

幼児の歩行評価に関する基礎的研究

Basic research on gait evaluation of toddler

○学 星野 恵^{*1}, 勝原 琉^{*1}

森地 振一郎^{*2}, 木澤 悟^{*3}, 齊藤 亜由子^{*1}

Kei HOSHINO^{*1}, Ryu KATSUHARA^{*1},

Shinichiro MORICHI^{*2}, Satoru KIZAWA^{*3} and Ayuko SAITO^{*1}

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 東京医科大学 Tokyo Medical University

^{*3} 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

Abnormal gait pattern in young children with cerebral palsy is not easy to distinguish from abnormalities which are caused by orthopedic diseases and gait pattern due to individual habits. Gait measurement using an accelerometer can detect temporal pattern that cannot be confirmed visually. On the other hand, there are still problems during measurement using accelerometers. Since the sensor output includes the gravitational acceleration, it is not possible to extract and evaluate only the acceleration which is caused by movement. In order to analyze gait in more detail using acceleration, it is necessary to remove the gravitational acceleration included in the accelerometer output. Therefore, in this study, as the first step in trying to identify abnormal gait in young children, we will evaluate gait patterns of healthy adults and toddler using dynamic acceleration, which does not include the gravitational acceleration. We focus on the coordination of dynamic acceleration and angular velocity.

Key Words : Abnormal gait, Angular velocity, Dynamic acceleration, Spastic paralysis, Singular value decomposition

1. 緒 言

乳幼児期に発現する痙性の原因の 1 つに脳性麻痺⁽¹⁾がある。軽度な脳性麻痺においては、生後すぐに疑いをもたれることがなく、発達の遅れなどから検査・診断に至ることもある。また、股関節の发育異常である先天性股関節脱臼⁽²⁾が乳児期に見落とされ、歩行開始時に跛行することで発見される例も少なからず存在する。そのため、幼児期の歩行異常を発見することは疾患・発達異常の早期発見に有用である。

これまで、多くの歩行計測において 3 次元動作解析装置が使用されてきた。3 次元動作解析装置は全身の動きを捉え、運動学的特徴を分析することが可能である。しかし 3 次元動作解析装置は装置が大きく、計測場所が限定される。そのため、小型・軽量で計測場所の制限を受けず、持ち運びが容易な計測装置として慣性センサを用いた歩行計測が行われるようになった。加速度センサを用いた歩行計測は目視では確認できない特異な経時的パターンを検出することも可能である⁽³⁾。一方で、加速度センサ出力には重力加速度が含まれているため、姿勢変化の大きい部位へセンサを装着した場合、動作によって生じる加速度のみに着目して動作を評価することが困難であるという課題が残っている。加速度を用いてより詳細に歩行を解析するためには、加速度センサの各軸出力に含まれる重力加速度を除去し、歩行動作によって生じる加速度のみを評価する必要があると考えられる。加えて、加速度の経時的パターンをより簡易に評価可能な定量的評価手法の構築についても検討していく必要がある。

そこで本研究においては、幼児の異常歩行を識別する試みの第一歩として、健常成人と健常幼児の歩行を計測し、加速度・角速度を用いて成人と幼児の歩行の特徴を考察する。計測においては、9 軸モーションセンサを左右の下腿部に装着し、加速度センサから重力加速度を除去した動加速度および角速度の協調に着目する。具体的には、計測結果の特異値分解⁽⁴⁾⁽⁵⁾に基づいて動加速度・角速度協調のパターンである運動モードを抽出し歩行評価を行う。

2. 実験

被験者に関する身体特性情報を表 1 に示す．歩行計測実験においては，9 軸モーションセンサ（スポーツセンシング社，SS_WS1792）を被験者の両足下腿部前面に取り付けた．装着位置を図 1 に示す．右脚に sensor1，左脚に sensor2 を装着した．下腿部におけるセンサの装着は，部位長を基準とした長さの割合で定義しており，部位上端から部位長の 50% の位置に装着した⁶⁾．センサ座標系における X 軸正方向は体の側面左方向，Z 軸は部位長さ下方向である．

計測実験では通常歩行の計測を 5 回行った．また，実験条件として，可能な限り一定の歩幅でメトローム 90 bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するよう指示した．9 軸モーションセンサのサンプリング周波数は 100 Hz である．

