

# 屈筋と伸筋の筋電位を用いた繰返し法による 手指屈曲伸展運動システムの基礎的同定

木村 純壮\* 伊藤 大樹\*\* † 奥家 隆史\*\* †† 大塚 健太\*\* †††

Basic System Identification for Finger Motion  
considering EMG of Flexor and Extensor Muscle

Junso KIMURA\* Daiki Ito\*\* † Takashi Okuie\*\* †† Kenta Otsuka\*\* †††

## ABSTRACT

In the field of physical education studies, kinematics, occupational therapy studies, physical motor function has been measured, and has been evaluated. In the field of engineering, physical exercise property has been analyzed dynamically, and a biolocomotion system has been identified for development of myoelectric prosthetic hand. But, quantitative evaluation is necessary, and, as for the study contents, there is limitation in scope and field of application. In this paper, mechanism of finger flexure and extension exercise is aimed at, driving force and EMG of a flexor and an extensor are considered, system model of 2 input 1 output is introduced, and system identification is done for the basics. The results of identification are effective and the estimated system model can expect wide application in the field of medical service rehabilitation and sports biomechanics and so on.

キーワード：システム同定, EMG, 手指運動

**Keywords:** System identification, EMG, finger motion,

## 1. はじめに

体育学, 運動学, 作業療法学などの分野において, 古くから身体の運動機能を評価する研究[1-3]が行われている。これらの研究においては定性的な結果が多く, 実験データが十分には処理されていないので, 厳密な運動機能評価には至っていないと考えられる。

これに対し, 工学の機械運動学, 計算力学などの分野において, 身体運動について力学的特性の解析を目標とした研究[4-6]などが行われている。筋電などの生体電位と運動状態を計測し, 運動を再現するダイナミックシミュレーションモデルを構築している。また, その他の工学的研究では筋電義手の開発[7, 8]を主目的として生体運動の解析を実施しているものもあ

る。このような研究では, それぞれの分野において有益な成果を与えてはいるものの, 定量的評価に欠けていたり, 成果の応用範囲に限界があったりする。

これら以外にも, 筋-骨格システムの運動解析研究は, 医用リハビリテーションにおける運動機能評価やスポーツバイオメカニクスにおける反復運動熟練度評価など, 幅広い応用が期待できる[9]。このような応用を実現するため, 高度信号処理やシステム理論を活用した定量的で精緻な運動機能評価を目指した研究が望まれる。

このような背景から考えて, 本論文では, 特に生体システムに対する工学的アプローチとして, 手指屈曲伸展運動のメカニズムに着目し, 屈筋と伸筋の駆動力を考慮したシステム同定方法について検討を行い,

\*機械システム工学科 \*\*機械工学科学部生

†現在 興新設計(株) ††現在 三和設計(株) †††現在 石井表記(株)

同定精度の向上を目指す。すなわち、運動メカニズムを詳細に解析し2入力1出力型のモデルを導入し、モデル中の2つのパルス伝達関数に対して繰返しにより交互に反復同定を実施する。また、その後、実際の運動メカニズムに対応・適合するようにシステムモデルの低次元化処理も行う。推定したシステムモデルは、測定条件の異なる別の実験データに対してシミュレーションを行い、その応答から一般性と普遍性を検証し、妥当性の評価を行った。

本論文における、屈筋・伸筋運動に対する2入力1出力型パルス伝達関数の誘導・適用、および、これに対応した反復同定の実施研究は、システム同定理論の応用研究の中で生体運動モデリング分野への適用事例として有用性が高いと思われる。本研究成果を基礎として研究を進めてゆけば、前述した応用分野において有用なシステムモデルを構築可能と考えられる。

