

動きの異なる足の上下運動における股関節まわりの筋骨格解析

日大生産工(院) ○小野寺 勇哉 日大生産工 高橋 亜佑美
日大生産工 見坐地 一人

1 はじめに

近年、高齢化や疾患による身体機能の低下から介護が必要な高齢者の数が増加しつつある。介護が必要となる原因の一つは歩行機能の低下が挙げられる。歩行機能が低下する主な原因は高齢により、大腰筋の筋力が低下しているためと考えられている⁽¹⁾。過去の研究として、久野⁽¹⁾は20～84歳の男女129名の腹部をMRIで撮影し、大腰筋の断面積を調べた結果、大腰筋の断面積が大きいほど股関節運動が良くなる一方、大腰筋の断面積が小さすぎると股関節運動が困難になることを明らかにしている。また、吉岡⁽²⁾らは磁気共鳴画像装置を用いて、日本人ランナーとケニア人長距離ランナーの筋肉の断面積を比較した結果、日本人ランナーと比較して、ケニア人長距離ランナーは大腰筋とハムストリングが大きいことを明らかにしている。これらの研究から、大腰筋は股関節運動において重要な筋肉であることがわかっている。しかし、これら研究は股関節運動の運動性能を大腰筋の断面積から判断したものである。

そこで、我々は歩行動作に近いランニング動作と股関節運動の基本動作にあたる膝関節伸展・屈曲動作に対し、股関節まわりの各筋肉への影響を運動の激しさを表す角運動量⁽³⁾を用いて定量的に解析した。その解析結果から、大腰筋をはじめとする股関節運動に対する各筋肉への影響を考察する。

2 解析手法

2.1 筋骨格数理モデル概要

股関節まわりにおける各筋肉の角運動量を算出するためには各筋肉の筋トルクを算出する必要がある。また、筋トルクを算出するには筋活性度を推定する必要がある。本論では筋活性度を推定するため、図1に示すSCOT L.DELPらの3次元下肢筋骨格モデル⁽⁴⁾を用いた。また、3次元下肢筋骨格モデルで用いられている筋肉モデルは図2に示すF.E.Zajac⁽⁵⁾が考案したHillタイプモデルを使用した。このHillタイプモデルを用いて股関節まわりの筋肉における筋活性度を推定するには、まず、ある動作における関節位置や姿勢データを入力

する。次に、逆運動学計算によって各関節角度、逆動力学計算を行うことで股関節まわりの駆動トルクを算出する。最後に、図1に示した下肢筋骨格モデルを用いることで、股関節まわりにおける各筋肉の筋活性度が求められる。なお、以上の筋活性度推定計算は筋骨格モデル動作解析ソフトウェアのSIMM⁽⁶⁾を用いて行った。



Fig.1 Lower limbs musculoskeletal model

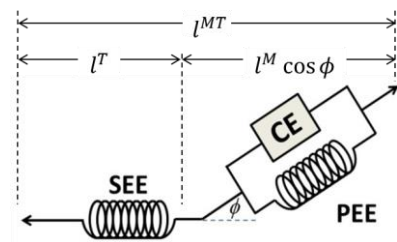


Fig.2 Hill type model

ここで、図2のSEEは直列弾性要素で腱の弾性要素、PEEは並列弾性要素で筋肉の弾性要素、CEは筋肉の収縮要素、 ϕ は羽状角で筋肉が腱に付着する角度、 l^T は腱の長さ、 l^M は筋繊維の長さ、 l^{MT} は筋腱部の長さを示している。なお、羽状角、腱長についてはSCOT L.DELPらの値⁽⁴⁾を使用した。

2.2 筋活性度推定

前節で示した様に3次元下肢筋骨格モデルを用いて各筋肉の筋活性度を求めるが、この時、(1)式を満たし、各筋肉の筋活性度の2乗和が最小になるような組み合わせを求める。

Musculoskeletal Analysis around Hip Joint for Different Leg Motions

Yuya ONODERA, Ayumi TAKAHASHI, Kazuhito MISAJI

$$\sum_{i=1}^n (\alpha_i \cdot F_0^i) r_{i,j} = M_j^* \quad (1)$$

ここで、 F_0^i は i 番目の筋肉に対する等尺性最大収縮力、 M_j^* は実験から求めた j 番目の関節まわりに対する駆動トルクである。また、 $r_{i,j}$ は j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉のモーメントアーム長であり (2) 式から求めることができる。

$$r_i = \frac{dl_i}{d\theta_j} \quad (2)$$

2.3 角運動量の算出

前節で求めた各筋肉の筋活性度 α_i を用いて j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉の駆動トルク $M_{i,j}$ を求めると (3) 式となる。

$$M_{i,j} = \alpha_i \cdot F_0^i \cdot r_{i,j} \quad (3)$$

(3) 式で求めた筋トルク $M_{i,j}$ を式 (4)、(5) 式に代入することで角運動量を算出することができる。

$$I_{i,j} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{\theta}_{i,j} dt = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (4)$$

$$I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_2) - I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (5)$$

