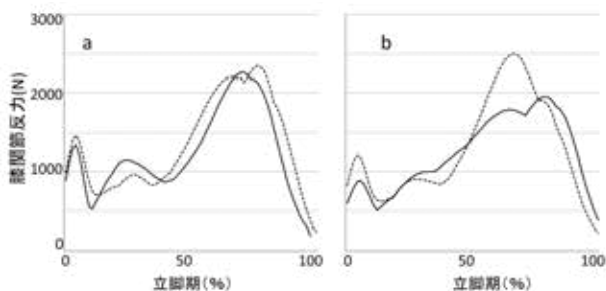


図4 膝関節反力の通常歩行と模擬歩行の比較
aは通常歩行、bは模擬歩行における膝関節反力の立脚期中の変化を示している。実線は右膝関節、破線は左膝関節を表しているが、模擬歩行において右膝関節反力は低下し、左膝関節反力は増加していた。

後部線維 383 N に減少した (図 3) . 一方, 左立脚において, 左膝関節反力が通常歩行で 2344 N であったものが模擬歩行で 2498 N へ増加し (図 4) , 関節内反モーメントは通常歩行で 44.8 Nm から模擬歩行で 45.7 Nm へとわずかに増加していた。

4. 考察

変形性股関節症における主な症状として、股関節の疼痛や可動域制限、筋力低下と、それに伴う歩行速度低下、歩行可能距離の低下、跛行等の歩行能力低下がある⁵⁾。変形性股関節症の患者らは、変形の進行に伴い、立脚期の股関節への負荷を減らすために筋力発揮を軽減する姿勢をとる。Watelain⁶⁾は、歩行時の前額面上の変化は、股関節に対する重心によるモーメントアームを短くする作用を持ち、外転筋力低下を代償していると述べている。つまり、骨盤の安定性を保つために必要な股関節筋力を軽減するため、股関節より上の身体重心を股関節に近づけることで、立脚相において常に大きな筋力を発揮する股関節外転筋の作用を軽減し、荷重の増加による疼痛誘発を予防していると考えられる。また Nicholas⁷⁾は、変形性股関節症における人工関節置換術前後の評価から、筋力とトレンドレンブルグテストの結果には有意な相関が認められたと述べている。そのため、変形性股関節症に代表されるような股関節疾患では股関節外転筋力の低下が生じやすく、Duchenne 跛行や Trendelenburg 跛行などの正常歩行からの逸脱を生じる。しかし、歩容が悪いからといって単純に歩容のみを改善しても、関節への負荷が増加し、症状を増悪させる恐れがある。

これまで我々は、一般的に実施される床上での股関節外転筋力運動や下肢伸展挙上運動時の股関節ストレスについて検討し、臼蓋形成不全のように臼蓋による被覆の少ない場合には、正常な被覆の場合に比べ有意に接触面圧が高くなることを報告してきた⁸⁻¹⁰⁾。そこで今回、体幹を側屈することによる股関節への関節負荷の変化について生体力学的検討を行った結果、体幹の立脚側への軽度側屈により、股関

節外転モーメント，関節反力，中殿筋張力の減少が確認された。これは，Watelain⁶⁾が述べているように，体幹を立脚側へ傾斜することによる外転筋負荷軽減のためと考えられる。

一方で，反対側膝関節における関節反力，内反モーメント増加が確認された。これは，体幹を立脚側へ屈するために，反体側下肢が体幹を立脚側へ押し出す力を作用させることにより，床反力による膝関節内反モーメントが増加したためと考えられた。そのため，体幹を側屈するという代償動作は，梅田等¹¹⁾が述べているような片側臼蓋形成不全症における反体側の内側型膝関節症のリスクファクターとなっている可能性が考えられる。

5. まとめ

今回，筋骨格コンピュータモデルによる股関節への生体力学的検討について紹介した。筋骨格モデルには，骨，関節や筋のモデル化における限界や，筋張力推定のための最適化手法の問題がある。しかし，生体において筋張力を直接的に計測することの困難さを考慮すれば，個々の被験者に合わせた生体力学的検討が可能な本手法は非常に有用で有り，今後さらに進化の著しい領域であると期待される。

参考文献

- 1) 元田英一，鈴木康雄，金井章 (2001). 筋骨格システムのコンピュータモデルとその股関節疾患に対する応用. *Hip Joint*, 27, 198-203.
- 2) Kanai, A. et al. (2008). Biomechanical investigation of ambulatory training in patients with acetabular dysplasia. *Gait & Posture*, 28, 52-57.
- 3) Michael, D. et al. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14, 1100-1111.
- 4) 田原大輔，他 (2015). 変形性股関節症の歩行における股関節周囲筋力の個別別推定. *臨床バイオメカニクス*, 36, 285-292.
- 5) Arokoski, M. H. et al. (2004). Physical function in men with and without hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 574-581.
- 6) Watelain, E. et al. (2001). Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1705-1711.
- 7) Nicholas, D. D. et al. (2001). Hip abductor strength following total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand*, 72, 215-220.
- 8) 金井章，元田英一，鈴木康雄 (1999). 股関節外転筋等尺性収縮時の股関節接触面応力について. *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 20, 93-96.
- 9) 金井章，元田英一，鈴木康雄 (2000). SLR 運動時の股関節接触面応力の検討. *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 21, 83-86.
- 10) 金井章，元田英一，鈴木康雄 (2001). 股関節外転運動時の股関節接触面応力の検討. *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 22, 275-278.
- 11) 梅田直也，山本健吾 (2006). 臼蓋形成不全股関節症患者の下肢アライメントおよび膝関節症. *Hip Joint*, 32, 441-444.

< 著者連絡先 >

金井 章

豊橋創造大学保健医療学部理学療法学科

〒440-8511 愛知県豊橋市牛川町松下 20-1

TEL 050-2017-2276

E-mail: kanai@sozo.ac.jp