

FIM 値推定のための遺伝的アルゴリズムを用いた  
体幹制御連節モデルにおける最適パラメータの推定  
Estimating Optimal Parameters in the Trunk Control Articulated Model  
by Genetic Algorithm for mFIM Estimation

安部遼太郎<sup>†</sup> 浜田百合<sup>†</sup> 栗原陽介<sup>†</sup>  
Ryotaro Abe Yuri Hamada Yosuke Kurihara

## 1. はじめに

脳卒中患者のリハビリテーションによる回復効果の指標として Functional Independence Measure (FIM) が用いられている。FIM は運動機能に関する 13 項目、認知機能に関する 5 項目で構成されており介護師が評価を行う。各項目は 1~7 点で評価され、点数が低いほど要介護、点数が高いほど自立度が高いとされる [1, 2]。しかし、在宅におけるリハビリテーションでは、介護師がいないと FIM 値を評価することが難しい。そこで、筆者らはこれまで FIM 値における運動項目に着目し、在宅環境において簡易に FIM 値を推定する手法を提案してきた [3]。その中でベッドからの起き上がり動作時における体幹の運動にたいし複数の減衰振動が連節される体幹制御連節モデルを提案し、FIM 値の推定を行ってきた。先行研究では、モデルパラメータの決定手法について課題があった。以上より、本論では体幹制御連節モデルにおけるパラメータを、遺伝的アルゴリズム (GA) を用いて決定することで FIM 値を推定する。

## 2. 提案手法

ここでは、ベッド上に仰臥位で寝た状態になり、そこから端座位への姿勢に移るが、その一連の動きを対象動作とし、その際の体幹の運動から FIM 値を推定する。

### 2.1 体幹制御連節モデル

本研究では、図 1 の左部に示すようにベッドに仰臥位で寝た状態から、ベッド端で端座位になるまでの運動を対象とし、体幹の運動がどのように収束していくかに着目する。健康者は、体幹の制御が安定しているため、体幹の揺れが小さく目的の端座位になれると考えられる。したがって動作開始から終了まで、比較的オーバーシュートが小さく、目標値に素早く減衰し収束すると考えられる。一方、脳卒中患者は、筋肉等の機能が低下しているため体幹の制御が不安定になり、目標値にたいして大きくオーバーシュートし振動を繰り返しながら時間をかけて減衰し収束すると考えられる。

これらを考慮して、図 1 に示すように、上半身の胸部に設置されたローカル座標系 x-y-z における角速度  $\omega_x(t)$ ,  $\omega_y(t)$ ,  $\omega_z(t)$  にたいし、以下の (1) 式を体幹制御連節モデルとする。

$$\omega_l(t) = \sum_{i=1}^{N_l} [A_i e^{-r_i(t-t_i)} \sin\{\alpha_i(t-t_i) + \beta_i\} H(t-t_i)\{1-H(t-t_{i+1})\}] \quad (1)$$

(1) 式において  $l \in (x, y, z)$  は、回転軸を表す。(1) 式は角速度  $\omega_l(t)$  が、 $N_l$  回の減衰振動を繰り返しながら収束するモデルであり、各減衰振動に関し、振幅  $A_i$ 、減衰の速度  $r_i$ 、振動の角周波数  $\alpha_i$ 、振動の位相  $\beta_i$ 、振動の開始時刻  $t_i$ 、振動の終了時刻  $t_{i+1}$  の 6 つがモデルのパラメータである。また、 $H(t)$  はヘヴィサイドの単位ステップ関数とする。ここでは、各連節する減衰振動に関して、時間的重複はしないように設定する。(1) 式により x 軸、y 軸、z 軸周りの角速度  $\omega_x(t)$ ,  $\omega_y(t)$ ,  $\omega_z(t)$  に関し  $N_x, N_y, N_z$  回の減衰振動による体幹制御連節モデルが構成される。

