

# 身体運動モデルを応用した アームリンクの人間動作追従制御基礎実験

木村 純壮\* 浅野 博之\*\*†

Basic Experiment of Human Motion Following Control for Arm Link applying Body Motion Model

Junso KIMURA\* Hiroyuki Asano\*\*†

## ABSTRACT

In the field of biomechanics, it is very important to control machine motion following human motion. The machine control using biomedical signal such as electromyogram leads to the development such as a myoelectric robot hand or a power assist suit. Some control methods of robot hand to mimic body motion pattern based on discrimination by myoelectric signal have been already researched. But, by such an approach, it is difficult to mimic flexible and smooth human motion. A dynamic characteristic should be analyzed to clarify the relation between biomedical signal and human motion, and it is necessary to consider a control method. In this paper, a machine control method applying bio-model is researched to mimic flexible human body motion. A model with two inputs is applied, which has been proposed by authors and constructed considering the principle of body motion by flexor muscle and extensor muscle. And feedback control is done so that machine motion follow body motion.

キーワード：運動制御，EMG，身体運動モデル

**Keywords:** Motion control, EMG, body motion model,

## 1. はじめに

機械工学のバイオメカニクス分野などにおいて、生体関連の機械や材料などの研究[1]が進展している。ロボット技術とも融合し、筋電ロボットハンド、筋電義手[2,3]やパワーアシストスーツ[4]などの開発も進んでいる。

筋電ロボットハンドなどの研究においては、筋電信号から身体動作パターンを推測しロボットハンドに動作パターン模倣させる制御[5,6]が行われている。しかしながら、筋電信号により動作パターンを識別することに重点がおかれたパターン形状近似模倣となっており、運動状態の精緻模倣はあまり考慮されていない。人間の柔軟でなめらかな動作をロボットハ

ンドで実現させるためには、運動状態に着目した模倣制御の研究が必要である。これに対し、筋運動システムの動特性を解析し、筋電義手を制御[7,8]する研究が行われている。しかしながら、動特性解析と制御方法、また、動特性解析結果の応用方法などの検討が不十分と思われる。

著者らは、身体運動をよく再現する生体モデリングに関して研究[9]を行っている。これは、基本的に身体運動が、屈筋と伸筋により駆動される運動機構で実現されていることに着目している。これらの筋電信号を入力として運動を再現する2入力タイプの伝達関数モデルを適用して、システム同定理論により解析を行うものである。この方法を用いれば、再現性の高い身体動作のモデル構築が可能である。

\*機械システム工学科 \*\*機械システム工学科学部生

†現在 岡本工機(株)

そこで、本論文では、機械運動を人間動作に近づけることを目標にして、著者らの身体運動モデルを応用し、モデルから再現される身体動作に追従させるように機械運動を制御する方法を提案する。また、これを検証するため基礎実験を行う。ただし、制御方法の検証に重点をおき、高性能ロボットハンドなどは使用せず、簡単なアームリンクの制御を実施する。

## 2. 身体運動モデリング

著者らが既に報告したモデリングに関して概説する。今回の研究に際して、測定実験やモデリング処理は再実行している。

### 2.1 身体運動のメカニズム

まず、屈筋と伸筋による身体運動のメカニズムについて説明する。手指の屈曲伸張運動のメカニズムを図1に示す。

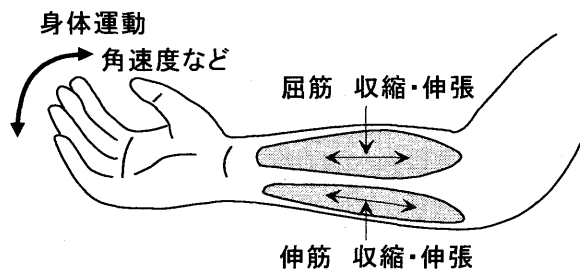


図1 屈筋と伸筋による身体運動メカニズム

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。筋肉は一般的に収縮時に力を発揮し、伸張時には大きな力を発揮できない性質がある。したがって、屈筋と伸筋の収縮力が協調的に作用して身体運動を実現している。すなわち、屈筋が収縮し伸筋が伸張すれば屈曲動作、逆に、屈筋が伸張し伸筋が収縮すれば伸展動作が発生する。実際には、複数の筋肉が複雑に作用して屈筋群、伸筋群を構成するが、本研究では一つ一つの筋肉の作用までは考慮しないこととし、単に、屈筋・伸筋と呼ぶことにする。

