

一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による 機能別実効筋力評価*

－出力分布の簡便な測定法－

大島 徹** 藤川 智彦*** 熊本 水頼†

Functional Evaluation of Effective Muscular Strength Based on a Muscle Coordinate System
Composed of Bi-articular and Mono-articular Muscles
－ Simplified Measurement Technique of Output Force Distribution －

Toru OSHIMA, Tomohiko FUJIKAWA and Minayori KUMAMOTO

It has been previously reported that the output force distribution at the wrist demonstrated in a hexagonal shape, and the conventional joint coordinate system discussed with only joint torque could not explain human output force characteristics. The results obtained in the present experiments were: 1) Characteristics of the hexagonal output force distribution made it possible to estimate the hexagonal shape from only four measured output points. 2) All estimated hexagonal shapes of the subjects employed showed sufficient reproducibility and reliability, and could represent the output force characteristics of each subject. 3) Individual functional effective muscular strengths could be evaluated from the hexagonal output force distribution. And, this technique can be applied effectively to the field of rehabilitation or sport where the evaluation of muscle strength is needed.

Key words: human arm, muscle strength, output force distribution, reproducibility, reliability

1. 緒 言

介護・介助機器などヒトの筋力を補助するための機器の開発やヒトの筋力を効果的に発揮するためのスポーツ用具の開発が、リハビリテーション工学やスポーツ工学、さらには人間工学など身体運動学に基礎を置く分野において盛んになされている。これらの分野において、上肢や下肢の2次元的な2関節2自由度（肩関節と肘関節、股関節と膝関節）の運動は基本的な運動のひとつであり、発揮されるリンク先端（手、足）の出力と筋力の関係を論じることは最も基本的なことである。

リンク先端の出力は容易に測定できるが、筋力を直接測定することは困難であるため、生体外から測定できる関節トルクを筋力とすることのほうがより一般的である¹⁾。しかし、筋力評価の立場からは、従来の関節トルクによる筋力評価と実際の運動が結びつかないといった指摘がなされてきた²⁾。

そこで、2関節2自由度のリンク機構の運動に対して有効に貢献する3対6筋を、実際に複雑に存在する筋から限定することで、運動制御の観点から筋座標系と作業座標系の関係が論じられてきた³⁾。さらに、その3対6筋を機能別実効筋と称し、それらの筋力を機能別実効筋力^{4)~6)}と定義した。ここでは、機能別実効筋力の評価装置を開発し、詳細にリンク先端の出力と機能別実効筋力の関係を調べることで、従来は楕円形や卵形といったように曖昧に表現されていたリンク先端の出力分布は、3対6筋の機能別実効筋による出力分布とすることで六角形で

表現できること、出力分布より3対6筋の機能別実効筋力の推定が可能であることが理論的に述べられている。さらに、従来の関節トルクを測定する筋力評価の手法には限界があることを明らかにし、特に、ここで定義された六角形の出力分布と、従来の関節トルクから求めた四角形の出力分布では、最大出力の方向に大きな違いが生じてくるといった矛盾が指摘され、その有効性が述べられている。

しかし、上記の方法で出力分布を測定し、さらにそれから筋力を求めるまでには、被験者は最大努力の下で押し引きの運動をあらゆる方向に行うために、測定回数が非常に多く、被験者の疲労により実用性に乏しい。真の値が不明な筋力など生体の値を推定する場合、複数の被験者の平均値を求めるには、被験者数を多くし、生体の持つ曖昧さをできるだけ排除するのが一般的である。しかし、個々の被験者の値を求めるためには、疲労をまねくような測定回数が増大は、その再現性や信頼性を大きく減少させる。

本研究は、被験者に対して負担の少ない簡便な出力分布の測定法を提案し、その再現性や信頼性について検討するものである。

2. 機能別実効筋力と出力分布^{4)~6)}

図1に3対6筋の機能別実効筋 $f_1, e_1, f_2, e_2, f_3, e_3$ とこれによる出力分布を示す。機能別実効筋の最大筋力より発生する関節トルクを機能別実効筋力 (Functional Effective Muscular Strength: FEMS) $T_{f1}, T_{e1}, T_{f2}, T_{e2}, T_{f3}, T_{e3}$ と定義した。ここで、肩関節と肘関節の発生トルクを測定しても二関節筋 f_3, e_3 によって、6筋を分離することはできない。そこで、6筋による系先端の六角形の出力分布から機能別実効

