

下肢の加速度協調を用いた歩行評価に関する研究

Evaluation of Gait Based on Lower Limbs Acceleration Coordination

○学 齋 夏生^{*1}, 森地 振一郎^{*2}, 正 木澤 悟^{*3}, 正 齊藤 亜由子^{*1}
Natsuki SAI^{*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

In this study, we use acceleration sensors to compare the characteristics of normal gait and abnormal gait such as circumduction gait. The acceleration sensor output includes translational, centrifugal, tangential, and gravitational accelerations. When the body part to which the sensor is attached changes its posture significantly, the gravitational acceleration is included in the output of each axis of the sensor. It is difficult to evaluate the acceleration caused only by walking motion. Therefore, by sequentially estimating changes in the posture of the sensor, gravitational acceleration is removed from the sensor output, translational, centrifugal, and tangential accelerations which are caused only by walking motion are evaluated. Furthermore, performing singular value decomposition on the translational, centrifugal, and tangential accelerations and evaluating the coordination of accelerations are conducted to distinguish normal and abnormal gait.

Key Words : Acceleration coordination, Gait assesment, Lower limb, Pose estimation, Singular value decompositon

1. 結 言

歩行中に下肢の痛みと疲労感が強くなり足を引きずるようになる間欠性跛行や、左右の足の長さが異なることにより片方の足が接地するときに墜落するような歩容が観察される墜落性跛行は、骨や関節の異常に起因する歩行障害である。また、つま先を引きずるように歩く痙性歩行や腰を左右に振りながら歩く動揺性歩行は脳性麻痺に起因する歩行障害として知られている⁽¹⁾。

歩行障害におけるリハビリテーションの効果測定や、運動障害の程度を判定する基準の一つとして歩行評価が行われている⁽²⁾。計測器を使用した定量的評価においては可搬性とユーザビリティの双方に優れた計測方法として、小型・軽量の慣性センサを用いた歩行評価方法が提案されている、これまでに、単一あるいは少数の慣性センサのみを用いた計測により、歩行における加速度のパターン化⁽³⁾、加速度の周波数解析や特徴量抽出など⁽⁴⁾、加速度を用いた歩行評価が行われている。加速度センサは目視で確認することができない特異なパターンを検出することが可能であり、異常歩行の判別だけではなく個人の歩容における特徴抽出にも利用されている⁽⁵⁾。

しかし、これまでの加速度センサを用いた歩行計測においては、センサ出力に重力加速度が含まれているため、姿勢変化の大きい部分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を抽出して評価することができないといった課題が残っていた。歩行動作によって生じる加速度のみを用いて歩行を解析するためには、センサの傾斜角を考慮し、加速度センサ出力に含まれる重力加速度を除去する必要がある。加えて、実際の歩行における動作と加速度センサ出力との関係を説明するためには、加速度を並進加速度、遠心加速度、接線加速度の3成分に分解し各歩行フェーズにおける身体運動と各加速度成分との関連性を示す必要がある。

そこで本研究では、健常者の左右下腿部に9軸モーションセンサを装着し、正常歩行、はさみ脚歩行を模倣した足先で接地する歩行、ぶん回し歩行を模倣した歩行を計測し、得られた加速度を各成分に分解することで、下肢における加速度の協調に着目した歩行評価を行う。

2. 実 験

被験者は健康成人男性2名である。歩行計測実験は秋田工業高等専門学校において実施し、本実験については臨床実験に関する秋田工業高等専門学校ヒト倫理審査委員会、工学院大学ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の了承を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た。

歩行計測においては、9軸モーションセンサ(スポーツセンシング社製,SS-WS1792)を左右下腿部長さ⁽⁶⁾方向中心位置に取り付けた(図1)。下腿部に装着した9軸モーションセンサのセンサ座標系はX軸正方向が体の側面左方向、Y軸正方向が下腿部全面方向、Z軸正方向が下腿部長さ下方向である。

計測実験では正常歩行、はさみ脚歩行⁽⁷⁾を模倣した歩行(以下、はさみ脚歩行)、ぶん回し歩行⁽⁸⁾を模倣した歩行(以下、ぶん回し歩行)の計測を行った、計測毎の歩幅をそろえるため、あらかじめ被験者の歩幅を計測し、歩行路上へ歩幅長(70cm)毎に目印となるシールを貼付した。また、可能な限り一定の歩幅でメトロノーム 90bpm に合わせて一歩ずつ自然に前進するように指示した。9軸モーションセンサのサンプリング周波数は100Hzである。