これらの屈筋と伸筋の活動量を表面筋電位により把握し、手指関節回転運動との対応関係を解析すれば、身体運動モデルを構築することができる。

## 2.2 筋電および運動計測実験

### 2.2.1 実験装置と測定方法

図2は、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。これらの電極は2チャンネル高感度増幅器（日本光電：MEG2100）に接続し適度な増

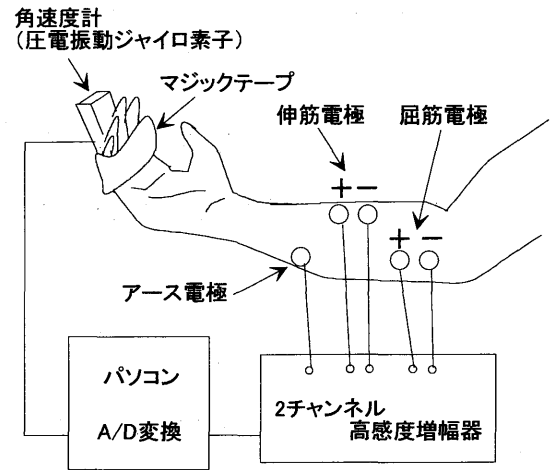


図2 測定状況説明図

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。身体運動状態に関して、手指屈曲伸張の角速度は、圧電振動ジャイロ素子（村田製作所：ENC-03J）を使用して計測している。

測定中は姿勢を楽にして手の平が上を向くようにして腕を机の上に置き、手指の「握る・開く」の動作をゆっくりと繰り返す。手指の動作は毎回なるべく同じような力加減になるように気をつける。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。

### 2.2.2 測定結果

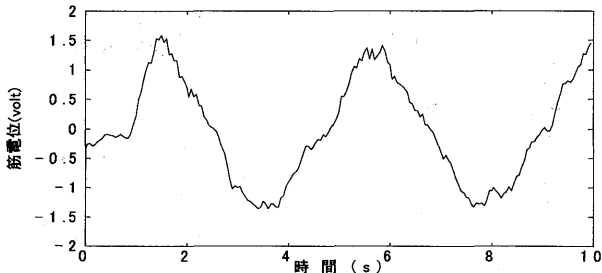
実験では、サンプリング周期 0.05[sec]で10[sec]間、約3回の屈曲伸張運動を測定した。屈筋の電位、伸筋の電位、手指角速度の測定データを図3に示す。

手指角速度の応答ではプラス側の応答波形が屈曲運動、同じく、マイナス側の応答波形が伸展運動に対応している。屈筋と伸筋の電位をみると、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るが、屈筋、伸筋のそれぞれの収縮、伸張に伴う計測筋電位は、手指の屈曲伸張運動による角速度測定データに連動しており、先に述べた身体運動メカニズムに対応しているので、筋肉活動量を良好に計測できていると考えられる。以上の測定データを用いて身体運動システムモデリングを行う。

