

肘関節伸展屈曲運動における外部負荷が腕に与える影響解析

日大生産工(院) ○渡辺 開人 日大生産工(院) 小野寺 勇哉
 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 まえがき

近年、我が国では医療の発展や健康志向の強まりによる平均寿命の延伸から人口の高齢化が進んでいる。しかし、介護等を必要としない健康寿命^{*1}は平均寿命^{*2}との間に、約10年の開きが生じてしまっている。健康寿命と平均寿命の差を縮めていくことは我が国において重要な課題といえる。Nechuta SJ は、思春期・青年期の運動習慣により癌(悪性新生物)や心臓血管疾患の発生リスクを低減することができることを報告している^{*3}。つまり、健康寿命を延伸するためには、子供時代の運動習慣が重要であると考えられる。しかし、運動の中には、激しい運動や無理な運動を強いられるスポーツも存在する。特に野球やテニスを行う子供の中には、野球肘(離断性骨軟骨炎)やテニス肘(上腕骨外側上顆炎)と呼ばれる肘関節の疾患を起こす子供がいる。これらの怪我は程度にもよるが、その子の今後のスポーツ人生を左右する可能性は大きいと考えられる。怪我を未然に防ぎ、運動性を高め、生涯にわたって運動を行うためには、目的の動作に対して負担のかかる筋肉を定量的に算出し、負担が少ない中で高いパフォーマンスを発揮することができるフォームを明らかにし、運動を行う個人に合わせた適切な動作の習得やトレーニングの実施が必要であると考えられる。

そこで、本研究では、野球やテニス・武道などのスポーツを行う際に重要な役割を果たすと考えられる腕に注目し、今後の研究でより効果的で負担の少ない動作方法やトレーニング手法を検討するための第一歩として、肘関節の伸展屈曲運動におけるダンベル負荷の有無による肘関節及び各筋肉に与える影響を考察した。評価値としては、肘関節まわりの駆動トルクと各筋肉にかかる駆動トルクを算出し、より定量的に考察するために、運動に対する瞬発力としてみなすことができると考えられる評価値として駆動パワーを、各筋肉の疲労度としてみなすことができると考えられる評価値として角運動量を用いて解析を行った。

2 解析手法

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ため、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ため、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に示す全身筋骨格モデルを作成し、運動解析ソフトウェアであるSIMMを用いて肘関節角度や筋活性度、関節まわりのトルクの解析を行った。

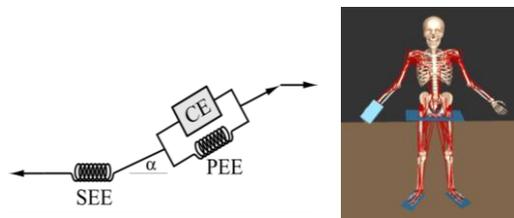


Fig. 1 Hill-type model Fig. 2 Musculoskeletal model

2・2 筋骨格モデルによる筋活性度推定

各筋肉の活性度の推定は、動作時における関節位置や姿勢データを測定し、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用いて、肘関節周りの駆動トルクを算出し、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 a_i ($0 \leq a_i \leq 1$) 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*}。

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

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との関係^{*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 番目の関節周りの駆動トルク、 $r_{i,j}$ 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。モーメントアーム長は i 番目の筋肉の長さ l_i と j 番目の関節まわりの角度 θ_j により式(2)から求める。

Analysis of Arm Influence by External Load during Extension and Flexion Motions

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

$$r_{i,j} = \frac{dl_i}{d\theta_j} \quad (2)$$

2・3 各筋肉の駆動トルク

本節では、肘関節まわりの筋肉における駆動トルクの算出方法を示す。まず、式(3)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、 j 番目の関節まわりの i 番目の筋肉により発生する駆動トルク $M_{i,j}$ を求める。

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

2・4 各筋肉の角運動量

式(3)で求めた、図3に示す j 番目の関節まわりの i 番目の筋肉により発生する駆動トルク $M_{i,j}$ から、式(4)に示す運動方程式が求まる。

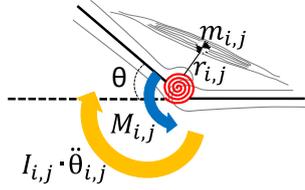


Fig. 3 Driving torque around the joint

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (4)$$

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(5)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。

$$I_{i,j} = m_i \cdot r_i \quad (5)$$

次に、式(4)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(6)となり、式(6)の左辺を整理すると角運動量を示す式(7)が得られる。

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

$$I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_2) - I_{i,j} \cdot \dot{\theta}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (7)$$

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(8)に示す。

$$P_j = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{\theta_1(t_1)}^{\theta_2(t_2)} M_j(\theta) d\theta \quad (8)$$