3. 動加速度の導出

3・1 角度定義と基準座標系

センサの三次元姿勢はロール角・ピッチ角・ヨー角を用いて表現する．ロール角・ピッチ角・ヨー角は各軸回りを回転させた角度であり，X 軸回りの角度をロール角(φ)，Y 軸回りの角度をピッチ角(θ)，Z 軸回りの角度をヨー角(ψ)と表現する．基準座標系(図 2)は，Z 軸方向を重力方向とした右手座標系で定義した．各軸回りの回転は反時計回りを正方向とした．

Table1 Participants' physical characteristics

	Healthy adult	Healthy child
Height[mm]	1536	800
Weight[kg]	54	10

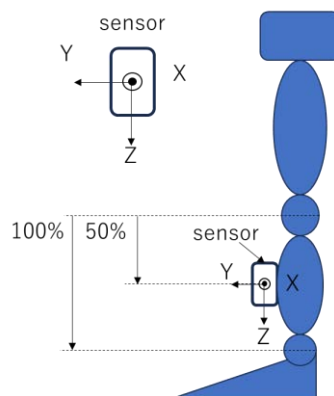


Fig.1 Sensor position and coordinate system

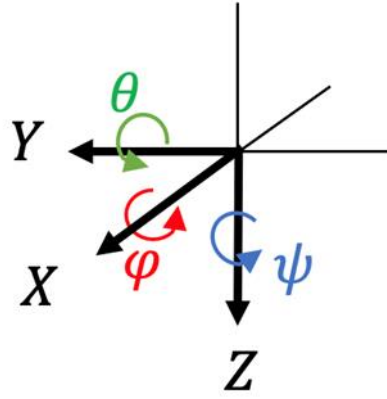


Fig.2 Angle definition and reference coordinate system

3・2 初期角度

静止時には回転運動によって生じるジャイロセンサの出力を得ることができないため、加速度センサから得られる重力加速度と地磁気センサから得られる磁場を用いてロール角・ピッチ角・ヨー角の初期値を算出する⁽⁷⁾. 重力加速度を用いることにより、ロール角・ピッチ角の初期値を式(1), 式(2)のように表すことができる.

$$\varphi_A = \tan^{-1} \frac{{}^iA_y}{{}^iA_z} \quad (-\pi \leq \varphi_A \leq \pi) \quad (1)$$

$$\theta_A = \tan^{-1} \frac{-{}^iA_x}{\sqrt{{}^iA_y^2 + {}^iA_z^2}} \quad (-\pi \leq \theta_A \leq \pi) \quad (2)$$

ここで, φ_A , θ_A はセンサ座標系におけるロール角, ピッチ角の初期値である.

ヨー角の初期角度算出に用いる地磁気センサ出力は, あらかじめ磁場外乱による影響を除去して用いる.

磁場外乱による影響を補正した後, 傾斜補正を行う. 地磁気センサはセンサが傾斜した場合, 磁場を正確に検出することができなくなるため, 式(3)に示す補正式を用いて傾斜誤差を補正する⁽⁸⁾.

$$\begin{bmatrix} {}^i m_x \\ {}^i m_y \\ {}^i m_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\varphi\sin\theta & \cos\varphi\sin\theta \\ 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ -\sin\theta & \sin\varphi\cos\theta & \cos\varphi\cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで, ${}^i m$ は傾斜誤差を補正した磁場である. 補傾斜誤差正後の磁場を用いることにより, センサ座標系におけるヨー角の初期値は式(4)で表すことができる.

$$\psi_m = -\tan^{-1} \frac{{}^i m_y}{{}^i m_x} \quad (-\pi \leq \psi_m \leq \pi) \quad (4)$$

3・3 動作中におけるセンサの姿勢角

ロール角・ピッチ角・ヨー角の微分値は, ジャイロセンサ出力を用いて式(5)により算出することができる.

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \sin\varphi \sec\theta & \cos\varphi \sec\theta \\ 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 1 & \sin\varphi \tan\theta & \cos\varphi \tan\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで、 $\dot{\psi}$ 、 $\dot{\theta}$ 、 $\dot{\varphi}$ はそれぞれロール角・ピッチ角・ヨー角の微分値であり、 ω_x 、 ω_y 、 ω_z は3軸回りのジャイロセンサ出力である。式(5)を式(6)へ適用することにより、動作中のセンサ姿勢角を逐次計算することができる。

$$\begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix}_{t+1} = \int \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} dt + \begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix} \quad (6)$$

ここで、左辺の ψ 、 θ 、 φ は時刻 $t+1$ におけるロール角・ピッチ角・ヨー角であり、右辺の ψ 、 θ 、 φ は時刻 t におけるロール角・ピッチ角・ヨー角を示す。