自立度が高く FIM 値が高い患者においては、少ない減衰振動の連節数  $N_l$  ( $l \in (x, y, z)$ ) で目標の端座位に到達する。このとき、対象動作において主となる減衰振動の振幅  $A_i$  は、他の減衰振動の振幅  $A_i$  に比べて大きくなり、 $N_l$  個の振幅  $A_i$  の分散  $\sigma_{l,A}^2$  は大きくなる。一方、症状の重く FIM 値が低い患者は、姿勢制御がうまくできないため、減衰振動の連節数  $N_l$  は多く、同様の振幅  $A_i$  の減衰振動を繰り返しながら端座位に到達する。したがって、 $N_l$  個における最大の振幅  $\max_{l,A}$  は、FIM 値が高い患者と比較して小さく、同程度の振幅の減衰振動が連節するため、分散  $\sigma_{l,A}^2$  は小さくなる。以上より、本提案手法では、(1) 式のモデルにおけるパラメータをもとに、以下の (2) 式を FIM 値推定のための特徴ベクトルとする。

$$F = [\sigma_{l,A}^2 \max_{l,A} N_l] \quad (l \in (x, y, z)) \quad (2)$$

### 2.2 FIM 値推定のための信号処理

図 1 の右部に本提案手法における信号処理図を示す。

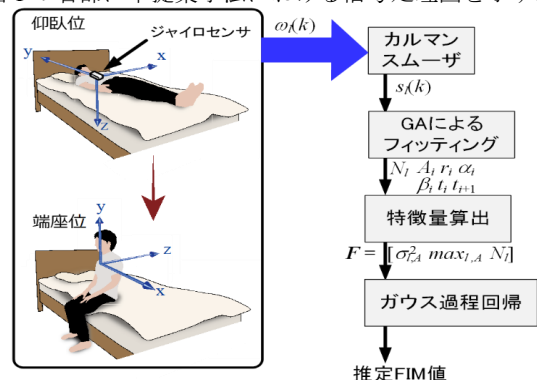


図 1 提案手法

本提案手法では、患者の胸部にジャイロセンサを設置することで、対象動作における体幹の x 軸、y 軸、z 軸周りの

<sup>†</sup> 青山学院大学 理工学部 経営システム工学科  
Department of Industrial and Systems Engineering, College of  
Science and Engineering, Aoyama Gakuin University

角速度 $\omega(k)$ を計測する。  $k$ は離散時間ステップとし $k = 1, 2, \dots, N_d$ とする。計測した信号には、ノイズが含まれているため、カルマン smoother を適用し、白色雑音を除去した信号 $s_i(k)$ を得る。 $s_i(k)$ にたいし、GA を用いることでモデルの $s_i(k)$ へのフィッティングを行う。GA における遺伝子は、連節数 $N_l$ と各パラメータ $A_i, r_i, \alpha_i, \beta_i, t_i, t_{i+1}$ とする。ただし、パラメータ数は、連節数 $N_l$ により変動する。また、各遺伝子の評価値は、以下の AIC により行い、AIC が小さい遺伝子の評価値を高くする。

$$\text{AIC} = N_d \times \log(\sigma_e^2) + 2(N_l \times 6) \quad (3)$$

(3)式において $\sigma_e^2$ は、遺伝子のパラメータにより得られたモデルと $s_i(k)$ における誤差の分散とする。以上より AIC が最小となる遺伝子から $s_i(k)$ にたいし最適な連節数 $N_l$ および各減衰振動のパラメータ $A_i, r_i, \alpha_i, \beta_i, t_i, t_{i+1}$ が得られる。

GA により得られた各連節ごとのパラメータから、(2)式における特徴ベクトル $\mathbf{F}$ を算出する。 $\mathbf{F}$ を説明変数、看護師により判定された FIM 値を目的変数とし、ガウス過程回帰を適用することで FIM 値を推定する。

### 3. 検証実験

提案手法の検証実験として、リハビリテーション中の患者 19 名および健常者 5 名を対象として計測された 44 データを用いて提案手法の評価を行った。各データはジャイロセンサで計測された対象動作中の体幹の x 軸, y 軸, z 軸周りの角速度信号および、看護師により評価された FIM 値で構成される。GA では、個体数は 50 個体、世代数が 200 世代とした。またガウス過程回帰におけるカーネルは二乗指数カーネルとした。

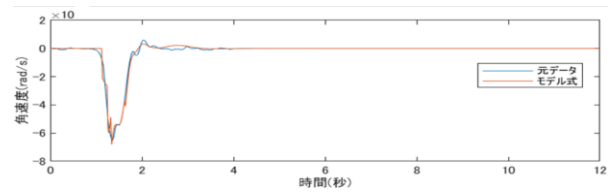
評価手法としては、44 データ中、43 データでガウス過程回帰の回帰モデルを作成し、1 データをテストデータとする leave-one-data-out による交差検証を行った。各テストにおいて推定した FIM 値と、看護師による真値との絶対誤差を求め、44 回のテストにおける平均絶対誤差により精度を評価した。

