

膝関節まわりの角運動量解析による身体に対する影響の考察

日大生産工(院) ○露木 美波 日大生産工 見坐地 一人

1. 緒言

今後、更なる高齢化社会を向えるにあたり介護を必要としない自立高齢者の比率を上げ健康長寿社会を目指すことは日本にとって重要な課題である。しかし、変形性膝関節症をはじめとする膝痛を有する中高齢者は多く、膝痛の改善に悩む人は多数存在する⁽¹⁾。また、人々の健康に対する意識の向上により健康スポーツへの関心が高まり、特にジョギングや市民マラソンの愛好家は年々増大している⁽²⁾。一方で、スポーツによる膝関節の傷害を訴えるスポーツ選手や愛好家は極めて多く、膝関節の傷害の中でも半月板損傷や靭帯損傷の頻度が高い⁽³⁾。怪我なくスポーツを楽しんだり、運動性能を高めるためには、理にかなった効率的なトレーニングが必要である。そのためには、膝関節まわりの各筋肉の負担度や疲労度を定量化することは重要であると考えられる。そこで本研究では、膝関節まわりの駆動パワーを生むために働いた各筋肉の回転運動の激しさを表す角運動量により、人の足の屈伸運動における膝関節まわりの各筋肉の負担度や疲労度を考察する。そして、考察結果から今回示した運動を評価する手法の価値と有用性を検証する。

2. 解析手法

2.1 筋活性度の求め方

膝関節まわりの各筋肉の角運動量の算出に必要な筋活性度推定のため、Fig.1に示すSCOT L.DELPらの下肢筋骨格モデルを利用した⁽⁴⁾。また、筋肉モデルに関してはHillモデルに基づくモデルは多数あるが、本論ではFig.2, 3に示すようなF.E.Zajac⁽⁶⁾が提案した筋肉モデルを用いた。 i 番目の筋肉の等尺性最大収縮力 F_0^i 、筋の長さ l_i 、筋が腱に付着する角度 ϕ については、SCOT L.DELPらの値を使用した⁽⁴⁾。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。

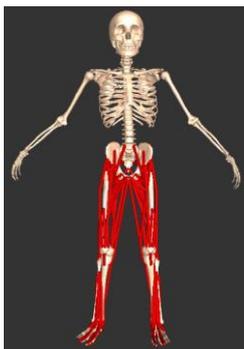


Fig.1 Lower limbs musculoskeletal model

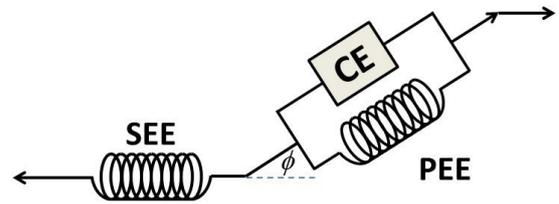


Fig.2 Hill type model

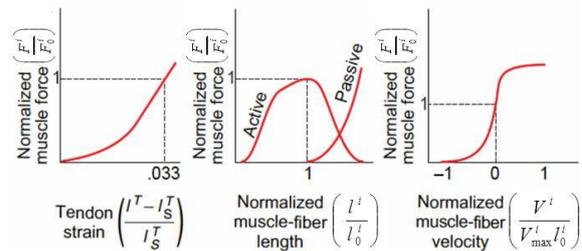


Fig.3 Mechanical properties of muscle

足の屈伸動作時における関節位置や姿勢データを入力し、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膝関節まわりの駆動トルクを算出し、先に示した3次元の下肢筋骨格モデルを用いて各筋肉の筋活性度を求める。求める手順を以下に示す。

(1) 式を満足し、各筋肉の筋活性度 α_i ($0 \leq \alpha_i \leq 1$)の2乗和が最小となるような α_i の組み合わせを求める。

$$\sum_{i=1}^n (\alpha_i \cdot F_0^i) r_i = M^* \quad (1)$$

ここで、 F_0^i は i 番目の筋肉の等尺性最大収縮力、 M^* はモーションキャプチャデータを用いて求めた膝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る。モーメントアーム長 r_i は(2)式から求める。

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

ここで、 l_i は i 番目の筋肉の長さ、 θ は膝関節まわりの角度である。

2.2 各筋肉の角運動量の求め方

最初に以下に示す(3)式に、対象とする i 番目の筋活性度 α_i 、最大等尺性収縮力 F_0^i 、膝関節周りに対する i

Consideration of the Effects on the Body due to Angular Momentum Analysis of the Knee Joint around

