

FES 歩行シミュレーションのための下肢リンクモデルの同定 Identification of Inertia Parameters of Body Segments for FES Walk Simulation

○長井力*, 巖見武裕**, 中山淳*, 大日方五郎*

○Chikara Nagai*, Takehiro Iwami**, Atsushi Nakayama*, Goro Obinata*

*秋田大学, **鶴岡工業高等専門学校

*Akita University, **Tsuruoka National College of Technology

キーワード：機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation; FES),
バイオメカニクス(Biomechanics), 歩行(Human Walk), 同定(Identification)

連絡先：〒010-8502 秋田市手形学園町 1-1 秋田大学 工学資源学部 機械工学科 大日方研究室
長井力, Tel.: (018)889-2734, Fax.: (018)837-0405, E-mail:nagai@control.mech.akita-u.ac.jp

1. はじめに

機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation; FES)は、脊椎損傷、脳卒中などで麻痺している神経や筋に電気刺激を与え、失われた生体機能の再建を行う治療法である。この治療法において、目的とする運動を再建するためには、同時に多数の筋を協調させながら刺激する必要がある。しかし、このような複雑な筋刺激パターンを作成するのは一般に困難であり、従来、健常人の筋電データなどをもとに試行錯誤的に求められてきた。また、患者個人によっても適切な筋刺激パターンが異なり、すべての患者に同じ筋刺激パターンを使用することはできない。

このようなことから、臨床の現場では医師が患者を実際に刺激してみて患者の反応を見ながら筋刺激パターンを試行錯誤的に調整していくという方法をとっている。しかし、この方法は手間がかかり、患者や医師に多くの負担をかける。また、歩行機能など下肢の機能再建を行う場合、転倒の危険などもある。そのため、実際の患者を用いないコンピュータ・シミュレーションによる運

動解析や、筋刺激データの作成が求められている。

FES 歩行の身体運動を解析するために、Yamaguchi らは刺激筋を関節トルク発生アクチュエータとする剛体リンク機構モデルを用いた⁽¹⁾。我々もすでに、剛体リンクモデルを安定化するフィードバックメカニズムまでを含んだ動力学モデルの構築を行った^{(2) (3)}。また、コンピュータ・シミュレーションによる刺激データの作成に関して、厳らは上肢の補助がないときの起立を実現する刺激データを動的最適化手法により求めている⁽⁴⁾。

歩行制御の非線形補償、あるいはシミュレーションなどを行おうとすると、身体リンクモデルの正確な運動方程式が必要になる。また、これらシミュレーションの臨床応用を実現するためには、対象となる個々の患者の正確な数学モデルを構築しなければならない。そのためには、解析の対象となる被験者の身体特性にできるだけ適したパラメータを与える必要がある。

一般に運動方程式に必要なパラメータは、過去の研究によって報告された定数比を用いること

が多い⁽⁵⁾。しかし、これは体格の違いや年齢によって必ずしも適した値とは言えない可能性がある⁽⁶⁾。被験者のパラメータを個別に精度良く計測する方法として、核磁気共鳴映像法 (MRI) による画像情報を用いた研究等が進められている^{(7) (8)}。しかし、現状ではコストや処理ソフト等に関する問題も多い。また、求めるべきパラメータの中には、粘性摩擦やクーロン摩擦のように形状からだけでは求められないものもある。

我々は、歩行器や杖を使用した時の FES 歩行をシミュレーションすることを目的とし、そのために必要なパラメータを個々の患者に対して簡便に、かつ非侵襲的に計測する方法を提案してきた。これまでの研究においては、各関節にサーボモータとトルクセンサを有するロボット型の測定装置を開発し、身体リンクモデルの基底パラメータが機械的に同定できることを示した⁽¹⁰⁾。本研究では更に簡便でしかも精度の高い計測を行うために、磁気式 3 次元位置センサと 6 軸力覚センサを用いた計測方法を検討する。本論文は、真値が得られる模型を使った計測実験により、計測精度の検証を行う。またその結果を踏まえて実際に被験者を用い、この手法の臨床応用の可能性を調べる。

2. 機能的電気刺激 (FES)

