

筋肉の協同発揮に基づいた立ち座り動作における 下肢筋肉負担度の個人差比較解析

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

1 緒言

近年、国内における介護費用と保険料が増加している⁽¹⁾。この要因は介護認定者数の増加⁽²⁾が要因で、中でも1日中ベッド上で生活している自立した生活ができない人が増加している⁽²⁾⁽³⁾。この対策は国内における介護費用と保険料を減少させるためにも、自立した日常生活が可能高齢者を増やすことは重要である。そのためには、高齢者が自立した日常生活を送る上で重要な立ち・座り動作の解析が必要であると考えた。

立ち・座り動作における筋肉の負担度研究として、安らはリンクモデルから求めた関節トルクと筋電位から求めた筋肉の活性度から、シナジーと呼ばれる筋肉の協同発揮に基づき、立ち上がり動作がそれぞれ、体幹の前傾動作、体幹の上下移動、姿勢のバランス制御に分類されることを示した⁽⁴⁾。加えて、身体的個人差により、下肢における筋肉の負担度に差が生じた研究として、小池らは筋骨格モデルを用いて身体重心加速度に対する筋肉の貢献度を求めた結果、走動作における支持脚足部の接地様式の違いが、広筋群およびヒラメ筋の貢献度に個人差が顕著に表れることを示した⁽⁵⁾。これらの研究では、筋骨格モデルを用いて、立ち・座り動作における下肢の筋肉に対する解析と身体的個人差による下肢に対する筋肉の負担度解析が行われていたが、筋肉や関節の負担度を物理量として定量的に解析していない。

そこで、本研究は健康者2人に対して立ち座り動作を行い、3次元筋骨格数理モデルを用いて、従来からの解析手法であるフォースプレートにおける床反力と、新たな評価方法として関節の運動性能を定量的に評価できると考えられる駆動パワー⁽⁶⁾と、筋肉の負担度を定量的に評価できると考えられる角運動量⁽⁶⁾を用いて、立ち・座り動作時における股関節と膝関節まわりの筋肉と関節の負担度を解析する。その際、筋肉の協同発揮に基づいた解析を行うため、立ち座り動作を股関節の伸展屈曲動作、体幹の上下移動、姿勢のバランス制御に分類した。その解析結果を用いて、身体的な個人差により関節と筋肉の負担度がどのように変化するか、

また、下肢の左側と右側とでは関節と筋肉の負担度においてどのような差が生じるのかを考察する。

2 実験

2.1 対象

本研究の被験者は健康な若者男性2人(A:22歳, B:22歳)で行った。被験者Aは身長167[cm]、体重63[kg]で、継続して行ったスポーツがある。一方、被験者Bは身長173[cm]、体重70[kg]で、継続して行ったスポーツがない。なお、両者ともに利き足は右足である。

2.2 実験内容

3次元筋骨格数理モデルを用いた解析を行うためには体格情報と動作データの測定から、3次元筋骨格数理モデルを作成する必要がある。まず、図1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た。

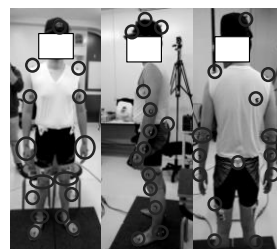


Fig.1 Position of paste reflection marker

次に、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大腿直筋と大腿二頭筋(長頭)に装着し、筋電位データの測定をした。なお、筋電位データは3次元下肢筋骨格モデルに適応され、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。次に、座面と両足にフォースプレートを設置し、反射マーカーと筋電計を装着した被験者を座面に設置したフォースプレート上に座らせ、図2の様に被験者に立ち・座り動作を行ってもらい、その動作を6台のモーションキャプチャーカメラで撮影した。

Comparative Analysis of Lower Limbs Muscles Effort during Standing-up/Sitting-down Motions Based on Muscles Coordination