3・4 拡張カルマンフィルタを用いたセンサの姿勢推定

姿勢推定のための拡張カルマンフィルタを構成するために、非線形離散時間システムを構築する。非線形状態方程式は、動作中の姿勢角を算出する式(6)を用いて構築する。非線形観測方程式は、ヨー角の算出式(4)と加速度センサ出力を用いて構築する。非線形状態方程式、非線形観測方程式をそれぞれ式(7)、式(8)に示す。

$$x_{t+1} = F(x_t) + w_t \quad (7)$$

$$y_t = H(x_t) + v_t \quad (8)$$

ただし、

$$x_t = \begin{bmatrix} \psi_{i,t} \\ \theta_{i,t} \\ \varphi_{i,t} \end{bmatrix}$$

$$F(x_t, \omega_t) = \begin{bmatrix} \psi_{i,t} + \sin\psi_{i,t} \sec\theta_{i,t} \omega_{y_{i,t}} \cdot T_s + \cos\varphi_{i,t} \sec\theta_{i,t} \omega_{z,t} \cdot T_s \\ \theta_{i,t} + \cos\varphi_{i,t} \omega_{y_{i,t}} \cdot T_s - \sin\varphi_{i,t} \omega_{z,t} \cdot T_s \\ \varphi_{i,t} + \omega_{x_{i,t}} \cdot T_s + \sin\varphi_{i,t} \tan\theta_{i,t} \omega_{y_{i,t}} \cdot T_s + \cos\varphi_{i,t} \tan\theta_{i,t} \omega_{z,t} \cdot T_s \end{bmatrix}$$

$$y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i,t}} \\ A_{x_{i,t}} \\ A_{y_{i,t}} \\ A_{z_{i,t}} \end{bmatrix}$$

$$H(x_t) = \begin{bmatrix} \psi_t \\ ({}^oR_i)_t^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

ここで、 t 、 $t+1$ は時刻を示しており、 w_t 、 v_t は白色雑音である。拡張カルマンフィルタを解くために、 $F(x_t)$ 、 $H(x_t)$ の偏微分 $f(x_t)$ と $h(x_t)$ をそれぞれ式(9)、式(10)に算出する。

$$f(x_t) = \frac{\partial F(x_t)}{\partial x_t} \quad (9)$$

$$h(x_t) = \frac{\partial H(x_t)}{\partial x_t} \quad (10)$$

以上より、式(11)～式(15)で表される非線形離散時間システムを用いて、予測ステップ(式(11)～式(12))とフィルタリングステップ(式(13)～式(15))から成る拡張カルマンフィルタアルゴリズムを推定値が収束するまで繰り返し計算することにより、初期姿勢を推定する。

$$x_{t+1}^- = F(x_t) \quad (11)$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + Q \quad (12)$$

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- h_{t+1}^T (h_{t+1} P_{t+1}^- h_{t+1}^T + R)^{-1} \quad (13)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - H(x_{t+1}^-)) \quad (14)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} h_{t+1}^T) P_{t+1}^- \quad (15)$$

ここで、 P は誤差共分散行列、 K はカルマンゲイン、 Q は非線形状態方程式におけるプロセスノイズ w_t の共分散行列、 R は非線形観測方程式における観測ノイズ v_t の共分散行列である。 x_{t+1}^- 、 P_{t+1}^- は時刻 t までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列であり、 x_{t+1} 、 P_{t+1} は時刻 $t+1$ までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量と誤差共分散行列である。

3・5 結果

本研究では sensor1 を右脚，sensor2 を左脚に装着している．図 3 は一歩行周期における加速度の結果を示しており，図 4 は一歩行周期における角速度の結果を示している．(a)，(b)は健常成人，(c)，(d)は健常幼児のグラフである．加速度および角速度ともに健常幼児の方が健常成人よりも試行毎のばらつきは大きいが概ね同様の傾向である．