Minami TSUYUKI, Kazuhito MISAJI

番目の筋肉のモーメントアーム長 r_i を代入し、膝関節まわりの各筋肉による駆動トルク M_i を求める。

$$M_i = \alpha_i \cdot F_0^i \cdot r_i \quad (3)$$

その M_i を用いると (4) 式が得られる。

$$I_i \cdot \ddot{\theta}_i = M_i \quad (4)$$

ここで I_i は i 番目の筋肉の膝関節まわりに対する慣性モーメント、 $\ddot{\theta}_i$ は i 番目の筋肉による膝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 は一定とする。そして、運動の1周期 $t_1 \sim t_2$ で (4) 式の両辺を定積分すると (5) 式になる。(5) 式は膝関節まわりの i 番目の筋肉の角運動量を示す。

$$I_i \int_{t_1}^{t_2} \ddot{\theta}_i dt = \int_{t_1}^{t_2} M_i dt$$

$$I_i \cdot \dot{\theta}(t_2) - I_i \cdot \dot{\theta}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_i dt \quad (5)$$

2.3 膝関節まわりの駆動パワーの求め方

膝関節まわりの駆動トルク M を用いて (6) 式より、膝関節まわりの駆動パワー P を求める。

$$P = \frac{1}{2(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} M dt \quad (6)$$

3. 実験

3.1 実験概要

本研究に用いる3次元筋骨格モデルの精度を検証するため、3次元骨格モデルをモーションキャプチャ、フォースプレートを用いて関節位置や運動データを測定し作成する。そして、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。さらに、逆動力学計算より各関節の駆動トルクを算出し、3次元筋骨格モデルを用いて各筋の筋活性度を推定する。また筋活性度を推定する際、ガイドとして筋電位データを用いる。この筋電位データはテレメトリー筋・心電計MQ16（以下、筋電計とする）を用いて計測する。その後、3次元筋骨格モデルより求めた各関節まわりの駆動トルクより各関節まわりの駆動パワーを求める。また、同様に3次元骨格モデルより各筋肉の角運動量を算出するのに必要な各筋肉の駆動トルクを算出する。

次項において実際に行った実験内容について示す。

3.2 実験内容

1) 3次元骨格モデル作成

被験者に貼り付けたマーカー位置により関節中心位置、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被験者の3次元骨格モデルを作成する。

2) 運動データ測定

Fig.4のように被験者をキャプチャーカメラで囲み、フォースプレート上に座った被験者の動きを記録する。この時の被験者の動作は膝関節の屈伸運動であり、2

秒で1往復(速い動作)と4秒で1往復(遅い動作)の2パターンを条件とし動作をそれぞれ3回ずつ行う。また、3kgの荷重をかけた場合の動作も測定した。この時の被験者の動作の様子をFig.5に示す。

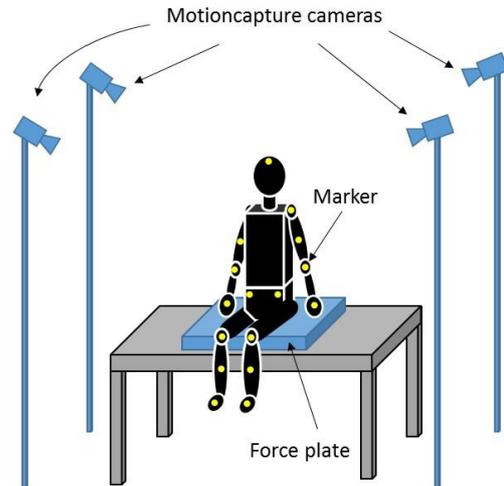


Fig.4 Labware positions

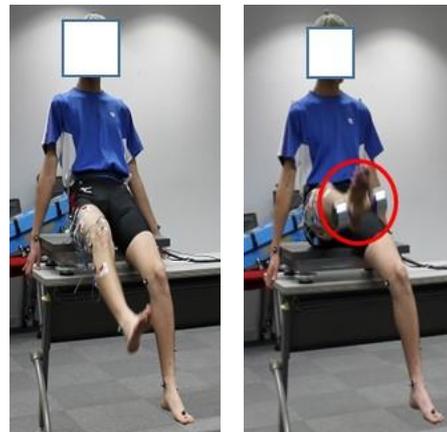


Fig.5 Movement of the subject

3) 筋電位データ測定

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。そして、筋電位データから各筋肉の筋活性度を求める。筋電計を装着した部位は、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。筋電計を装着した様子をFig.6に示す。