Yuya ONODERA, Kaito WATANABE, Masaki IZAWA,
Ayumi TAKAHASHI and Kazuhito MISAJI



Fig.2 Standing-up/sitting-down motions

この時、動作時間については指定をせず、被験者自身のペースで動作を行ってもらった。また、動作回数については、3回の立ち座り動作を1セットとし、本研究ではこれを3セット行った。そして、測定した動作データから立ち座り動作を股関節の伸展屈曲動作、体幹の上下移動、姿勢のバランス制御に分類した。

3 3次元筋骨格数理モデル

まず、前章で行った実験により得られた体格情報と動作データから図3の左側に示す剛体リンクモデルを作成する。次に、筋骨格モデル動作解析ソフトウェアのSIMM⁷⁾を用いて、先ほどの剛体リンクモデル、床反力データ、筋電位データを図3の右側に示すSCOT L.DELPらの3次元下肢筋骨格数理モデル⁷⁾に適用することで、その人の体格に合ったモデルを作成する。

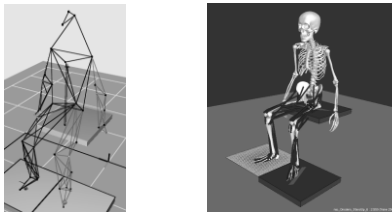


Fig.3 Rigid body link model (left), and Lower limbs musculoskeletal mathematical model (right)

なお、3次元下肢筋骨格数理モデルで用いられている筋肉モデルはF.E.Zajacが考案したHillタイプモデル⁸⁾を使用しており、筋の力学的性質を表現することができる。

次に、このモデルを用いて筋活性度 α_i を推定するため、式(1)から筋活性度を推定した。

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

ここで、 $f(F_0^i, l_i, v_i)$ は筋骨格モデルで想定した、一般的な力-長さ-速度関係の関数、 $r_{i,j}$ 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、 M_j^* は関節トルクを示す。なお、筋活性度を推定する条件として、「各筋肉の筋活性度 $\alpha_i (0 \leq \alpha \leq 1)$ の2乗和が最小になる」という条件で α_i の組み合わせを求めた。

次に、角運動量を求めるため、 j 番目の関節まわりにある筋肉の簡略図を図4に示す

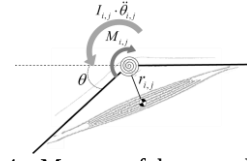


Fig.4 Moment of the around joint

ここで、 $I_{i,j}$ は i 番目の筋肉の j 番目の関節まわりに対する慣性モーメント、 $\ddot{\theta}_{i,j}$ は i 番目の筋肉による j 番目の関節まわりの角加速度を示す。この時、慣性モーメント $I_{i,j}$ は一定とする。図4から i 番目の筋肉による j 番目の関節まわりにおける運動方程式を構築すると式(2)が得られる。

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (2)$$

ここで、 $M_{i,j}$ は 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であり式(1)から求めた筋活性度 α_i を用いて式(3)から求める。

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

そして、式(2)の両辺を運動の1周期 $t_1 \sim t_2$ で積分すると式(4)となり、式(4)の左辺を整理すると式(5)となる。よって、式(4)(5)は j 番目の関節まわりにおける i 番目の筋肉の角運動量を示している。

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

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

一方、駆動パワーは j 番目の関節まわりに対する駆動トルク M_j を式(6)に適用することで、 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。

$$P_j = \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{\theta_1(t_1)}^{\theta_2(t_2)} M_j d\theta \quad (6)$$

4 解析結果と考察

4. 1 立ち座り動作の分類

3次元下肢筋骨格数理モデルから求めた各関節角度から表1, 2の様に立ち座り動作の分類を行った。なお、表1は1セット目の被験者A、表2は1セット目の被験者Bにおける立ち座り動作の動作時間を示す。その結果、股関節の屈曲動作(Hip_flexion)、体幹の上げ動作(Standing_up)、姿勢のバランス制御(Standing)、体幹の下げ動作(Sitting_down)、股関節の伸展動作(Hip_extension)という順序で動作を行っていることがわかった。