3. 並進・遠心・接線加速度の導出

加速度センサ出力は並進加速度、遠心加速度、接線加速度、コリオリの加速度、重力加速度の和として式(1)で表すことができる。

$$A_s(t) = a(t) + \omega(t) \times \omega(t) \times r(t) + \dot{\omega}(t) \times r + 2\omega(t) \times \dot{r}(t) + g \quad (1)$$

ここで、 A_s は加速度センサ出力、 $a(t)$ は並進加速度、 $\omega(t)$ はジャイロセンサ出力、 r は関節中心からセンサ装着位置までの位置ベクトルである。

関節中心からセンサ装着位置までの位置ベクトル r はほぼ一定であるためコリオリの加速度はほぼ0であり、重力加速度はセンサの姿勢推定によって計算することができる。そのため、加速度センサ出力から遠心・接線・重力加速度を除くことで並進加速度を得ることができる。

4. 特異値分解

本稿では並進加速度と遠心加速度の協調に注目する。協調の定量評価には特異値分解に基づく評価手法を適用する⁽⁹⁾。

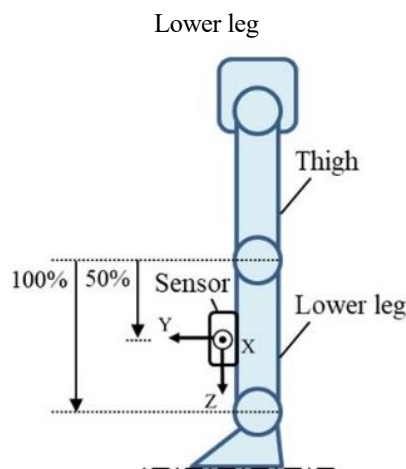


Fig1.Sensor position and sensor coordinate system.

右下腿部における並進加速度，遠心加速度の時系列データで構成される観測行列を式(2)に示す．

$$R(a, t) = \begin{bmatrix} a_{trax}(t_1) & a_{tray}(t_1) & a_{traz}(t_1) & a_{cenx}(t_1) & a_{ceny}(t_1) & a_{cenz}(t_1) \\ a_{trax}(t_2) & a_{tray}(t_2) & a_{traz}(t_2) & a_{cenx}(t_2) & a_{ceny}(t_2) & a_{cenz}(t_2) \\ a_{trax}(t_3) & a_{tray}(t_3) & a_{traz}(t_3) & a_{cenx}(t_3) & a_{ceny}(t_3) & a_{cenz}(t_3) \\ a_{trax}(t_4) & a_{tray}(t_4) & a_{traz}(t_4) & a_{cenx}(t_4) & a_{ceny}(t_4) & a_{cenz}(t_4) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{trax}(t_m) & a_{tray}(t_m) & a_{traz}(t_m) & a_{cenx}(t_m) & a_{ceny}(t_m) & a_{cenz}(t_m) \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで a_{trax} ， a_{tray} ， a_{traz} はセンサ座標系における並進加速度の X，Y，Z 軸成分， a_{cenx} ， a_{ceny} ， a_{cenz} はセンサ座標系における遠心加速度の X，Y，Z 軸成分である． t は時間であり，一歩行周期の時間($t=1\sim m$)を特異値分解の解析区間とした．

特異値分解を式(3)に示す．

$$R(a, t) = R_0 + \sum_{i=1}^6 \lambda_i v_i(t) Z_i^t(a) \quad (3)$$

ここで， λ_i は各基底ベクトルの寄与度(特異度)， $v_i(t)$ 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 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(4)で表すことができる．

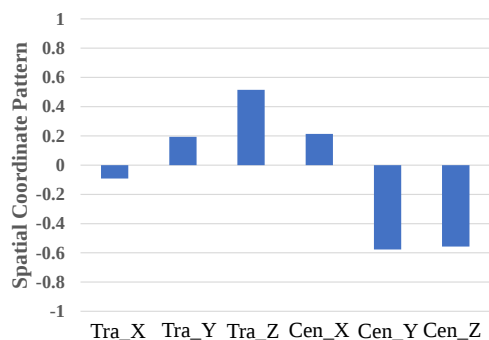
$$\gamma_i = \frac{\lambda_i^2}{\sum_{i=1}^3 \lambda_i^2} \quad (4)$$

