

可搬可能な計測器を用いた機能別実効筋力の計測方法

Measuring method of functional effective muscle strength using the compact and portable system

○ 高濱拓（大阪電通大） 万野真伸（大阪ハイテク）  
小出卓哉（大阪医専） 藤川智彦（大阪電通大）

Hiroshi TAKAHAMA, Osaka Electro-Communication University  
Masanobu MANNO, Osaka College of High Technology  
Takuya KOIDE, Osaka Isen College of Medical Care & Welfare  
Tomohiko FUJIKAWA, Osaka Electro-Communication University

Abstract: Until now, output force in human limbs have been discussed based on joint torque. However, We reported that the functional evaluation of effective muscular strength based on a muscle coordinate system consisted of bi-articular muscles and mono-articular muscles. In this presented the paper, the coordinated activity pattern of three pairs of antagonistic muscles, consisting of mono- and bi- articular muscles, contributed to control of the output force direction, and the output distribution at maximum effort was a hexagonal shape with the muscular strength for each pair of antagonistic muscles. In this study, under the theoretical back ground of the coordination of mono-articular muscles and bi-articular muscles, new simple measuring method of output force distribution characteristics using the compact and portable system was proposed and its validity was discussed.

Key Words: functional effective muscle strength, bi-articular muscles, mono-articular muscles, output force distribution

1. はじめに

スポーツにおける筋力向上やリハビリにおける機能回復の効果を数値的に計測し、把握することは非常に重要である。従来の一般的な筋力の評価方法には関節トルクが用いられているが、この方法では生体特有の二つの関節に同時に作用する二関節筋の出力（筋力）を定量化することができない。そこで、我々は一関節筋と二関節筋を含めた上肢の二関節リンクモデルの先端に発生する出力分布が六角形の形状となることに着目し、その六角形の形状から一関節筋と二関節筋によって発揮される先端部の出力を機能別実効筋力と定義し、この機能別実効筋力により、二関節筋の筋力も個別に評価できることを提示した。しかし、この機能別実効筋力の計測は先端出力の最大力4点と静的条件の保持が必要であるため、体幹を堅固に固定する必要があり、計測装置もそれに依って大きくなっていった。そこで、本研究は可搬可能な小型の計測器を用いた上肢上腕部の機能別実効筋力を計測する手法を提案し、その提案した手法による機能別実効筋力の評価をおこなった。

2. 一関節筋と二関節筋による上肢先端の出力特性

ヒト上肢先端の手根関節(W)に発生する力  $F(F_x, F_y, \theta_f)$  と肩関節(S)の一関節筋(f1,e1)の筋力  $(u_{f1}, u_{e1})$ 、肘関節(E)の一関節筋(f2,e2)の筋力  $(u_{f2}, u_{e2})$ 、上腕部の二関節筋(f3,e3)の筋力  $(u_{f3}, u_{e3})$  の関係を図1の二関節リンクモデルを用いて求めた。姿勢条件である上腕長を  $l_{SE}$ 、前腕長を  $l_{EW}$ 、肩関節角度を  $\theta_s$ 、肘関節角度を  $\theta_e$  とし、各筋  $f_i, e_i (i=1,2,3)$  が関節に作用するモーメントアームを  $r_i (i=1,2,3)$  とすると、先端出力  $F_x, F_y$  は、

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = J^{-1} \cdot \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} u_{f1}-u_{e1} \\ u_{f2}-u_{e2} \\ u_{f3}-u_{e3} \end{bmatrix},$$

$$J = \begin{bmatrix} l_{SE} \cos \theta_s + l_{EW} \cos(\theta_s + \theta_e) & l_{SE} \sin \theta_s + l_{EW} \sin(\theta_s + \theta_e) \\ l_{EW} \cos(\theta_s + \theta_e) & l_{EW} \sin(\theta_s + \theta_e) \end{bmatrix}. \quad (1)$$

となる。この式(1)より、各筋  $f_i, e_i (i=1,2,3)$  ごとの先端出力である機能別実効筋力  $F_{fi}, F_{ei} (i=1,2,3)$  とその角度  $\theta_f$  は、手根関節角度を  $\theta_w$  とすると、

$$F_{f1} = \frac{r_1 u_{f1}}{l_{SE} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = \theta_w), \quad F_{e1} = \frac{r_1 u_{e1}}{l_{SE} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = 180^\circ + \theta_w),$$

$$F_{f2} = \frac{r_2 u_{f2} (l_{SE} \sin \theta_s + l_{EW} \cos \theta_w)}{l_{SE} l_{EW} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = 180^\circ),$$

$$F_{e2} = \frac{r_2 u_{e2} (l_{SE} \sin \theta_s + l_{EW} \cos \theta_w)}{l_{SE} l_{EW} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = 0^\circ),$$

$$F_{f3} = \frac{r_3 u_{f3}}{l_{SE} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = 90^\circ + \theta_s), \quad F_{e3} = \frac{r_3 u_{e3}}{l_{SE} \sin \theta_e} \quad (\theta_f = 270^\circ + \theta_s) \quad (2)$$