Table.1 Operating time by tester A in 1st set

	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]
Hip_flexion	6.21-7.27	11.84-12.68	17.45-18.17
Standing_up	7.27-8.63	12.68-13.81	18.17-19.26
Standing	8.63-9.04	13.81-14.29	19.26-19.47
Sitting_down	9.04-10.5	14.29-15.61	19.47-20.77
Hip_extension	10.5-11.36	15.61-16.71	20.77-21.95

Table.2 Operating time by tester B in 1st set

	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]
Hip_flexion	6.42-7.51	12.92-13.86	18.52-19.5
Standing_up	7.51-9.02	13.86-15.19	19.5-20.78
Standing	9.02-9.57	15.19-15.67	20.78-21.7
Sitting_down	9.57-11.32	15.67-17.09	21.7-23.0
Hip_extension	11.32-12.36	17.09-17.58	23.0-23.98

4. 2 床反力データ

1回目の実験における床反力データを図5, 6に示す。なお、濃い実線は椅子に設置したフォースプレートの床反力、薄い実線は左足側の床に設置したフォースプレートの床反力、点線は右足側の床に設置したフォースプレートの床反力を示す。また、縦の点線は体幹の上げ動作を開始した時間、縦の破線は体幹の下げ動作を終了した時間を示している。

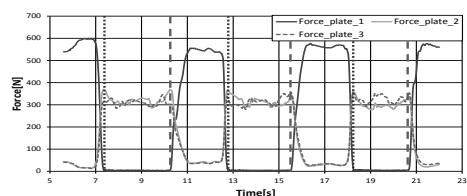


Fig.5 Force plate data by tester A in 1st set

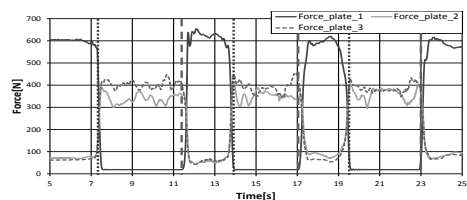


Fig.6 Force plate data by tester B in 1st set

図5, 6から、体幹の上げ動作を開始した時と体幹の下げ動作を終了した時に両足の反力が最大になっていることがわかった。

次に、体幹の上げ動作における動作時間で積分した値（立ち動作の積分値）と、体幹の下げ動作における動作時間で積分した値（座り動作の積分値）を求める。そして、各動作における積分値の左右差（右足の積分値-左足の積分値）を求めた解析結果を図7, 8に示す。なお、図7は被験者A, 図8は被験者Bの解析結果を示す。また、黒い太線は3セット分の実験における平均値を示す。

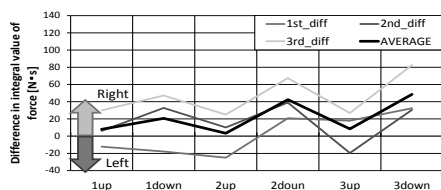


Fig.7 Difference in integral value of force by tester A

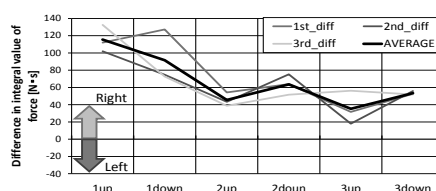


Fig.8 Difference in integral value of force by tester B

図7, 8から、両被験者における右足の反力は左足よりも大きいことがわかる。よって、両被験者ともに立ち・座り動作において右足を主体として動作していることが考えられるため、右足における関節や筋肉の負担度は左足よりも大きいことが考えられる。

