

別 刷

# 計測自動制御学会 論文集

年 第 卷 第 号

---

(P. ~P. )

---

---



社団法人 計測自動制御学会

## 生体関節トルク特性を考慮した下肢操作特性の解析

田 中 良 幸\*・山 田 直 樹\*\*

正 守 一 郎\*\*・辻 敏 夫\*

### Manipulability Analysis with Human Joint-Torque Characteristics of the Lower Extremity

Yoshiyuki TANAKA\*, Naoki YAMADA\*\*,  
Ichiro MASAMORI\*\* and Toshio TSUJI\*

This paper proposes a new evaluation method for human multi-joint movements by inspiring human joint-torque characteristics into the manipulability measurements developed for robotic mechanism. A human realizes flexible and skillful movements by controlling his/her musculoskeletal system and the interactive force with environments appropriately. This paper, first, investigates human joint-torque in the lower extremities and reveals its characteristics depending on joint-angle and rotation-direction. Next a quantitative performance index based on human joint-torque characteristics is proposed. The effectiveness of the proposed method is then demonstrated on leg movements in sitting a seat.

**Key Words:** Human movements, human joint-torque characteristics, manipulability analysis

#### 1. はじめに

われわれは作業内容や作業環境に応じて身体各部位の姿勢や力を調節し、実に多様で柔軟性に富んだ巧みな運動を実現している。自転車のペダルを踏む動作を例に挙げると、ペダルを踏み込みやすい姿勢では大きな負荷を感じないで効果的な運動ができるし、急な坂道など極度に大きな負荷を感じる場合には、ペダルをつま先で踏んで足首の関節トルクを利せることで効率的に大きな力をペダルに伝達して対応できる。また、自動車の運転においては適切な脚姿勢となる座席位置を設定することにより、安定したペダル操作が可能となる。このように、運動時の姿勢と関節トルクの間には密接な関係があり、人間の操作能力に大きな影響を与える。したがって、人間の操作能力を解析する際には、姿勢だけでなく、関節トルクを制御する筋の特性も考慮する必要がある。

ロボット工学の分野では、多関節リンク機構の操作能力を運動学的および動力学的な観点から定量的に評価する方法<sup>1)~3)</sup>がすでに確立されている。そして、その手法を用いて人間の運動制御メカニズムの解析<sup>4)</sup>や福祉機器・装具の操作性評価<sup>5)</sup>を試みた研究が報告されている。しかしなが

ら、これらの方法ではリンク機構の操作性に影響を与えるのは基本的に姿勢であり、人間の筋の特性までを考慮して解析評価をすることはできない。そのため、人間の運動解析に対する評価手法としては、必ずしも適切であるとはいえない。

一方、これまでに人間の関節トルク特性に着目した研究がいくつか報告されている。下肢関節に関して、たとえば、山崎ら<sup>6)</sup>は一定の関節角度において最大努力にて発揮させた関節トルクを計測し、性差、年齢差による影響を検討している。また、佐藤ら<sup>7)</sup>は、関節角度を変化させて等尺性収縮における最大随意筋力を計測している。そして、三浦、久本ら<sup>8)</sup>は、高齢者を中心として下肢の単関節運動における最大努力時の関節トルクを計測し、各関節トルクの関節角度依存性について報告している。しかしながら、これらの従来研究では単関節運動における関節トルク特性の計測と特徴解析を目的としており、多関節運動における人間の操作能力を解析評価しようとするものではない。

そこで本論文では、生体の関節トルク特性を考慮した可操作性を新たに定義するとともに、人間の多関節運動における操作能力に対する定量的な評価手法を提案する。そのためにまず、健康者の下肢関節における各関節運動の主動作筋のEMGレベルを一定に保たせた状態で発揮させた等尺性筋収縮時の関節トルクを計測し、各関節トルクの関節角度依存性を解析する。そして、関節可動域内における最大関節トルクが関節角度によって大きく変化すること、またその大きさが回転運動の方向に関して正負非対称となることを明らかにする。つぎに、計測結果に基づいて各関節トルク特性をモ

\* 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山 1-4-1

\*\* マツダ（株） 広島県安芸郡府中町新地 3-1

\* Graduate School of Engineering, Hiroshima University,  
1-4-1 Kagamiyama, Higashi-hiroshima

\*\* Mazda Motor Corp., 3-1, Shinchu, Fuchu-cho, Aki-gun  
Hiroshima

(Received July 14, 2003)

(Revised February 16, 2004)