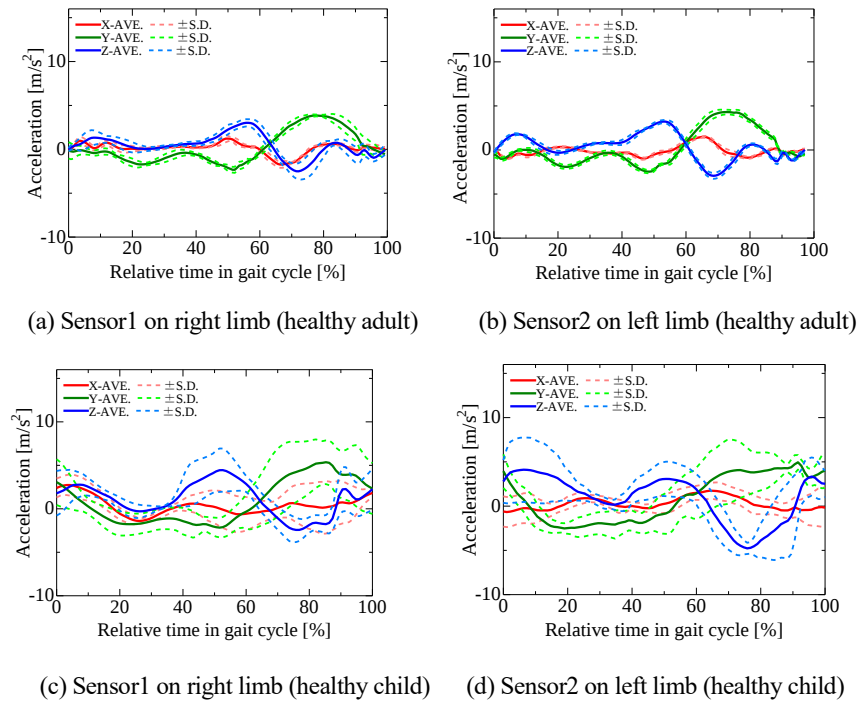


Fig.3 Dynamic acceleration change in one gait cycle

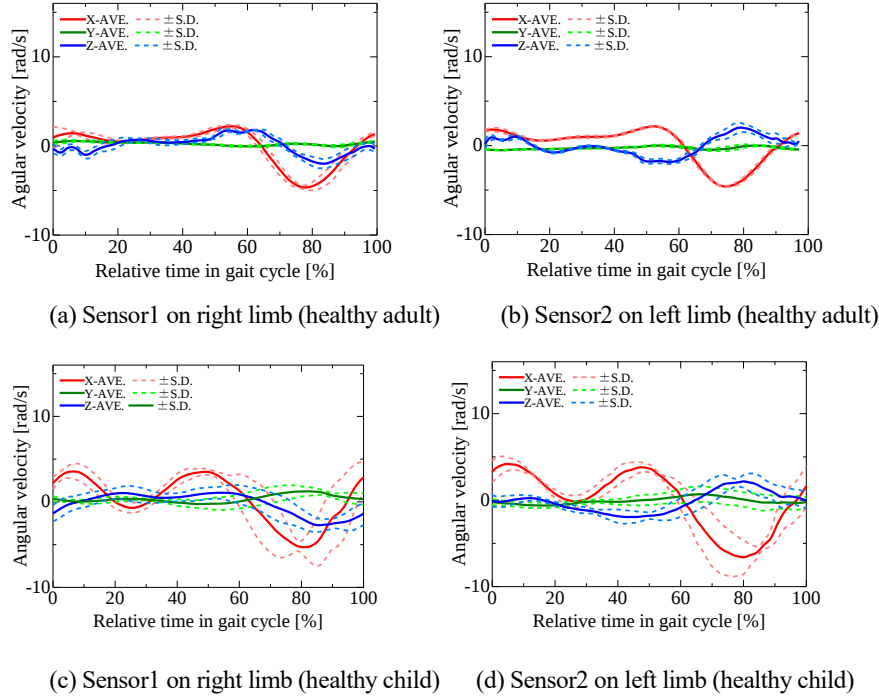


Fig.4 Angular velocity changes in one gait cycle

4. 動加速度・角速度の協調評価

4・1 特異値分解

本研究では、動加速度・角速度協調の特徴を抽出し歩行の特徴を評価する．解析に用いる動加速度・角速度は3章にて導出した動加速度・角速度であり，センサ座標系での値を用いている．協調の定量評価には，以下に示す特異値分解に基づく評価手法を適用する⁽⁴⁾．

