

# 肘関節における等尺性収縮時の屈曲トルクに対する 屈筋トルクの寄与率

犬丸 敏康 小島 久典\* 生田 宗博 清水 順市 柴田 克之 西村 誠次

## Key words

Muscle torque, Joint torque, Elbow joint, Electromyography, Isometric contraction

## 緒 言

関節運動は脳からの運動指令が筋電位として筋内に伝わり、筋が収縮力を発揮することでもたらされる。また、運動の際に発生する関節トルクは、個々の筋の収縮力が該当する筋のモーメントアームと乗じることで発生する個々の筋トルクの総和により得られる(図1)。そのため、運動における各筋の収縮力の大きさやモーメントアームの大きさ、さらに筋力とモーメントアームを乗じた形としての筋トルクの大きさを知ることは、関節の運動制御の本質を調べる上で極めて重要な要素となる。このことから、過去においても関節運動に伴う筋力の大きさや関節角度に伴うモーメントアームの大きさを調べた研究は数多く散見される<sup>1-5)</sup>。しかしながら、先行研究に提示された筋力やモーメントアームの変化は別々に調べられた場合が多く、筋力とモーメントアームを乗じた形としての筋トルクを検討した研究はほとんどない。また、筋トルクを詳細に検討した研究がないために、各筋により発生した筋トルクが関節トルクに対してどの程度の寄与があるのかについては明確に答えることができない。そこで、本研究ではシンプルな肘屈筋群による等尺性収縮を課題として取り上げ、課題時の筋活動の計測からモーメントアーム、最大筋力の値を含む簡単な行列式の計算によって肘屈筋の筋トルク値を調査した。さらに計算された肘屈筋の筋トルク値の肘関節トルクに対する寄与率について検討した。

## 方 法

被験者は健常男性4名とした。被験者の年齢は $35.5 \pm 9.1$  (平均 $\pm$ 標準偏差) 歳、身長、体重はそれぞれ $171.8 \pm 6.1$  cm、 $60.0 \pm 4.6$  kgであった。前腕部、手部の長さはそれぞれ $25.0 \pm 0.8$  cm、 $19.4 \pm 0.8$  cmであった。被験者には予め研究の主旨を説明し、同意を得た。

座位で右上肢を肩関節 $0^\circ$  屈曲位、肘関節 $90^\circ$  屈曲位、前腕回外位とした状態で手掌部に重量負荷をのせ、その肢位を保持する肘屈筋群による等尺性収縮を課題とした。重量は0 kg、1 kg、2 kg、3 kg、4 kg、5 kgの6種類とした。筋活動の計測に際してはMerletti<sup>6)</sup>の報告を参考にした。肘屈筋群の上腕二頭筋(BIC)、上腕筋(BRA)、腕橈骨筋(BRD)の筋腹上の皮膚をアルコール綿で清拭し、生体信号モニタ用皮膚前処理剤(日本光電、YZ-0019)で皮膚抵抗を落した後、電極中央間距離3.5 cmで表面電極(日本光電、J150、銀円盤、直径15 mm)をPerotto<sup>7)</sup>の報告を参考にBIC、BRA、BRDに貼付し、筋活動を計測した。導出した筋電信号は生体アンプ(日本電気三栄、MT-11)を使用して5~100 Hzで増幅し、サンプリング周波数200 Hz、分解能12 bitでA/D変換した後、コンピューターに記録した。各重量負荷は0 kg、1 kg、2 kg、3 kg、4 kg、5 kgの順にそれぞれ5秒間で遂行させた。なお、重量負荷に伴う疲労の影響を避けるために各重量負荷の課題間に数分間の休憩を設けた。全重量負荷を終了した後、最大随意収縮時の筋電信号を記録した。得られた全筋電信号は全波整流し、カットオフ周波数5 Hzの2次の