## 2. 手指屈曲伸展運動システム

### 2.1 手指屈曲伸展運動のメカニズム

まず、手指の屈曲伸展運動のメカニズム[6, 10]について説明する。身体運動の駆動源は筋肉であるが、ほとんどの場合、各関節での回転運動に屈筋と伸筋の2つが使われる。屈筋は動作をする時など意識的に使われ、伸筋は意識的というよりも姿勢を元に戻すために使われている。また、筋肉は一般的に収縮時に力を発揮し、伸展時には大きな力を発揮できない性質がある。手運動の前腕屈筋群として浅指屈筋、深指屈筋、橈側手根屈筋、長掌筋、尺側手根屈筋などがある。また、前腕伸筋群として長橈側手根伸筋、短橈側手根伸筋、総指伸筋、尺側手根伸筋などがある。これらの中で本研究にて対象とする手指屈曲伸展運動に関しては、主に屈筋は長掌筋とし、伸筋は総指伸筋とする。これらの屈筋と伸筋をそれぞれ図1(a)と図1(b)に示す。

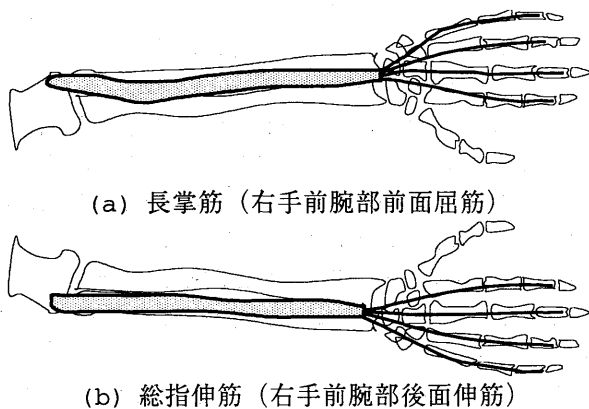


図1 手指屈曲伸展運動の屈筋と伸筋

長掌筋、総指伸筋は指の屈曲伸展運動において協同的に収縮する筋である。長掌筋が収縮し、総指伸筋

が伸張すれば、手指は屈曲し握られる。逆に、長掌筋が伸張し、総指伸筋が収縮すれば、手指は伸展しひらかれる。これらの屈筋と伸筋の表面筋電位と手指の関節回転運動を測定し、運動機能を評価するための工学的モデルづくりを行いたい。

### 2.2 手指屈曲伸展運動のモデル

屈筋と伸筋により駆動される手指の屈曲伸展運動は、次図に示すようにモデル化[11, 12]することができる。関節における手指の回転運動とこれを駆動する屈筋と伸筋の特性から構成されている。おのおのの筋肉は、弾性要素、粘性要素から成り立っていると考えられる。

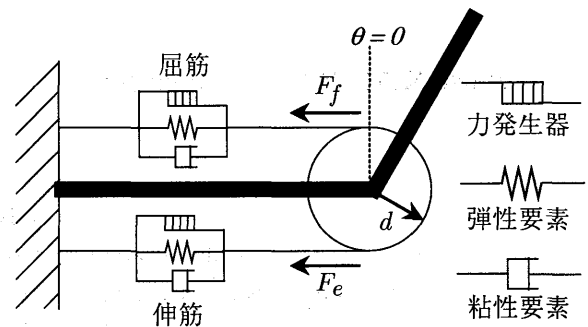


図2 屈筋伸筋駆動の関節回転運動モデル

このシステムの回転運動部の運動方程式は、次式により記述[11]できる。

$$I\ddot{\theta}(t) + c\dot{\theta}(t) + k\theta(t) = u_f(t) - u_e(t) \quad \dots (1)$$

式中、 $I$ は回転運動の慣性モーメント、 $c$ は粘性抵抗係数、 $k$ はバネ定数をあらわし、 $\theta(t)$ は回転系の回転角、 $u_f(t)$ と $u_e(t)$ は、それぞれ、屈筋と伸筋による力 $F_f(t)$ 、 $F_e(t)$ から発生される回転トルクである。ちなみに、 $u_f(t)$ と $u_e(t)$ の添え字は、屈筋:flexor muscle、伸筋:extensor muscleの頭文字をとっている。以後、同様の表記を用いる。