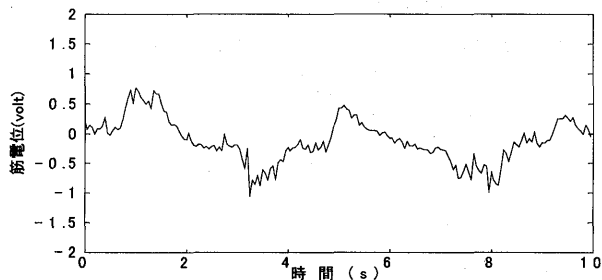
## 2.3 2入力タイプの身体運動モデルとその同定

### 2.3.1 身体運動の力学モデル

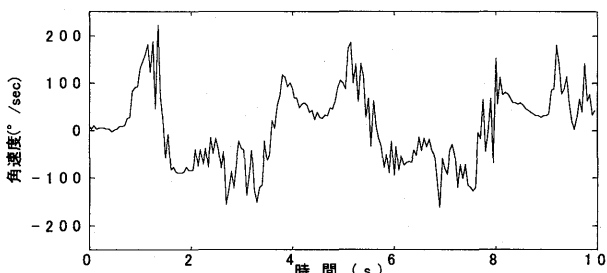
屈筋と伸筋により駆動される手指の屈曲伸張運動は、図4に示すようにモデル化[2]することができる。関節における手指の回転運動とこれを駆動する屈筋と伸筋の特性から構成されている。おのおのの筋肉は、弾性要素、粘性要素から成り立っていると考えられる。



(a) 屈筋の電位



(b) 伸筋の電位



(c) 手指角速度

図3 右手指屈曲伸展運動の測定結果

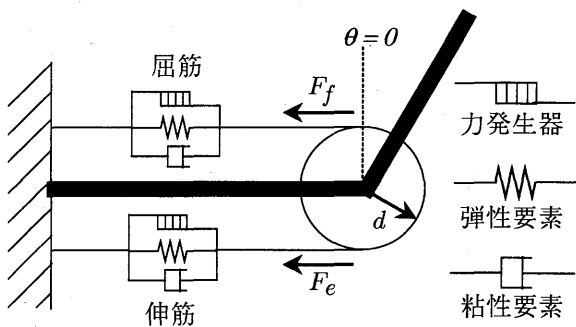


図4 屈筋伸筋駆動の関節回転運動モデル

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[2]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。

### 2.3.2 伝達関数モデルの誘導

(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。

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

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

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が発生し、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。

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

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。

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

以上の(4)式のモデルをブロック線図で表記すれば、次図のようになる。

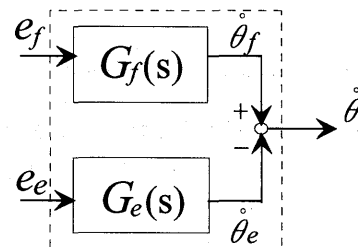


図5 身体運動モデル(手指屈曲伸展)

さらに、(4)式、あるいは、図5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. すなわち, システム同定用のモデルは次式である.

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

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

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

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. システム同定理論を適用し, MATLAB を使用してパルス伝達関数の同定を行った.

### 2. 3. 3 身体運動モデルの同定結果

図6にシステム同定を実行した結果を示す.

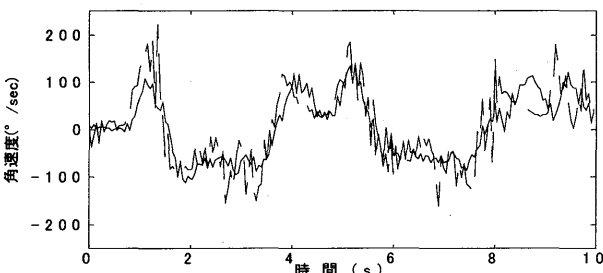


図6 身体運動モデルの同定結果

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, 本同定モデルでは再現できていないところもある. これは, 実測データにジャイロセンサの雑音が含まれていたり, 手指の多関節, 多体リンク運動が抑制しきれておらず非線形特性があらわれていることが原因と考えられる. 総合的には, 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.

## 3. アームリンクの身体運動追従制御

### 3. 1 アームリンク実験装置とその同定

図7にアームリンク実験装置を示す. 実験装置は, コンピュータからの指令により, モータでアームリンクを回転駆動し, その回転角度をポテンシオメータで測定している. このアームリンク実験装置の運動方程式は, 次式で記述することができる.

