

仰臥位から端座位への体勢変換時における 体幹回転運動合成信号を用いた FIM 値推定

藤谷瞳[†] 安部遼太郎[†] 浜田百合[†] 栗原陽介[†]

青山学院大学 理工学部 経営システム工学科[†]

1. はじめに

機能的自立度評価法 (FIM) は, 日常生活動作を客観的に数値化したものであり, リハビリテーション関連評価で多く活用されている[1]. FIM は運動関連 13 項目, 認知機能関連 5 項目の能力にたいし, 各項目につき全介助の 1 点から自立の 7 点までの 7 段階で評価される[2,3]. FIM の評価は介護士や看護師が FIM 推定を行うことが多い. しかし, 介護経験が短い場合は評価にばらつきが発生したり, 患者数の増加にともない介護負担が大きくなるなどの問題がある.

上記の背景に鑑みて, 筆者はこれまで仰臥位から端座位への体勢変換時における体幹の運動を計測することで運動項目における FIM 値の合計点を推定する手法を提案してきた[4,5]. 本研究では, 体勢変換時の体幹の回転運動における角度, 角速度, 角加速度をもとに, 9 次元回転運動空間におけるベクトルの時間変化を FIM 値推定のための合成信号とし, 合成信号の時間-周波数空間における特性から, 運動項目の FIM 値を推定する手法を提案する.

2. 提案手法

2.1 対象動作における体幹回転運動

1) 対象動作および状態ベクトル

本提案手法では, ベッドに仰臥位で寝た状態から端座位への体勢変換を対象動作とする. 図 1 に対象動作の開始から終了までの一連の動作を示す. 対象動作を行うヒトの胸部に図 1 に示す局所座標(X-Y-Z)を設置する. 各軸周りにおける体幹の回転運動における角度, 角速度, 角加速度をそれぞれ

$$\boldsymbol{\theta}(t) = [\theta_x(t) \ \theta_y(t) \ \theta_z(t)]^T$$

$$\boldsymbol{\omega}(t) = [\omega_x(t) \ \omega_y(t) \ \omega_z(t)]^T$$

$$\boldsymbol{\alpha}(t) = [\alpha_x(t) \ \alpha_y(t) \ \alpha_z(t)]^T$$

とし, 状態ベクトルを $\mathbf{x}(t) = [\boldsymbol{\theta}(t)^T \ \boldsymbol{\omega}(t)^T \ \boldsymbol{\alpha}(t)^T]^T$ とする.

2) 9 次元回転運動空間における合成信号

本研究では, FIM 値の値の違いにおける体幹の回転運動を表す合成信号 $D(t)$ を, $\mathbf{x}(t)$ 自身のアダマール積 $\mathbf{x}(t) \odot \mathbf{x}(t)$ の 9 つの要素を基底とした 9 次元回転運動空間における線形結合として(1)式で表す.

mFIM estimation using trunk rotation motion synthesized signal during positional change from supine to end-sitting position

[†] Hitomi Toya, Ryotaro Abe, Yuri Hamada, Yosuke Kurihara Aoyama Gakuin university

$$D(t) = \{\mathbf{C}^T \cdot [\mathbf{x}(t) \odot \mathbf{x}(t)]\}^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

(1)式において \mathbf{C}^T は, 線形結合における係数ベクトル $\mathbf{C}=[C_1, C_2, \dots, C_9]^T$ とし, 合成信号 $D(t)$ は, \mathbf{C}^T と $\mathbf{x}(t) \odot \mathbf{x}(t)$ の内積で定義される. (1)式では, 体幹の運動により 9 つの基底が時間変化するため, 運動の特徴が 9 次元の空間の変化として表される.

