

起き上がり動作の個体差を考慮した 体幹回転軸合成波による FIM 値推定

安部遼太郎^{†1} 浜田百合^{†1} 栗原陽介^{†1}
青山学院大学^{†1}

1. はじめに

日本では、2060年には65歳以上の高齢者の割合は40%に増加すると推定されている[1]。高齢者において脳卒中は2番目に多い割合で発生しており高齢化に伴い発生件数も増加しており[2]、脳卒中などの後遺症により約117万人が自力歩行できず寝たきりとなり、円滑な日常生活を送ることが困難になるといわれている[3]。寝たきりを防ぐためには、筋肉の衰えや関節の硬化による運動機能の低下を回復させるための長期的なリハビリテーションが必要である。

リハビリテーションにおいては、患者が介助者の支援なしで日常生活動作をどの程度自立して行えるかは、機能的自立度評価法(FIM)における運動13項目(各項目1~7点)で評価され、回復の指標とされる。しかし、FIMの各項目は看護師や介護士に評価されるため、患者が在宅環境でリハビリテーションを行う場合、FIM値を正しく評価することは困難である。

上記の背景に鑑みて、筆者らはこれまで、在宅環境においてベッド上での仰臥位から端坐位への姿勢変化を対象動作とし、対象動作時の体幹の運動を計測することで、簡易的にFIM値における運動項目の点数(mFIM)を推定する研究に取り組んできた[4, 5]。[4, 5]では、体幹胸部に設定したローカル座標系における3軸周りの回転運動ごとに特徴量を算出し、mFIMを推定してきた。しかし、個人ごとに対象動作を行うさい、どの軸を主として使用するかは個人差がある問題があった。そこで本研究では、体幹に設置したローカル座標系における運動を合成しmFIMを推定する。

2. 提案手法

2.1 体幹制御連節モデル

本研究では、図1の左側に示すように、ベッドに仰臥位で寝た状態からベッドの縁に端坐位で座るまでの動きを対象動作とし、体幹の運動に着目する。体幹の動きが、動作開始から端坐位で静止するまで、どのように運動を開始し収束していくかを評価する。健常者は対象動作時に体幹を安定して制御できるため、体幹の細かい振動成分が少なく端坐位をとることができる。そのため、動作開始から終了まで、素早く体幹を制御し運動を収束する。これに対し、脳卒中患者は、筋肉の衰えや関節の硬化による運動機能の低下により体幹の制御が不安定になるため、端坐位になるまで体幹運動の動作を細かく制御する必要がある。上記の対象動作時の体幹運動を計測するため、図1に示すように、上半身の胸部におけるローカル座標系 x-y-z の角速度 $\omega_x(t)$, $\omega_y(t)$, $\omega_z(t)$ を設定する。ただし、同じ mFIM の患者であったとして

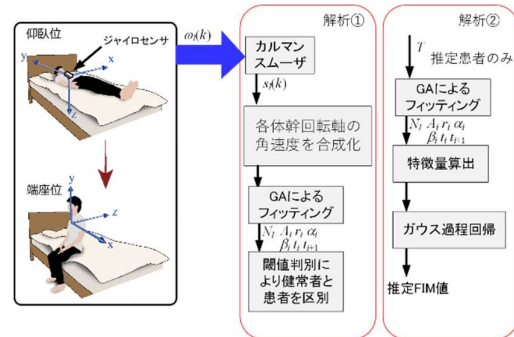


図1. 提案手法

も、どの軸をどの程度使用し、仰臥位から端坐位へ姿勢変化するかは個人差があるため、 $\omega_x(t)$, $\omega_y(t)$, $\omega_z(t)$ を合成した角速度 $\omega_l(t)$ を考える。

$$\omega_l(t) = \sqrt{\omega_x(t)^2 + \omega_y(t)^2 + \omega_z(t)^2} \quad (1)$$

この合成角速度 $\omega_l(t)$ にたいし、上記の対象動作を評価する体幹制御連節モデルは、式(2)で定義する。

$$\omega_l(t) = \sum_{i=1}^{N_l} [A_i e^{-r_i(t-t_i)} \sin\{\alpha_i(t-t_i) + \beta_i\} H(t-t_i)\{1-H(t-t_{i+1})\}] \quad (2)$$

式(2)は、合成角速度 $\omega_l(t)$ が、減衰振動を N_l 回繰り返しながら収束するモデルであり、振幅 A_i 、減衰の速度 r_i 、振動の角周波数 α_i 、振動の位相 β_i を含む各減衰振動に対して、6つのパラメータを持つモデルである。振動の開始時刻 t_i と振動の終了時刻 t_{i+1} をヘビサイドの単位ステップ関数 $H(t)$ で表しており、各減衰振動に対して時間的な重なりがないように、式が設定される。式(2)により、合成角速度 $\omega_l(t)$ にたいし、 N_l 回の減衰振動による体幹制御連節モデルが表される。

mFIMが高い患者や健常者は、減衰振動数 N_l が少なく目標の姿勢をとることができる。この場合、対象動作に主に働く減衰振動の振幅 A_i は FIM 値が低い患者の減衰振動より大きくなる。