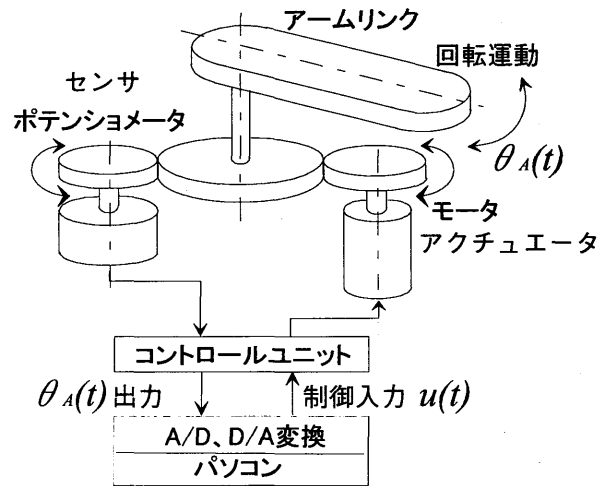


図7 アームリンク実験装置

$$\begin{cases} J\ddot{\theta}_A(t) + p\dot{\theta}_A(t) = \tau(t) & \dots \dots \dots (7) \\ \tau(t) = au(t) \end{cases}$$

ただし, 式中,  $J$  は回転運動の慣性モーメント,  $p$  は粘性抵抗,  $a$  は比例係数であり,  $\theta_A(t)$  はアームリンクの回転角,  $u(t)$  は制御入力,  $\tau(t)$  は回転トルクである. この運動方程式をラプラス変換して整理すれば, 次式となり, 伝達関数を求めることができる.

$$\Theta_A(s) = \frac{a}{(Js + p)s} U(s) \quad \dots \dots \dots (8)$$

さらに, これを離散化して, 次式のパルス伝達関数として取り扱うことにする.

$$\Theta_A(k) = \frac{B(z^{-1})}{A(z^{-1})} z^{-d} U(k) \quad \dots \dots \dots (9)$$

この(9)式のアームリンク実験装置のパルス伝達関数を推定するため, 図8に示すシステム同定用の試験信号を入力として与えた.

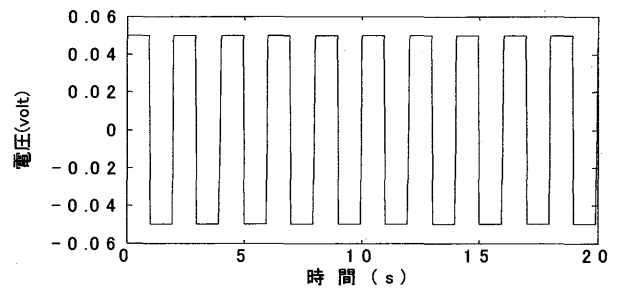


図8 アームリンクシステム同定用入力試験信号

その結果, 図9の破線に示す応答が得られた. これらの入出力データに基づき, MATLABによりシステム同定を行った. 推定したパルス伝達関数からは, 同図の実線で示すようなシミュレーション再現応答を得ることができた. 両波形を比較すれば, 良く一致していることがわかる. 以上の結果から, アームリンク実験装置のシステム同定, すなわち, パルス伝達関数

の推定が、良好に実行できたものと考えられる。

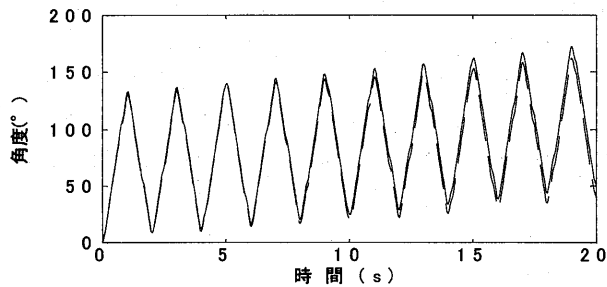


図9 アームリンク実験装置のシステム同定結果  
推定した結果を以下に示す。

$$A(z^{-1}) = 1 - 1.27z^{-1} + 0.27z^{-2}$$

$$B(z^{-1}) = 59.53z^{-1} + 26.92z^{-2} + 13.61z^{-3} \quad \dots (10)$$

$$d = 2$$

ここで、 $B(z^{-1})$ が通常に比べ1項多くなっているが、これは、サンプリング周期に満たないむだ時間が存在することを考慮したものである。

### 3.2 制御システム

体の動きに対応して精度よく動作するように機械を制御するため、図10のブロック線図に示すようにアームリンク実験装置に対して筋電指令型フィードバック制御システムを考える。