金沢大学医薬保健研究域保健学系  
\* 大阪府立大学総合リハビリテーション学部

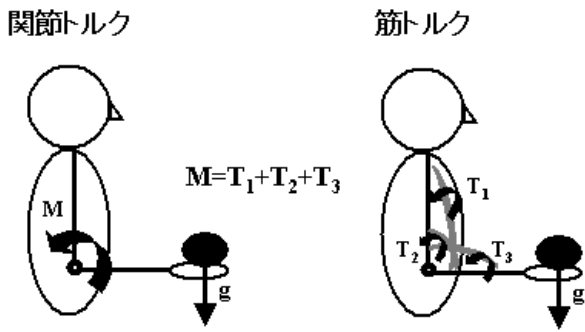


図1. 関節トルクと筋トルク

バターワースローパスフィルタで平滑化し、記録した5秒間の前後1秒を除いた3秒間の積分筋活動を求め、以下の式により正規化した。

$$\%IEMG = \frac{\int taskEMG}{\int mvcEMG} \times 100 \quad (1)$$

ここで %IEMG は正規化された積分筋活動を示す。 $\int taskEMG$  は課題時の積分筋活動、 $\int mvcEMG$  は最大随意収縮時の積分筋活動を示す。

筋力とモーメントアームを乗じた形としての筋トルクは、式(1)による正規化された積分筋活動をもとに以下の式から計算した。

$$\mathbf{T} = \mathbf{r} \mathbf{n} \mathbf{e} \quad (2)$$

ここで  $\mathbf{T} = (t_1, t_2, t_3)^T$  の筋トルクベクトルで添字は各筋 (1 BIC、2 BRA、3 BRD)、 $T$  は転置を示す。 $\mathbf{r} = \text{diag}(0.036, 0.018, 0.057)$ 、 $\mathbf{n} = \text{diag}(435.6, 987.3, 261.3)$  はそれぞれモーメントアームの対角行列、最大筋力の対角行列を示す。 $\mathbf{e} = (e_1, e_2, e_3)$  は式(1)による正規化された積分筋活動のベクトルで添字は各筋 (1 BIC、2 BRA、3 BRD)、 $T$  は転置を示す。モーメントアームと最大筋力の対角行列で使用した値はHolzbaurら<sup>8)</sup>を参考した。

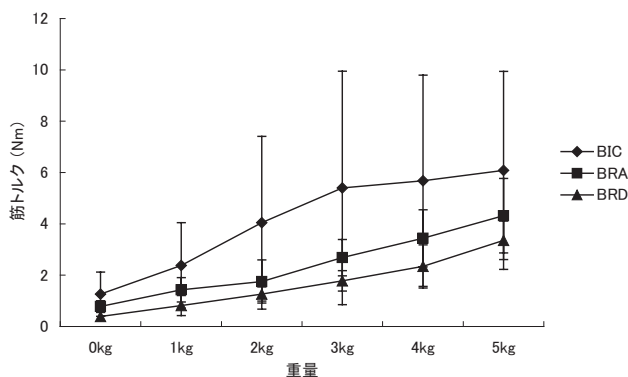


図2. 筋トルク

関節トルクに対する筋トルクの寄与率は、各筋トルクを関節トルク (筋トルクの総和) で除算した値として以下の式から計算した。

$$C = \frac{t_i}{\sum_i t_i} \times 100 \quad (3)$$

ここで  $C$  は寄与率 (%),  $t$  は筋トルクベクトルの成分で添字は各筋 (1 BIC、2 BRA、3 BRD) を示す。なお、肘関節屈曲における関節トルクはBIC、BRA、BRD以外の屈筋トルクでも発生するが、本研究ではBIC、BRA、BRDを主な肘屈筋群として扱ったため、その他の筋による影響は除外した。

筋トルクおよび関節トルクに対する筋トルクの寄与率は全てMATLAB (The MathWorks) にて計算した。

### 結 果

各重量負荷におけるBIC、BRA、BRDの筋トルクを図2に平均値±標準偏差で示す。重量の増加に伴い、筋トルクも増加する様相がみられ、各重量の平均値で最も大きな筋トルク値を示したのはBICで、ついでBRA、BRDの順となった。筋と重量を各要因とする二元配置分散分析から両要因に有意水準1%で有意差があったが、交互作用はなかった。Tukey-Kramerの多重比較の検定からBRAでは0kgと4kg、5kg間、1kgと5kg間、2kgと5kg間に有意水準1%で有意差が認められ、BRDでは0kgと3kg間に有意水準5%で、0kgと4kg、5kg間、1kgと4kg、5kg間、2kgと5kg間、3kgと5kg間に有意水準1%で有意差が認められ、重量負荷の増加に伴い、筋トルクも有意に増加した。BICには重量間で有意差が認められず、重量による変化が少なかった。各重量負荷におけるBIC、BRA、BRDの関節トルクに対する筋トルクの寄与率を図3に平均値