4. 3 駆動パワー

式(6)から求めた各関節まわりの駆動パワーを図9に示す。なお、濃色は股関節、淡色は膝関節まわりの駆動パワーを示す。

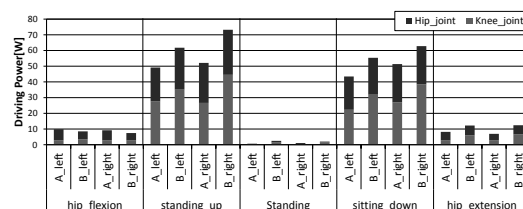


Fig.9 Driving power of each joints

図9から両被験者共に右側の関節における駆動パワーは左側の関節よりも約1.1~2.4倍大きいことがわかった。これは両被験者の利き足である右足を主体として動作したためと考えられる。

また、被験者Bの駆動パワーは被験者Aよりも約1.1~4.2倍大きいことがわかった。これは被験者Bが被験者Aよりも体重が重いためと考えられる。

そして、両被験者共に体幹の上下運動における駆動パワーが最も大きく、この動作時において、膝関節の駆動パワーは股関節よりも被験者Aは約1.1倍、被験者Bは約1.5倍大きいことがわかった。これはこれらの動作時に上半身の質量が股関節にかかるためと考えられる。また、膝関節は上半身と上腿の質量がかかるため股関節よりも大きな負担がかかっていると考えられる。

4. 4 角運動量

まず、各動作における各関節まわりの筋肉における角運動量の総和を図10に示す。なお、本研究は大殿筋(glut_max), 中殿筋(glut_med), 大内転筋(add_mag), 腸骨筋(iliacus), 大腰筋(psoas), 大腿方形筋(quad_fem), 縫工筋(sartorius)を股関節筋群, 半膜様筋(semimem), 半腱様筋(semiten), 大腿二頭筋(長頭)(bi_fem_lh), 大腿直筋(recuts_fem)を2関節筋, 内側広筋(vas_med), 中間広筋(vas_int), 外側広筋(vas_lat), 大腿二頭筋(短頭)(bi_fem_sh), 腓腹筋(内側頭)(gas_med), 腓腹筋(外側頭)(gas_lat)を膝関節筋群として解析を行う。

次に、各被験者における各筋肉の角運動量を図 11～14 に示す。なお、図 11 は被験者 A の左足、図 12 は被験者 A の右足、図 13 は被験者 B の左足、図 14 は被験者 B の右足を示す。