この制御システムでは、屈筋、伸筋の筋電信号が入力として与えられると、先に構築した身体運動モデルを用いて身体の屈曲伸展運動の状態、今回の場合は角速度が再現される。この再現された角速度信号を目標値として、アームリンク実験装置にフィードバック制御を施し、アームリンクの角速度を身体運動の角速度に一致させるように制御する。制御のサンプリング周期は0.05[sec]である。コントローラは、簡単な比例制御器を用いている。その比例ゲインは、試行錯誤で調整した結果0.002とした。また、図中に示す調節用ゲインは、この比例制御系で発生が予想される定常偏差を補償するために導入している。これも制御結果をみながら出力が目標値によく一致するように調整するものとする。ここで、本アームリンク実験装置には、測定器として回転角度測定用にポテンシオメータが装着されているが、角速度測定の専用センサは装備していない。したがって、ポテンシオメータによる測定角度から差分計算により回転角速度を算出することにした。差分計算などにより雑音増幅などの悪影響が考えられるが、その対策は、実験結果をみてから検討するものとする。

### 3.3 実験結果と考察

アームリンク実験装置のシステム同定モデルを使用し、図10に示すフィードバック制御系の制御シミュレーションを行った結果を図11に示す。

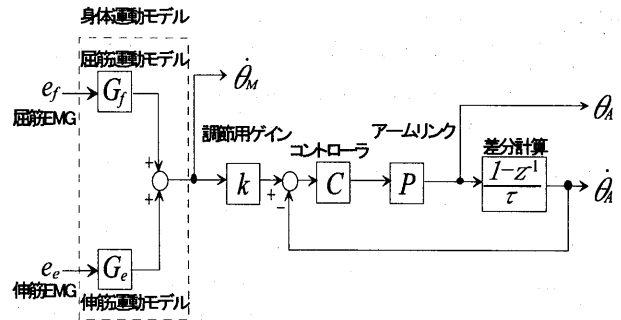


図10 フィードバック制御システムのブロック線図

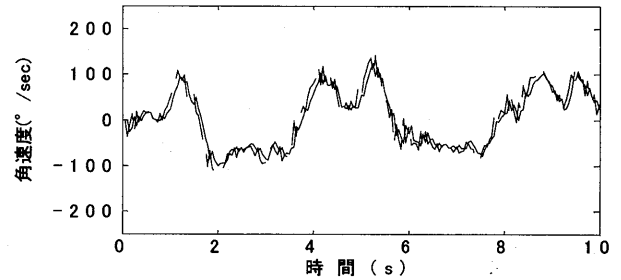


図11 制御シミュレーション結果

実線はアームリンクの回転角速度であり、破線が身体運動モデルから再現した目標値である。両者の応答を比較すれば、アームリンクの回転角速度は、目標値に良く一致していることがわかる。これより、図10に示すフィードバック制御系において、設計したコントローラが有効に機能して、身体運動にアームリンクの運動を追従させる制御目標を達成できると考えられる。

次に、実際、アームリンク実験装置に対して、図10に示すフィードバック制御系により制御実験を行った。その結果を図12に示す。

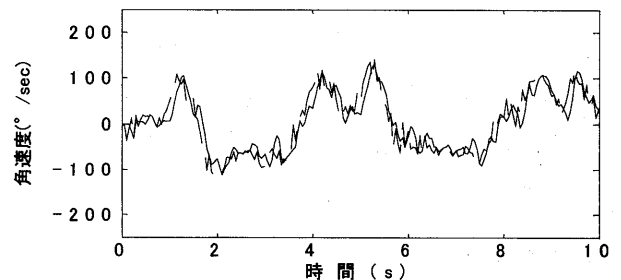


図12 制御実験結果

実線はアームリンクの回転角速度であり、破線が身体運動モデルから再現した目標値である。この制御結果をみれば、図11に示した制御シミュレーションの結果と同様に、アームリンクの回転角速度は、目標値に良く一致していることがわかる。ただし、制御シミュレーションの結果に比べると、アームリンクの角速度波形は時間的に少し遅れながら応答しており、追従特性は多少劣化している。これは、実システムにおけるモデル誤差により、制御性能が劣化したことが原