* 原稿受付 平成12年8月10日

** 正会員 富山県立大学工学部(富山県射水郡小杉町黒河5180)

*** 正会員 富山商船高等専門学校(新潟市海老江練合1-2)

† 正会員 イメージ情報科学研究所(東京都文京区本郷5-26-4)

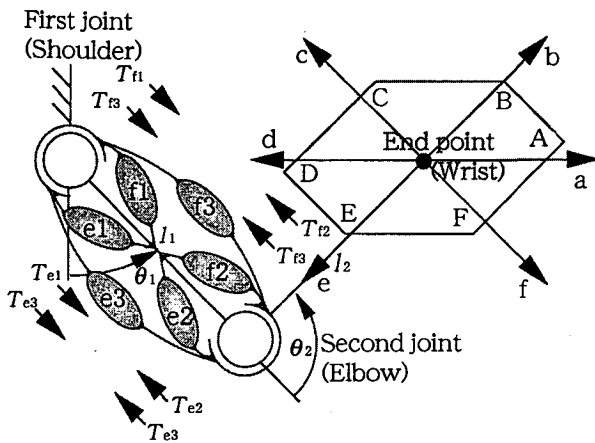


Fig. 1 Output force distribution and functional effective muscular strengths

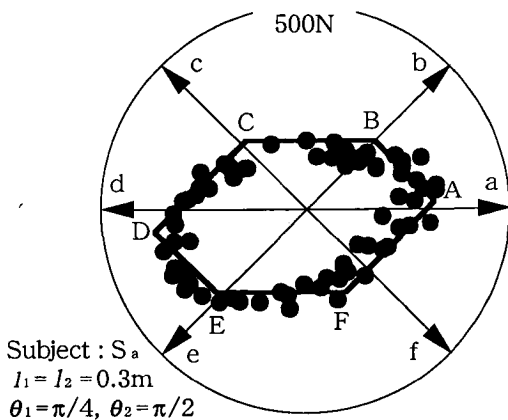


Fig. 2 Hexagonal output force distribution

筋力を推定することが試みられた。六角形で近似された出力分布の例を図2に示す。ここで、a, b, c, d, e, fは上肢の姿勢によって規定される方向である。また、A, B, C, D, E, Fは出力分布の六角形の頂点である。図2の出力分布より、六角形の頂点と求められた6筋の機能別実効筋力の値を表1に示す。

以上のような方法で、出力分布から機能別実効筋力を推定することが可能である。ヒト上肢の出力分布は、図3に示すように被験者の体幹をベルトでシートに固定し、任意の関節角度が得られる位置に配置した力センサに固定したグリップを把持し、出力の大きさとその方向を測定することで得られる。被験者にはモニタにて力の方向をターゲットとして、1~2秒間最大の力を発揮するように指示する。しかし、このように出力分布を六角形で表現するためには、任意の方向の数十点の測定点(出力)を必要とする。この方法では、被験者に大きな疲労が生じるために実用的な方法とは言い難い。

3. 実験

3.1 出力分布の測定・処理方法

出力分布を表す六角形は、辺の傾きは上肢の姿勢による方向に、辺の長さは作業座標系に換算した拮抗する機能別実効筋力の和によって規定される。これより、六角形を構成するためには、辺あるいは頂点に重複しない最低4点の測定点が必要となる。さらに、図3に示す測定装置において、ホールド性のよいシートを用い、5点式のベルトで体幹を確実に固定したことで、

Table 1 Functional effective muscular strength

FEMS N·m	T_{fi}	T_{e1}	T_{f2}	T_{e2}	T_{f3}	T_{e3}
Subject						
Sa	34.1	48.7	33.4	23.4	12.0	24.0