2.4 駆動パワーの算出

j 番目の関節まわりに対する駆動トルク M_j を (6) 式に代入することで、 j 番目の関節まわりに対する駆動パワー P_j が得られる。

$$P_j = \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{\theta(t_1)}^{\theta(t_2)} M_j d\theta \quad (6)$$

3 実験方法

3.1 実験概要

本研究で用いた3次元下肢骨格モデルの作成手法を示す。まず、モーションキャプチャカメラ、反射マーカー、フォースプレートを用いて関節位置と運動データを測定する。次に、測定した関節位置から3次元骨格モデルを作成する。測定した関節位置や運動データを、作成した3次元骨格モデルに入力し逆運動学計算より各関節角度を求める。そして、逆動力学を用いて各関節角度とフォースプレートの反力から関節トルクを算出し、筋活性度を推定する。その後、各関節まわりの駆動トルクと、各関節まわりにおける各筋肉の駆動トルクを求める。そして、(7) 式を用いて各関節まわりの駆動トルクから各関節まわりの駆動パワー、(5)、(6) 式を用いて各関節まわりにおける各筋肉の駆動ト

ルクから各関節まわりにおける各筋肉の角運動量を算出する。

3.2 3次元骨格モデル作成

まず、図3に示す様に、被験者の関節の中心位置に反射マーカーを張り付ける。次に、モーションキャプチャカメラで被験者を撮影し、関節中心位置とセグメント長を決定する。そして、座標定義に基づきセグメントの姿勢を計算することで3次元骨格モデルを作成する。



Fig.3 Position of paste reflection marker

3.3 動作データ測定

3.3.1 膝関節伸展・屈曲動作

まず、図4の左図に示す様に反射マーカーをつけた被験者をフォースプレート上に座らせ、膝関節伸展・屈曲運動を行ってもらい、その動作をモーションキャプチャカメラで撮影する。この時、膝関節伸展・屈曲運動の測定条件は2秒で1往復（早い動作）と4秒で1往復（遅い動作）とした。

3.3.2 ランニング動作

次に、図4の右図に示す様に反射マーカーをつけた被験者をフォースプレート上に立たせランニング動作を行ってもらい、その動作をモーションキャプチャカメラで撮影する。この時、ランニング動作の測定条件は右足の足踏みを5秒で10回（早い動作）と5秒で8回（遅い動作）とした。

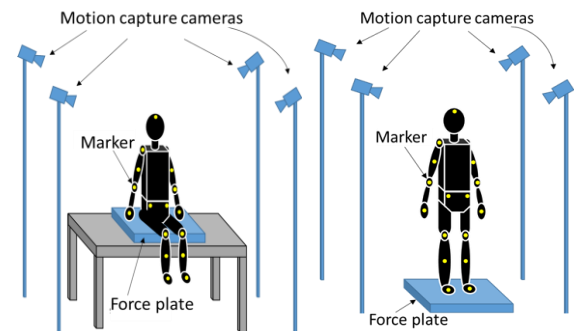


Fig.4 Labware positions (left: Sitting right: Running)

3.4 筋電位データの測定

筋肉の収縮とともに発生する活動電位を波形として観測する装置である筋電計を被験者に装着し、各筋肉の筋電位データを測定する。測定した筋電位データは各筋肉の筋活性度を求めるためのガイドとして用いら

れる。筋電計を装着した部位は図5に示す、右足の大腿直筋、内側広筋、外側広筋、前脛骨筋、ハムストリング、腓腹筋（内・外）である。なお、大腰筋と腸骨筋については他の筋肉に囲まれているため、筋電位データを測定することができない。