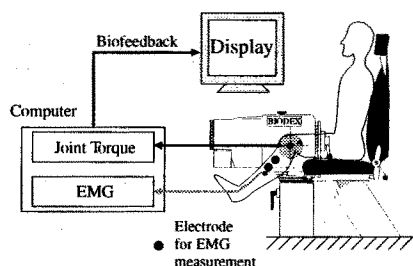


Fig. 1 Experimental apparatus

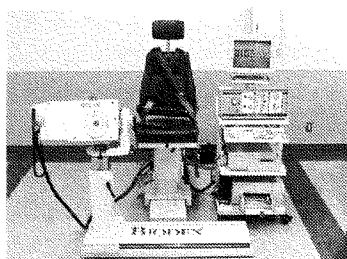


Fig. 2 BIODEx-SYSTEM-2AP

デル化し、それらを考慮に入れた新しい評価法を提案する。そして最後に、提案法を用いて下肢多関節運動における足先力の操作特性を解析評価し、本手法の有効性を示す。

## 2. 関節トルク計測実験

### 2.1 実験装置

Fig. 1 に本システムの概要を示す。本システムは関節トルク計測部、EMG 計測部、被験者に計測結果をフィードバックする表示用ディスプレイから構成される。トルク計測部には Fig. 2 に示す BIODEx-SYSTEM-2AP (BIODEx MEDICAL SYSTEMS INC, 最大トルク: 610 [Nm], 最大角速度: 7.854 [rad/s]; 以下 BIODEx と呼ぶ) を使用した。BIODEx は多用途筋機能評価訓練装置であり、等尺性、等張性、等速性、受動性、遍心性の各種運動を提示することができる<sup>9)</sup>。また、アタッチメントを取り替えることにより、前述の運動時における関節トルクおよび足先力を計測することができる。Fig. 3 にその一例を示す。図中の (a) は股関節の屈曲・伸展, (b) は膝の屈曲・伸展, (c) は足首の底屈・背屈, (d) は足首の内反・外反の関節トルク, (e) は足先力の計測を行なっている場面である。

EMG 計測部では EMG 用アンプ (NEC メディカルシステムズ (株) 製, MT11) と銀塩化銀電極 (GE mamrquette 製, バイオロード SDC-H) を使用した。本実験では、被験者が関節トルクを発揮中、その関節トルクを発揮するのに主に寄与している筋 (主動作筋) の EMG 信号を同時に計測する。下肢の各動作の関節トルク発揮中に EMG 信号を計測した主動作筋を以下に示す。

- 股関節屈曲: 腸骨筋
- 股関節伸展: 大殿筋
- 膝関節屈曲: 半腱様筋
- 膝関節伸展: 大腿直筋
- 足首底屈: 腓腹筋
- 足首背屈: 前脛骨筋
- 足首内反: 前脛骨筋
- 足首外反: 長腓骨筋

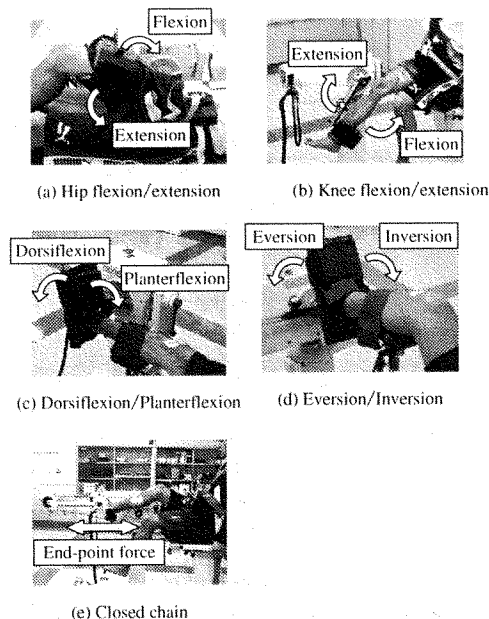


Fig. 3 Measurement of joint torque and end-point force

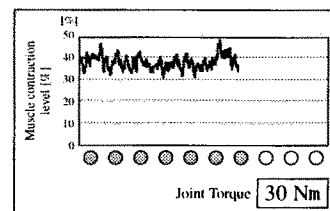


Fig. 4 Example of biofeedback display

- 前方足先力発揮: 腓腹筋, 前脛骨筋, 半腱様筋, 大腿直筋

Fig. 4 にフィードバック画面の一例を示す。表示用ディスプレイには、関節トルクと筋収縮レベルの時間波形をリアルタイムで表示した。ここで、筋収縮レベルは計測した EMG を現在時刻から過去 0.1 [s] 間全波整流積分した後、あらかじめ計測した関節可動域の中立位での最大随意収縮時の整流積分値で規格化し、これを筋収縮レベルと定義した。なお、図中の丸印は時間経過を表わしており、1 秒経過するとに随時左から点灯していく。

### 2.2 実験方法

本論文では、下肢骨格系を Fig. 5 に示す多関節リンク機構でモデル化した。 $\theta_1$  は股関節,  $\theta_2$  は膝関節,  $\theta_3$  は足首関節の底屈・背屈方向,  $\theta_4$  は足首関節の内反・外反方向の関節角度を表わす。各関節角度は直立位の解剖学的肢位を 0 [rad] とし、股関節を屈曲, 膝関節を伸展, 足首関節を背屈, 内転する方向を正とした (Fig. 5 参照)。また、股関節から膝関節までの第 1 リンク長を  $l_1$ , 膝関節から足首関節までの第 2 リンク長を  $l_2$ , 足首関節から拇指丘までの第 3 リンク長を  $l_3$  とした。