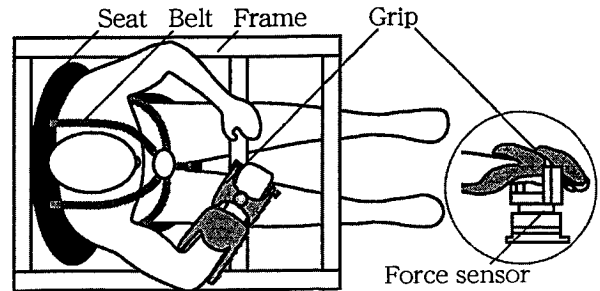


Fig. 3 Apparatus for functional effective muscular strength testing

体幹側の筋の影響を、また、グリップを改良したことで前腕および手部の筋の影響を受けないように改良し、測定の正確さを増した。

図4 (a) ~ (c) に六角形の辺あるいは頂点に重複しない前後左右の4点の測定点で幾何学的に六角形を構成する3つの方法を示す。また、前後左右の方向は、被験者が感覚的に力を発揮しやすい方向でもある。前後左右へ最大努力で力を発揮した4点の測定点を F_1, F_2, F_3, F_4 とする。

図4 (a) に示す方法1では、前方の F_1 を六角形の頂点Aとし、後方の F_2 を頂点Dとする。 F_1 (A), F_2 (D), F_3 の3点によって得られる六角形と、 F_1 (A), F_2 (D), F_4 の3点によって得られる六角形の平均として辺BC, EFを求める。ここでは、前後方向 F_1, F_2 は六角形の頂点A, Dであり、左右方向の測定点 F_3, F_4 は平均化される。

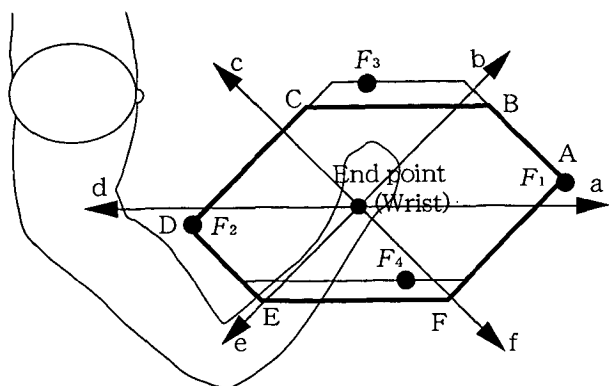
図4 (b) に示す方法2では、前方の F_1 を六角形の頂点Aとし、 F_3 を辺BC上の点、 F_4 を辺EF上の点とする。さらに、後方の F_2 を含むように六角形を構成する。ここでは、前方の F_1 は六角形の頂点Aであり、後方と左右方向の3つの測定点 F_2, F_3, F_4 は六角形に含まれる。

図4 (c) に示す方法3では、後方の F_2 を六角形の頂点Dとし、 F_3 を辺BC上の点、 F_4 をEF上の点とする。さらに、前方の F_1 を含むように六角形を構成する。ここでは、後方の F_2 は六角形の頂点Dであり、前方と左右方向の3つの測定点 F_1, F_3, F_4 は六角形に含まれる。

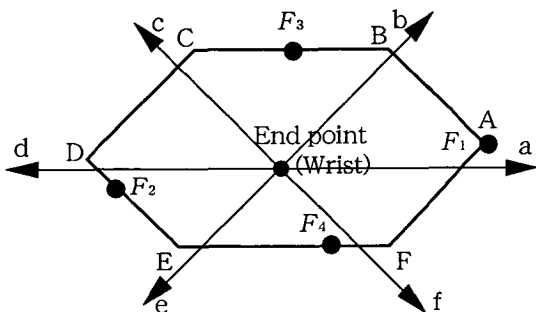
図4 (a) ~ (c) より、測定点と同じであっても処理方法によって出力分布を表す六角形の形状が異なることがわかる。

これらの出力分布の処理方法のうち最適な方法を選択するために、被験者は健康な成人男女各5名(男性被験者: S_a, S_b, S_c, S_d, S_e , 女性被験者: S_f, S_g, S_h, S_i, S_j)とし、5日間で毎日1回の実験を繰り返した。この間、被験者の姿勢が一定 ($\theta_1 = 45^\circ, \theta_2 = 90^\circ$) となるように、それぞれの被験者に対してシートの位置や傾きを調整し、一定条件のもとで慎重に測定を行った。さらに、図5に示すように六角形を構成する前後左右方向の4点 $F_1 \sim F_4$ 以外に、任意の方向の4点 $F_5 \sim F_8$ を測定した。