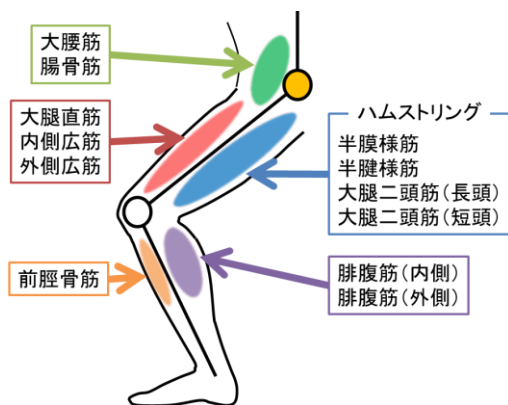


Fig.5 Position of muscles

4 解析結果

4.1 3次元下肢筋骨格モデルの解析精度検証

本節は股関節の関節角度から求めた駆動トルクと股関節まわりの各筋肉における筋活性度を(3)式に代入して求めた筋トルクの総和から3次元下肢筋骨格モデルの解析精度について検証する。ランニング動作における股関節の速い動作を行った結果を図6、膝関節伸展・屈曲動作における股関節の速い動作を行った結果を図7に示す。これらの結果から、股関節角度から求めた駆動トルクと股関節まわりにおける筋トルクの総和において誤差がほとんどないため、3次元下肢筋骨格モデルの解析精度は十分であるといえる。

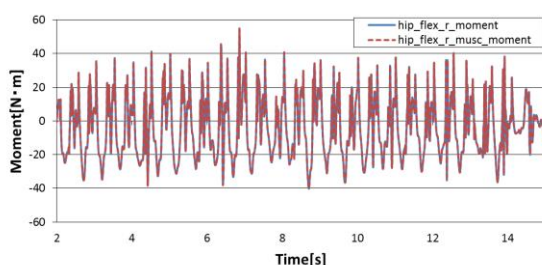


Fig.6 Torque of fast motion in running movement

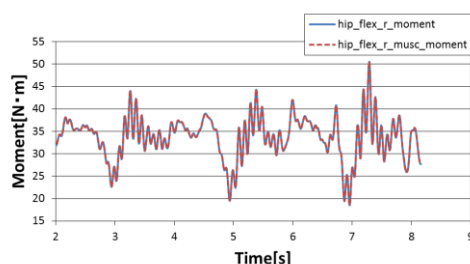


Fig.7 Torque of fast motion in extension and flexion movement of knee joint

4.2 股関節まわりの駆動パワー

(6)式より求めた股関節まわりの駆動パワーについて、ランニング動作の解析結果を図8、膝関節伸展・屈曲動作の解析結果を図9に示す。

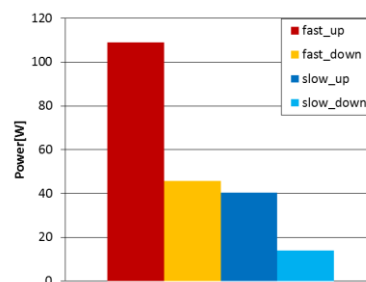


Fig.8 Driving power around hip joint in running movement

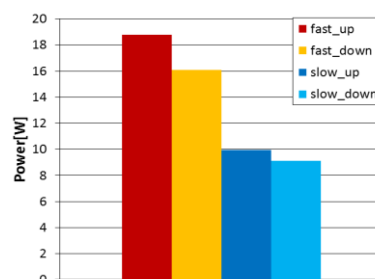


Fig.9 Driving power around hip joint in extension and flexion movement of knee joint

これらの解析結果から、速い動作における駆動パワーはランニング動作においては遅い動作の約3倍、膝関節伸展・屈曲運動においては遅い動作の約2倍の駆動パワーが出ていることが確認できた。また、ランニング動作の足を上げる動作における股関節まわりの駆動パワーは足を下げる動作の約3倍大きいことが確認できた。そして、膝関節伸展運動における股関節まわりの駆動パワーは膝関節屈曲運動に対して約1.2倍大きいことが確認できた。

4.3 股関節まわりの角運動量

(4), (5)式より求めた股関節まわりの各筋肉における角運動量についてランニング動作の解析結果を図10、膝関節伸展・屈曲動作の解析結果を図11に示す。

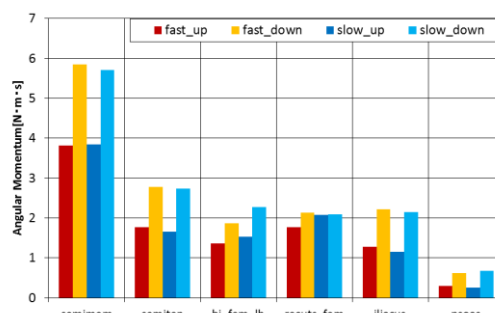


Fig.10 Angular momentum around the hip joint in running movement

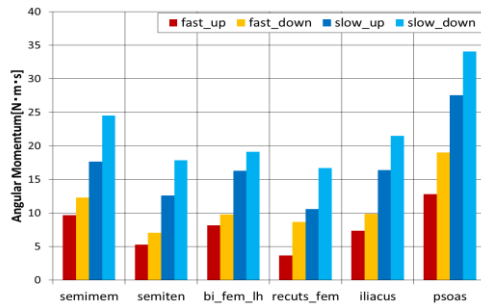


Fig.11 Angular momentum around the hip joint in extension and flexion movement of knee joint