実験では被験者の正面に表示用ディスプレイ (Fig. 4 参照) を設置し、被験者には筋収縮レベルを一定の値に維持してトルクを発揮するように指示した。なお、筋疲労の影響

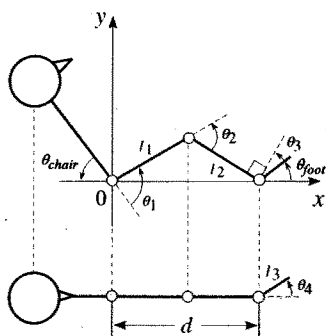


Fig. 5 The link model of the human lower extremity

を抑えるため、本論文では筋収縮レベルを40%に設定した。そして、以下に示す2種類の下肢運動時の関節トルクおよび足先力を計測した。

#### 1. 単関節運動:

関節可動域の中立位を基準として関節角度を0.349 [rad] 刻みで変化させ、指定した回転方向に共収縮させることなく主動作筋を用いて関節トルクを発揮するよう被験者に指示した。この関節トルク計測を、各関節角度において2回行なう (Fig. 3(a)~(d) 参照)。

#### 2. 多関節運動:

大転子と外果の高さを等しくし、自動車におけるペダル操作を想定して足の角度  $\theta_{foot}$  を0.873 [rad]、椅子の角度  $\theta_{chair}$  を0.916 [rad] と設定した。この状態で、大転子から外果までの距離  $d$  (Fig. 5 参照) を0.05 [m] 刻みで変化させ、各距離において共収縮を意識することなく姿勢を維持して足先力を前方へ発揮するよう被験者に指示した。この計測を、各足先位置において2回行なう (Fig. 3(e) 参照)。

なお、各実験条件における1回の計測では、発揮された関節トルク/足先力とともに主動作筋からEMG信号を10秒間計測した。また、被験者は22~24才の男子大学生3名 (Subjects A~C) および運動技量に優れた中年男性1名 (Subject D) の計4名である。

**Fig. 6** に足首関節が0.349 [rad] で底屈を行なったときの計測結果の一例を示す。図は上から、腓腹筋から採取したEMG信号、筋収縮レベル、関節トルクの時間波形である。被験者は関節トルク値 (平均:-30.1 [Nm], 標準偏差:0.882 [Nm]), 筋収縮レベル (平均:36.8 [%], 標準偏差:5.27 [%]) を10秒間ほぼ一定に維持していることがわかる。

### 2.3 実験結果

各実験条件において計測したデータは、以下の手順に沿って統計処理を行なった。

1. 計測した10秒間のデータ (2セット) を1秒ごとに分割し、各区分における筋収縮レベルの平均値と標準偏差を計算 (合計20サンプルデータ)
2. 上記手順により得た20データから、筋収縮レベルが40%に近い10データを抽出
3. 抽出した10データの関節トルクを筋収縮レベル40%の

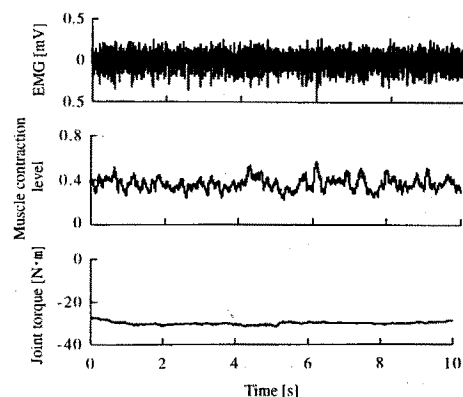


Fig. 6 Example of measured signals (Subject A)

値に換算

4. 換算した10データの関節トルクの平均と標準偏差を計算

**Fig. 7** に Subject A による単関節運動に対する実験結果の一例を示す。図 (a) は股関節の屈曲・伸展, 図 (b) は膝関節の屈曲・伸展, 図 (c) は足首関節の底屈・背屈, 図 (d) は足首関節の内反・外反を行なったときの各関節角度における関節トルクの大きさを示す。図中の白丸印 (実線) は屈曲 (図 (a), (b)), 底屈 (図 (c)), 内反 (図 (d)) 方向の計測結果, 黒丸印 (破線) は伸展 (図 (a), (b)), 背屈 (図 (c)), 外反 (図 (d)) 方向の計測結果を表わす。ここで、股関節の屈曲・伸展は  $\theta_1 = 0.087 \sim 1.833$  [rad], 膝関節の屈曲・伸展は  $\theta_2 = -2.182 \sim -0.087$  [rad], 足首関節の底屈・背屈は  $\theta_3 = -0.698 \sim 0.349$  [rad], 足首関節の内反・外反は  $\theta_4 = -0.698 \sim 0.698$  [rad] の範囲において、各関節角度を0.349 [rad] 刻みで変化させた。なお、残り3名についてもほぼ同様な傾向を示した。