この運動方程式は、手指屈曲伸展運動システムにおいて、屈筋と伸筋に関し、粘弾性特性が収縮力に依存せず一定であるとみなし、線形系として取り扱ったものである。生体運動を記述する非常に簡便で基礎的な方程式である。より高度に、双線形系[11]として取り扱うことも考えられるが、後述する本論文の実験では、特に、負荷をかけずに力を抜いた状態で緩やかに運動を行うので、粘弾性特性が大きく変化するようなことはなく、この仮定は満たされ、(1)式による記述で十分と考えられる。

### 2.3 システム同定用モデルの誘導

(1)式の運動方程式をもとにして表面筋電位を入力、身体運動を出力とするシステム同定用のモデルを誘導する。(1)式をラプラス変換し、整理すれば、角

速度  $\mathcal{L}[\dot{\theta}(t)] = s\theta(s)$  ( $\mathcal{L}$  はラプラス変換記号) に関して次式を得ることができる。

$$s\theta(s) = \frac{s}{Is^2 + cs + k}(u_f(s) - u_e(s)) \dots \dots (2)$$

$$= G_r(s)(u_f(s) - u_e(s))$$

また、屈筋と伸筋に関してそれぞれの表面筋電位 (EMG)  $e_f(t)$ ,  $e_e(t)$  を入力とみなし、これに対応してそれぞれ駆動力を発生し、これが屈曲、伸展の回転トルクとなると考える。この挙動を、伝達関数、 $G_{fm}(s)$  と  $G_{em}(s)$  を用いて記述すれば、次式となる。

$$\begin{cases} u_f(s) = G_{fm}(s)e_f(s) \\ u_e(s) = G_{em}(s)e_e(s) \end{cases} \dots \dots (3)$$

ここで、(3)式を(2)式に代入し整理すれば、次のモデルを得る。

$$s\theta(s) = G_r(s)(G_{fm}(s)e_f(s) - G_{em}(s)e_e(s))$$

$$= G_r(s)G_{fm}(s)e_f(s) - G_r(s)G_{em}(s)e_e(s) \quad (4)$$

$$= G_f(s)e_f(s) - G_e(s)e_e(s)$$

ただし、次式とした。

$$\begin{cases} G_f(s) = G_r(s)G_{fm}(s) \\ G_e(s) = G_r(s)G_{em}(s) \end{cases} \dots \dots (5)$$