交通事故や労働災害などによる脊椎損傷、脳内出血などによる中枢神経の破壊は、中枢・末梢神経の運動が遮断されて大脳皮質連合野からの命令が末梢運動ニューロンに伝達されない。そのため本人の意思では筋運動を起こすことが不可能である。そこで麻痺した筋を動作させるため、外部の装置から制御された電気信号を筋・神経系へ与えることにより運動機能の再建を行おうとするのが FES の原理である。FES による歩行機能の再建では、マイクロコンピュータによって制御される人工運動中枢から多チャンネルの電気パルスを出力し、刺激電極を介して末梢神経・筋系

を刺激する。この刺激により複数の筋の活動を同時に制御して歩行機能の再建を行う。

他の装具治療法や、環境制御システム・電動義足などに比べ、FES は障害を受けない部分を利用し制御することで、運動に要するエネルギーをヒトから供給できる。このようなことから、これから期待される治療技術である。

秋田大学の研究グループでは、これまでに歩行器と短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis; AFO) による補助を併用した FES 歩行を実現した。

3. リンクモデル

3.1 物理的モデル

本研究では、FES 歩行における遊脚期の運動シミュレーションと、それによる歩幅の制御を目的としたモデルを構築する。また、FES 歩行では短下肢装具 (AFO) を装着した状態での歩行を想定しているため、足部と下腿部は一体であるとみなしてモデル化する。

3.2 数学的モデル

身体を、 m 自由度の剛体リンクモデルにモデル化したとき、各関節の角度ベクトルを θ 、関節トルクのベクトルを τ とすると、その運動方程式は一般に次式のようにかける。

$$J(\theta, \sigma) \ddot{\theta} + G(\theta, \dot{\theta}, \sigma) = \tau \quad (1)$$

ここで、 σ は基底パラメータと呼ばれる各リンクの物理パラメータが結合した係数パラメータから構成される。基底パラメータの次数を k とすると σ は $k+1$ のベクトルであるが、リンクモデルの機構上の特性や、パラメータのまとめ方などにより一意には定まらない。 $J(\theta, \sigma)$ は $m \times m$ の慣性行列、 $G(\theta, \dot{\theta}, \sigma)$ は遠心力・コリオリ力、粘性摩擦力、重力、静止摩擦力・動摩擦力の作用を表す $m \times 1$ のベクトルである。

つぎに、FESにおける電気刺激をベクトル \mathbf{u} であらわすと、関節トルク τ は、電気刺激によって生ずる筋活動から発生するので、歩行制御における制御入力 \mathbf{u} となる。そこで、刺激入力 \mathbf{u} から関節トルク τ への変換行列を \mathbf{H} とすると、

$$\tau = \mathbf{H}\mathbf{u} \quad (2)$$

と書ける。ここで刺激入力を l チャンネルとすると、 \mathbf{u} は $l \times 1$ のベクトルであり、 \mathbf{H} は $l \times m$ の変換行列である。

式(1)が身体運動の動特性モデルであり、式(2)が筋骨格系等の内部特性をあらわす数学モデルとなる。したがって、対象となる患者の正確なシミュレーションを行うためには、式(1)における基底パラメータベクトル σ と、式(2)の変換行列 \mathbf{H} を直接計測しなければならない。

4. 計測法

4.1 計測装置

身体リンクモデルの運動方程式は関節角度・角速度・角加速度に関しては非線形方程式になっているが、各非線形関数の係数パラメータに関しては線形方程式になっている。また、これらの非線形関数は、すべて身体リンクモデルの機構的構造に関するものであって、その形は知ることができる。したがって、各関節の駆動トルクと、それによる角度の変化を計測すれば、運動方程式の係数パラメータは線形システムの同定問題として求めることができる。制御やシミュレーションの観点からは、質量、慣性モーメント等のパラメータを個別に求める必要はなく、運動方程式にまとまって現れるこれらの係数パラメータを求めればよいといえる。ここでは、これらの係数パラメータを運動方程式の基底パラメータとよぶ。

本研究では、磁気式3次元位置センサと6軸力覚センサを用いた計測方法を検討する。本研究で用いた磁気式3次元位置センサ

(FASTRAK, Polhemus Co.)は、コントロールユニット、トランスミッタ、複数のレシーバから構成されている。トランスミッタは電磁場を生成し、その電磁場の変化をそれぞれのレシーバで検出する。そして、コントロールユニットはレシーバからの情報に応じてレシーバの位置と回転角を計算し、RS232Cを介してPCにデータを送る。

また、6軸力覚センサ(JR3 67M25, Nitta Co.)は、歪みゲージブリッジを用いたセンサ本体にアンプ、A/D変換器等が内蔵されている。そして $F_x \sim M_z$ の力情報がPCに内装したレシーバボードに出力される。