単関節運動における関節トルク特性には、大きく二つの傾向が観察された。一つは股関節の屈曲・伸展 (図 (a)), 膝関節の屈曲 (図 (b)), 足首関節の外反 (図 (d)) に見られるように、関節角度の増加に伴い関節トルクが単純に増加または減少する傾向である。これは、筋長が長いほど筋ステイフネスの影響で筋力が大きくなり、発揮できる関節トルクも大きくなったためと考えられる。もう一つは、足首関節の底屈・背屈 (図 (c)), 足首関節の内反 (図 (d)) にみられるように、関節可動域の中心付近で関節トルク特性にピークがあらわれる傾向がある。これは、関節可動域の影響によるものと考えられる。可動域の限界近くでは大きな反発トルクが発生するため、可動域限界方向へは大きなトルクを発揮できなくなるのである。このため、中立位付近で関節トルクがピーク値をとったものと考えられる。

つぎに、下肢多関節運動による足先力の計測実験結果について述べる。**Fig. 8** は距離  $d$  (Fig. 5 参照) を0.5~0.75 [m] の範囲で0.05 [m] 刻みで変化させたときに Subject A と Subject D が発揮した足先力である。ここで、図中の白丸印 (実線) はつま先, 黒丸印 (破線) は踵で発揮した足

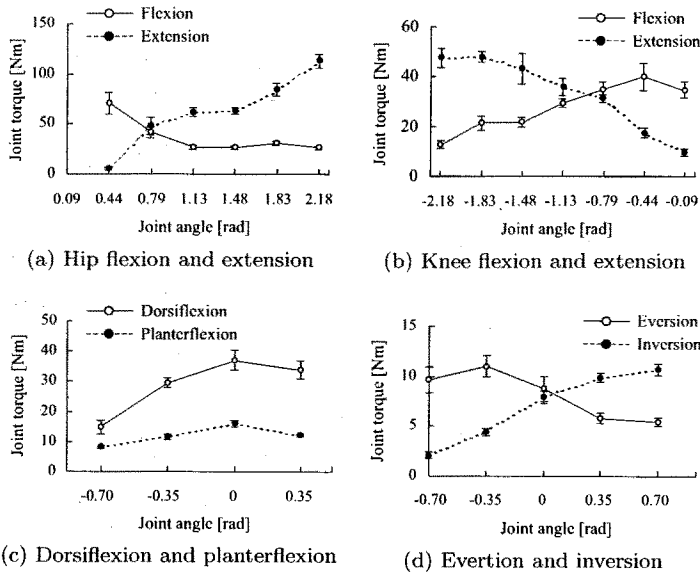


Fig. 7 Joint-torque characteristics with respects to joint-angle and rotational direction in the lower limbs (Subject A)

先力である。実験結果より、すべての被験者において  $d = 0.65$  [m] 付近で足先力がピークとなり、脚がほぼ伸びきった状態  $d = 0.75$  [m] では大きな足先力を発揮しにくいことがわかる。なお、残り2名の被験者についても同様な傾向を示した。

以上の計測実験により、人間の関節トルク特性はその関節の角度と回転方向に強く影響されることが明らかとなった。またさらに、四肢先端が発揮できる操作力は姿勢により大きく変化することが確認された。

### 3. 人間の関節トルク特性を考慮した可操作性

ロボット工学の分野では、多関節運動時の操作能力を運動学的な観点から解析評価する手法が、すでに吉川<sup>1)</sup>によって提案されている。しかしながら、この評価法ではリンク機構の操作能力に影響を与えるのは姿勢のみである。生体の操作能力は姿勢だけではなく、前節の計測実験で明らかにした関節トルク特性の角度依存性が重要である。本節では、生体の関節トルク特性を考慮した新しい可操作性を提案するとともに、従来の可操作性との関係について述べる。

#### 3.1 操作力楕円体<sup>1)</sup>

Fig. 9に、 $n$ 個の回転関節と剛体リンクから構成される一般的な多関節リンク機構を示す。ここで、リンク機構の関節を台座側から1, 2, ...,  $n$ と番号付け、すべての関節変位  $\theta_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) をまとめた関節変位ベクトルを  $\theta = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n)^T \in \mathbb{R}^n$ 、リンク先端の位置および姿勢からなる位置ベクトルを  $x = (x_1, x_2, \dots, x_m) \in \mathbb{R}^m$  とする ( $0 \leq m \leq 6$ )。なお、 $n, m$  はそれぞれリンク機構の関節自由度(関節数)と先端の運動自由度を表す定数である。

リンクの先端速度  $\dot{x}$  と関節角速度  $\dot{\theta}$  には、

$$\dot{x} = J(\theta)\dot{\theta} \quad (1)$$

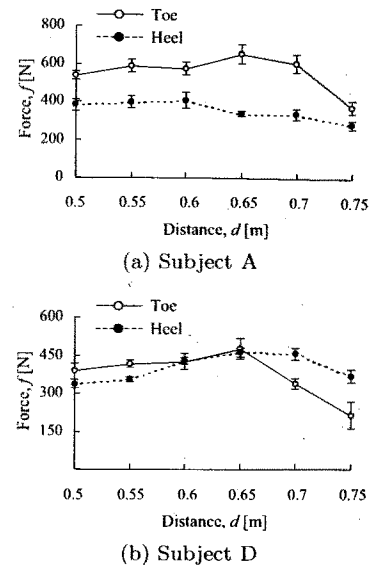


Fig. 8 End-point forces by the toe/heel according to the distance between trochanter major and lateral malleolus (Subjects A, D)