動加速度・角速度の時系列データで構成される観測行列を式(16)に示す．列方向は各軸の動加速度 $[m/sec^2]$ (A_X, A_Y, A_Z)・角速度 $[rad/sec]$ (G_X, G_Y, G_Z)を表し，行方向が時系列方向を表す．

$$R(A, G, t) = \begin{bmatrix} A_X(t_1) & A_Y(t_1) & A_Z(t_1) & G_X(t_1) & G_Y(t_1) & G_Z(t_1) \\ A_X(t_2) & A_Y(t_2) & A_Z(t_2) & G_X(t_2) & G_Y(t_2) & G_Z(t_2) \\ A_X(t_3) & A_Y(t_3) & A_Z(t_3) & G_X(t_3) & G_Y(t_3) & G_Z(t_3) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ A_X(t_n) & A_Y(t_n) & A_Z(t_n) & G_X(t_n) & G_Y(t_n) & G_Z(t_n) \end{bmatrix} \quad (16)$$

この時、 R の積和行列 $RR^T(t)$ は行列の各要素の時系列における特徴を有し，その固有ベクトルを主成分として，動加速度および角速度間それぞれで相関の高い時系列のまとまりが得られる．一方で R^T の積和行列 $R^TR(a)$ は各動加速度・角速度それぞれの相関の情報を有するため，その固有ベクトルを計算することで，各時刻において動加速度間および角速度間にどのような相関があるか，つまり同時に活動する動加速度および角速度の協調パターンが得られる．

RR^T ， R^TR の固有ベクトルは， R を特異値分解したときにそれぞれ左特異値ベクトル，右特異値ベクトルとして定義される． $R(A, G, t)$ から時間平均 R_0 を分離し，時間平均からの移動量を特異値分解することで $R(A, G, t)$ は式(17)に示すように動加速度・角速度情報を持つ特異ベクトル $Z(A, G)$ と時間情報を持つ特異ベクトル $v(t)$ に分解できる．

$$R(A, G, t) = R_0 + \sum_{i=1}^6 \lambda_i v_i(t) Z_i^T(A, G) \quad (17)$$

ここで、 λ_i は各基底ベクトルの寄与度(特異値)、 v_i は各基底ベクトルの活性パターン(時間基底)、 $Z_i(A, G)$ は各基底ベクトルにおける動加速度・角速度の協調パターン(空間基底)である。

得られた特異ベクトルを特異値 λ_i の大きい順に第1モード、第2モード、...としたとき、それらの寄与率 γ_i は式(18)で表せる。

$$\gamma_i = \frac{\lambda_i^2}{\sum_{i=1}^6 \lambda_i^2} \quad (18)$$

4・2 結果

図3、図4に示した動加速度・角速度の結果を用いて特異値分解を行い、得られた空間基底を絶対値で表した第一モードの結果を図5に示す。(a)、(b)は健康成人、(c)、(d)は健康幼児の結果を示している。屈曲・伸展を表す G_X (GYRO_X)の変位が顕著に生成されている点で健康成人と健康幼児の結果は一致している。しかし(a)、(b)では左右対称な傾向がみられるが、(c)、(d)に関しては必ずしも左右対称になっていない。そのため幼児の歩行には左右非対称になるなど、歩行が未完成の特徴が表れると考えられる。

5. 結 語

本研究においては、幼児の異常歩行を識別する試みの第一歩として、健康成人と健康幼児の歩行を計測し、動加速度・角速度を用いて成人と幼児の歩行の特徴を考察した。結果から健康幼児に関して、健康成人よりも左右の非対称性が確認できたことから、独歩が未完成であるゆえの特徴が表れることが分かった。一方で屈曲・伸展においては健康成人、健康幼児ともに顕著に変位していることから、健康成人および健康幼児の歩行には共通し