実験では、被験者の大腿部と、足部を含めた下腿部の基底パラメータを同定する。磁気センサのレシーバを大腿部と下腿部の適当な個所に張り付け、関節角度の変化を測定する。また、力覚センサは下腿部の側面に固定する。測定者は力覚センサに取り付けたハンドルを持ち、脚全体を揺動する(Fig.1)。これにより、力覚センサに加えた力と等価な関節駆動トルクを静力学的に求めることができる。

最初の実験は木製リンクモデルを用いて、この計測方法の検証を行った。このモデルの大腿部および下腿部リンクの物理パラメータは既知である。また、関節位置にラバー筋を取り付けることにより、各関節の粘弾性を設定することができる。股関節は2自由度のユニバーサル・ジョイントから成り、膝関節

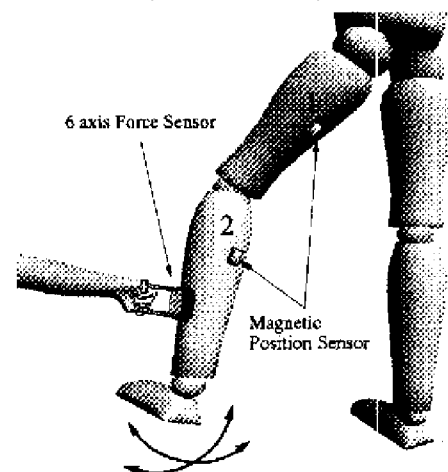


Fig.1 Principle and equipment to measure a joint angle and torque

は1自由度である。

次に、実際にヒトを用いて、実験を行った。

4.2 静力学関係式

初めに、力覚センサに加える力と等価な関節駆動トルクの関係を求める。Fig.2 にリンク座標系とその機構パラメータの関係を示す。股関節基部から下腿部に向けてのリンク番号を0,1,2,3, リンク*i*-1とリンク*i*の連結部をジョイント*i*とし、各リンクに座標系 $\Sigma_i(x_i, y_i, z_i)$ を設定する。また、力覚センサ上の座標系を Σ_s とする。

いま、 ${}^{i-1}P_i$ を座標系 Σ_i による Σ_{i-1} から Σ_i 原点への並進ベクトル、 ${}^{i-1}R_i$ を座標系 Σ_i による Σ_{i-1} から Σ_i への回転に関する変換行列とする。このとき、次の4×4行列で表現される行列は同次変換行列と呼ばれている。

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} {}^{i-1}R_i & {}^{i-1}P_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

同次変換行列を用いると、ベクトルの Σ_{i-1} に関する表現から Σ_i に関する表現への変換が、 ${}^i T_{i-1}$ を乗じるだけで得られる。また、複数の座標系に対して ${}^0 T_i = {}^0 T_1 {}^1 T_2 \dots {}^{i-1} T_i$ のようになる。 Σ_i の原点から Σ_s の原点へのベクトルを Σ_0 で表したものを ${}^0 P_{s,i}$ とすると ${}^0 P_{s,i} = {}^0 P_s - {}^0 P_i$ となる。

いま、基準座標系 Σ_0 に対するセンサ座標系 Σ_s の角速度ベクトルを ${}^0 \omega_s$ としたとき、センサ速度ベクトルを

$$v = \begin{bmatrix} {}^0 \dot{P}_s \\ {}^0 \omega_s \end{bmatrix} \quad (4)$$

と定義する。このとき、ある関節角度 $\theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]^T$ の関数行列 $J_v(\theta)$ によって、

関節角速度 $\dot{\theta}$ との間に

$$v = J_v \dot{\theta} \quad (5)$$

という関係が成立する。 J_v はヤコビ行列と呼ばれ、次式で与えられる。ただし、“×”は外積を表す。

$$J_v = \begin{bmatrix} {}^0 x_1 \times {}^0 P_{E,1} & {}^0 y_2 \times {}^0 P_{E,2} & {}^0 y_3 \times {}^0 P_{E,3} \\ {}^0 x_1 & {}^0 y_2 & {}^0 y_3 \end{bmatrix} \quad (6)$$

ここで、

$${}^0 T_i = \begin{bmatrix} {}^0 x_i & {}^0 y_i & {}^0 z_i & {}^0 P_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$${}^0 P_{s,i} = {}^0 P_s - {}^0 P_i$$