の関係が成立する。ただし、 $J(\theta)$  (以下、 $J$ と略記) は  $\alpha$  の  $\theta$  に関するヤコビ行列である。また、リンク先端の発揮力  $f \in \mathbb{R}^m$  と等価な関節トルク  $\tau \in \mathbb{R}^n$  は、

$$\tau = J^T f \quad (2)$$

で与えられる。

ここで、 $\|\tau\| \leq 1$  を満足するような関節トルク  $\tau$  を用いて実現できる発揮力  $f$  のすべての集合は、(2)式より

$$f^T J J^T f \leq 1 \quad (3)$$

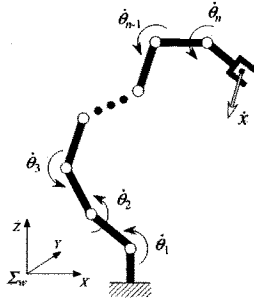
で与えられる  $\mathbb{R}^m$  空間の楕円体となる。この楕円体は操作力楕円体<sup>1)</sup>とよばれ、楕円体主軸半径の長軸方向へは大きな力が発揮しやすく、逆に短軸方向へは力を発揮することが難しいことを意味する。この楕円体指標を用いることにより、多関節リンク機構の操作力特性を解析評価することができる。

#### 3.2 生体の関節トルク特性を考慮した操作力楕円体

一般に、生体の筋が発生する力の大きさは、その収縮率にほぼ比例する<sup>10)</sup>。そこで本論文では、各単関節運動において発揮可能な最大随意トルクに対し、関節が発揮したトルクの大きさの割合を主動作筋の収縮率を用いて関節トルク発揮度ベクトル  $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n)^T \in \mathbb{R}^n$  と定義する。ただし、 $|\alpha_i| \leq 1$  は第  $i$  関節の最大関節トルクに対する比率、 $\alpha_i$  の符号は関節の回転方向(屈曲方向を正)を示す。そして、関節トルクベクトル  $\tau \in \mathbb{R}^n$  を  $\alpha$  を用いて

$$\tau = T(\theta)\alpha \quad (4)$$

と表現する。ここで、 $T(\theta) = \text{diag}(\tau_{1j}^{\max}(\theta_1), \tau_{2j}^{\max}(\theta_2), \dots, \tau_{nj}^{\max}(\theta_n))^T \in \mathbb{R}^{n \times n}$  ( $j \in \{f, e\}$ ,  $f$  は屈曲,  $e$  は伸展を表す。以下  $T$  と略記) は、関節角度  $\theta$  において屈曲または伸展方向に発生できる最大関節トルクの絶対値を要素

Fig. 9 An  $n$ -joint robot manipulator

とする対角行列である。

(2) および (4) 式より、

$$\alpha = T^{-1} J^T f \quad (5)$$

となる。 $T$  は常に正則であり、上式を用いて力  $f$  に対する各関節の負担を  $\alpha$  として表現できる。このとき、 $\|\alpha\| \leq 1$  を満足するような  $\alpha$  において発揮可能な力  $f$  の集合は、

$$f^T (JT^{-1})(JT^{-1})^T f \leq 1 \quad (6)$$

で与えられる  $\mathbb{R}^m$  空間の楕円体となる。操作力楕円体<sup>1)</sup>と同じく、楕円体の主軸半径の長軸方向には大きな力を発揮することができ、短軸方向には小さい力しか発揮できない。関節トルク特性を反映した変換行列  $T$  によって操作力楕円体を変形したことになる。

ここで、 $(JT^{-1})$  の特異値分解を

$$JT^{-1} = U_b \Sigma_b V_b^T \quad (7)$$

とする。ただし、 $U_b = [u_{b1}, u_{b2}, \dots, u_{bm}] \in \mathbb{R}^{m \times m}$ ,  $V_b \in \mathbb{R}^{n \times n}$  は直交行列であり、 $\Sigma_b = [\Sigma_{b0} | 0] \in \mathbb{R}^{m \times n}$ ,  $\Sigma_{b0} = \text{diag}(\sigma_{b1}, \sigma_{b2}, \dots, \sigma_{bm}) \in \mathbb{R}^{m \times m}$  ( $\sigma_{b1} \geq \sigma_{b2} \geq \dots \geq \sigma_{bm} \geq 0$ ) である。このとき、楕円体の主軸は  $u_{b1}/\sigma_{b1}, u_{b2}/\sigma_{b2}, \dots, u_{bm}/\sigma_{bm}$  となり、その体積  $V_{bf}$  は

$$V_{bf} = c_m / w_b \quad (8)$$

$$w_b = \sqrt{\det[(JT^{-1})(JT^{-1})^T]} = \sigma_{b1} \sigma_{b2} \dots \sigma_{bm}$$

で与えられる。

以上、本節では生体の関節トルク特性を考慮した可操作性について述べた。実際に可操作性を評価するためには、関節トルク特性を示す行列  $T$  の各要素  $\tau_{ij}^{max}(\theta_i)$  を求める必要がある。次節では、各関節の最大トルク  $\tau_{ij}^{max}$  を求める方法について説明し、多関節運動における人間の下肢操作力特性の評価を行なう。

