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

メタデータ	言語: jpn
	出版者:
	公開日: 2017-10-04
	キーワード (Ja):
	キーワード (En):
	作成者:
	メールアドレス:
	所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/11005

# 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1-5)。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±9.1(平均±標準偏差)歳、身長、体重はそれ ぞれ171.8±6.1 cm、60.0±4.6 kgであった。前腕部、 手部の長さはそれぞれ25.0±0.8 cm、19.4±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° 屈曲位、肘関節90° 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0kg、1kg、2kg、3kg、4 kg、5kgの6種類とした。筋活動の計測に際しては Merletti<sup>®</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200Hz、分解能12bit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 0kg、1kg、2kg、3kg、4kg、5kg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5Hzの2次の

金沢大学医薬保健研究域保健学系

<sup>\*</sup> 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。

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

ここで %*IEMG*は正規化された積分筋活動を示す。 *「taskEMG*は課題時の積分筋活動、*「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。

T = rne

(2)

ここで**T**=(*t*<sub>1</sub>, *t*<sub>2</sub>, *t*<sub>3</sub>)<sup>*T*</sup>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。**r**= diag(0.036,0.018,0.057)、**n**=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。**e**=(*e*<sub>1</sub>, *e*<sub>2</sub>, *e*<sub>3</sub>)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。



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。

$$C = \frac{t_i}{\sum\limits_i t_i} \times 100 \tag{3}$$

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0 kg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、1 kg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



±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0kgにおける BICとBRD間、1kg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2kg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 **r** = 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、n=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、1kg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 示したことより、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、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>60</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

- 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

- Murray WM, Delp SL, Buchanan TS: Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. J Biomech 28: 513-525, 1995
- 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, Murry WM, Delp SL: A model of the upper extremity for simulating muscloskeletal 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 WI B. Human Kinetics, Champaign, pp1152-1159, 1983
- 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
- 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