以上の(2)、(3)式と(4)式のモデルをそれぞれブロック線図で表記すれば、次図のようになる。

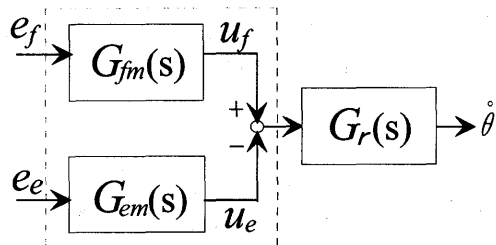


図3 手指屈曲伸展運動システムのモデル

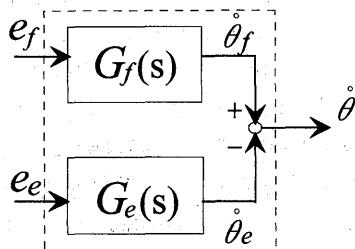


図4 システム同定用モデル

### 3. 運動計測実験

#### 3.1 実験装置および実験条件

図5に実験装置の全景を示す。また、表1に実験装置の構成とそれらの仕様を示す。

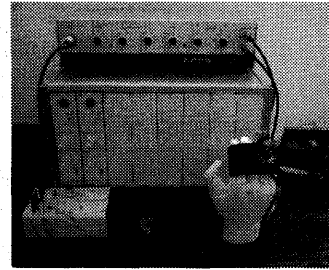


図5 実験装置

表1 実験装置の構成機器と概略仕様

品名	型名	メーカー	概略仕様
2チャンネル高感度増幅器	MEG2100	NIHONN KOHDEN	入力インピーダンス 500MΩ 同相弁別比 80dB 以上 雑音 5μVp-p 以下 感度 (選択) 5,10,20,50 μV/V 0.1,0.2,0.5,1,2.5,10mV/V 最大入力電圧 100mVp-p 以上
ポリグラフシステム生体電気用アンプ	RM-7000 AB-601G	NIHONN KOHDEN	汎用生体電位 2ch
角速度計 (圧電振動ジャイロ素子・基板)	ENC-03J	村田製作所	±300[deg/sec] 0.67[mV/(deg/sec)]
ロードセルアンプ	TU-BR500N TD-240A	TEAC	最大荷重 500N
A/D変換機	AD12-16(PC)	CONTEC	12ビット, 16ch

角速度計 (圧電振動ジャイロ素子)

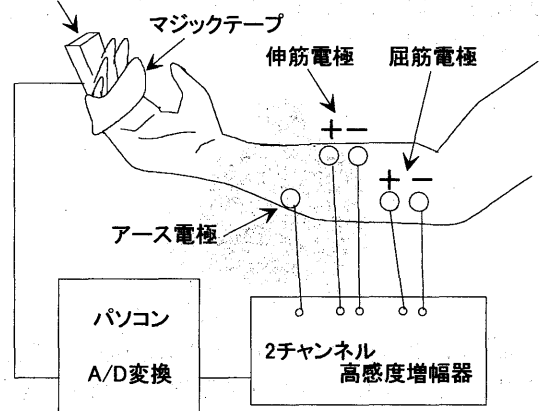


図6 測定状況説明図

図6は、本実験装置を用いた測定状況の説明図である。屈筋と伸筋にそれぞれプラスとマイナスの電極2個、アースを含め計5個の電極をテープで固定する。各筋の2個の電極間距離は2cmとした。アース電極は、なるべく近くで、かつ目的とする電気的信号の影響を受けない場所に固定する。すべての電極にはペーストを塗布する。電極ペーストは、皮膚表面の電気抵抗を低く抑え、導電性をよくする特性があり、また、ゲル化しにくく、長時間使用できる特徴もある。これらの電極は2チャンネル高感度増幅器に接続し適度な増幅を行いA/D変換器とパソコンを用いて筋電位を計測している。この2チャンネル高感度増幅器は、

筋電図・神経インパルスや心電図など、同時に2つのデータを測定できる。また、平衡入力型アンプ内臓の入力箱により、入力側から外来ノイズが混入しにくくなっていて、正確なデータを取得することができる。

測定中は姿勢を楽にして腕を机の上に置き、手の平が上を向くようにして、手指を「握る・開く」の動きをゆっくりとした動作で繰り返す。手指の動作は毎回なるべくおなじような力加減になるように気をつける。電極の移動やリード線のゆれにより波形の基線が動いてしまう現象をモーションアーチファクトと呼ぶが、この現象についても十分に注意を払う必要がある。また、電極ペーストの量によっても波形が大きく変わってしまうので、塗布量に注意が必要である。

手指屈曲伸張運動の計測時には、運動に拘束を設けることにした。図6に示すように、手指全体をマジックテープで覆い、そこに角速度計(ジャイロセンサ)を装着するようにした。マジックテープにより、指節間関節の屈曲伸張運動を抑制し、中手指節関節の屈曲伸張運動のみとなるように調節し、多体リンク運動により発生する非線形運動を抑制し、線形運動に近づけるようにした。

図7に角速度計、すなわち、圧電素子型のジャイロセンサ、計測回路、マジックテープを示す。前部は計測回路の基板で、ジャイロセンサは基板上にある。後部は手指に装着するためのマジックテープである。