#### 4. 下肢多関節運動における力操作性の評価

##### 4.1 最大トルク関数 $T(\theta)$ の推定

下肢の各関節における発揮トルクは主動作筋の収縮レベルに比例すると仮定し、2 節の実験で計測した筋収縮レベル 40% における関節トルクの実測値を用いて  $\theta_i$  に関する多項式で近似・補間した後、筋収縮レベル 100 % の値に換算して最大随意トルク  $\tau_{ij}^{max}(\theta_i)$  を求める。本論文では次式の 3 次多項式を用い、各係数は最小 2 乗法により求めた。

Table 1 Link length of subjects

| Subject | $l_1$ [m] | $l_2$ [m] | $l_3$ [m] |
|---------|-----------|-----------|-----------|
| A       | 0.38      | 0.40      | 0.15      |
| B       | 0.41      | 0.39      | 0.14      |
| C       | 0.40      | 0.40      | 0.14      |
| D       | 0.41      | 0.41      | 0.15      |

$$\tau_{ij}^{max}(\theta_i) = a_{3j}\theta^3 + a_{2j}\theta^2 + a_{1j}\theta + a_{0j} \quad (9)$$

この最大随意トルク関数  $\tau_{ij}^{max}(\theta_i)$  を用いることで、生体の関節トルク特性を考慮した力操作能力の評価が可能となる。なお、本論文では単関節運動における発揮トルクと主動作筋の収縮レベルの関係を線形と仮定したが、実際には運動に寄与する二関節筋などの影響によりなんらかの非線形性が存在すると考えられる。この点については、今後、詳しく解析していく予定である。

##### 4.2 力操作性の解析

提案した新しい操作性評価法の有効性を示すため、従来法との比較を行なった。評価対象は 2 節で計測した足先による力発揮タスクとし、 $x$  軸方向の足先力とその可操作性の解析を行なった。最大随意トルク関数  $\tau_{ij}^{max}(\theta_i)$  の回転方向は、股関節と膝関節は伸展方向、足首関節は底屈方向とした。各関節角度  $\theta = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)$  は各足先位置で計測した実測値を用い、関節トルク発揮度ベクトルは計測実験条件から  $\alpha = (0.4, 0.4, 0.4)$  とした。また、被験者の各リンク長は Table 1 に示す実測値を用いた。Fig. 10 に、各足先位置に対する Subject A の脚姿勢をスティックピクチャーで示す (Fig. 5 参照)。

Fig. 11 に各足先位置における Subject A と Subject D の  $x$  軸方向の可操作性を示す。ここで、可操作性は従来法と本手法により求めた各楕円体と  $x$  軸との交点の値を用いた。したがって、その値が大きいほど  $x$  軸方向に容易に大きな力を発揮することができ、小さい場合には大きな力を発揮することが難しいことになる。図中の白丸 (実線) は生体の関節トルク特性を考慮した可操作性、黒丸 (破線) は従来法の可操作性である。Fig. 8 と Fig. 11 を比較すると、従来の可操作性では体と足先が離れば離れるほど大きい力を発揮できるという右上がりの傾向を示し、計測結果を説明できないことがわかる。しかしながら、生体の関節トルク特性を考慮することにより、脚を伸ばしすぎれば発揮できる足先力が低下するという実験結果の傾向をある程度良く再現できている。

Fig. 12 は、Fig. 10 に示した Subject A の姿勢において  $\theta_{chair} = 0$  [rad] としたときの操作性楕円の評価結果である。ここで、図 (a), (b) はそれぞれ従来法、本手法による各足先位置における操作性楕円を示している。しかしながら、下肢の各関節における発揮トルクは関節角度に対して滑らかに変化することから (Fig. 8 参照)、下肢が特異姿勢もしくはその付近を除くと、下肢姿勢が少し変化することで足先の可操作性が Fig. 12(a) のように特定方向へ急激に大きくなるとは考えにくい。この点については、今後、さらに詳しく検討

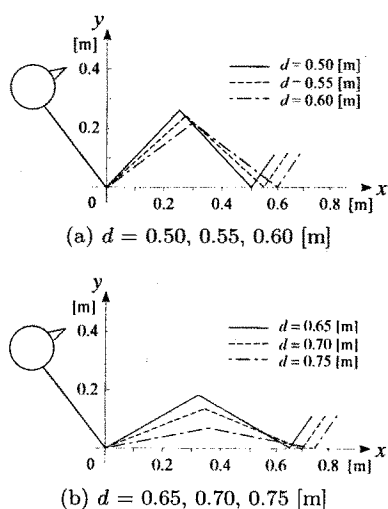


Fig. 10 Leg postures measured in the experiments (Subject A)

する予定であるが、本手法はより生体特性に近い可操作性を表現していることがわかる。もちろん、定量的な指標として使用するにはさらなる検討が必要であるが、定性的には生体の操作能力の評価に有効であることが確認できた。