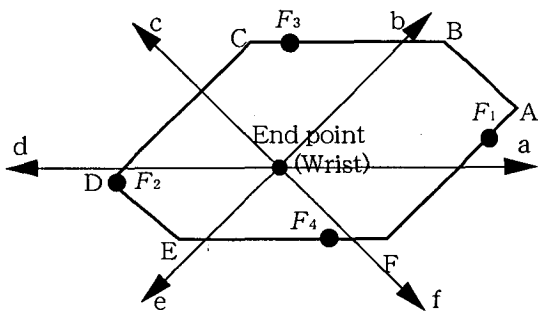
前方の測定点の大きさ F_1 とその方向 θ_{f1} の平均値とばらつきを図6に示す。最大で $\pm 100\text{ N}$, $\pm 10^\circ$ 程度のばらつき



(a) Method 1



(b) Method 2



(c) Method 3

Fig. 4 Estimation methods of output force distribution

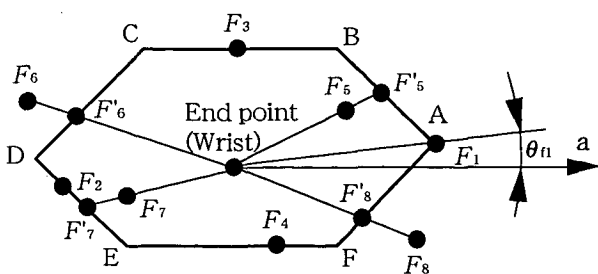


Fig. 5 Measuring points for testing the methods

がみられる。この程度の大きさのばらつきは対象がヒトであることから当然生じてくるものと考えられる。次に、4点の測定点 $F_1 \sim F_4$ を用いて六角形の出力分布を3つの方法で求めた。さらに、図5に示すような任意の方向の4点 $F_5 \sim F_8$ とそれに相当する近似値(六角形の辺上の値) $F'_5 \sim F'_8$ の差を求め、この差が前方の測定点の大きさ F_1 のばらつきの範囲内に収まるか否かを検討するために、平均値を100%として正規化したのが図7である。図中、斜線は F_1 の大きさの

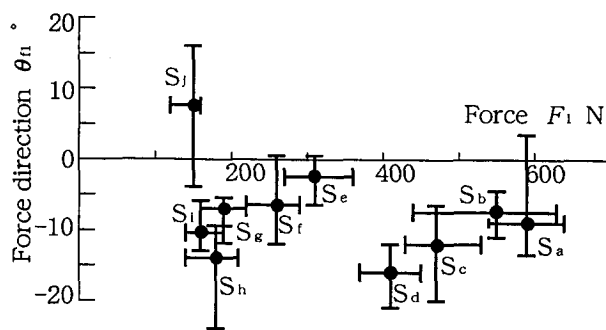


Fig. 6 Dispersions of F_1

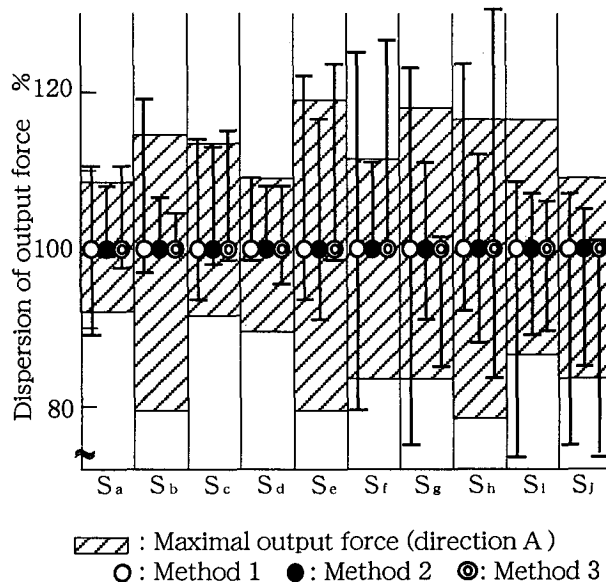


Fig. 7 Examination of the estimation methods

ばらつきを示し、○は方法1、●は方法2、◎は方法3である。

すべての被験者において方法2が F_1 のばらつきの範囲内に収まっていることを示す。方法1では左右方向の測定点 F_3 , F_4 が平均化されるためばらつきが大きくなると考えられる。また、D点を推定する方法2のほうがA点を推定する方法3よりも実際の値に近い六角形の出力分布を近似できると考えられる。特にこれは、後方であるD点だが、被験者によっては他の方向に比べて方向を定めていく、ばらつきが大きいことにも起因すると思われる。