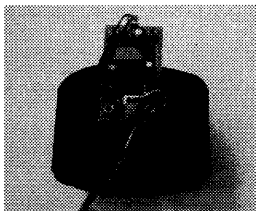


図7 角速度計

また、図8に計測回路を示す。上部は市販の回路[13]を使用し、測定範囲に合わせて基準点を補正・変更するため、下部の補償回路[14]を自作して追加している。

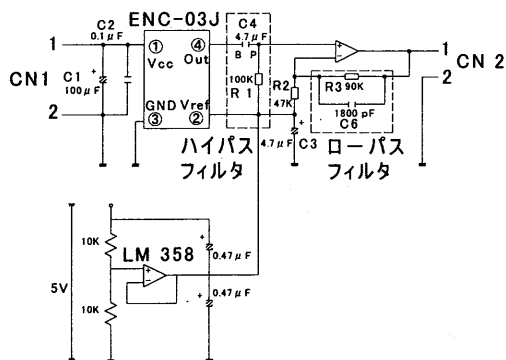
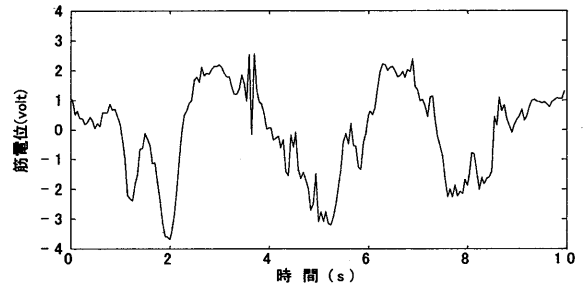


図8 圧電ジャイロセンサ計測回路図

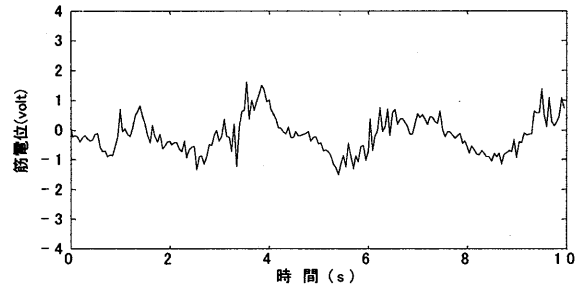
なお、実験装置中のロードセルとアンプは、無負荷状態で力の大きさも計測しないので、今回未使用である。

### 3.2 測定結果

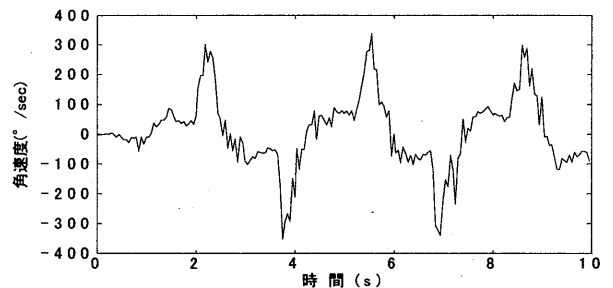
実験では、サンプリング周期5[msec]で10[sec]間、約3回の屈曲伸張運動を測定した。屈筋の電位、伸筋の電位、手指角速度の測定データを図9に示す。



(a) 屈筋の電位



(b) 伸筋の電位



(c) 手指角速度

図9. 右手指屈曲伸張運動の測定結果

手指角速度の応答に示されるように、約2.2, 5.7, 8.8[sec]にピーク値をもつプラス側の応答波形が屈曲運動、同じく、約3.8, 7.0[sec]にピーク値をもつマイナス側の応答波形が伸張運動に対応している。屈筋と伸筋の電位をみると、手指角速度の運動に大きく関与していると思われる振幅の大きな低周波の成分と、運動にはほとんど無関係と思われる微小振幅、高周波の成分が含まれている。屈筋では、低周波成分の振幅が大きく、比較的高周波成分が少ない。一方、屈筋に比較して伸筋では、低周波成分の振幅は比較的小さく、高周波成分が相対的に大きくなっている。一般的身体動作においても、このように伸筋の活動量が多く観測される傾向[1]にある。以上の測定データを用いて手指屈曲伸張運動のモデリングを行う。