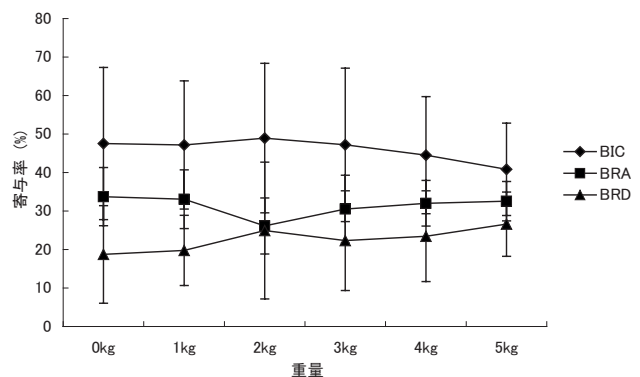


図3. 寄与率

±標準偏差で示す。寄与率は筋トルクと同様に平均値でBIC、BRA、BRDの順に大きな値を示し、BICは41~49%、BRAは31~34%、19~27%の間で推移した。二元配置分散分析から筋の要因に有意水準1%で有意差があったが、交互作用はなかった。また、Tukey-Kramerの多重比較の検定で0 kgにおけるBICとBRD間、1 kgにおけるBICとBRD間に有意水準5%で有意差が認められ、さらに2 kg以上では有意差がなく、重量負荷が大きくなるほど各筋の寄与率が一定の値へ収束する傾向がみられた。

肘関節屈曲における関節トルクはBIC、BRA、BRD以外の屈筋トルクでも発生するが、本研究ではBIC、BRA、BRDを主な肘屈筋群として扱ったためにBIC+BRA+BRDの総和による関節トルクが前腕部、手部の分節重量と重量負荷により発生する実際の関節トルクと異なる値となる可能性がある。そこで、被験者ごとに前腕部、手部の分節重量と重量負荷により発生する実際の関節トルクをZatsiorskyら<sup>9)</sup>の身体パラメータを参考に計算し、BIC+BRA+BRDの総和による関節トルクと分節と重量負荷により発生する関節トルクとの間の重相関係数を調べた結果、いずれの被験者も0.97以上の高い相関を示した。

## 考 察

本研究では肘屈曲の等尺性収縮課題における筋活動値を筋活動ベクトルとして、モーメントアーム、最大筋力の対角行列を利用して肘屈筋の筋トルクを計算した。その結果、重量負荷が増加するとBRA、BRDの筋トルクは有意に増加し、また、手部への重量負荷の程度に関わらず、平均値でBIC>BRA>BRDの順に筋トルクが大きい傾向がみられた。式(2)の $\mathbf{r} = \text{diag}(0.036, 0.018, 0.057)$ からモーメントアームはBRD>BIC>BRAの順に大きく、 $\mathbf{n} = \text{diag}(435.6, 987.3, 261.3)$ から最大筋力はBRA>BIC>BRDの順に大きいことになる。しかし、計算された筋トルクは平均値でBIC>BRA>BRDの順に大きい傾向となったことから、筋活動に対して筋力とモーメントアームを乗じた形で発生する筋トルクはモーメントアームよりも最大筋力でより影響が大きいと考えられる。また、BICに重量間で有意差が認められず、重量による変化が少なかった理由の一つとして標準偏差が大きく、各被験者でばらつきが大きかったことが挙げられる。BICは肩関節と肘関節をまたがる二関節筋であるため、BRAやBRDなどの単関節筋と比べると重量に対する制御方法が各被

験者で異なっていたのかもしれない。

筋トルクの総和(BIC+BRA+BRD)を関節トルクとみなして寄与率を計算したところ、平均値でBICは41~49%、BRAは31~34%、19~27%で推移し、筋トルクと同様にBIC、BRA、BRDの順に関節トルクに寄与していた。Kawakamiら<sup>10)</sup>はMRIの計測から生理的断面積(PCSA)とモーメントアームを調べ、BIC、BRA、BRDの肘屈曲トルクへの寄与率を検討し、BICで47%、BRAで34%、BRDで19%となり、BICの寄与率が最も高いと報告している。本研究でも同様の結果が得られたことから、BICは肘屈曲トルクに最も寄与が高いと考えられる。一方、0 kgのBICとBRD間、1 kgのBICとBRD間に有意差が認められ、さらに重量負荷が大きくなるにつれ、各筋の寄与率が一定の値へ収束する傾向がみられた。このことから、関節トルクに対する筋トルクの寄与率は各筋に一定に与えられているものでなく、状況の変化に応じて筋の寄与率を変化させるメカニズムが備わっていたことが示唆される。特に本研究のように重量負荷を変化させる肘屈曲の等尺性収縮の課題においては、重量負荷が軽い状態では筋トルクの大きさを各筋に分担させ、重量負荷が重くなるにつれ各筋の寄与率を一定の値に収束させ、重量負荷に対抗すべく各筋をより協同させる状態へと筋活動を調節するメカニズムが中枢神経系(CNS)に備わっていた可能性がある。