### 4. 実験結果および考察

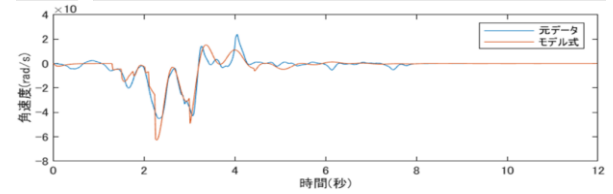
図 2 に y 軸周りの角速度および、提案手法により求めた体幹制御連節モデルのグラフを示す。図 2(a)は FIM 値 91 点(推定 FIM 値 87.45 点)の健常者の結果、図 2(b)は FIM 値 60 点(推定 FIM 値 61.23 点)の患者の結果である。図 2 において、青の実線は角速度、赤の実線はモデルによる波形を表す。

図 2(a)における特徴量は、 $\sigma_{y,A}^2 = 443$ ,  $\max_{y,A} = 55.5$ ,  $N_y = 4$ , 図 2(b)における特徴量は、 $\sigma_{y,A}^2 = 218$ ,  $\max_{y,A} = 41.3$ ,  $N_y = 10$ となった。図 2 に示すように、FIM 値 91 点の被験者においては、振幅の大きい主要な減衰振動を中心としたモデルとなっているのにたいし、FIM 値 60 点の患者においては、多くの減衰振動の連節が必要なモデルとなっていることが確認できる。

全 44 データの交差検証における平均絶対誤差は 8.30 点となった。FIM 値の運動項目は 13 項目あるため、1 つの項目において平均 0.64 点(= 8.30 点/13 項目)(最も良い結果が得られたのは x,y 軸のみを回帰に用いた場合)程度の誤差となり、比較的高精度に FIM 値を推定できることが確認された。



(a) FIM 値 91 点:  $N_y = 4$



(b) FIM 値 60 点:  $N_y = 10$

図 2 角速度およびモデルによる波形

本提案手法においては、モデルフィッティングにおいて GA を用いて AIC を評価関数としてモデルのパラメータを決定した。これにより計測信号におけるノイズ等による誤差にフィッティングせず、最低限の数の減衰振動でモデルを構築した。これにより平均絶対誤差は 8.30 点となった。誤差の要因としては、(2)式におけるモデルにおいては、任意の減衰振動の区間を単位ステップ関数で指定しているため、隣り合う減衰振動の連節点不連続になるモデル誤差が原理的に発生する。実際の体幹の角速度は連続的に変化するため、この点が誤差の要因となる。連節点の処理を含めたモデル誤差の検討は今後の課題となる。

### 5. むすび

本研究では、在宅環境で簡易的に FIM 値における運動項目の値を推定する手法を提案した。提案手法においては、患者の体幹における角速度にたいし、減衰振動により構成される体幹制御連節モデルを定義し、ジャイロセンサで計測した角速度にたいし、GA を用いることでモデルパラメータを決定した。モデルパラメータにたいし、減衰振動における最大振幅、分散および連節数を特徴量とし、ガウス過程回帰を適用することで FIM 値を推定した。検証実験として、脳卒中患者 19 名、健常者 5 名から取得した 44 データを用いた結果、FIM 値推定における平均絶対誤差は 8.30 点となった。

#### 参考文献

- [1] A.W. Heinemann, J.M. Linacre, B.D. Wright, B.B. Hamilton, C. Granger, "Relationships Between Impairment and Physical Disability as Measured by the Functional Independence Measure", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 74, No. 6, pp. 566-573, (1993).
- [2] J.M.Linacre, A.W. Heinemann, B. D. Wright, C.V. Granger, B.B. Hamilton, "The structure and stability of the functional independence measure", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 75, No. 2, pp. 127-132, (1994).
- [3] 安部遼太郎, 広田卓, 浜田百合, 栗原陽介, "在宅リハビリテーション支援のための体幹制御連節モデルによる FIM 値推定手法の提案", 第 17 回日本感性工学会春季大会, (2022).