これより、六角形の出力分布は、前後左右の4点を測定し、処理方法には方法2を用いることとした。

3.2 出力分布の評価

図8は、前後左右の4点の測定方法2により得られた出力分布の六角形のうち特徴的な4人の被験者(男性被験者: S_b, S_d , 女性被験者: S_h, S_j) の各5回の出力分布の結果をあげたものである。

前後左右の4点の測定点でこのような出力分布を表示することに大きなメリットがあると考えられる。

また、個々の被験者において非常にばらつきの小さい出力分布を示していることがわかる。これは、測定装置の改良とともに、出力分布の測定・処理方法が適切であったためと考えられる。こららのことを確認するために、出力分布の評価を試みた。

六角形の出力分布という真の値が未知なものを評価するため

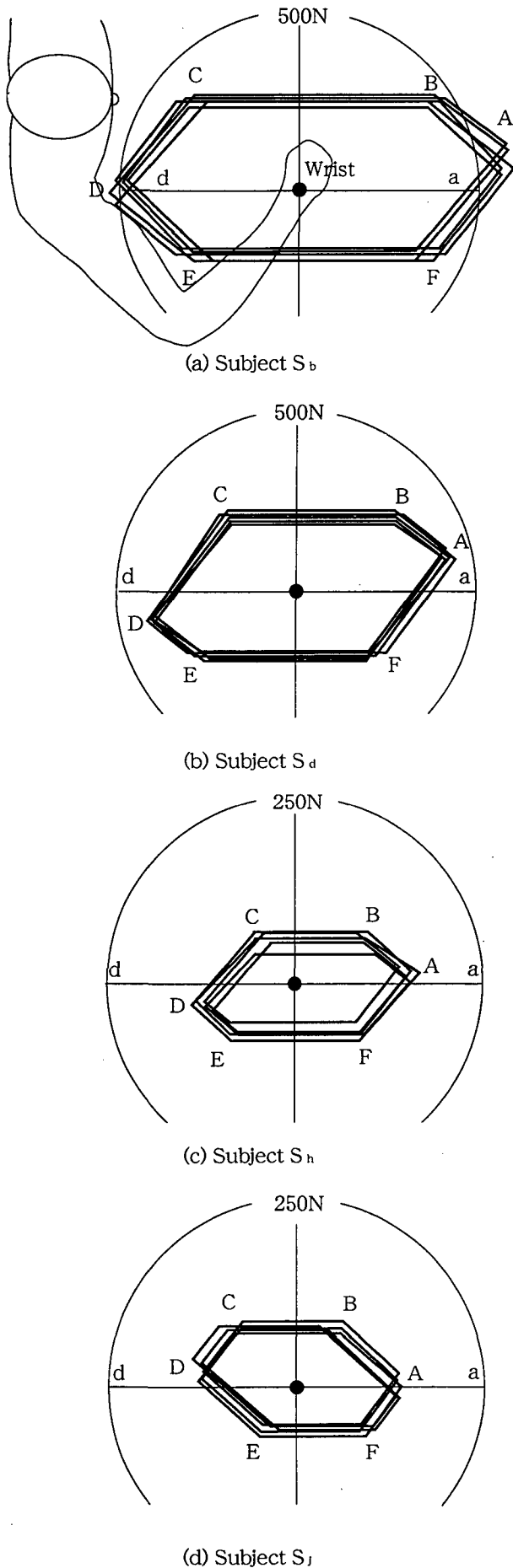


Fig. 8 Output force distribution (subject: S_b, S_d, S_h, S_j)