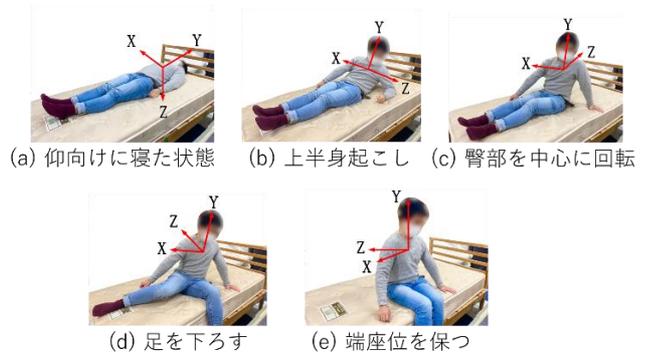


図 1 起き上がり動作

3) 合成信号の時間-周波数特性

$D(t)$ は 9 次元回転運動空間におけるベクトルの時間変化を表しており, 本提案手法では対象動作時の FIM 値の違いにおける体幹の回転運動の違いが, 回転運動空間の変化の周波数成分に影響を与えたとし, $D(t)$ に含まれる周波数成分 f のスペクトルの時間変化 $W(f, t)$ の平均値 $F_m(f)$ に表れるとする. また平均値 $F_m(f)$ および $W(f, t)$ の分散 $\sigma_m^2(f)$ から $W(f, t)$ の値を確率変数 γ とした確率密度関数 $p_f(\gamma)$ を求め, $W(f, t)$ の頻度分析により求めた確率密度関数 $p_{f,m}(\gamma)$ に対して, 以下の(2)式により求まる $F_d(f)$ も FIM 値の影響を受けるとする.

$$F_d(f) = \left[\frac{1}{N_\gamma} \int_0^{N_\gamma} \{p_f(\gamma) - p_{f,m}(\gamma)\}^2 d\gamma \right]^{1/2} \quad (2)$$

(2)式における N_γ は確率変数 γ の上限とする.

2.2 FIM 値推定のための信号処理

本提案手法では, ジャイロセンサを局所座標の原点に設置し, 各軸周りの角速度 $\boldsymbol{\omega}_n(k) = [\omega_{n,x}(k) \ \omega_{n,y}(k) \ \omega_{n,z}(k)]^T$ を計測する. k はサンプリング間隔 Δt で離散化された離散時間ステップ ($k=1,2,\dots$) とする. 図 2 に計測した角速度 $\boldsymbol{\omega}_n(k)$ から 2.1 で述べた FIM 値の影響を表す特徴量 $F_m(f)$,

$F_d(f)$ を求め、FIM 値を推定する信号処理図を示す。ジャイロセンサから取得される角速度 $\omega_n(k)$ には、ホワイトノイズが含まれているため、カルマン smoother を適用し、ノイズが除去された角速度 $\omega(k)$ 、角度 $\theta(k)$ を求める。さらに $\omega(k)$ に中心差分法による数値微分を適用し角加速度 $\alpha(k)$ を算出する。求めた $[\theta(k)^T \omega(k)^T \alpha(k)^T]^T$ を状態ベクトル $x(k)$ とし、(1)式に基づき合成信号 $D(k)$ を求める。また、算出した合成信号 $D(k)$ におけるウェーブレット係数を $W(f_d, k)$ とする。ここで f_d は f_{low} - f_{high} の範囲で離散化された周波数とする。 $W(f_d, k)$ をもとに、 $F_m(f)$ 、 $F_d(f)$ を算出する。ただし、 $F_d(f)$ は(2)式の離散型の(3)式で求める。

$$F_d(f) = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \{P[\gamma_i] - p_m[\gamma_i]\}^2 \right]^{1/2} \quad (3)$$

γ_i は確率変数 γ の離散化確率変数($i=1,2,\dots,n$)とする。

$F_m(f)$ 、 $F_d(f)$ を説明変数、実際に介護士により評価された FIM 値 T_t を目的変数とし、ガウス過程回帰により推定 FIM 値 T を求める。