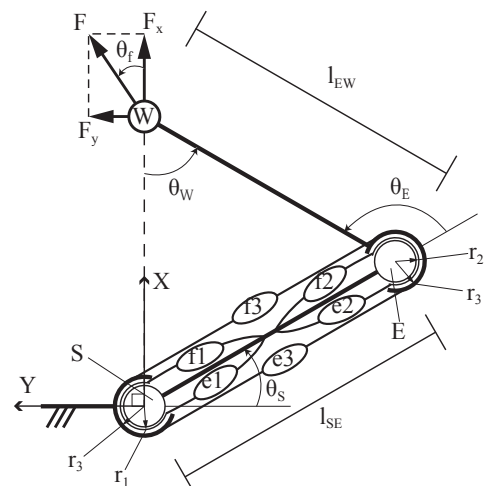


Fig.1 Two joint link model with the three pairs of antagonistic muscles

となる。この式(2)より、リンク条件と筋力が同じ場合 ( $l_{SE}=l_{SE}=l, u_{Ei}=u_{Ei}=u$ ) の姿勢変化に伴う出力分布を求めると図2の細線の六角形となる。出力分布は上肢全体が伸展するに伴い、伸展方向に大きくなり、その垂直方向には小さくなることわかる。本研究は体幹を堅固に固定しない装置を用いるため、計測時に体幹のズレが発生することを考慮し、手根関節(W)と肩関節(S)がリンク長の10%移動する場合の出力分布を求めると、図2の太線の六角形となった。この場合の条件も同じ ( $l_{SE}=l_{SE}=l, u_{Ei}=u_{Ei}=u$ ) とした。これより、上肢全体が伸びるほど差異が大きくなり、もっとも差異がない姿勢は肘関節角度  $\theta_E$  が  $120^\circ$  となる姿勢であることがわかった。また、手根関節に発揮するすべての方向の力もほぼ均等であることがわかった。

### 3. 可搬可能な計測器による機能別実効筋力の算出

可搬可能な計測器を用いる堅固な固定を必要としない場合、すなわち、姿勢条件の影響がもっとも少ない可能性がある肘関節角度  $\theta_E$  が  $120^\circ$  となる姿勢を基準に最大出力を計測した。この条件での最大出力  $s$  はすべての方向における出力がほぼ均等であるため、六角形の中心方向とし、力方向  $\theta_f$  が約  $30^\circ, 90^\circ, 120^\circ, -30^\circ, -90^\circ$  の5点の出力点より六角形を近似した。被験者は2名とし、6日間を連続して計測した。その1名の実験結果を図3に示す。●は各方向の出力の平均値である。この平均値を用いて、近似した六角形も図3中に示す。この六角形の辺の長さより、 $F_{E1}+F_{E2}=198.58[N]$ 、 $F_{E2}+F_{E3}=226.88[N]$ 、 $F_{E3}+F_{E4}=136.24[N]$  であることがわかる。しかし、このままでは個別の機能別実効筋力を求めることができないため、二関節筋ペアの解剖学的特徴である起始・停止が点であること、実際の筋断面積の計測値に近いことなどから、 $F_{E2}=F_{E3}=68.12[N]$  とすると、 $F_{E1}=128.74[N]$ 、 $F_{E2}=69.84[N]$ 、 $F_{E3}=157.94[N]$ 、 $F_{E4}=68.94[N]$  と算出することができる。また、同一の被験者による日々の変化を