3 測定方法

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。

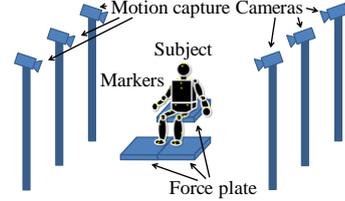


Fig. 4 Outline of the measurement set up

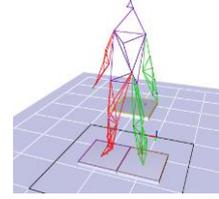


Fig. 5 Rigid-body-link model

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、肘の伸展屈曲運動を撮影した。伸展屈曲運動では、右手を自然に開いた状態(以降、負荷なし)で、右腕の伸展運動と屈曲運動をそれぞれ3周期ずつ行った。次に、右手に5 kgのダンベルを持った状態(以降、負荷あり)で、右腕の伸展運動と屈曲運動をそれぞれ3周期ずつ行った。負荷なしと負荷ありの運動データ撮影時の様子を図6に示す。

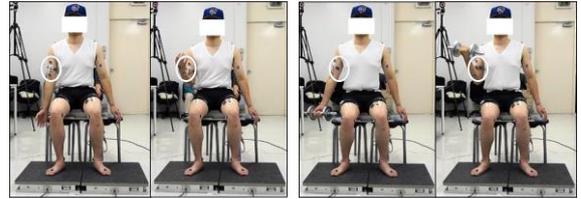


Fig. 6 Extension and flexion motion without dumbbell (left) and with dumbbell (right)

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上腕二頭筋(長頭)(図6丸)に装着し、肘の伸展屈曲運動時の筋肉の筋活性度を測定する。

4 解析結果

4・1 関節トルク・駆動パワー

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肘関節まわりの駆動

トルクを図7に示す。また、求めた駆動トルクから、伸展運動と屈曲運動に分割し、式8を用いて算出した駆動パワーを図8に示す。

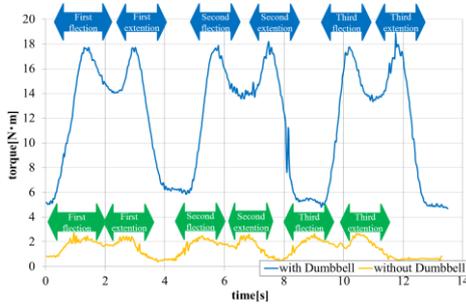


Fig. 7 Driving Torque around elbow joint

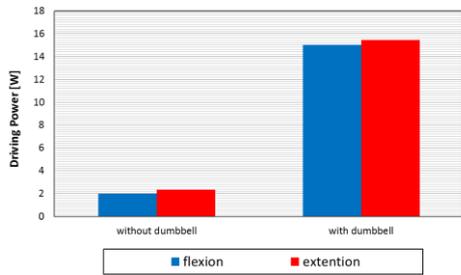


Fig. 8 Driving Power around elbow joint

図7より、負荷なしのトルクの最大値と負荷ありのトルクの最大値を比較すると約6.95倍負荷ありの方が大きな値を示した。前腕と手部の合計質量が1.48 kgとなり、肘関節中心から前腕と手部の重心位置を考慮したときのモーメントアーム長が0.18 mとなるため、モーメントの値は27.22 N·mとなるのに対し、5 kgのダンベルを持つことによって、前腕と手部の合計質量が6.48 kgとなり、肘関節中心から前腕と手部の重心位置を考慮したときのモーメントアーム長が0.28 mとなるため、モーメントの値は184.05 N·mとなる。負荷なしと負荷ありの理論値を比較すると約6.76倍負荷ありの方が大きくなることから、解析値とほとんど一致した。

図8の駆動パワーから、負荷なし、負荷ありともに7.01倍負荷ありの方が大きくなった。単位時間当たりの運動性能もトルクと同等の差となることが分かった。

4・2 寄与解析

式(3)を用いて肘関節の伸展屈曲運動時に肘関節まわりの各筋肉にかかるトルクを算出し、寄与解析を行った。図9に負荷なし時の上腕部前方(上腕二頭筋まわり)に位置する筋肉にかかる正のトルクの寄与を示し、図10に負荷なし時の上腕部後方(上腕三頭筋まわり)に位置する筋肉にかかる負のトルクの寄与を示す。