であることに注目すれば、 J_v は ${}^0 T_1 \sim {}^0 T_3$ から算出できる。

つぎに、センサ座標系 Σ_s の原点に加える力とモーメント ${}^0 f_s$, ${}^0 n_s$ に等価な関節駆動力

$\tau = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]^T$ を求める。式(5)より、 Σ_0 で表示したセンサの v に対応する仮想変位 δd と関節角度の仮想変位 $\delta \theta$ の間には

$$\delta d = J_v \delta \theta \quad (8)$$

の関係が成り立つ。一方、仮想仕事の原理より

$$(\delta \theta)^T \tau = (\delta d)^T \begin{bmatrix} {}^0 f_s \\ {}^0 n_s \end{bmatrix} \quad (9)$$

が成り立つ。したがって、力覚センサに加える力と等価な関節駆動トルクの間には、つぎの関係が成り立つ。

$$\tau = J_v^T \begin{bmatrix} {}^0 f_s \\ {}^0 n_s \end{bmatrix} \quad (10)$$

また、センサ座標系 Σ_s で計測した力とモー

メントを ${}^s f_s$, ${}^s n_s$ とすると, ${}^0 f_s = {}^0 R_s {}^s f_s$,

${}^0 m_s = {}^0 R_s {}^s m_s$ であることから, 力覚センサか

らの出力を用いて, 関節駆動力を求めるための式は次のように求まる.

$$\tau = J_v^T \begin{bmatrix} {}^0 R_s {}^s f_s \\ {}^0 R_s {}^s n_s \end{bmatrix} \quad (11)$$

式(11)により, 本手法による計測データから最大6軸までの関節トルクを同時に算出することができる.

5. パラメータ同定

5.1 運動方程式

n 自由度のリンクモデルに関する運動方程式は, 各関節の角度ベクトルを θ , 入力トルクのベクトルを τ とすると, 一般に次式のように書ける.

$$J(\theta, \sigma)\ddot{\theta} + G(\theta, \dot{\theta}, \sigma) = \tau \quad (12)$$

ただし, $J(\theta, \sigma)$ は $n \times n$ の慣性行列, $G(\theta, \dot{\theta}, \sigma)$ は遠心力・コリオリ力, 粘性摩擦力, 重力, 静止摩擦力・動摩擦力の作用を表す $n \times 1$ のベクトルである. σ は各リンクの物理パラメータが結合した基底パラメータからなる $k \times 1$ のベクトルであり, 質量, 重心距離, 慣性モーメント, 粘性摩擦係数や他の非線形摩擦係数などから構成される. k は基底パラメータの次数であるが, リンクモデルの機構上の特性や, パラメータのまとめ方等により一意には定まらない.

Fig.2 の3自由度リンクモデルの運動方程式を次式に示す.

$$\begin{bmatrix} J_1 + J_2 c_2^2 + J_3 c_{23}^2 + 2r_1 l_2 c_2 c_{23} & r_1 l_2 s_2 + r_3 l_1 s_{23} & r_3 l_1 s_{23} \\ r_1 l_1 s_2 + r_3 l_1 s_{23} & J_2 + J_3 + 2r_3 l_2 c_3 & J_3 + r_3 l_2 c_3 \\ r_3 l_1 s_{23} & 0 & J_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} & + \begin{bmatrix} \theta_2^2 (r_1 l_1 c_2 + r_3 l_1 c_{23}) + \theta_3^2 (r_3 l_1 c_{23}) \\ \theta_2^2 \left\{ \frac{1}{2} J_2 s(2\theta_2) + \frac{1}{2} J_2 s(2\theta_2 + 2\theta_3) + r_3 l_2 s(2\theta_2 + \theta_3) \right\} + \theta_3^2 (-r_3 l_2 s_3) \\ \theta_1^2 \left\{ \frac{1}{2} J_3 s(2\theta_2 + 2\theta_3) + r_3 l_1 c_1 s_{23} \right\} + \theta_2^2 (r_3 l_1 s_3) \end{bmatrix} \\ & + \begin{bmatrix} -J_2 s(2\theta_2) - J_3 s(2\theta_2 + 2\theta_3) & 2r_3 l_2 c_{23} & -J_3 s(2\theta_2 + 2\theta_3) \\ -2r_3 l_2 s(2\theta_2 + \theta_3) & -2r_3 l_2 c_{23} & -2r_3 l_2 c_2 s_{23} \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \\ & + \begin{bmatrix} D_1 & 0 & 0 \\ 0 & D_2 & 0 \\ 0 & 0 & D_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \\ & + \begin{bmatrix} r_2 c_1 + r_1 s_1 c_2 + r_3 s_1 c_{23} \\ r_1 c_1 s_2 + r_3 c_1 s_{23} \\ r_3 c_1 s_{23} \end{bmatrix} g \end{aligned}$$