5. 結 果

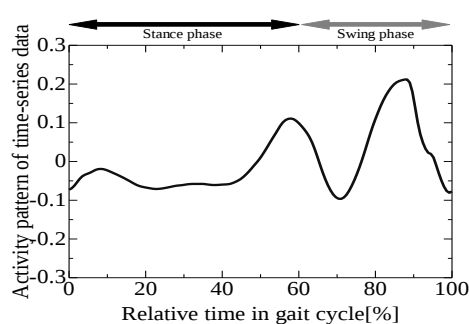
特異値分解により得られた空間基底及び時間基底の結果を図 2~5 に示す．図 2~5 は右下腿部に装着したセンサから得られた並進加速度，遠心加速度を特異値分解した結果であり，図 2，3 は正常歩行，図 4，5 はぶん回し歩行の患足を模した右脚の結果である．

図 2，3 より，二名の被験者共に正常歩行の空間基底は遠心加速度の Y 軸成分，Z 軸成分が大きく生成されており，時間基底の結果から遊脚期における生成が大きいことが分かる．本結果は，遊脚期における膝関節の屈曲伸展によって生じる遠心加速度が支配的であることを示していると考えられる．また，並進加速度の Z 軸成分も大きく生成していることから体幹や大腿部の動きによって生じる並進加速度も支配的であり，特に遊脚期における股関節の屈曲が表れているものだと考えられる．

図 4，5 より，正常歩行の結果と比較してぶん回し歩行では並進加速度の X 軸成分，Y 軸成分が大きく生成されており，時間基底の結果から遊脚終期～立脚初期や遊脚初期における生成が大きいことが分かる．本結果は，大腿部の外旋運動によって体幹が旋回しているために生じた加速度と考えられる．また，遠心加速度は正常歩行と比較して生成が小さいことから，正常な屈曲伸展が行われていないことが特異値分解の結果に表れた可能性が考えられる．

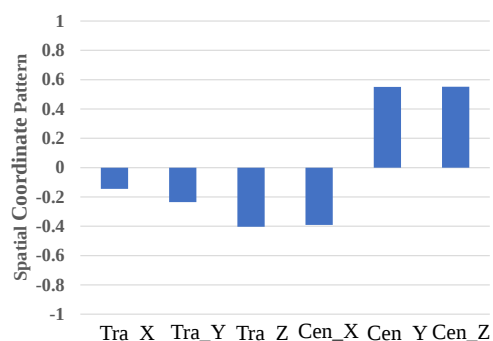


(a) Spatial Coordinate Pattern

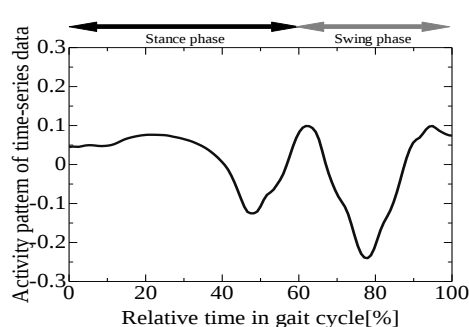


(b) Activity pattern of time-series data

Fig2. Results of singular value decomposition using accelerations during normal gait (Participant A)

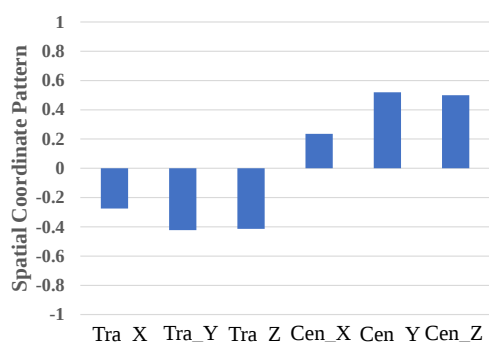


(a) Spatial Coordinate Pattern

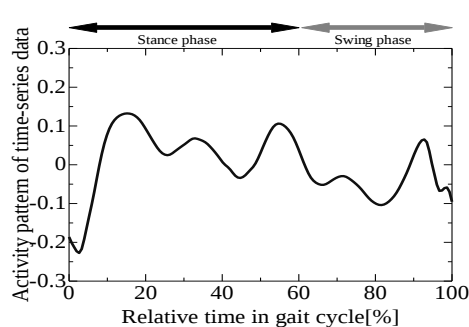


(b) Activity pattern of time-series data

Fig.3 Results of singular value decomposition using accelerations during normal gait (Participant B)