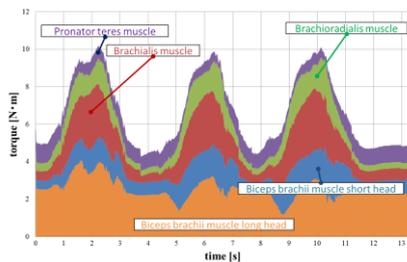


Fig. 9 Contribution of the positive torque by without dumbbell

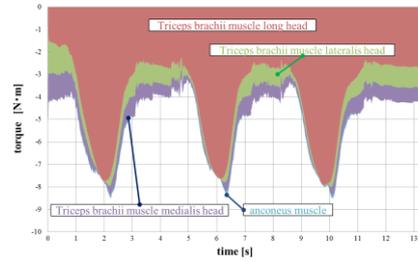


Fig. 10 Contribution of the negative torque by without dumbbell

図9, 図10から肘関節の伸展屈曲運動に対して寄与が高いと考えられる筋肉は、上腕三頭筋(長頭), 上腕三頭筋(外側頭), 上腕三頭筋(内側頭), 肘筋, 上腕二頭筋(長頭), 上腕二頭筋(短頭), 上腕筋, 腕橈骨筋, 円回内筋と考えられる。本論文では、寄与が高いと考えられる9つの筋肉に対して解析を行う。

4・3 筋トルク・角運動量

式(3)から求めた肘関節まわりの各筋肉の駆動トルクを算出し、2章で寄与が高いと考えられた筋肉の中でも、特に寄与が高いと考えられる、上腕三頭筋(長頭)と上腕二頭筋(長頭)の駆動トルクを示す。図11には屈曲運動時の上腕三頭筋(長頭)の駆動トルク、図12には伸展運動時の上腕三頭筋(長頭)の駆動トルクを示す。また、図15には、各運動に対する各筋肉の角運動量の割合を示している。図16の実線は肘関節の角度変位を示し、破線は、上腕の回内・回外を示している。尚、肘関節の角度は値が増加するにつれて屈曲している様子を表し、値が減少するにつれて伸展している。また、上腕の回内・回外の変位では、値が増加するにつれ回内し、値が減少するにつれ回外している様子を表している。

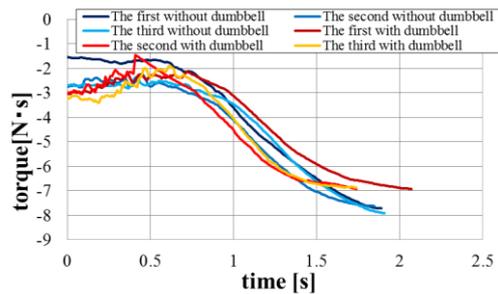


Fig. 11 Driving torque of Triceps brachii muscle long head around flexion motion

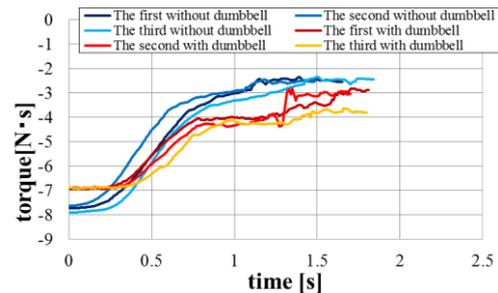


Fig. 12 Driving torque of Triceps brachii muscle long head around extension motion

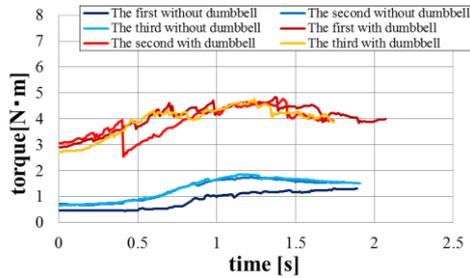


Fig. 13 Driving torque of Biceps brachii muscle long head around flexion motion

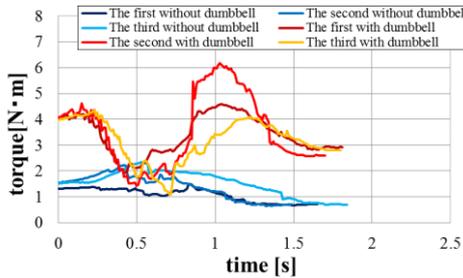


Fig. 14 Driving torque of Biceps brachii muscle long head around extension motion

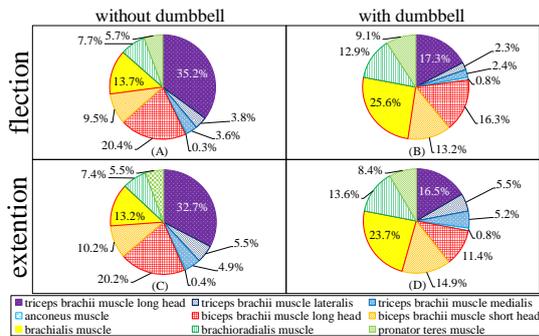


Fig. 15 Proportion of Angular momentum during extension and flexion motions (A): Flexion motion without dumbbell (B): Flexion motion with dumbbell (C): Extension motion without dumbbell (D): Extension motion with dumbbell