しかし、mFIMが低い患者は、目標とする姿勢をとるためまでの減衰振動の数 N_l が多く、同程度の大きさの減衰振動の振幅 A_i で目標姿勢へ到達する。したがって、最大振幅 $\max_{i,A}$ は、mFIMの高い患者よりも小さくなる。

mFIM Estimation by Combined Angular Velocity Around Trunk Rotation Axis
Considering Individual Differences in Getting Up Motion
^{†1} RYOTARO, ABE, Aoyama Gakuin University
YURI, HAMADA, Aoyama Gakuin University
YOSUKE, KURIHARA, Aoyama Gakuin University

そこで、提案手法では、式(2)のパラメータをもとに、合成角速度の最大振幅 $max_{i,A}$ 、 N_i を特徴量とする。

2.2 FIM 値推定のための信号処理

提案手法の信号処理図を図1の右側に示す。本手法では、患者の胸部にジャイロセンサを取り付けることで、対象動作中の体幹の x 軸、y 軸、z 軸周りの角速度 $\omega_x(t)$ 、 $\omega_y(t)$ 、 $\omega_z(t)$ を計測し、離散時間の角速度 $\omega_x(k)$ 、 $\omega_y(k)$ 、 $\omega_z(k)$ を取得する。ここで、 k は離散時間のステップを表し、 $k = 1, 2, \dots, N_d$ とし、 N_d はデータ点数とする。 $\omega_x(k)$ 、 $\omega_y(k)$ 、 $\omega_z(k)$ にカルマンスムーザを適用し、白色雑音を除去後、式(1)より合成角速度 $\omega(k)$ を算出する。そして、 $\omega(k)$ の平均と分散がそれぞれ 0 と 1 になるように標準化した信号を $s_i(k)$ とする。

mFIM が最高得点の 91 点のグループを G1、91 点未満のグループを G2 とし、以下の A)、B) の 2 段階で mFIM を推定する。

A) G1, G2 の判別

まず、 $s_i(k)$ が G1 に属するか、G2 に属するかを判別する。式(2)における N_i を 1 とし、 $s_i(k)$ に遺伝的アルゴリズム(GA)を適用することで式(2)へフィッティングするパラメータ A_i 、 r_1 、 α_1 、 β_1 、 t_1 、 t_2 の最適値を決定する。GA の各個体により求まる信号を $\hat{s}_i(k)$ とし、以下の RMSE が小さくなるようにパラメータを求める。

$$RMSE = \|\hat{s}_i(k) - s_i(k)\|_2 \quad (3)$$

式(3)において、 $RMSE$ は、 $\hat{s}_i(k)$ と $s_i(k)$ との誤差ベクトルの L^2 ノルムを用いて算出される。 $RMSE$ に閾値 T を適用し、 $RMSE$ が T 以下の $s_i(k)$ を G1 とし、推定 mFIM を 91 点とする。 $RMSE$ が T より大きい $s_i(k)$ は G2 に分類する。

B) 回帰分析による G2 の mFIM の推定

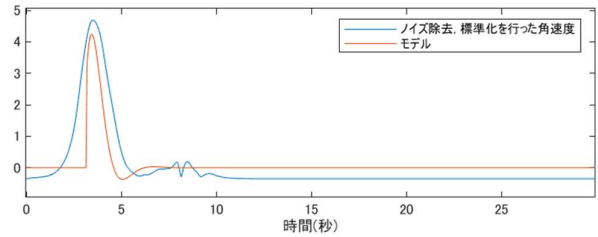
ここでは、A) で、G2 に分類された $s_i(k)$ にたいし、mFIM を推定する。G2 に分類された $s_i(k)$ に再び GA を適用し、パラメータ A_i 、 r_i 、 α_i 、 β_i 、 t_i 、 t_{i+1} を決定する。ここでは、 N_i の値を制限せずに $RMSE$ が低くなるようにパラメータを推定し、特徴量である $max_{i,A}$ 、 N_i を算出する。この特徴量 y を説明変数とし、看護師が実際に評価した mFIM を目的変数としガウス過程回帰を適用することで、G2 に分類された $s_i(k)$ の mFIM を推定する。

3. 検証実験

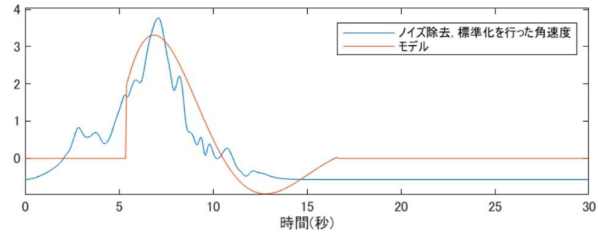
提案手法による FIM 値推定の精度を検証するために、リハビリテーションを受ける患者 20 名と健常者 4 名が計測した 44 データを用いて提案手法を評価した。各データは、ジャイロセンサで計測した対象動作中の体幹の x 軸、y 軸、z 軸周りの角速度信号と、看護師により評価された FIM 値から構成される。