## 4. 運動システムの基礎的同定

### 4.1 2入力1出力パルス伝達関数モデルと繰返し法によるシステム同定

(4)式,あるいは,図4のモデルに対し離散化を行い,伝達関数  $G_f(s)$  と  $G_e(s)$  に対応してパルス伝達関数  $G_f(z^{-1})$  と  $G_e(z^{-1})$  をあてはめて,システム同定を実行することにした.すなわち,システム同定用のモデルは次式とする.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}(k) &= G_f(z^{-1})e_f(k) - G_e(z^{-1})e_e(k) \\ &= \frac{B_f(z^{-1})}{A_f(z^{-1})}z^{-1}e_f(k) - \frac{B_e(z^{-1})}{A_e(z^{-1})}z^{-1}e_e(k) \end{aligned} \quad (6)$$

$$A_f(z^{-1}) = 1 + \sum_{i=1}^n a_{fi}z^{-i}, \quad A_e(z^{-1}) = 1 + \sum_{i=1}^n a_{ei}z^{-i}$$

$$B_f(z^{-1}) = \sum_{i=1}^{n-1} b_{fi}z^{-i}, \quad B_e(z^{-1}) = \sum_{i=1}^{n-1} b_{ei}z^{-i}$$

本論文で取り扱う手指屈曲伸張運動システムは,前述したように屈筋と伸筋により駆動されているため,2入力1出力のシステムとみなされ,(6)式中の2つのパルス伝達関数  $G_f(z^{-1})$  と  $G_e(z^{-1})$  を推定しなければならない.このような場合,システム同定理論を適用すれば,いくつかの方法が考えられるが,今回は以下に説明する繰返しによる方法を適用して,2つのパルス伝達関数のパラメータ推定を実行してみた.

$G_f(z^{-1})$  と  $G_e(z^{-1})$  のどちらか一方を固定し,他方を推定する処理を交互に繰返してシステム同定を行う.

このとき,推定に用いる仮想的な運動データ  $\dot{\theta}_f(k)$ ,  $\dot{\theta}_e(k)$  は,  $\dot{\theta}(k) = \dot{\theta}_f(k) - \dot{\theta}_e(k)$  を考慮して測定データ  $\dot{\theta}(k)$  と再現データを活用し逆算によって求める.具体的には,  $G_f(z^{-1})$  のシステム同定を行うときには,

$G_e(z^{-1})$  を固定し入力  $e_e(k)$  から  $\dot{\theta}_e(k)$  を再現し  $\dot{\theta}_f(k) = \dot{\theta}(k) + \dot{\theta}_e(k)$  により  $\dot{\theta}_f(k)$  を求める.  $e_f(k)$  と求めた  $\dot{\theta}_f(k)$  を入出力データとして  $G_f(z^{-1})$  のシステム同定[15]を行う.  $G_e(z^{-1})$  のシステム同定を行うときには,対応するものを入れ換えて同様の処理を行う.

このような処理を交互に5回程度繰返しながら,同定精度の向上を図る.しかしながら,最初の処理の際には,1入力1出力システムとしての同定処理を避けることができず,どうしてもシステム同定が困難な状況が発生してしまう.これに配慮してシステム同定を円滑に行うため,(6)式において次数を大きめに設定し,  $n=8$  としている.図10に,この繰返し法にもとづくシステム同定を実行した結果を示す.