因と思われる。以上より、図 10 に示したフィードバック制御系は、多少の性能劣化を伴うものの制御シミュレーションと同様に有効に機能して、身体運動にアームリンクの運動を追従させることができています。

最後に、身体運動に対応してアームリンクを運動させる本論文の目標の達成度について評価を行う。これには、身体運動モデルによる再現値ではなく、実際の身体運動データ（図 3(c)）と制御実験において得られたアームリンクの運動状態を比較すればよい。これらの応答を比較したものを、図 13 に示す。

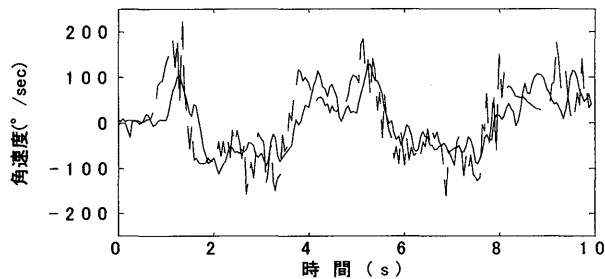


図 13 制御目的の達成度比較

実線はアームリンクの回転角速度であり、破線が身体運動の回転角速度データである。これらの応答をみれば、多少の差が存在するものの、両波形は概ね一致しており、ほぼ身体運動にアームリンクの運動を追従させることができていていると考えられる。図 13 の応答波形に見られるように、実際の身体運動データでは高周波の変動成分がかなり含まれている。これらは、角速度ジャイロセンサの測定雑音や、手指身体運動の微小な震えなどが原因と思われる。また、先に述べた非線形運動の影響も含まれている。したがって、アームリンクの運動をこれらの高周波信号に追従させる必要はないものと考えている。身体運動データについては、高周波成分を除いた主成分に着目して両波形を比較することで、概ね制御目的を達成することができたと考えられる。ちなみに、今回の制御実験では、角速度の差分計算による悪影響は、確認されなかったもので、特別な対処は施さなかった。

## 5. おわりに

本論文では、既に報告している身体運動モデルを応用して、アームリンクの運動を人間動作に追従させるフィードバック制御の基礎実験を行った。本成果を応用すれば、筋電位のような生体信号によりロボットハンドや義手などを、人間の動きに近似させて駆動することができるものと考えられる。今回の実験では、簡単のため角速度をマッチングさせることを制御目

的としたが、その他の運動状態量に着目することも必要である。また、筋電位信号は保存データを用いた実験を行ったが、今後は、リアルタイム処理により測定した筋電位信号から直接アームリンクを制御する実験を行う予定である。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 18 年度卒業研究の成果を整理したものであることを付記しておく。

## 参考文献

- [1] 日本機械学会, 生体機械工学, 日本機械学会, (1997).
- [2] 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).
- [3] 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).
- [4] Kawamoto H., Lee S., Kanbe S., Sankai Y.: Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller, Proc. of Int'l Conf. on Systems, Man and Cybernetics (SMC2003), pp.1648-1653, (2003).
- [5] 平岩明, 内田典佳, 下原勝憲, 曾根原登: 筋電操作ハンドの制御のための皮膚表面筋電信号のニューラルネットによる識別, 計測自動制御学会論文集, 33-2, pp.216-224, (1994).
- [6] 辻敏夫, 高橋恒介, 福田修, 金子真: 事象駆動型作業モデルを利用した EMG 信号のパターン識別, 日本ロボット学会誌, 20-7, pp.771-777, (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ミメティック筋電義手の開発, 電気学会論文誌 C, **114-11**, pp.1090-1094, (1994).
- [9] 木村純壮・伊藤大樹・奥家隆史・大塚健太: 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, 福山大学工学部紀要, 第 29 巻, pp.325-330, (2005).