#### 4.3 関節負担度の評価

つぎに、姿勢  $\theta$  において発揮する足先力  $f^*$  に対する各関節負担度を評価する問題を考える。ある姿勢  $\theta$  において、足先力  $f^*$  を実現する上で各関節にかかる負担は、(5)式で定式化した  $\alpha$  として求めることができる。そこで、 $\alpha$  を関節負担の評価指標として用い、姿勢  $\theta$  において発揮する足先力  $f^*$  に対する関節負担度の評価を行なった。評価対象は前項と同様とし、特に膝関節の関節負担度に着目した。

足先力  $f^*$  および関節角度  $\theta$  は、前項と同様に2節の計測実験による実測値とした (Fig. 8 参照)。なお、最大トルク関数  $\tau_{ij}^{max}(\theta_i)$  の回転方向は、 $J^T(\theta)f^*$  の符号により決定した。ここで、足先力  $f^*$  は  $x$  軸方向の力で正であり、関節トルクの回転方向はヤコビ行列  $J$  のみによって決定されることに注意されたい。

Fig. 13 の黒丸 (破線) は、2 節の実験で計測された Subject A と Subject D の足先力と姿勢を用いて (5) 式で算出した膝関節の関節トルク発揮度である。また、白丸 (実線) は2 節の実験で計測した半腱様筋 (屈曲) の筋収縮レベルから大腿直筋 (伸展) の筋収縮レベルを引いたものであり、膝関節の回転方向と関節トルク発揮度を表わしている。なお、残り2名についてもほぼ同様な傾向を示した。Fig. 10, 13 より、足先が体に近かつ、つま先が膝関節より低い状態では膝関節を伸展させて足先力を発揮し、足を伸ばすにつれて伸展方向へ発揮する関節トルクが低下している。またさらに、足先位置が 0.6 [m] 付近においては、筋収縮レベルおよび関節トルク発揮度レベルが 0% となっている。この位置では力を抜いているのではなく、屈筋と伸筋が共収縮して関節を固くしているため、関節トルクが発揮されていないのである。そして、足先位置が 0.65 [m] 以上となってつま先

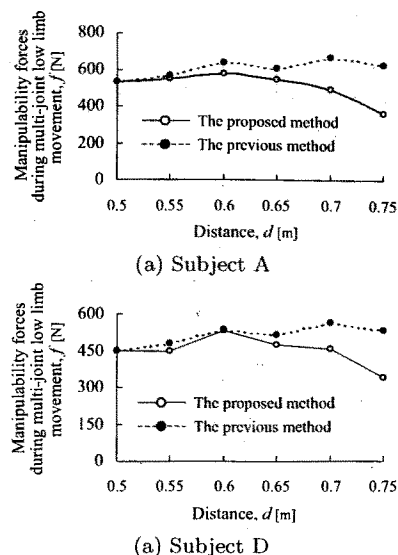


Fig. 11 Manipulability forces in multi-joint leg movements by the proposed and previous methods on Subjects A and D

が膝関節より高い場合には、被験者は膝関節の屈筋をより強く収縮させる傾向が見られた。これは、被験者に前方へ足先力を発揮するように指示をしたためと考えられる。もちろん足先力の発揮方向によって各関節の負担は変化するが、以上の解析結果から (5) 式で与えた  $\alpha$  は足先力に対する関節負担度の評価指標として妥当であることが確認できた。

#### 5. ま と め

本論文では、生体の関節トルク特性を考慮した可操作性を新しく定義するため、まず下肢の各単関節運動における等尺性筋収縮時の関節トルクを計測し、関節トルクの関節角度依存性を解析した。その結果、単関節運動時の関節トルク特性は、

- (1) 関節角度に比例して関節トルクが増加または減少する、
  - (2) 関節可動域の中心付近で関節トルクがピークとなる、
- という2種類の傾向を示すことが明らかになった。

つぎに、計測結果に基づいて人間の関節トルク特性を考慮した新しい操作性の評価法を提案した。そして、下肢多関節運動における足先力の操作力特性および各関節へ加わる負担度の解析評価実験を行ない、提案法の有効性を示した。しかしながら、本論文で定義した楕円体は関節の伸展/屈曲による関節トルク特性の変化までは考慮していないため、全関節の回転方向を変化することなく発揮できる足先力方向に対する可操作性のみを正確に表現している。

今後は、各関節の回転方向の切り替えと関節トルク特性の非線形性を考慮した可操作性の定式化とともに、身体のかたさ、やわらかさといったインピーダンス特性<sup>11)~13)</sup>を考慮した評価法の開発を進めていく予定である。また、さまざまな姿勢における人間の操作能力を詳しく検討していくとともに、スポーツ中の運動スキルの定量評価や人間にとって操作しやすい機械システムの開発・設計へ応用していきたいと