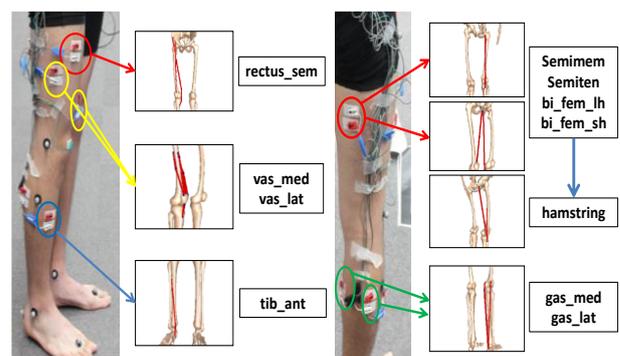


Fig.6 Position of paste muscle electrocardiograph

4. 解析結果

4.1 3次元筋骨格モデルの検証

今回解析に用いた3次元筋骨格モデルで2.2の方法により求めた膝の屈伸運動における速い動作と遅い動作それぞれに対する膝関節まわりのトルクと、モーションキャプチャデータを用いて逆動力学解析によって求めた値を比較する。一例として無負荷時の速い動作における膝関節まわりのトルクの比較結果をFig.7に示す。Fig.7から解析に用いる3次元筋骨格モデルは十分な解析精度であることがわかる。

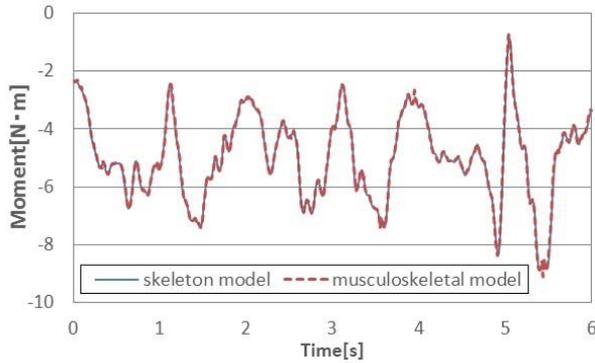


Fig.7 Torque of knee joint in fast motion

4.2 膝関節まわりの駆動パワー

(6)式から膝関節まわりの駆動パワーを求める。ここでは、屈伸運動の速い動作と遅い動作において膝を上げる動作と膝を下げる動作に分けて各々の駆動パワーを求める。その結果をFig.8に示す。Fig.8から膝の屈伸運動において荷重の有無に関わらず遅い動作の方が膝関節まわりの駆動パワーが大きいことがわかった。また、速い動作においては膝を上げる動作、下げる動作ともに駆動パワーは同じくらいの大きさであった。一方、遅い動作においては上げる動作の方が下げる動作よりも駆動パワーが大きく、特に荷重がかかっている方においては約2倍強であった。

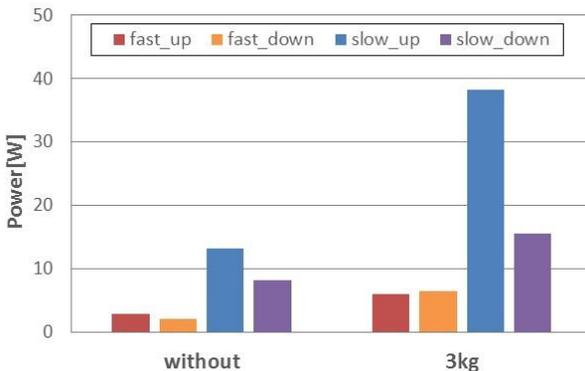
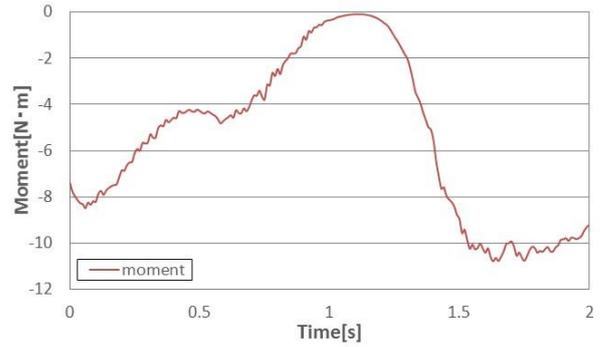