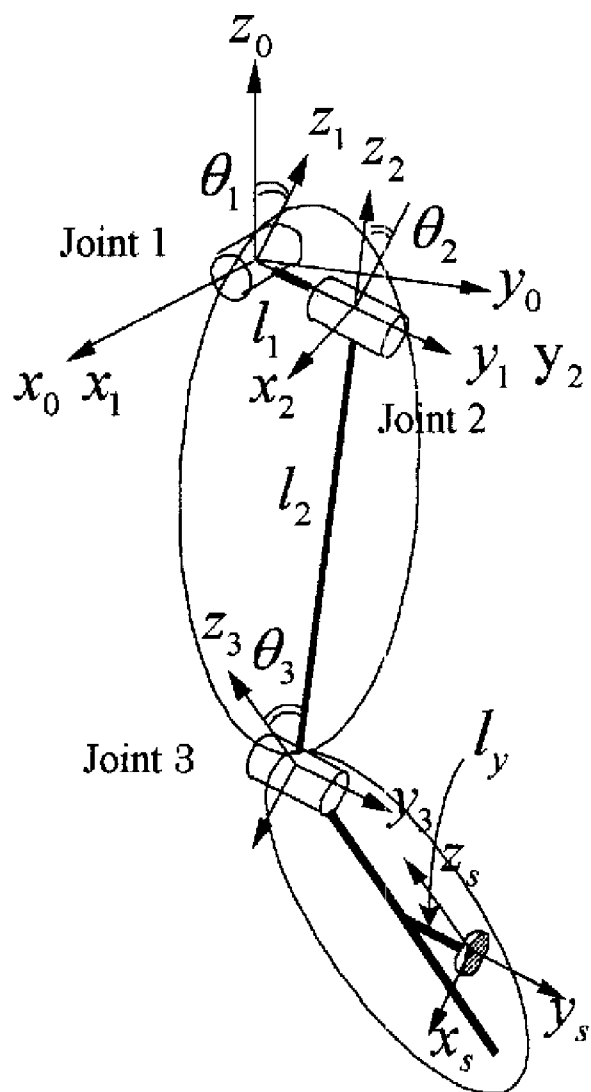


Fig.2 Coordinate frames for the 3 degrees of freedom model.

$$+ \begin{bmatrix} f_1 \operatorname{sgn} \dot{\theta}_1 \\ f_2 \operatorname{sgn} \dot{\theta}_2 \\ f_3 \operatorname{sgn} \dot{\theta}_3 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \quad (13)$$

式中の記号は以下のように定める.

$$s_i = \sin \theta_i, c_i = \cos \theta_i,$$

$$s_{ij} = \sin(\theta_i + \theta_j), c_{ij} = \cos(\theta_i + \theta_j)$$

$$J_1 = I_{x1} + I_{z2} + I_{z3} + m_1 a_1^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2$$

$$J_2 = I_{x2} - I_{z2} + m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2$$

$$J_3 = I_{x3} - I_{z3} + m_3 a_3^2$$

$$J_4 = I_{y2} + m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2 \quad (14)$$

$$J_5 = I_{y3} + m_3 a_3^2$$

$$r_1 = m_2 a_2 + m_3 l_2$$

$$r_2 = m_1 a_1 + m_2 l_1 + m_3 l_1$$

$$r_3 = m_3 a_3$$

I_{xi}, I_{yi}, I_{zi} : リンク i の x, y, z 軸周りの慣性

モーメント

m_i : リンク i の質量

l_i : リンク i の長さ

a_i : リンク i の重心距離

D_i : ジョイント i の粘性摩擦係数

f_i : ジョイント i のクーロン摩擦係数

式(13), (14)より, Fig.2 のモデルの運動方程式を記述するために必要な基底パラメータは次の 14 個である.

$$\sigma = [J_1, J_2, J_3, J_4, J_5, r_1, r_2, r_3, D_1, D_2, D_3, f_1, f_2, f_3]^T \quad (15)$$

このように, 身体リンクモデルの運動方程式を求めるためには, $I_{xi}, I_{yi}, I_{zi}, m_i, a_i$ などの

物理パラメータを独立に求める必要はなく, それらをまとめた式(15)の値が求めればよいといえる.

