

# 身体部位の加速度協調を融合した協調運動の評価

## Acceleration-Based Coordination Evaluation

島袋希琉<sup>1)</sup>, 井田涼牙<sup>1)</sup>

指導教員 齊藤亜由子<sup>1)</sup>, 研究協力者 木澤悟<sup>2)</sup>

1) 工学院大学 先進工学部 機械理工学科 システム設計研究室

2) 秋田工業高等専門学校 創造システム工学科 機械系

本研究では、慣性センサにより取得した加速度に特異値分解を適用し、歩行における身体部位間の加速度協調構造を解析した。歩行において、上下方向と前後方向の加速度成分に特徴的な協調パターンが抽出され、上肢と下肢の対側運動による交互的な協調が主要な動作特性であることが示された。

キーワード：慣性センサ、特異値分解、歩行解析、加速度

### 1. 緒言

発達性協調運動症（DCD）は、明確な疾患がないにもかかわらず協調運動に困難を示す神経発達症である。現在用いられている問診や観察、質問紙等の協調運動評価法は評価者の主観や検査対象者の努力に依存し、診断の不確実性が課題となっている。既存の定量的評価法として光学式モーションキャプチャや重心動揺計、筋電図があるが、コストや操作性の問題で簡便に利用できない。

一方、慣性センサは安価で可搬性に優れ、全身協調運動の定量的評価への応用が期待される。特に幼児健診の場での実用が可能であり、その実現にはセンサ情報を用いた動作分類技術と、DCD の特性が現れやすい協調動作における身体部位間の協調関係の定量化が求められる。本研究では、慣性センサから得られる身体各部位の加速度データに対し、特異値分解を適用することで加速度協調を抽出し、身体部位間の協調性を検討することを目的とする。

### 2. 実験

本研究の計測実験には、身長 173 cm、体重 64 kg、身長 169cm、体重 47kg の成人健常男性 2 名が参加した。加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサを搭載した 9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社製、SS-WS1792）を用いて日常動作を計測した。姿勢条件は直立および座位（両手は膝上）、歩行の 3 種類で、歩行条件はメトロノームを用いて 70bpm、90bpm、110bpm を 1 歩進む条件とした。各速度条件においては、10 秒間の歩行を計測し、サンプリング周波数は 100Hz である。センサの貼付位置は、左右大腿部前面の長さ方向中点及び右上腕（外側上顆と大結節を結ぶ直線の長さ方向中点）で

Table1 9 軸モーションセンサ貼付け位置

センサ	貼付け部位	詳細
1	右上腕外側	外側上顆と大結節を結ぶ直線の長さ方向中点
2	左上腕外側	外側上顆と大結節を結ぶ直線の長さ方向中点
3	右大腿部前面	大腿の長さ方向の中点
4	左大腿部前面	大腿の長さ方向の中点

あり、各部位に 1 個ずつ配置した (Table1)。

### 3. 解析

計測実験により得られた前腕と大腿部の加速度を標準化し、標準化した加速度データにより構成される観測行列を式(1)に示す。

$$R(A, t) = \begin{pmatrix} A_{1y}(t_1) & A_{1z}(t_1) & A_{2y}(t_1) & A_{2z}(t_1) & A_{3y}(t_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ A_{1y}(t_m) & A_{1z}(t_m) & A_{2y}(t_m) & A_{2z}(t_m) & A_{3y}(t_m) \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} A_{3z}(t_1) & A_{4y}(t_1) & A_{4z}(t_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ A_{3z}(t_m) & A_{4y}(t_m) & A_{4z}(t_m) \end{pmatrix} \quad (1)$$

ここで、 $A_{1y}(t)$ ,  $A_{1z}(t)$ ,  $A_{2y}(t)$ ,  $A_{2z}(t)$  はそれぞれ右上腕外側および左上腕外側に貼付したセンサによって得られた標準化後の加速度であり、上腕の外側上顆から大結節方向を y 軸正方向、歩行進行方向を z 軸正方向としている。また、 $A_{3y}(t)$ ,  $A_{3z}(t)$ ,  $A_{4y}(t)$ ,  $A_{4z}(t)$  はそれぞれ右大腿部および左大腿部に貼付したセンサによって得られた標準化後の加速度であり、大腿の長さ方

向を y 軸正方向, 歩行進行方向を z 軸正方向としている。

基底ベクトル  $R(A,t)R(A,t)^T$ ,  $R(A,t)^TR(A,t)$  の固有ベクトルをそれぞれ  $V_j(t)$ ,  $Z_j(A)$ , 特異値を  $\lambda_j$  とすると,  $R(A,t)$  は式(2)で表すことができる。

$$R(A,t) = \sum_j \lambda_j V_j(t) Z_j^T(A) \quad (2)$$

ここで,  $\lambda_i$  は各基底ベクトルの寄与度 (特異値),  $v_i(t)$  は各基底ベクトルの活性パターン (時間基底),  $Z_i^T(a)$  は各基底ベクトルにおける加速度の協調パターン (空間基底) である。時間基底  $v_i(t)$  は行列の各要素の時系列における特徴を示す。空間基底  $Z_i^T(a)$  は各時刻において加速度間にどのような相関があるか, すなわち同時に活動する加速度の協調パターンを示す。