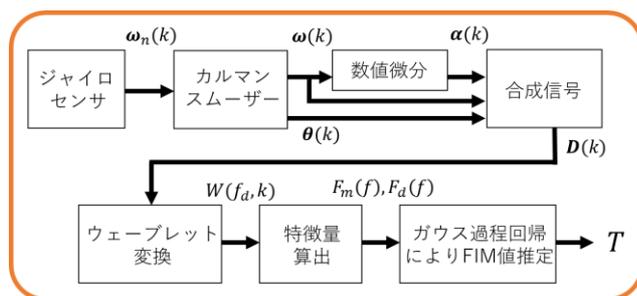


図2 FIM 値推定のための信号処理図

3. 検証実験

検証実験として、リハビリテーションを受けている 19 名の脳卒中患者と健常者 5 名の計 24 名によって計測された 44 データを用いた。実験協力者の胸骨にスポーツベルトでジャイロセンサを取り付け、図 1 に示すように合図後に仰臥位から端座位の起き上がり動作を介助なしで行ってもらった。本実験では $\Delta t = 0.5s$ とし、ウェーブレット変換におけるマザーウェーブレットは一般化 Morse ウェーブレットとする。 $F_d(f)$ を求める際の確率分布は正規分布とする。また、(1)式における係数ベクトルの C の要素および、 f_{low} 、 f_{high} 、 n は遺伝的アルゴリズムにより決定する。

提案手法における精度の評価方法として、leave one data out cross-validation を用いる。44 データのうち 43 データを用いてガウス過程回帰を学習させ、残りの 1 データの FIM 値 T を推定する。44 個の FIM 値の推定値と、看護師によって計測された FIM 値 T_t にたいする平均絶対誤差(MAE)、二乗平均平方根誤差(RMSE)および相関係数によって推定精度を評価する。

4. 実験結果および考察

遺伝的アルゴリズムによって決定した係数ベクトルは $C = [1, 0.4, 0.8, 0.8, 0.9, 1, 0.3, 1, 0.5]^T$ となった。また、周波数の範囲は $f_{low} = 0.24Hz$ 、 $f_{high} = 0.38Hz$ 、 $n = 8$ となった。図 3 に推定された FIM 値 T と看護師によって計測された FIM 値 T_t の散布図を示す。

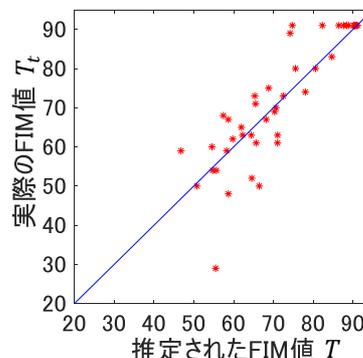


図3 実際の FIM 値と推定の FIM 値の相関

MAE, RMSE, 相関係数は、それぞれ 5.13, 7.67, 0.87 となり、比較的高精度な推定結果となった。 $T_t = 29$ のデータの推定が最も精度が低く、 T_t が 40 点以下のデータの数が少ないためと考えられる。今後の課題として、幅広い FIM 値の患者のデータを集めることがあげられる。

参考文献

- [1] 才藤栄一, 朝貝芳美, 森田定雄, 浅見豊子, 根本明宜, 正門由久, 美津島隆, “リハビリテーション関連雑誌における評価法使用動向調査-7-”, リハビリテーション医学, vol. 45, no. 1, pp. 10-13, 2008
- [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] A. W. Heinemann, J. M. Linacre, B. D. Wright, B. B. Hamilton, C. V. 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
- [4] T. Hirota, Y. Hamada, T. Kaburagi, and Y. Kurihara, “Estimation of functional independence measure motor score based on a truck control model”, *International Journal of Affective Engineering*, vol. 21, no. 2, pp. 101-110, 2022
- [5] R. Abe, Y. Hamada, and Y. Kurihara, “Optimal parameter determination in truck control articulated model by applying sequential genetic algorithm mFIM estimation”, *Proceedings of the 9th IIAE International Conference on Intelligent Systems and Image Processing 2022*, 2022