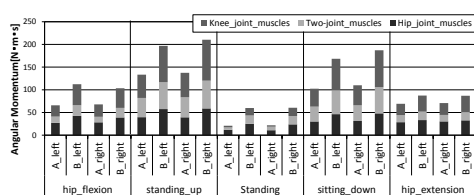


Fig.10 Angular Momentum of each motions

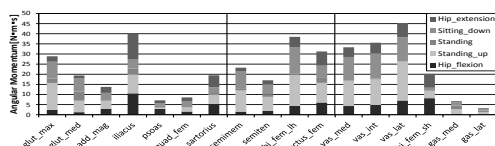


Fig.11 Angular Momentum of left leg in tester A

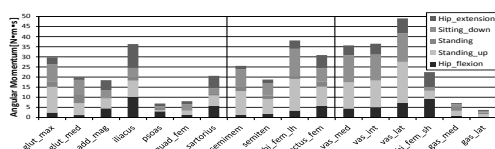


Fig.12 Angular Momentum of right leg in tester A

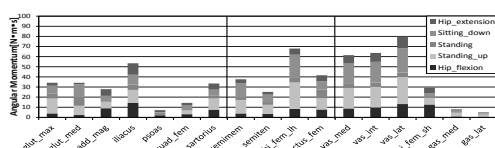


Fig.13 Angular Momentum of left leg in tester B

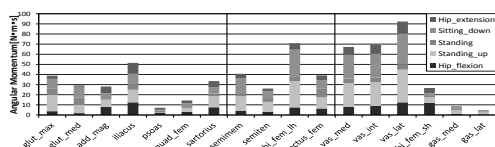


Fig.14 Angular Momentum of right leg in tester B

図 10 から被験者 B の角運動量は被験者 A よりも約 1.2～2.9 倍大きいことがわかった。また、両被験者共に体幹の上下運動における角運動量が最も大きいことがわかった。加えて、この動作時における角運動量は全体の約 40% が膝関節筋群、約 30% が 2 関節筋、約 30% が股関節筋群であることがわかった。これは各関節を動かすために、各関節まわりの筋肉が働いたためと考えられる。なので、各関節の駆動パワーが大きくなると、各関節まわりの筋肉における角運動量も大きくなると考えられる。

図 11～14 から、各筋肉における負担度の比率は被験者が異なっても変化しないことがわかった。これは両被験者に対して異なる点が体重と運動経験の差だけであるからと考えられる。

また、股関節筋群の中では腸骨筋の角運動量が最も大きく、腸骨筋の角運動量において 50% 以上が股

関節の伸展屈曲動作であることがわかる。加えて、2 関節筋の中では大腿二頭筋（長頭）が最も大きく、大腿二頭筋（長頭）の角運動量において 70% 以上が体幹の上下運動であることがわかる。そして、膝関節筋群の中では外側広筋が最も大きく、かつ立ち座り動作の中で最も角運動量が大きい筋肉であることがわかった。また、外側広筋の角運動量において 70% 以上が体幹の上下運動であることがわかる。

これら筋肉の考察として、腸骨筋は骨盤の前後傾に強くかかわる筋肉である為、股関節の伸展屈曲動作時に筋肉が作用したと考えられる。また、大腿二頭筋（長頭）は体幹の体幹の上げ動作においては股関節の伸展させる為、体幹の下げ動作においては膝関節の屈曲させる為に作用したと考えられる。そして、外側広筋は股関節屈曲時の膝関節の伸筋として機能する広筋群の 1 つである為、体幹の上下運動時に筋肉が作用したと考えられる。

5 結論

1) 両被験者が利き足である右足を主体として動作を行ったため、各関節の負担度と筋肉の負担度に対して左側よりも右側の方が大きいことがわかった。

2) 被験者 B は被験者 A よりも体重が重い為、各関節の負担度と筋肉の負担度は被験者 B の方が大きいことがわかった。

3) 本研究では被験者が異なっても筋肉における負担度の比率は変化しないことがわかった。

4) 立ち座り動作は腸骨筋、大腿二頭筋（長頭）、広筋群を主体として動作を行っていることがわかった。

5) 立ち座り動作を股関節の伸展屈曲動作、体幹の上下移動、姿勢のバランス制御に分類し、解析した結果、体幹の上げ動作を開始した時と体幹の下げ動作を終了した時に各関節にかかる質量が最大になるため、体幹の上下移動時に各関節の負担度と筋肉の負担度が最も大きくなることがわかった。

今後は年齢、下肢に関する病気の有無などによる個人差を考慮した立ち・座り動作の解析を行う。

参考文献

- (1) 厚生労働省老健局：平成 25 年度 介護保険事業状況報告（年報）、2013
- (2) 厚生労働省：介護保険事業状況報告（年報）、2016
- (3) 厚生労働省：国民生活基礎調査、2013、2010、2007、2004
- (4) 安瑛 他：筋肉の協同発揮に基づく起立動作解析。福祉工学シンポジウム講演論文集 2009, pp.14-15, 2009
- (5) 小池関也 他：走動作における下肢筋張力の身体重心加速度に対する貢献度の個人差。Dynamics & Design Conference 2008, "319-1"-"319-6", 2008
- (6) 露木美波 他：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
- (7) 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.
- (8) F. E. Zajac. :Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," in CRC Critical application to biomechanics and motor control," in CRC Critical vol. 17. Issue4, pp. 359-411, 1989