

【学術賞受賞者講演】

筋骨格数理モデルを用いた人の運動及び疲労度解析に関する研究

[Best Paper Award (Thai Society of Mechanical Engineers)]「Using a Musculoskeletal Mathematical Model to Analyze Fatigue of the Muscles in the Lower Limbs during Different Motions」平成 28 年 12 月 16 日]

日大生産工 ○見坐地 一人 日大生産工 高橋 亜佑美

1 まえがき

我が国では、65歳以上の高齢者人口の総人口に対する割合は、26.0%と過去最高の値となった。これは、平均寿命の延伸が考えられる。2013年現在で平均寿命は、男性で80.21年、女性で86.61年である^{*1}。一方、介護等を必要としない健康寿命においては、男性で71.19年、女性で74.21年となっている^{*2}。介護が必要となった原因としては、関節疾患、骨折・転倒の運動器の障害によるものが35.3%である^{*1}。マーガレットは身体機能について診断・助言し、環境整備に関する指導をしたところ転倒による大きな怪我は半分に減少したことを報告している^{*3}。また、林らは身体機能の向上、プロテクターの装着、骨粗鬆症治療薬によって大腿骨頸部骨折を8分の1に減少することができると報告している^{*4}。つまり、高齢者の運動機能の向上は、健康寿命の延伸に向けて有効であることが考えられる。

現在、人体運動の疲労度に関する研究では、表層筋の筋電位を測定する研究が数多く行われている^{*4, *5}。また、筋骨格モデルを用いた筋トルクと筋活性度を算出する方法により、運動に対する各筋肉の疲労度を定量化することが可能になってきた。それに対し、露木らは、より定量的に考察する手法として、動作時間の違いによらずに、関節まわりにかかる、本質的な運動性能を単位時間あたりの負担としてみなすことができる評価手法である駆動パワーと運動時間内の運動量で評価する角運動量を算出することを提案した^{*6}。そこで、本研究では、より効果的なリハビリ手法を提案するために、リハビリ初期に行われる膝の伸展屈曲運動と自立するために必要不可欠な立ち座り動作に対する、筋肉の疲労度の違いを膝関節まわりにかかる駆動トルク(膝関節トルク)と各筋肉に対する駆動トルク(筋トルク)に加え、運動に対する瞬発力としてみなすことができる評価値として駆動パワーを、1つの運動を通した各

筋肉への疲労度としてみなすことができる評価値として角運動量を用いて解析し、考察する。

2 実験手法

2・1 筋骨格数理モデル

図1に示す筋骨格数理モデルは、筋繊維と腱組織をまとめた筋腱複合体をモデル化したものをいう。筋腱複合体の中の筋は、収縮によって能動的に力を発揮する、活性収縮要素(CE)と呼ばれる要素と収縮によって受動的に伸張される弾性体として力を発揮する、並列弾性要素(PEE)と呼ばれる要素を併せ持っている。一方、腱は筋収縮によって受動的に伸張される弾性体としてのみ力を発揮するため、直列弾性要素(SEE)と呼ばれる要素を持っている。また、 α は筋繊維と腱との間の角度である羽状角を示す。本研究の筋肉モデルは、A. V. HILLにより提案されたHILLモデルを基にF. E. Zajacにより提案されたモデル^{*4}を用いる。図2に示す下肢筋骨格モデルを作成し、運動解析ソフトウェアSIMMを用いて肘関節角度や筋活性度、膝関節トルクの算出を行った。

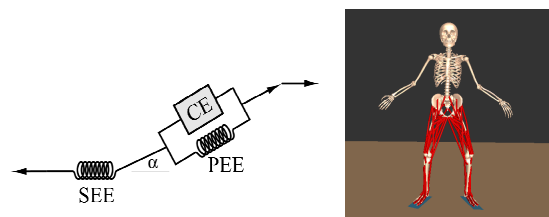


Fig. 1 Hill-type model Musculoskeletal model

2・2 筋骨格モデルによる筋活性度推定

各筋肉の筋活性度の推定は、動作時における関節位置や姿勢データから、逆運動学計算によって肘関節角度を求める。そして、筋骨格モデルを用いて逆動力学計算を行い、肘関節トルクを算出し、各筋肉の活性度を推定する。尚、筋活性度の推定については、式(1)より各筋肉の活性度

Study on Using a Musculoskeletal Mathematical Model to Analyze Fatigue of the Muscles

Kazuhito MISAJI, Ayumi TAKAHASHI

$a_i (0 \leq a \leq 1)$ の二乗和が最小となるような a_i の組み合わせを求める^{*5*6}。

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

この時、 $f(F_0^i, l_i, v_i)$ は筋骨格モデルで想定する力と長さ、速度の関係^{*4}であり、筋肉の特性を示している。 F_0^i は i 番目の筋肉の最大等尺性収縮力、 l_i は i 番目の筋肉の長さ、 v_i は i 番目の筋肉の短縮速度を示している。また、 M_j^* はモーションキャプチャを用いて実測した姿勢データより逆動力学計算を用いて求めた j 番目の関節トルク、 $r_{i,j}$ は j 番目の関節周りの i 番目の筋肉のモーメントアーム長を示す。