5.2 逐次最小二乗法

式(14)は, 基底パラメータ σ に関する線形方程式になっていることより, 次式のように書ける.

$$\Lambda \sigma = \tau \quad (16)$$

Λ は, 運動データ $\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, \tau$ が測定できれば計算可能な 3×14 の行列である. 従って, マニピュレータの運動データを異なった n 個の時刻で測定すれば, 次式が得られる.

$$\tilde{\Lambda} \sigma = \tilde{\tau} \quad (17)$$

ただし,

$$\tilde{\Lambda} = \begin{bmatrix} \Lambda_1 \\ \Lambda_2 \\ \vdots \\ \Lambda_n \end{bmatrix}, \tilde{\tau} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \vdots \\ \tau_n \end{bmatrix} \quad (18)$$

であり, Λ_i, τ_i は時刻 $t = t_i$ における Λ, τ である.

これより,

$$\sigma_0 = (\tilde{\Lambda}^T \tilde{\Lambda})^{-1} \tilde{\Lambda}^T \tilde{\tau} \quad (19)$$

となる未知パラメータの最小二乗推定値 σ_0 を得ることができる.

一般に式(17)を直接利用する方法を Explicit 法と呼ぶ. Explicit 法は推定値の計算のために膨大な測定データを蓄えておき, 運動データ行列 $\tilde{\Lambda}$ の逆行列を計算する必要がある. また, 新しくデータが追加されると, 改めて始めから計算をしないといけない. これに対して, 新しくデータが追加される毎に前の推定値を修正していく方法を逐次計算法 (Implicit 法) と呼ぶ.

式(19)の σ_0 を逐次計算方式で求めるアルゴリズムは, n 個のデータから得られる推定

値 $\sigma_0(n)$ を, $\sigma_0(n-1)$ を用いて表すことにより次のように求められる.

$$\begin{aligned} \sigma_0(n) &= \sigma_0(n-1) + K(n) \{ \tau(n) - \Lambda(n) \sigma_0(n-1) \} \\ K(n) &= P(n-1) \Lambda^T(n) \{ W^{-1} + \Lambda(n) P(n-1) \Lambda^T(n-1) \}^{-1} \\ P(n) &= P(n-1) - K(n) \Lambda(n) P(n-1) \quad (20) \end{aligned}$$

本研究では, 式(21)の逐次計算法アルゴリズムを用いて, 重み行列 W を変化させて基底パラメータの同定を行った. このとき初期値を $\sigma_0(0) = 0$, $P(0) = 10^4 I$ とした.

6. 実験

6.1 模型を用いた実験

計測システムの開発段階では, 不確かな生体データを用いるよりも, 真値のわかっている模型を用いて評価したほうがよいと考えられる. そこで, 下肢の模型を作成し計測精度を検証した. 模型は成人男性に合わせて大腿部の質量を 5.6Kg, 下腿部の質量を 4.6Kg とした. 股関節は二自由度のユニバーサルジョイントからなり, 膝関節は 1 自由度である. また, 関節位置にダンパを取り付けることにより, 関節の粘弾性を設定することができる.

実験は, 磁気式 3 次元式位置センサの周辺磁界殻の影響による計測誤差のキャリブレーションを行った後, 以下の手順で運動データを収集した.

- (1) カセンサを取り付けたハンドルを持ち, 振幅が 10° 程度で各関節を揺動する. このときできるだけ多くの周波数を含むように周期を変化させる.
- (2) カセンサと磁気センサのデータを 30Hz 毎に収集し, 関節角度 θ を計算する.
- (3) $\dot{\theta}$, $\ddot{\theta}$ は中心差分による 1 回と 2 階の数値微分により求める.
- (4) カセンサに加えた力と等価な関節駆動トルク τ を算出する.

6.2 実験結果

収集したデータをもとに, 最小二乗法で推定した基底パラメータを Fig.3~5 に示す.

Fig.3 図は質量と重心位置に関するパラメータの同定結果である. 点線が理論値を表し, 実線が同定結果をあらわす. r1~r3 のように関節トルクに影響度の強いパラメータは, 最小二乗法による推定値と真値がよく一致する結果となった.