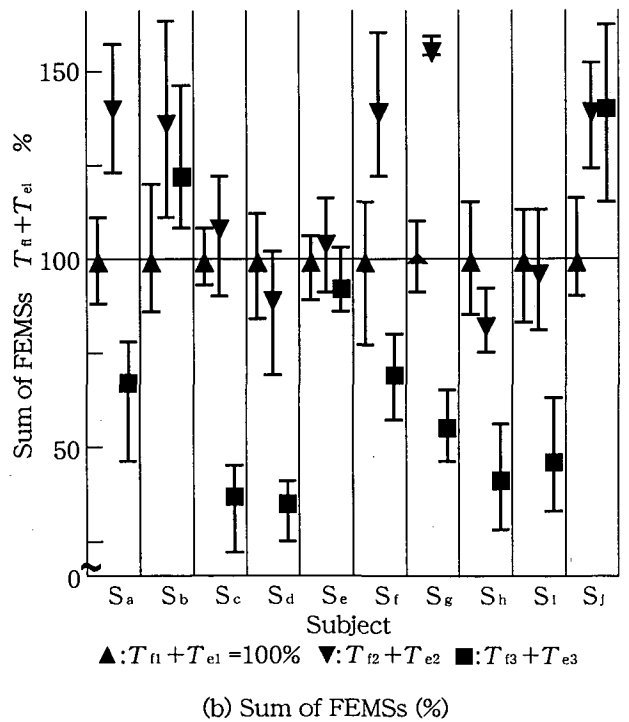
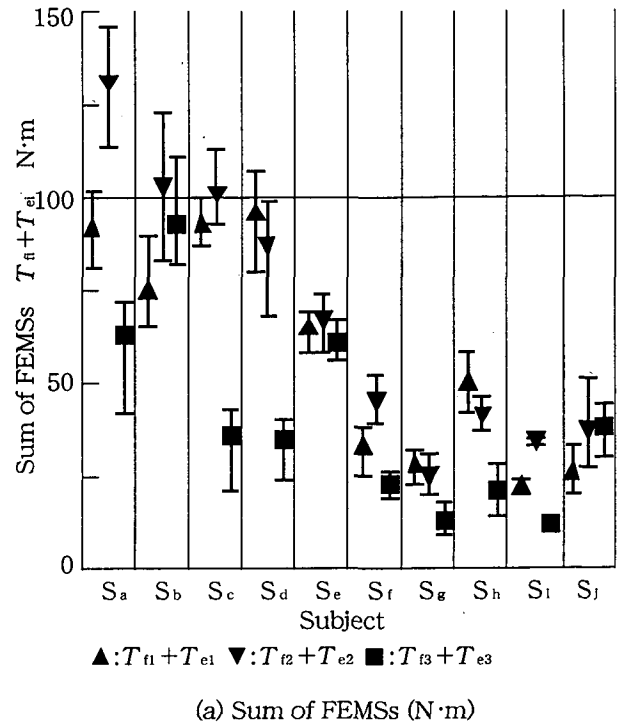


Fig. 9 Sum of functional effective muscular strengths

には、その再現性や信頼性について、分散分析表⁷⁾を用いて統計的に行う方法が考えられる。六角形の各辺の長さは作業座標系に換算した拮抗する機能別実効筋力の和によって規定される。従って、機能別実効筋力の和の値からの評価を試みた。図9(a)に、出力分布より得られた各被験者の3対の拮抗する機能別実効筋力の和を示す。図9(b)には、肩の一関節筋である拮抗する機能別実効筋力の和 $T_{f1} + T_{e1}$ を100%として正規化した他の2対の拮抗する機能別実効筋力の和を示す。これらより、被験者を10名、それぞれの実験回数を5回とし、分散分析表の数値を求めた。

Table 2 Variance analysis table

$T_{f1} + T_{e1}$	Sum of square	Degree of freedom	Unbiased variance	Variance ratio
Subjects	38875.80	9	4208.20	122.52
Times	121.48	4	30.37	0.88
Error	1236.50	36	34.35	
Total	39233.80	49	800.69	

Table 3 Evaluation of measuring and evaluation method

	$T_{f1} + T_{e1}$	$T_{f2} + T_{e2}$	$T_{f3} + T_{e3}$
Variance ratio by subjects (V_0)	122.52	133.54	87.27
Variance ratio by measurement times (V_1)	0.88	0.89	0.61
Coefficient of reliability (R)	0.98	0.98	0.97

同一被験者の値の変動(実験の繰返しによって生じる値の変動, すなわち誤差の変動), 被験者間の個人差(被験者の差異によって生じる変動)を肩の一関節筋である $T_{f1} + T_{e1}$ に関して評価した分散分析表を表2に示す。また, このようにして得られた機能別実効筋力の和に関する評価値である被験者間の個人差 V_0 , 同一被験者の値の変動 V_1 , さらに信頼性を評価する係数である信頼性係数 R の値を表3に示す。