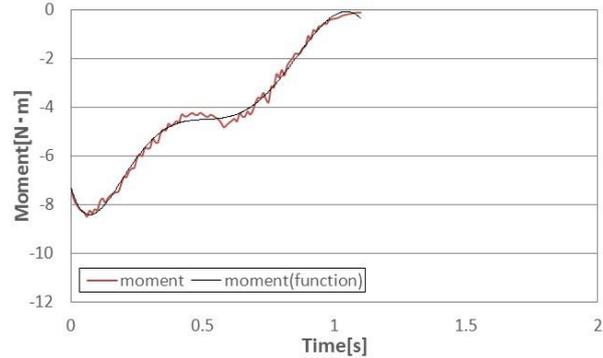
Fig.8 Driving power of around the knee joint

4.3 各筋肉の角運動量

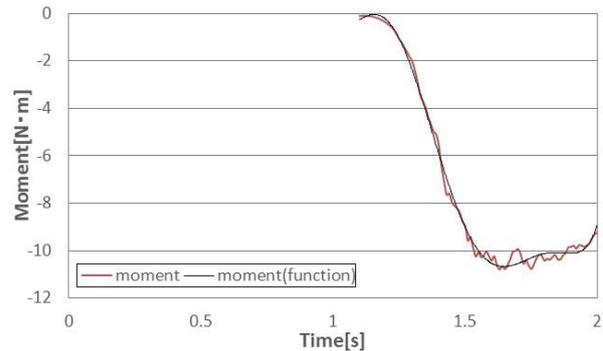
(4)式から求めた膝関節まわりの駆動トルクについて、1例として速い動作における大腿直筋の駆動トルクを赤線でFig.9(a), (b), (c)に示す。この膝関節まわりの駆動トルクを、膝を上げる動作と下げる動作に分けて6次の多項式で関数化したグラフを黒線でFig.9(b), (c)に示す。膝を上げる動作と下げる動作における関数式を(7)式に示す。Fig.9(b), (c)から概ね精度良く関数化できていることがわかる。



(a) ($0 \leq t \leq 2$)



(b) ($0 \leq t \leq 1.1$)



(c) ($1.1 \leq t \leq 2$)

Fig.9 Torque of around the knee joint in fast motion

$$\begin{aligned}
 M &= 201.57700t^6 - 882.56974t^5 + 1421.36906t^4 \\
 &\quad - 1044.57163t^3 + 346.68197t^2 - 35.38316t - 7.31565 \quad (0 \leq t \leq 1.1) \quad (7) \\
 M &= 1332.28780t^6 - 12156.33838t^5 + 45609.22486t^4 \\
 &\quad - 89966.52542t^3 + 98316.22281t^2 \\
 &\quad - 56418.37939t + 13283.98249 \quad (1.1 \leq t \leq 2)
 \end{aligned}$$

各筋肉のこれらの関数式を(5)式に代入し、膝を上げる動作と下げる動作において膝関節まわりの駆動トルクに関与するすべての筋肉の角運動量を計算する。無負荷時の各筋肉の角運動量をFig.10に、負荷時の各筋肉の角運動量をFig.11に示す。Fig.10から速い動作に対し遅い動作の方が、角運動量大きいことがわかった。また、膝関節よりも上の筋肉において大腿四頭筋にあたる筋肉(大腿直筋、内側広筋、外側広筋)はハムストリング(半膜様筋、半腱様筋、大腿二頭筋)よ

りも角運動量が大きいことがわかる。さらにハムストリングにあたる大腿二頭筋（短頭）は遅い動作において激しく稼働していることがわかる。Fig. 11もFig. 10と同様のことが言えることがわかる。

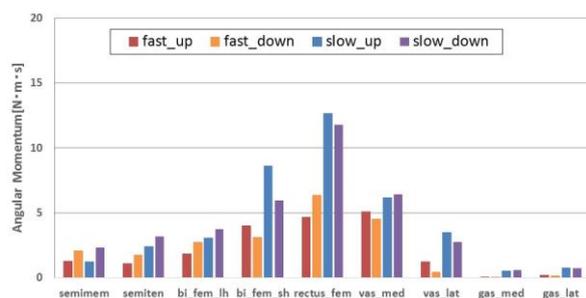


Fig.10 Angular momentum of around the knee joint

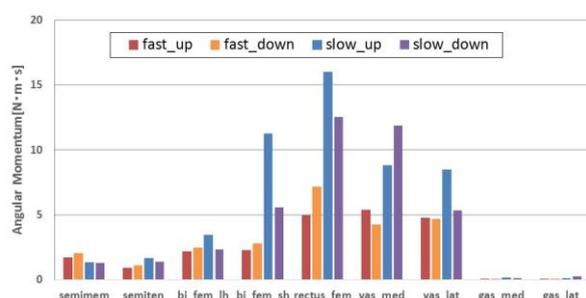


Fig.11 Angular momentum of around the knee joint (3kg)