2・3 各筋肉の駆動トルク(筋トルク)

j 番目の関節まわりの i 番目の筋肉の筋トルク $M_{i,j}$ は、式(2)に、式(1)より求めた筋活性度 a_i 、最大等尺性収縮力 F_0^i 、筋長 l_i 、筋肉の短縮速度 v_i 、モーメントアーム長 $r_{i,j}$ を代入し、算出する。

$$M_{i,j} = a_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i) \cdot r_{i,j} \quad (2)$$

2・4 各筋肉の角運動量

式(2)で求めた、図3に示す j 番目の関節まわりの i 番目の筋肉の筋トルク $M_{i,j}$ から、式(3)に示す運動方程式が求まる。

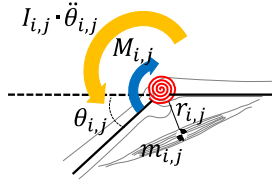


Fig. 3 Driving torque around the joint

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (3)$$

ここで、 $I_{i,j}$ は j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉における慣性モーメント、 $\ddot{\theta}_{i,j}$ は j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉における角加速度を示す。この時、慣性モーメント $I_{i,j}$ は i 番目の筋肉の質量 m_i と i 番目のモーメントアーム長 r_i により式(4)から求まる。また本来、慣性モーメント $I_{i,j}$ は関節の屈曲や伸展によって変化するが、本研究では一定とする。

$$I_{i,j} = m_i \cdot r_i \quad (4)$$

次に、式(3)の両辺を運動の1周期にあたる $t_1 \sim t_2$ で定積分すると式(5)が得られ、左辺を整理すると角運動量を示す式(6)が得られる。

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

$$I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_2) - I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (6)$$

2・5 肘関節まわりの駆動パワー

関節まわりの駆動トルク $M_j(\theta)$ を運動の1周期 $t_1 \sim t_2$ にあたる関節角度 $\theta_1 \sim \theta_2$ で定積分し、その定積分した値の運動の1周期にあたる $t_1 \sim t_2$ で割ることで、肘関節まわりの駆動パワー P_j を求めることが出来る。その P_j を求める式を式(7)に示す。

$$P_j = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{\theta_1(t_1)}^{\theta_2(t_2)} M_j(\theta) d\theta \quad (7)$$

3 測定手法

3・1 剛体リンクモデル(骨格モデル)の作成

まず、実験協力者(以降、被験者：身長 168 cm、体重 65 kg)に反射マーカを貼り付け、図4に示すように6台のモーションキャプチャカメラで静止映像を撮影し、三次元位置座標を取得する。取得した座標位置より関節中心位置やセグメント長を決定し、座標定義に基づきセグメントの姿勢を計算することで図5に示す被験者の体格に合った剛体リンクモデルを作成する。

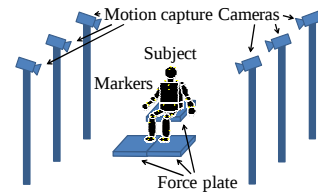


Fig. 4 Outline of the measurement set up

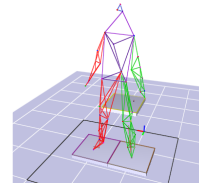


Fig. 5 Rigid-body-link model

3・2 運動データの測定

静止映像の撮影と同様に反射マーカを貼り付けた被験者を、モーションキャプチャカメラで撮影し、左右の足下に各1枚と椅子の座面上にフォースプレートを1枚設置し、膝関節の伸展屈曲運動と立ち座り動作を撮影した。伸展屈曲運動では、伸展運動と屈曲運動をそれぞれ3周期ずつ行った。立ち座り動作では、椅子に座っている状態からの立ち上がりとした状態からの座り動作をそれぞれ3周期行った。動作データ測定時の様子を図7に示す。

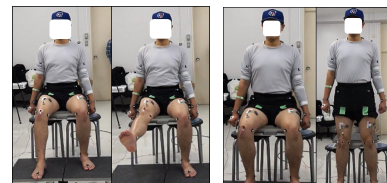


Fig. 6 Extension and flection motion (left) and standing-up/sitting-down motion (right)

3・3 筋肉活性度の測定

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の大腿直筋と大腿二頭筋（長頭）の左右に装着し、膝関節の伸展屈曲運動と立ち座り動作時の筋肉の筋活性度を測定する。