本実験では、サンプリング間隔を $\Delta t = 0.05$ とした。カルマンスムーザでは、システムノイズの分散を 50、観測ノイズの分散を 5×10^3 とした。また、状態ベクトルおよび事後誤差共分散行列の初期値は、0 ベクトルおよび単位行列とした。

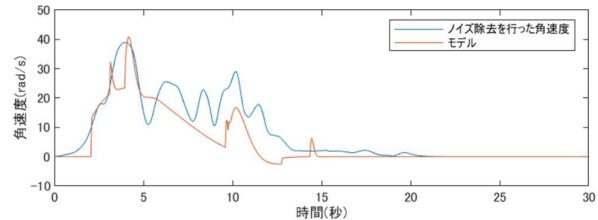
さらに、GA において、個体数と世代数は、それぞれ 50、200 に設定した。ガウス過程回帰のカーネルは 2 乗指数カーネルとした。また、G1 と G2 を分類するために必要な



(a) True FIM 91 点:



(b) True FIM 73 点



(c) True FIM 63 点: $N_i = 6$.

図2. モデルによって得られた角速度と波形

$RMSE$ の閾値 T は 250 とした。

4. 結果・考察

図2は、提案手法で得られた合成角速度と体幹制御連節モデルにより得られたグラフである。図2において、青実線は合成角速度を標準化した $s_i(k)$ 、赤実線は GA により体幹制御連節モデルにフィッティングした波形 $\hat{s}_i(k)$ を表している。図2(a)は、健常者であり、初期の判定で G1 に分類されたため、推定 mFIM も 91 点で正しく推定されている。図2(b)は、真の mFIM が 73 点 (推定 mFIM 91 点) で G1 に分類された患者の結果を示している。図2(c)は、真の mFIM が 60 点 (推定 mFIM が 61.59 点) の患者の結果を示している。図2(c)の特徴量は、 $max_{i,A} = 31.17$ 、 $N_i = 6$ である。図2に示すように、mFIM 63 点の患者は、モデルが複数の減衰振動を必要としているのが確認できる。

全 44 データに対し cross-validation を行った結果、平均絶対誤差は 6.67 点であった。FIM 値の運動項目は 13 項目あるので、1 項目で平均約 0.51 点 (=6.67 点/13 項目) の誤差となった。以上より、FIM 値を比較的高い精度で推定できることが確認された。

提案手法では、評価関数として $RMSE$ を使い、モデルフィッティングにおいて GA によりモデルのパラメータを決定した。従って、誤差をフィッティングすることなく、減衰振動の数が最小となるモデルを構築することができた。

図2のグラフから、1 回目の GA で算出した $RMSE$ に閾値 T を適用したところ、患者 2 名が G1 に誤判定され

た。ただ、そのうち1名は mFIM の真値が 91 点の患者であり、mFIM の推定値も 91 点であるため、mFIM の推定誤差は 0 である。

G1 と誤判定された患者は図 2(b)の患者であるが、波形が患者にしては減衰振動を繰り返していないので、健常者と推定されたといえる。また、健常者の推定精度は 100%であった。ただ、推定結果として、G2 の推定結果が 65 点近傍であった。この原因として、モデル連節部分における不連続点の影響があると考えられる。モデル連節部分の改善については今後の課題となる。

5. むすび

本研究では、在宅環境における mFIM を簡易てきに推定する方法を提案した。提案手法では、患者の体幹の角速度を合成することで、対象動作を行うさいの個人差の影響にたいしロバストになる手法を提案した。また合成角速度にたいし減衰振動からなる体幹制御連節モデルを定義した。mFIM の推定では、FIM 値が 91 の患者を G1 群、91 未満の患者を G2 群に分類、その後、体幹制御連節モデルとガウス過程回帰を用いて、G2 に属する患者の FIM 値を推定した。

検証実験として、脳卒中患者 20 名と健常者 4 名から得られた 44 点のデータを利用し、FIM 値を推定した結果、平均絶対誤差は 6.67 であった。

参考文献

- [1] Allen W. Heinemann, John Michael Linacre, Benjamin D. Wright, Byron B. Hamilton, Carl 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] Satoru Kozima, Toshiaki Tanaka, Nobuya Hashimoto, Hidekatsu Takeda: "Analysis of Lifting Motion from a Chair Using a Physical Model Effect of Body Position and Forward Tilt of the Trunk", Bulletin of Sapporo Medical University Faculty of Health Sciences, No. 2, pp. 25-31, 1999
- [3] John Michael Linacre, Allen W. Heinemann, Benjamin D. Wright, Carl V. Granger, Byron B. Hamilton: "The Structure and Stability of the Functional Independence Measure", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 75, No. 2, pp. 127–132, 1994
- [4] 一ノ瀬樹里, 広田卓, 浜田百合, 鏑木崇史, 栗原陽介: "仰臥位から端座位への起き上がり動作におけるジャイロセンサを用いた FIM 値推定法", 情報処理学会第 83 回全国大会, 2021
- [5] 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