4.4 従来手法との比較

今回提案した評価手法の価値と有用性を評価するため、これまで用いてきた従来の評価手法と比較を行う。従来では、膝関節まわりの駆動トルクと膝関節まわりに関与する各筋肉の筋トルクにより時間軸上における身体への負担度や疲労度を評価していた。一例として無負荷時と負荷時の速い動作における駆動トルクの比較結果をFig.12に示す。また、同様に大腿直筋の筋トルクをFig.13に示す。Fig.12から全体的に負荷時の動作の方が無負荷時よりも駆動トルクが大きいことがわかる。Fig.13からは荷重の有無関係なく大腿直筋のトルクの大きさに差異はあまりないことがわかる。しかし、Fig.12, Fig.13共に瞬間的な駆動トルクや筋トルクの大きさはわかるが、Fig.8やFig.10, Fig.11のように屈伸運動全体のトルクの大きさや膝の上げ下げにおいて分けたときの値を定量的に評価することは困難であることがわかる。

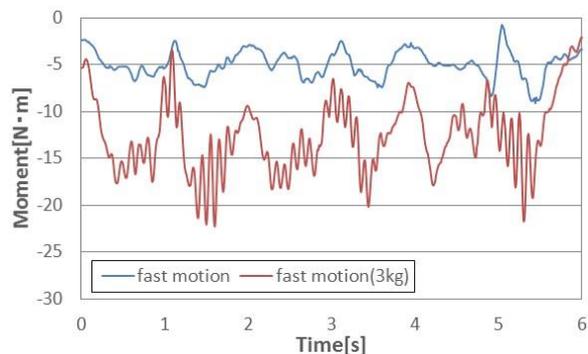


Fig.12 Total muscle moment of around the knee joint

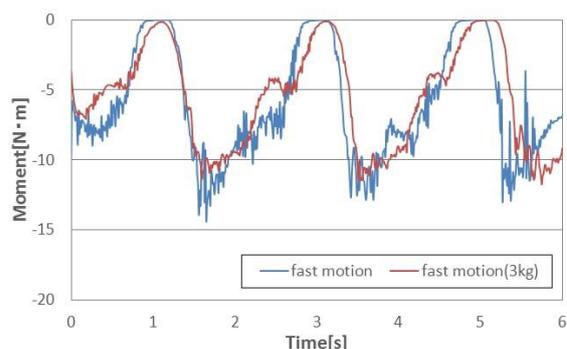


Fig.13 Muscle moment of around the knee joint (rectus_fem)

5. 結論

本論で示した運動性能を評価する駆動パワーと、その駆動パワーを発生させる筋肉の運動の激しさを表す角運動量を用いて、種々の運動だけでなく、一つの運動を細分化し定量的に評価する手法により以下のことが可能になると考えられる。

- 1) 本論で示す膝の屈伸動作において、膝関節まわりの駆動パワーを定量的に求められることから、被験者の運動性能を定量化できる。
- 2) そして、その定量化した運動に対し、各筋肉の膝関節まわりの角運動量を求められることから、どの筋肉がどの程度稼働（疲労）したか定量化することができる。
- 3) 1), 2)の結果を解析することにより、運動による膝関節への障害を未然に防いだり、様々な運動に対する運動性能を向上させる効率的なトレーニング方法の考察が可能になる。

今後は提案した評価手法を、股関節の評価やその他の運動評価に応用し、手法の価値と有用性をさらに検証していきたい。

6. 参考文献

- (1) 膝痛を有する中高齢女性を対象とした膝痛改善プログラムの効果, 体力科学(2007), 56 : 501-508
- (2) 村上秀孝ほか：一般市民ランナーにおける下肢のランニング障害－佐伯番匠健康マラソン大会におけるアンケート調査より－.整形外科, 46 : (4)1214-1216, 1997
- (3) スポーツによる膝関節の障害とリハビリテーション, リハビリテーション医学 2001, 38 : 625-638
- (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), 757-767, 1990.
- (5) 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. 1989. pp. 359-411
- (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