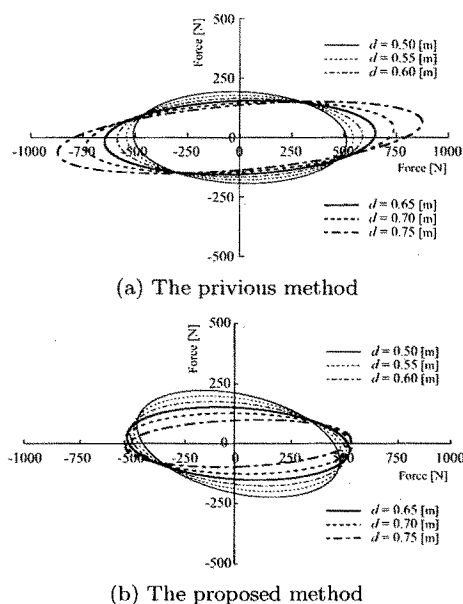


Fig. 12 Force manipulability ellipses by the proposed and previous methods on Subject A

考えている。

なお、本研究を遂行する上で多大なるご協力を頂いた広島県立保健福祉大学 大塚 彰 教授、マツダ（株）農沢 隆秀氏、西川 一男 氏、宮本 和弘 氏に心より御礼申し上げます。また、本研究の一部は文部省科学研究費補助金（14750188, 15360226）によるもので、ここに改めて謝意を表します。

#### 参 考 文 献

- 1) 吉川恒夫：ロボットアームの可操度，日本ロボット学会誌，2-1, 63/67 (1984)
- 2) 吉川恒夫：ロボットアームの動的可操作性，日本ロボット学会誌，2-9, 84/89 (1985)
- 3) 浅田春比古：ロボットアーム動特性の幾何学的解析法，計測自動制御学会論文集，19-6, 500/505 (1983)
- 4) 太田，羅，伊藤（正）：作業環境との相互作用のもとでの生体運動解析—クランク回転作業における環境適応—，電子情報通信学会論文誌 D-II, J81-D-II-6, 1392/1401 (1998)
- 5) 大塚，辻，坂和，福田：ヒトの運動解析に基づく義手に関する研究—能動・装飾ハンドの開発—，医科器械学，75-5, 220/227 (2002)
- 6) 山崎ら：平成 10 年即効的知的基盤整備事業「人間の動作等に係る動的特性の計測・評価」(1998)
- 7) 佐藤ら：人間工学基礎数値数式便覧，技報堂 (1992)
- 8) 三浦，久本，樋口，高橋，三次：高齢者における下肢関節トルクと関節角度の関係，平成 13 年度日本人間工学会関西支部大会，137/138 (2001)
- 9) BIODEX-SYSTEM-2AP 簡易マニュアル，インターハ（株）
- 10) 伊藤（宏），伊藤（正）：生体とロボットにおける運動制御，計測自動制御学会 (1991)
- 11) 辻，後藤，伊藤（宏），長町：姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定，計測自動制御学会論文集，30-3, 319/328 (1994)
- 12) T. Tsuji, P. G. Morasso, K. Goto and K. Ito: Human hand impedance characteristics during maintained posture, Biological Cybernetics, 72, 457/485 (1995)
- 13) 辻，森谷，金子，伊藤（宏）：等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析，計測自動制御学会論文集，32-2, 271/280 (1996)

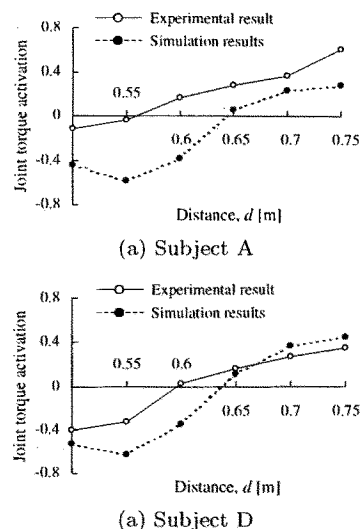


Fig. 13 Joint torque activation level of knee joint computed from experimental results and simulation results on Subjects A and D

#### 〔著 者 紹 介〕

##### 田 中 良 幸（正会員）



2001 年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。同年 5 月広島市立大学情報科学部助手，2002 年 10 月より広島大学大学院工学研究科助手，現在に至る。博士（工学）。人間とロボットの運動制御に関する研究に従事。ロボット学会，電気学会等の会員。

##### 山 田 直 樹



1992 年京都大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年マツダ（株）に入社。以来，マシンビジョンなどの計測技術開発およびこれを適用した人間工学研究に従事。現在，技術研究所（広島）に所属。自動車技術会，日本人間工学会，日本機械学会の会員。

##### 正 守 一 郎



1983 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年マツダ（株）に入社。以来，光干渉計測および人間工学の自動車開発への応用研究に従事。現在，技術研究所（広島）に所属。精密工学会，自動車技術会，日本人間工学会の会員。

##### 辻 敏 夫（正会員）



1985 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。94 年同助教授を経て，2002 年より同大学大学院工学研究科教授，現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞（1986），論文賞（2002），バイオメカニズム学会論文賞（1990），日本義肢装具学会論文賞（2000），日本医科器械学会論文賞（2003），IEEE 2003 King-Sun Fu Memorial Best Transactions Paper Award (2004) などを受賞。人間とロボットの運動制御，生体信号解析，ニューラルネット，ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。