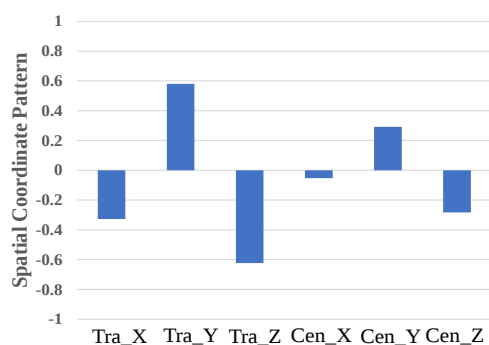


(a) Spatial Coordinate Pattern

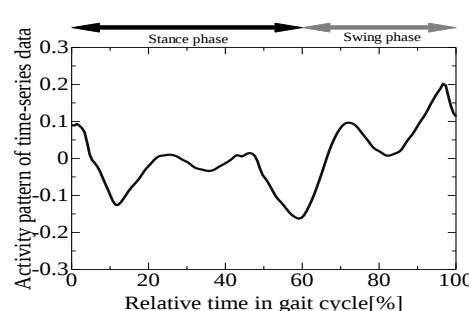


(b) Activity pattern of time-series data

Fig.4 Results of singular value decomposition using accelerations during circumduction gait (Participant A)



(a) Spatial Coordinate Pattern



(b) Activity pattern of time-series data

Fig.5 Results of singular value decomposition using accelerations during circumduction gait (Participant B)

6. 結 言

本研究では正常歩行と異常歩行を識別する試みの第一歩として、9 軸モーションセンサを健常成人男性の左右の下腿部に装着し、正常歩行と異常歩行を模した歩行の計測を行った。得られた並進、遠心、接線加速度に特異値分解を施し時間基底・空間基底の結果から並進、遠心、接線加速度の協調を評価した。その結果、正常歩行と異常歩行を識別できる可能性を示すことができた。

文 献

- (1) 御所南リハビリテーションクリニック(2018)「歩行障害の種類とその原因とは？」(online), available from <goshominami-clinic.jp>, 参照日(2024 年 7 月 30 日)
- (2) Sarathy, K., Doshi, C. and Aroojis, A., Clinical examination of children with cerebral palsy, Indian Journal of Orthopaedics, Vol.53, No.1 (2019), pp.35-44. DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho_409_17
- (3) Onozaki, A., Ogawa, M., Nitta, S., Sato, M., Satake, M. and Shioya, T., Relationships between acceleration and walking weight load determined by triaxial accelerometry and a foot pressure measurement system, Rigakuryoho Kagaku (in Japanese), Vol.30, No.6 (2015), pp.903-907.
- (4) Sarathy, K., Doshi, C. and Aroojis, A., Harmonic ratio is the most responsive trunk-acceleration derived gait index to rehabilitation in people with Parkinson's disease at moderate disease stages, Gait & Posture, Vol.97 (2022), pp.152-158. DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho_409_17
- (5) Yang, P., Yang, Q. and Watanabe, Y., User identification on walking by deep learning based on 3-axis acceleration after coordinate transformation of smartphone, IEICE Technical Report (in Japanese), Vol.122, No.29 (2022), pp.85-90.
- (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, パイオメカニズム, Vol.11(1992), pp.23-33
- (7) 岐阜大学大学院医学系研究科脳神経内科学分野(2018)「2つの鋏脚(はさみあし)歩行/scissors gait」(online), available from <gifu-u.ac.jp>, 参照日 (2024 年 7 月 30 日)
- (8) AYUMIEYE(2022)「「ぶん回し歩行」とは？脳の病気との意外な関係性について」(online), available from <https://www.ayumieye.com/circumduction-gait/>, 参照日 (2024 年 7 月 30 日)
- (9) 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.