表3より, $V_0 > V_{36}^9$ (危険率0.05) = 2.15 であることから個人の柔軟性の個人差を評価するに足る値が得られること, また, $V_1 < 1.00$ であることから, 値の変動は十分誤差の範囲内に入ること, さらに, $R = 0.97 \sim 0.98$ であることから十分に信頼できる値であることがわかる。したがって, 提案する手法は被験者の特性が十分に得られ, 再現性および信頼性も十分に満足しているものと考えられる。

3.3 機能別実効筋力の推定

以上のように, 出力分布より機能別実効筋力の和を求めることは可能であるが, それぞれ機能別実効筋力を独立に求めることは現在では困難である。実験的にはMRIにより拮抗する筋の横断面積の比から推定する方法⁵⁾や筋電図により拮抗する筋の活動の交替する出力の方向から推定する方法⁶⁾などが試みられているが, 被験者に与える負担を考えると実際的な方法ではない。

ここでは, 拮抗する機能別実効筋力の差の総和,

$$s = \sum_{i=1}^3 |T_{fi} - T_{ei}| \quad (1)$$

を最小にするという評価関数⁵⁾を用いて, 図8に示した特徴的な4例の被験者の機能別実効筋力を求めた。その結果を表4に示す。

このように, 出力分布が近似できれば3対6筋の機能別実効筋力の値を容易に推定することが可能であるが, 評価関数⁵⁾の信頼性の検討, あるいは他の手法の検討が必要であると考えられる。

Table 4 Functional effective muscular strength

(subject: S_b, S_d, S_h, S_j)

FEMS N·m	T_{f1}	T_{e1}	T_{f2}	T_{e2}	T_{f3}	T_{e3}
Subject S_b	49.6	16.8	54.3	54.4	67.8	26.5
S_d	54.4	26.4	41.3	41.2	16.7	13.7
S_h	26.8	22.7	18.8	18.8	14.4	11.0
S_j	13.8	11.8	20.9	20.9	24.2	14.7

4. 結 言

従来は, 出力分布を求めるためには, 膨大な実験値を必要とすること, 理論的背景が不明確であったことから, 一般的なヒトの出力分布の例として楕円形や卵形で示されることが多かった。また, このようにヒトを対象とした場合, 一般には実験回数を多くすることでばらつきを最小限に控えようとするが, 逆に疲労によりばらつきを増大することもあり得る。

そこで, 明確な理論的背景のもとで, 測定時間と被験者の疲労を軽減し, 4点の測定点で六角形の出力分布を得るための簡便な測定法を提案し, その再現性および信頼性について検討した。その結果, 本手法は, 十分に再現性および信頼性も満足する手法であることが明らかとなった。

さらに, 明確な理論的背景のもとでは, 曖昧なヒトを対象とした場合であっても, 従来のような膨大な実験回数を必要としないことなど, 観察を主にした身体運動学などの分野においても理論的背景を明確にすることが重要であると考えられる。

今後は, 出力分布から機能別実効筋力を推定する評価関数の検討により, 推定した機能別実効筋力の信頼性を評価するとともに, 本成果のリハビリテーションやスポーツの現場への適用を目指す。

謝 辞

本研究の一部は日本科学協会笹川研究助成金を受けて行われたものであること, また, 一連の実験は島田育弘氏(株)スギノマシン)によって行われたことを付記し, 謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) 臨床歩行分析研究会編: 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版, (1997) 205.
- 2) L. R. Amundsen (高橋正明 監訳): 筋力検査マニュアル(機器検査から徒手検査まで), 医歯薬出版, (1996) 77.
- 3) 大島 徹, 藤川智彦, 熊本水頼: 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系によるロボットアームの機能的特性—筋の収縮力とロボットアームの粘弾性, 精密工学会誌, 66, 1 (2000) 141.
- 4) 大島 徹: 身体運動学体系への二関節筋座標系の導入(機能別実効筋力評価システムと人体モデル開発の展望), 精密工学会分科会生体機構制御研究会発足記念研究会講演集, (1999) 12.
- 5) 大島 徹, 島田育弘, 大塚 滋: 機能別実効筋力評価装置開発経過報告, 精密工学会分科会生体機構制御研究会第3回研究会講演集, (1999) 2.
- 6) 大島 徹, 藤川智彦, 熊本水頼: 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価—筋力と四肢先端の出力, 精密工学会誌, 65, 12 (1999) 1772.
- 7) 松浦義行: 体力測定法, 朝倉書店, (1983) 15.