Fig.4 は慣性モーメントに関するパラメータの同定結果である. これは, 真値に精度よく収束したものとそうでないものとに分かれた. J1~J3 はリンクの Z 軸まわりの慣性モーメント, つまり回旋方向の慣性モーメントを含んだパラメータである. 実験に使用した模型は, 機構上の制限から股関節に回旋方向の自由度を持たない. したがって計測した運動データは大腿部の z 軸まわりの慣性モーメント I_{z2} に関する情報が含まれていない. そのため, J1~J3 は一定値に収束しなかったと考えられる.

関節の粘性抵抗は Fig.5 のように膝関節にダンパを取り付けたときと取り外したときの結果を比較した. ダンパをはずすことで膝関節の抵抗 D3 だけが小さくなっていることが確認できる. ただし他のパラメータに比べて一桁小さいため, 相対的に誤差が大きくなっている.

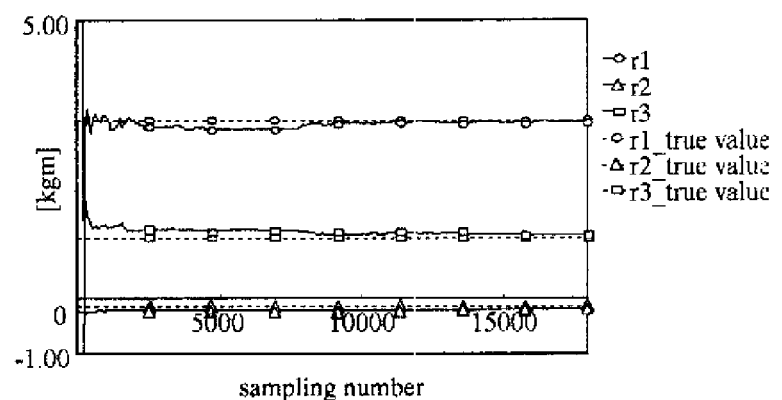


Fig.3 Estimated Parameters(Center of Gravity)

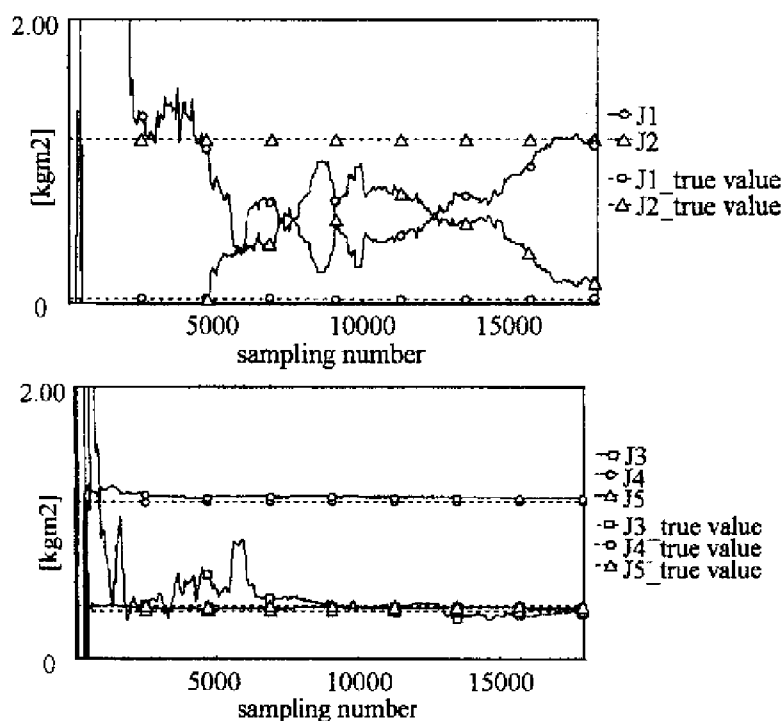


Fig.4 Estimated Parameters(Moment of Inertia)