得られた特異ベクトルを特異値  $\lambda_i$  の大きい順に第 1 モード, 第 2 モード... としたときにそれらの寄与度  $\gamma_i$  は式(3)で表すことができる。

$$\gamma_i = \frac{\lambda_i^2}{\sum_{i=1}^8 \lambda_i^2} \quad (3)$$

#### 4. 結果

特異値分解により得られた被験者 A における歩行時の時間基底(第 1 モード)をそれぞれ 図 1, 2 に示す。図 3, 4 は図 1, 2 に対応する空間基底である。図 1, 2 において実線は 4 試行の平均値, 破線は標準偏差である。図 3, 4 は平均値を示しており, 標準偏差をエラーバーで示している。表 1 に試行毎の寄与率を示す。

図 1, 2 より, 70 bpm, 90 bpm の両時間基底では, 歩行周期中に明瞭な周期性が確認され, 立脚期と遊脚期のリズムが周期的であった。本結果は, 低速歩行において上下動と前後動が一定のリズムで繰り返され, 安定した協調運動が形成されていることを示している。立脚期終盤から遊脚期初期にかけて時間基底の符号が反転しているのは, 重心移動および腕振り方向の切り替えを反映していると考えられる。

図 3, 4 より, 70bpm ではすべての部位において y 軸の加速度が大きく生成しているが, 90bpm では右上腕のみ z 軸の加速度が大きく生成されていた。また, 90bpm では A2y および A3y の生成が大きく, これは左上腕および右大腿部前面の動きが協調していることを示唆する。以上より, 歩行周期において上肢と下肢の対側運動 (左腕と右脚, 右腕と左脚) が連動している, いわゆる交互運動パターンが主要な協調構造として抽出されたと考えられる。加えて, 時間基底では歩行周期中に 2 つの顕著なピークが立脚期 (stance phase) および遊脚期 (swing phase) の切り替え時に生じており, 歩行フェーズの切り替え時に上肢と下肢の運動位相が変化していることを示している。すべての部位において y 軸の加速度が z 軸の角速度よりも大きく生成されていることは, 肩関

節・股関節の回転運動により生じる遠心加速度が接線加速度よりも大きいことを示唆しており, z 軸の加速度が y 軸の角速度よりも大きく生成されている 90bpm の右上腕に関しては z 軸方向への並進加速度が大きく生成されていたためにこのような結果になった可能性が考えられる。

以上より, 加速度解析に基づく歩行の協調構造は, 上肢と下肢の対側運動による交互的な協調を特徴としていることが示された。特に, y 軸および z 軸の加速度成分において高い協調が観察され, 歩行周期に応じて立脚期と遊脚期で運動位相が切り替わる動的な協調パターンが形成されていると考えられる。

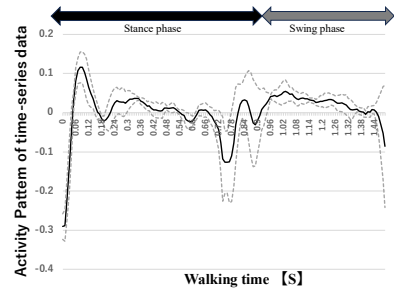


Fig.1 歩行速度 70bpm における時間基底

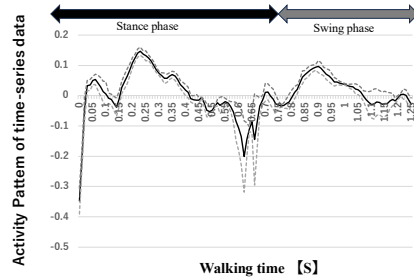


Fig.2 歩行速度 90bpm における時間基底

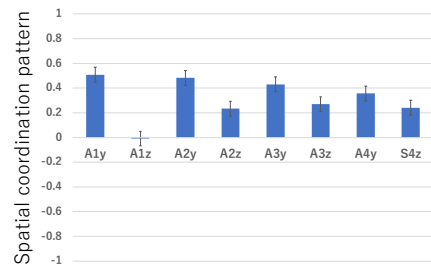


Fig.3 歩行速度 70bpm における空間基底

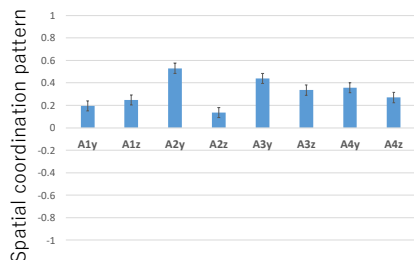


Fig.4 歩行速度 90bpm における空間基底  
Table2 歩行の第一モードにおける寄与率

	Test1	Test2	Test3	Test4
70bpm	41%	44%	41%	39%
90bpm	31%	34%	28%	34%