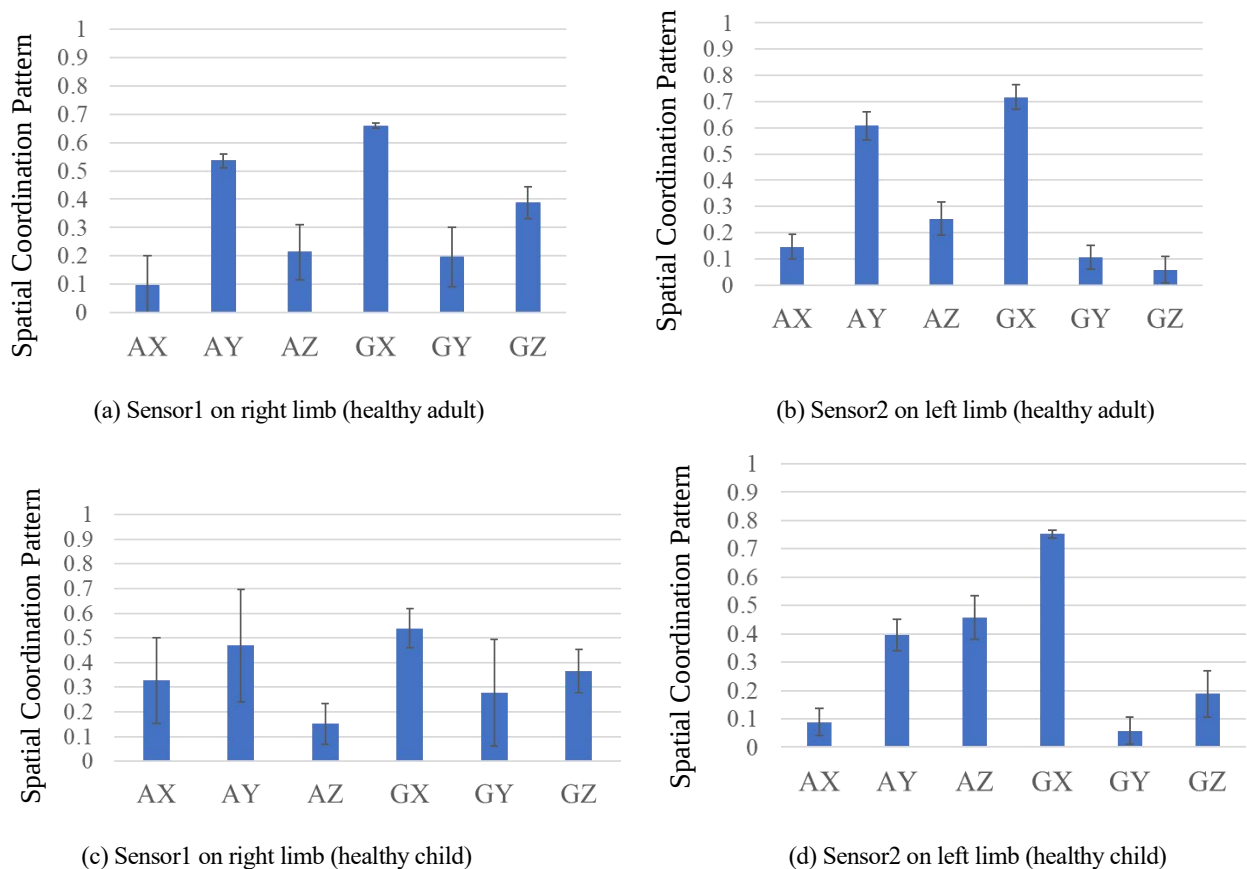


Fig.5 Special coordination patterns

ている点もあることが示唆された。今後本研究の知見を活かし、健常幼児と異常歩行が認められる幼児の鑑別することを目指していく。

文 献

- (1) 脳性麻痺, MSD マニュアル家庭版 (online), available from <<https://www.msmanuals.com/ja-jp/>>, 参照日 (2023 年 6 月 26 日).
- (2) 先天性股関節脱臼, 神奈川県立こども医療センター, available from <<https://kcmc.kanagawa-pho.jp/department/>>, 参照日 (2023 年 6 月 26 日).
- (3) 中村早希, 増尾明, 竹尾淳, 佐久間拓人, 加藤昇平, 渡邊航平, 川出義浩, 間辺利江, 赤津裕康, 3 軸加速度センサーによる歩行特徴量を用いた中・高齢者の身体的虚弱状態検出, 電気学会論文誌 C(電子・情報・システム部門誌)(2022), 142 巻 12 号, pp.1262-1268.
- (4) 船戸徹郎, 青井伸也, 土屋和雄, ヒトの歩行における全身の関節協調動作の定量的評価, 日本ロボット学会誌, Vol. 28, No.8 (2010), pp.996-1003.
- (5) 林裕一郎, 辻内伸好, 松田靖史, 関節間協調に基づく大腿義足着用者の主要な歩行運動パターンの定量的評価, 日本機械学会論文集, Vol. 81, No.825 (2015a), DOI:10.1299/transjsme.15-00020.
- (6) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, Vol.11 (1992), pp.22-33.
- (7) 齊藤亜由子, 奈良雄斗, 宮脇和人, 磁場の変動を考慮したモーションセンサを用いた股関節角度の推定に関する研究, 日本機械学会論文集, Vol.85, No.11(2019), DOI:10.1299/transjsme.19-00061
- (8) 廣瀬圭, 近藤亜希子, 特集 3:人間工学のための計測手法, 人間工学, Vol.50, No.4 (2014), pp.182-190.