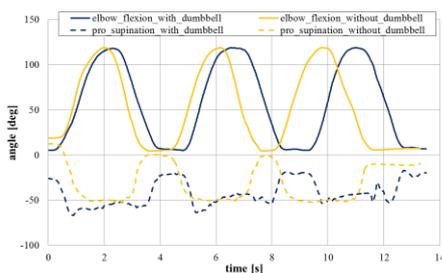


Fig. 16 Angle of elbow joint and shoulder joint

図11, 図12より, 屈曲運動と伸展運動ともに負荷なしと負荷ありのグラフがよく一致していることから, 上腕三頭筋(長頭)では5 kgのダンベル負荷による影響の差はほとんどないことが分かった。これは, 図16(破線)より, 負荷ありに比べ負荷なし時に上腕の内旋が生じているため負荷なし時の上腕三頭筋(長頭)の筋力が増したのではないかと考えられる。

図13, 図14より, 負荷ありの伸展運動において上腕二頭筋(長頭)のトルクの大きさが激しく変化することが分かった。本測定では, 伸展運動と屈曲運動の動作時間が一定となるように行った。そのため, 負荷あり

の伸展運動の際に筋肉の力を緩めることによって, 重力により自然に腕が伸びていき, 運動時間を調節するために上腕二頭筋(長頭)が筋力を発揮し, 運動の制御を行ったためであると考えられる。

図15より, 屈曲運動と伸展運動ともに上腕三頭筋(長頭)(外側頭)(内側頭)と上腕二頭筋(長頭)では, 負荷なしの運動の方が角運動量の割合が大きくなった。一方, 肘筋, 上腕二頭筋(短頭), 上腕筋, 腕橈骨筋, 円回内筋では, 負荷ありの運動の方が角運動量の割合が大きくなった。このことから, 5 kgのダンベル負荷により, 上腕筋と上腕二頭筋(短頭)を含む上腕二頭筋周辺の筋肉の筋力が増したためであると考えられる。一方, 上腕二頭筋(長頭)の割合が負荷なしの方が高い割合を示したのは, 負荷ありの伸展運動時に, 重力によって一時的に上腕二頭筋(長頭)を緩めて肘関節を伸展させ, 運動途中から筋力を発揮し運動を制御しようとしたため, 継続的に筋力を発揮し続けていた負荷なし時の角運動量の方が大きい値を示したのではないかと考えられる。

5 結言

1) 各筋肉のトルクを算出することによって, 肘関節の伸展屈曲運動における寄与の高いと思われる筋肉は, 上腕三頭筋(長頭)(外側頭)(内側頭), 肘筋, 上腕二頭筋(長頭)(短頭), 上腕筋, 腕橈骨筋, 円回内筋であると推定することが出来た。

2) ダンベル負荷による関節まわりの運動性能(駆動パワー)は, 約7倍であることが分かった。ダンベル負荷の有無によるトルクを比較することで, 上腕三頭筋(長頭)はダンベル負荷によりかかるトルクに差がないことが分かった。また, 上腕二頭筋(長頭)は伸展運動の際に運動を制御する働きが生じることが分かった。

3) 算出した角運動量を運動ごとに円グラフを用いて割合で考察することで, 運動に対する筋肉の負担度をより定量的に算出することが出来た。ダンベル5 kgの力の負荷の有無により, 上腕二頭筋周辺の筋肉の負担度が増すことが定量的に分かった。

4) 今後, 二関節筋である上腕三頭筋(長頭)と上腕二頭筋(長頭)(短頭)の肩関節にかかるトルクを解析し, 各筋肉にかかる負担を推定・考察していく。

参考文献

- (1) 厚生労働省, 健康日本21(第二次)
- (2) 内閣府, 平成28年度番号高齢社会白書
- (3) Sarah J. Nechuta, Xiao Ou Shu, Gong Yang, Yu-Tang Gao, Hong-Lan Li, Yong-Bing Xiang and Wei Zheng, Adolescent Exercise in Association with Mortality from All Causes, Cardiovascular Disease, and Cancer among Middle-Aged and Older Chinese Women (2015)
- (4) Zajac, F.E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In: Boume, J.R. (Ed.), CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering., Vol. 19. CRC Press, Boca Raton (1989), pp359-411.
- (5) Crowninshield, R.D., Brand, R.A., A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. Journal of Biomechanics 14(1981), pp793-801.
- (6) Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., Chao, E.Y.S., Physiological prediction of muscle forces- II. Application to isokinetic exercise. Neuroscience 40 (1991), pp793-804.