確認する条件では、六角形の変化を直接確認できるため、このような処理でも影響は出ないと考えられる。

### 4. ヒト上肢の計測値を用いた検証

可搬可能な計測器を用いる場合は六角形の算出源となる5点非常に重要となる。そのため、筋力変化が生じる場合でも六角形の辺の中心付近を計測できていることを確認する必要がある。そこで、前節の6筋の機能別実効筋力の数値を用いて、計測時に体幹のズレが発生した場合、すなわち、手根関節(W)と肩関節(S)がリンク長の10%移動する場合の出力分布を図4に示す。図4の細線が姿勢変化の影響がない場合、太線が姿勢変化の影響がある場合である。図2で示した結果とほぼ同様の傾向が得られ、六角形の形状が変化しても、肘関節角度が  $\theta_E=120^\circ$  となる姿勢で、六角形の中心方向である力方向が約  $30^\circ, 90^\circ, 120^\circ, -30^\circ, -90^\circ$  の5点を計測することが最も有効であることが確認できた。

### 5. おわりに

ヒト四肢の二関節筋を含めた生体内力を簡易な固定で計測する手法を提案し、その手法における機能別実効筋力を算出した。その結果、姿勢の影響を受けにくい肘関節外角度  $120^\circ$  の姿勢が最も有効であることが明らかになった。また、理論値だけでなく、実際の計測値でも同様の結果を得ることができ、このような可搬可能なシステムを構築することで、二関節筋の筋力を含めた評価手法を容易に使用できると考えている。

### 参考文献

- 1) 大島徹，鳥海清司，藤川智彦，熊本水頼：一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力 出力分布特性（関節トルクによる力出力分布との相違），精密工学会，精密工学会誌，第73巻，4号，(2007)，pp. 492-497.

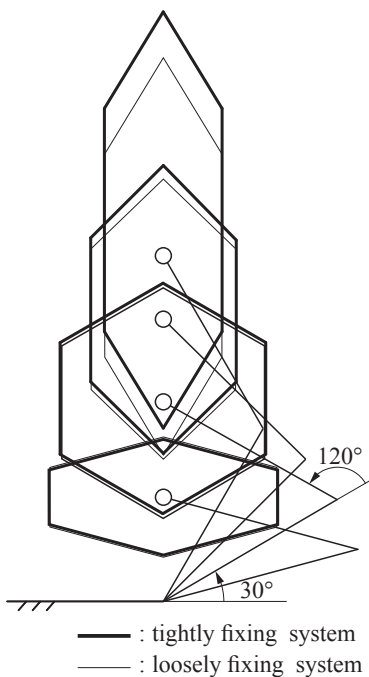


Fig.2 The hexagonal output force distribution with the changes of the posture condition

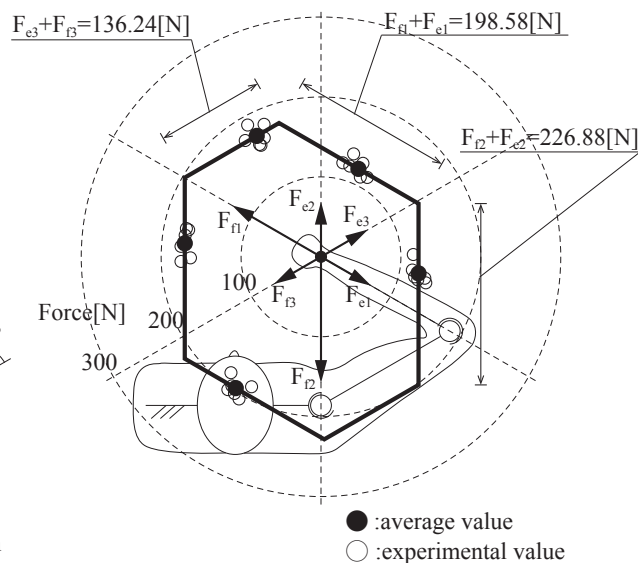


Fig.3 The hexagonal output force distribution composed of five actual measurements of output force

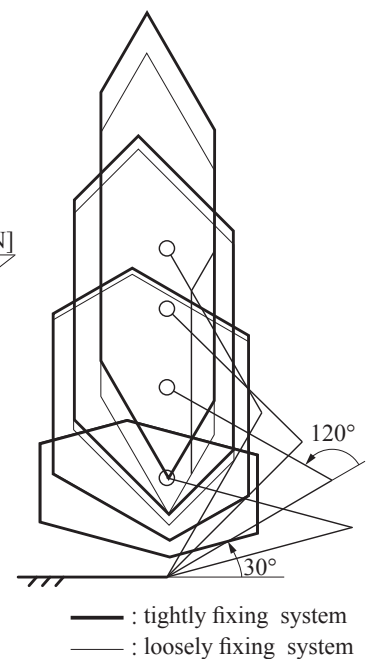


Fig.4 The experimental hexagonal distribution with the changes of the posture condition