まず、図10の解析結果から、足を下げる動作における角運動量は足を上げる動作よりも約1.5～2倍大きいことが確認できる。また、半膜様筋 (semimem) の角運動量は他の筋肉よりも約2～12倍大きいことが確認できる。これらの解析結果から地面を蹴る時に股関節まわりの筋肉に負担がかかりやすく、特に半膜様筋に負担がかかりやすいことが定量的にわかった。しかし、今回の解析では大腰筋の角運動量は他の筋肉と比較して、一番小さくなってしまった。これは大腰筋ではなく腸骨筋 (iliacus) や大腿直筋 (recuts_fem) を使って足を上げる動作を行ったからではないかと考えられる。

次に、図11の解析結果から、股関節まわりの各筋肉に対し遅い動作における角運動量は早い動作よりも約2倍角運動量が多いことが確認できる。これは遅い動作は早い動作よりも長い時間、足を支えなければならないためだと考えられる。また、大腰筋 (psoas) の角運動量は他の筋肉よりも約1.5～4倍大きいことが確認できた。よって、膝関節伸展・屈曲運動をした時に股関節まわりの筋肉で一番負担がかかりやすい筋肉は大腰筋であることが改めてわかった。

5 まとめ

本論はランニング動作と膝関節伸展・屈曲動作に対し、股関節まわりの各筋肉への影響を運動の激しさを表す角運動量を用いて定量的に解析し、各筋肉への影響を考察した。その結果、以下のようなことがわかった。

1. ランニング動作において、足を下げる動作における角運動量は足を上げる動作よりも約1.5～2倍大きいことから、地面を蹴る時に股関節まわりの筋肉に負担がかかりやすくなることが定量的にわかった。
2. ランニング動作において、半膜様筋の角運動量が多いことから、ランニング動作を行うと半膜様筋に負担がかかりやすいことが定量的にわかった。
3. 膝関節伸展・屈曲運動において、遅い動作における角運動量は早い動作よりも約2倍角運動量が多いことから、足を支える時間が長いと股関節まわりの各筋肉に負担がかかりやすいことが定量的にわかった。

4. 膝関節伸展・屈曲運動において、大腰筋 (psoas) の角運動量は他の筋肉よりも約1.5～4倍大きいことから、この運動における股関節まわりの筋肉の中で一番負担がかかりやすい筋肉は大腰筋であることが定量的にわかった。

以上の結果から、ランニング動作は半膜様筋に、膝関節伸展・屈曲動作は大腰筋に負担がかかりやすいことが定量的に確認することができた。

今後は、今回の解析結果を基にランナーのトレーニングや、リハビリテーションなどに汎用していきたい。

謝辞

本研究を進めるにあたり日本大学生産工学部数理情報工学科見坐地研究室 4 年の山崎大貴君、渡辺閑人君、荻原壮君の協力に感謝します。

参考文献

- (1) 久野譜也：大腰筋の横断面積と疾走能力及び歩行能力との関係。バイオメカニズム学会 24(3):pp.148-152.2000
- (2) 吉岡利貢，中垣浩平，中村和照，向井直樹，鍋倉賢治：世界トップレベルで活躍するケニア人長距離ランナーの体力・形態特性。体育学研究 57:pp.237-248,2012
- (3) 露木美波，佐藤喬，見坐地一人：膝関節まわりの駆動パワーと角運動量解析による足の上下運動に対する考察。第 27 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集，No.14-67,pp.529-530.2015
- (4) Delp S., Loan P., Hoy M., Zajac F. E., Fisher S., Rosen J.:An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 37(8), pp.757-767, 1990.
- (5) F. E. Zajac. :Muscle and tendon: Propenies. models, scaling. and application to biomechanics and motor control," in CRC Criricalapplication to biomechanics and motor control," in CRC Crirical vol. 17. 1Issue4. pp, 359-411, 1989
- (6) Delp, S.L., Loan, J.P.:A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement, IEEE Computing in Science and Engineering. vol. 2, pp. 46-55, 2000