Kutchら<sup>11)</sup>は準最大等尺性収縮時の肘関節の屈曲・伸展における8つの筋の筋活動から主成分分析を用いて関節トルク値を産出し、計測により得られた関節トルク値と比較している。その結果、トルクの情報がないはずの筋活動から求められた関節トルクと計測により得られた関節トルクはほぼ一致し、CNSは要求する関節トルクの産出に伴う神経制御信号を作り出す能力があると結論づけている。本研究では、Kutchら<sup>11)</sup>とは異なり、筋活動ベクトルとモーメントアーム・最大筋力の対角行列を利用して筋トルクを求め、さらにその総和により関節トルクを計算したが、BIC+BRA+BRDの総和による関節トルクが重量による実際の関節トルクと高い相関を示したことから、筋活動をもとに計算された筋トルクは実際の関節トルクの値を反映していたことが示唆された。このことから、CNSからの筋活動信号にはモーメントアームや最大筋力といった筋のパラメータ値を含めた関節トルクに見合う最適な筋トルク値を産出する情報が備わっていた可能性がある。

本研究では、積分筋活動の値からモーメントアーム

ム、最大筋力の値を含む簡単な行列式から肘屈筋の筋トルク値を計算した。その上、計算された筋トルク値には実際の関節トルクと一致する結果が得られ、簡単な行列式を用いても筋活動から関節トルクを予測できる可能性が示唆された。今回、被験者は4名と少ないものの計測に際してはMerletti<sup>6)</sup>のEMG standardsを配慮したため、得られたデータは信頼できると考えている。しかし、本研究の課題は肘屈曲の等尺性収縮といった運動を伴わないシンプルなものであったため、運動を伴う課題へ結果の解釈を拡張するには検討の余地がある。そのため、今後は関節運動を伴う状態でも本研究での計算方法が適合できるかについて詳細に検討することが必要である。

## 文 献

- 1) Crowninshield RD, Brand RA: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* 14: 793-801, 1981
- 2) An KN, Kwak BM, Chao EY: Determination of muscle and joint forces: a new technique to solve the indeterminate problem. *J Biomech Engng* 106: 364-367, 1984
- 3) Buchanan TS, Shreeve DA: An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks. *J Biomech Eng* 118: 565-574, 1996
- 4) Murray WM, Delp SL, Buchanan TS: Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech* 28: 513-525, 1995
- 5) Pigeon P, Yahia L, Feldman AG: Moment arms and lengths human upper limb muscles as functions of joint angles. *J Biomech* 29: 1365-1370, 1996
- 6) Merletti R: Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol* 9: III - IV, 1999
- 7) Perotto A: Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk. 3rd ed. Charles C. Thomas, Springfield, pp30-107, 1994
- 8) Holzbaur KRS, Murray WM, Delp SL: A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann Biomed Eng* 33: 829-840, 2005
- 9) Zatsiorsky V, Seluyanov V: The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In Matsui H, Kobayashi K. (ed), *Biomechanics VIII - B. Human Kinetics, Champaign*, pp1152-1159, 1983
- 10) Kawakami Y, Nakazawa K, Fujimoto T, et al: Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *Eur J Appl Physiol* 68: 139-147, 1994
- 11) Kutch JJ, Buchanan TS: Human elbow joint torque is linearly encoded in electromyographic signals from multiple muscles. *Neurosci Lett* 311: 97-100, 2001

## Contributions of flexor torques relative to flexion torque during isometric contractions at the elbow

Toshiyasu Inumaru, Hisanori Kojima\*, Munehiro Ikuta,  
Junichi Shimizu, Katsuyuki Shibata, Seiji Nishimura