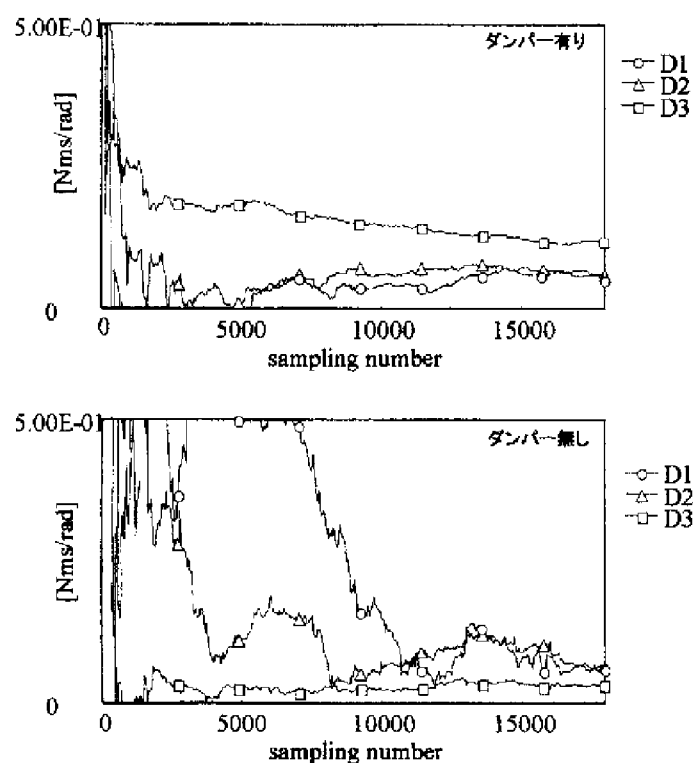


Fig.5 Estimated Parameters(Viscous Friction)

7. おわりに

本論文では、磁気式3次元位置センサと6軸センサを用いて関節の角度変位と駆動トルクを多関節同時に計測し、下肢リンクモデルの基底パラメータを同定する手法を提案した。そして、模型を対象とした同定実験によって下肢リンクの動

特性モデルを構築した。最小二乗法による同定では、観測雑音の影響などによるバイアスが存在するため、運動に影響度の低いパラメータは収束値にばらつきが見られた。しかしこれらのパラメータは、推定誤差が運動に与える影響は小さいと考えられる。また今後、補助変数法や補償用フィルタの導入などの手法を取り入れ、バイアスのない推定値を求めることも重要である。

模型を対象としたパラメータの同定実験では、関節係数として粘弾性特性のみを扱った。しかし、人間を対象と考える場合、関節に外力を加えたときの反力には、筋の粘弾性による機械的な反力のほかに、末梢神経系の反射による反力が存在する。これは伸張反射と呼ばれ、一時遅れの比例要素と速度要素、神経伝達の遅れの3つの要素でモデル化される。同定対象のモデルの形が決まれば、利用可能なシステム同定法もそれに依って決定される。これらの課題を克服し、個々の患者に適合した数学モデルを構築することにより、本論分で述べたような歩行制御や刺激データの自動作成のための計算機シミュレーションの臨床応用が可能になると考えられる。

最後に、本研究を行うに際し、貴重な助言をいただいた秋田大学医学部整形外科の島田洋一先生をはじめとする皆様方に深甚の謝意を表す。

8. 参考文献

- (1) Gary T.Yamaguchi and Felix E.Zajac, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37,1990,886-900
- (2) 伊藤, 巖見, 大日方: 障害者の歩行動作解析のための動力学モデル, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.129-132, (1998)

- (3) 加賀谷,伊藤,巖見,大日方,島田, : 下肢関節拘縮を伴う患者の歩行シミュレーション,第7回日本 FES 研究会・学術講演会予稿集,pp20,(1998)
- (4) 巖,渡辺,二宮,星宮,半田 : FES 起立のための計算機モデルと刺激データ作成法の基礎検討,医用電子と生体工学 36-1,pp22-31,(1998)
- (5) 阿江,湯海,横井 : 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定,バイオメカニズム, 11, pp.22-33 (1992)
- (6) 横井,渋谷,阿江,石島 : 形態的要因が身体部分係数に及ぼす影響,日本体育学会第 36 回大会号, 419 (1985)
- (7) Martin,P.E.,Mungiole,M., Marzke,W.M. and Longhill,M.J. : The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties, J.Biomechanics, 22(4), 367-376 (1989)
- (8) Matsuo,A., Fukunaga,T. and Uchino, S. : Estimation of volume, density, mass and location of CG by means of MRI method, Proceedings of International congress on biomechanics 13, 379-380 (1991)
- (9) Mungiole, M. and Martin, P.E. : Estimating segment inertial properties, Comparison of magnetic resonance imaging with existing methods, J.Biomechanics, 23 (10), 1039-1046 (1990)
- (10) 巖見,本間,磯野,大日方 : カセンサを有するリンク機構による生体力学定数の同定,ロボティクス・メカトロニクス講演会'98 講演論文集,(1998)