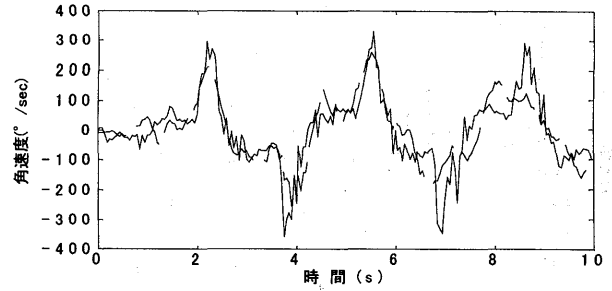


図10 繰返しシステム同定の結果

実線は実測データであり,破線は同一入力に対し同定したモデルから推定される応答である.二つの応答波形を比較すると,概ね良く一致している.ただ,屈曲運動と伸張運動ともに,振幅のピーク付近で多少誤差がみられる.これは,実測データにおいて手指の多関節,多体リンク運動が抑制しきれていないことが原因と考えられる.また,屈曲運動側の一致の仕方と比べると,伸張運動側は多少誤差が大きめである.雑音的な微小振幅の高周波成分波形は,本同定モデルでは再現されてはいない.総合的に,期待どおり効果的に応答を再現できる高精度のモデルを構築することができたと考えられる.

図11は,MATLAB コマンドを用いて同様の処理を行った結果である.図10と図11の同定結果を比較すれば,ほぼ同等の精度となっていることがわかる.

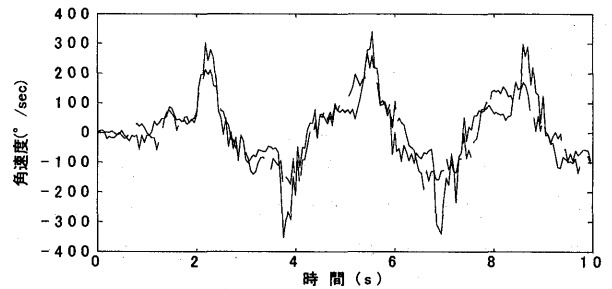


図11 MATLAB コマンドの同定結果[16]

### 4.2 システムモデルの低次元化処理

図10に示したシステム同定では,8次のパルス伝達関数を用いた.しかしながら,第2章で述べた手指屈曲伸張運動のメカニズムから考えると,表面筋電位から筋力を発生する筋部分の伝達特性において2次のパルス伝達関数をあてはめ,全体として4次のパルス伝達関数((6)式において  $n=4$ )を使用すれば十分と考えられる.そこで,図10に示した同定結果を基礎にして,4次の妥当な次数のパルス伝達関数をあてはめなおして,繰返し同定処理をさらにもう一回だけ実施することでシステムモデルの低次元化処理を行う.その結果を図12に示す.

実線が実測データで,破線は低次元化したモデルで推定される応答である.当然のことながら先の図10に示した同定結果に比べると,やや誤差が大き

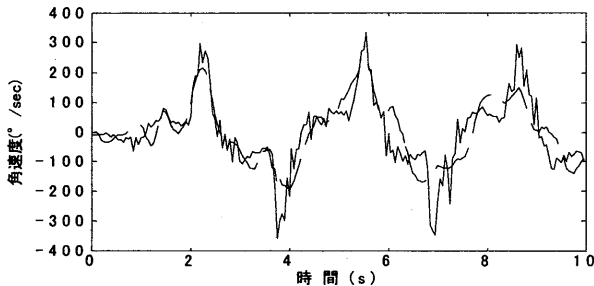


図 12 モデル低次元化の結果

なりモデルの再現性は劣化している。しかしながら、両応答波形は良く一致しており、パラメータ数が少なく扱いやすい低次元化モデルを取得できたと考えられる。

#### 4.3 システムモデル妥当性の検証

つづいて、システム同定により取得したモデルの妥当性を検証するため、測定条件の異なる別のデータに対して、モデルの再現性や応答波形の適合度を解析してみる。実測データには、図9に示したのものとは異なる、握る動作と開く動作を一回ずつ間隔をあけて行ったデータを用いた。その結果を図13に示す。