4 解析結果

4・1 精度検証

本節では、モーションキャプチャによって得られた動作データから逆動力学計算を用いて求めた膝関節トルクと、式(2)より求めた各筋肉の筋トルクの総和を比較し、解析モデルである筋骨格数理モデルの精度を検証した。図7に立ち座り動作時の右膝関節トルクと各筋肉の筋トルクの総和との比較結果を示す。

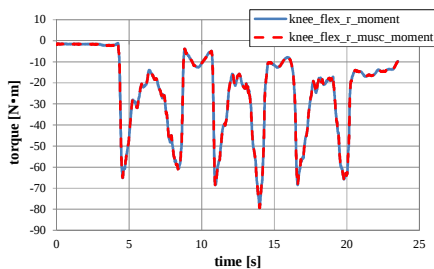


Fig. 7 Torques of the right knee joint in the standing-sitting motion

図7より、実線で示した膝関節トルクと点線で示した各筋肉の筋トルクの総和はよく一致していることから、解析に用いる筋骨格数理モデルは十分な解析精度であると考えられる。

4・2 膝関節への負担解析

本節では、モーションキャプチャによって得られた動作データから逆動力学計算を用いて求めた膝関節トルクを、伸展運動と立ち上がり動作、屈曲運動と座り動作でそれぞれ比較する。

図8に濃い実線で伸展運動、薄い実線で屈曲運動、濃い点線で立ち上がり動作、薄い点線で座り動作の右膝関節トルクを示す。

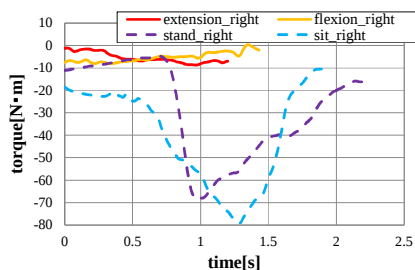


Fig. 8 Driving torque of around the right knee joint in the extension and flexion motion, and the standing-sitting motion

図8より、図の赤色で示す伸展運動の膝関節トルクの絶対値の最大値と、図の紫色で示す立ち上

がり動作の膝関節トルクの絶対値の最大値を比較すると、約7.9倍立ち上がり動作の膝関節トルクの方が大きいことが分かった。また、オレンジ色で示す屈曲運動の膝関節トルクの絶対値の最大値と、図の青色で示す座り動作の膝関節トルクの絶対値の最大値を比較すると、約9.9倍座り動作の膝関節トルクの方が大きいことが分かった。これは、回転体の質量と重心位置の違いにあると考えられる。伸展屈曲運動の場合、回転の対象は下腿部となるのに対し、立ち座り動作の場合は上腿と上半身となる。立ち座り動作の方が回転中心から重心位置までの距離と質量が伸展屈曲動作に比べ大きいことから、トルクを発生させるモーメントに差が生じたと考えられる。また、図8より、伸展屈曲運動では、運動全体を通して膝関節トルクの変化が少ないのに対し、立ち座り動作では、椅子から立ち上がろうとする直後と椅子に座る直前に急激に膝関節トルクが変化することが分かった。これは、座面から受ける反力による影響と考えられる。椅子に座っている際、椅子からの反力を受けているため、膝関節には上腿の質量によるモーメントがほとんど作用しない。しかし、椅子から立ち上がろうとする直後は椅子から受ける反力が急激になくなるため、一気に上半身と上腿の質量が膝関節モーメントとして作用するためであると考えられる。椅子に座る直前は、その反対である。

次に、図9に式(7)を用いて算出した伸展屈曲運動と立ち座り動作における左右の膝関節まわりの駆動パワーを示す。図に示す駆動パワーは、左から伸展運動、屈曲運動、立ち上がり動作、座り動作を示す。

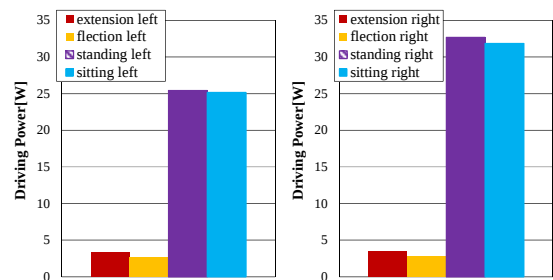


Fig. 9 Driving power of around the left joint (left), and driving power of around the right joint (right)

立ち上がり動作の駆動パワーは、伸展運動の駆動パワーより約5.0倍大きいことが分かった。また、座り動作の駆動パワーは屈曲運動の駆動パワーより約8.3倍大きいことが分かった。このことから、単位時間当たりにおける膝関節への負担は、立ち座り動作の方が伸展屈曲運動に比べ、相対的に大きいことを定量的に示すことができた。