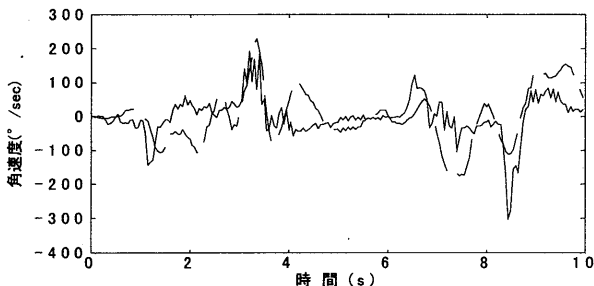


図 13 別データに対するモデルの適合度

実線が実測データで破線がモデルによる推定応答である。この二つの波形を比較すると、実線と破線はほぼ良く一致していることがわかる。したがって、推定したパルス伝達関数は、実験条件の異なる別のデータに対しても適合性があると考えられる。

#### 5. おわりに

本報告では、身体運動の計測は無負荷で行った。目的を持つ身体運動は負荷を伴う動作が大半のため、身体運動機能評価を追及する上で、今後は実験装置に含まれるロードセル・アンプを用いて負荷状態で計測実験を実施する必要がある。これに伴い、双線形モデルを用いた、より詳細で発展的なシステム同定を行ってゆく予定である。また、測定実験において、統一が難しい、電極位置とペースト塗布状態、被験体の状況(疲労など)、個体差などの非再現的条件の問題点をどのように扱うか課題である。最後に、本報告におい

て使用した実験装置の一部は、平成12,13年度科学研究費補助金により導入したものである。また、本報告の内容は、平成14~16年度卒業研究における成果の一部を整理したものであることを付記しておく。

#### 参考文献

- [1] 市橋則明, 金子 翼 他: 利き腕と非利き腕動作の筋電図学的検討, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, **8**, pp.167-171, (1992).
- [2] 武政誠一, 嶋田智明 他: 等尺性筋力増強訓練による Biofeedback 効果, 神戸大学医療技術短期大学部紀要, **8**, pp.97-100, (1992).
- [3] 金子 翼: 作業療法評価法, 協同医書出版社, (2000).
- [4] 藤川智彦, 大島 徹 他: ヒト上肢における系先端の出力と拮抗筋群の協調活動, 日本機械学会論文集 C 編, **65-632**, pp.1557-1564, (1999).
- [5] 大島 徹, 藤川智彦 他: 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, 精密工学会誌, **65-12**, pp.1772-1777, (1999).
- [6] 藤井範久・阿江通良: スポーツバイオメカニクス 20 講, 朝倉書店出版, pp.10-96, (2002).
- [7] 赤澤堅造・林義昭: 筋電義手開発のための筋運動制御系の動特性推定, 電子情報通信学会論文誌, J73-D-II, pp.257-265, (1990).
- [8] 奥野竜平・吉田正樹・赤澤堅造: 筋電制御によるバイオメテック筋電義手の開発, 電気学会論文誌 C, **114-11**, pp.1090-1094, (1994).
- [9] 日本機械学会, 生体機械工学, 日本機械学会, (1997).
- [10] <http://biking.taiiku.tsukuba.ac.jp/~takai/Anatomy/e-anatomy/GR/index.html> (電脳体表解剖学図譜).
- [11] 伊藤宏司, 辻 敏夫: 筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用, 電気学会論文誌 C, **105-10**, pp.201-307, (1985).
- [12] 伊藤宏司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, コロナ社, pp.133-140, (1991).
- [13] <http://www.murata.co.jp/index.html> (ジャイロセンサ計測回路).
- [14] [http://village.infoweb.ne.jp/~fwii1931/robot\\_cct/gyro.htm](http://village.infoweb.ne.jp/~fwii1931/robot_cct/gyro.htm) (ジャイロセンサ補償回路).
- [15] 足立修一: MATLAB による制御のためのシステム同定, 東京電機大学出版局, (1996).
- [16] L. Ljung: System identification Theory for the user, Prentice Hall, (1999).