4・3 各筋肉への負担解析

本節では、式(2)より求めた膝関節まわりの各筋肉の筋トルクを示し、伸展運動と立ち上がり動作における各筋肉のトルクの比較と、屈曲運動と座り動作における各筋肉のトルクの違いを比較する。尚、本研究では、膝関節まわりの運動に対しての寄与度が高いと考えられる筋肉である、半膜様筋、半腱様筋、大腿二頭筋(長頭)、大腿二頭筋(短頭)、大腿直筋、内側広筋、中間広筋、外側広筋、腓腹筋(内側)、腓腹筋(外側)に対して解析を行った。図10に本研究で解析した筋肉と各筋肉の付着位置の簡易図を示す。

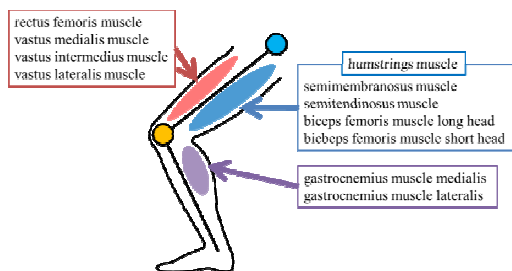


Fig. 10 Position of each muscle

次に、図11に右膝関節まわりの各筋肉に対する伸展運動と屈曲運動及び立ち上がり動作と座り動作の角運動量の比較結果を示す。

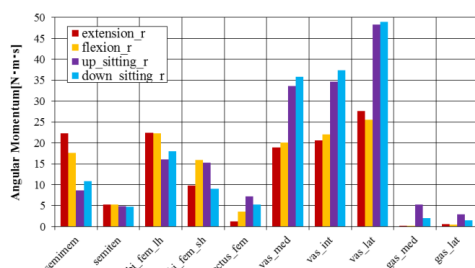


Fig. 11 Angular momentum of around right knee joint

伸展屈曲運動においては、半膜様筋と大腿二頭筋(長頭)、大腿二頭筋(短頭)、内側広筋、外側広筋に対する角運動量が他の筋肉に比べ相対的に大きいのにに対し、立ち座り動作においては、半膜様筋の角運動量が減少し、内側広筋と外側広筋の角運動量が他の筋肉に比べ相対的に大きくなるのが定量的に分かった。ここから、伸展屈曲運動に対しては、上腿全体をバランスよく働かせることで、運動が成立するのにに対し、立ち座り動作では、上腿に位置する前方に位置する大腿四頭筋を中心に運動を行っていることが定量的に分かった。

4 結言

1) 従来からの手法である、時間軸上における膝関節トルクと筋トルクの変化から、膝関節廻りの運動性能や各筋肉に対する負担度を定量的に考察した。伸展屈曲運動と立ち座り動作において、膝関節トルクは立ち座り動作の方が、伸展屈曲運

動に比べ相対的に大きいことが定量的に分かった。

2) 運動性能を関節廻りの駆動パワーで、各筋肉への負担度を運動の激しさを表す筋肉の角運動量でもそれぞれ考察した。瞬発力と考えることができる膝関節まわりの駆動パワーから、立ち座り動作の瞬発力の方が、伸展屈曲運動の瞬発力より大きいことが定量的に分かった。また、一連の運動における各筋肉の運動の激しさを表す角運動量から、伸展屈曲運動においては上腿全体をバランスよく用いて運動を成立させるのに対し、立ち座り動作においては、大腿四頭筋を中心として運動を成立させることが定量的に分かった。

3) これらのことから、異なる運動に対して、筋肉への負担度は異なることが分かった。同じ人の異なる運動を、従来の時間軸上における関節トルクや各筋肉が生じるトルクによる評価に加え、一連の運動における関節廻りの駆動パワーや各筋肉が負担する角運動量で評価することにより、より精度の高い考察ができたと考えられる。

「参考文献」

- 1) Cabinet office government of japan: Aging society white paper in 2015
- 2) Ministry of health, labour and welfare: Health Japan 21 (second term) 2012
- 3) Margaret Ellis: Efficiently prevent falling in the Aged society. -The achievement of falling foreign in the King's College London. Osteoporosis Jpn 6:573-578, 1998
- 4) Yasufumi Hayashi: **Falls for elderly in aged society** IRYO vol.60 No.1(3-9) 2006. 1
- 5) Kyouhei Hujimoto: Characteristics of the triceps muscles by electrography frequency analysis of the tennis player. 2008
- 6) Minami Tuyuki, Kazuhito Misaji: Study of Lower Limbs during the up-down motion by angular momentum and driving power around knee joint 2015
- 7) Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. Journal of Biomechanics 14, 793-801.
- 8) Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., Chao, E.Y.S., 1991. Physiological prediction of muscle forces- II. Application to isokinetic exercise. Neuroscience 40, 793-804.
- 9) Zajac, F.E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In: Bourne, J.R. (Ed.), CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering., Vol. 19. CRC Press, Boca Raton, pp. 359-411. 1989.