

内旋歩行鑑別のための歩行計測に関する研究

A study on gait measurement for detecting rotation gait

○学 佐藤 辰郎^{*1}, 森地 振一郎^{*2} 木澤 悟^{*3} 齊藤 亜由子^{*1}

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

^{*1} 工学院大学 Kogakuin University

^{*2} 東京医大 Tokyo Medical University

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

Spastic gait caused by central nervous system diseases in infants is not easy to distinguish from internal rotation gait. Spastic gait is a problem with commands from the brain that causes gait abnormalities, and internal rotation gait is a problem with joints that causes internal crotch gait. These diseases are diagnosed by walking posture, rhythm, stride length. When making a definitive diagnosis of CNS disease in early childhood, MRI is commonly used. Therefore, MRI is invasive and dangerous. A safer and simpler method for distinguishing the cause of gait abnormalities is desired. In this study, as the first step to develop the method that distinguishes spastic gait from internal rotation gait, the characteristics of the internal rotation gait was examined. During the experiment, the two types of gait were measured using an optical motion capture system; normal gait and internal rotation gait performed by a healthy participant. Singular value decomposition was applied to an observation matrix consisting of the reflective marker coordinates of the lower limb obtained in the experiment. The results demonstrated that the movements of arbitrary markers were coordinated during internal rotation gait.

Keywords : CNS disease, internal rotation gait, motion capture system, normal gait, spastic gait

1. 緒 言

脳性麻痺は脳に起因する疾患であり、歩容異常をもたらすことも多い。痙性麻痺による下肢痙縮としては、足関節の尖足や膝関節の過伸展、屈曲拘縮、股関節の屈曲拘縮などが挙げられる⁽¹⁾。そのため、痙性歩行などの歩容異常を運動学、運動力学的観点から評価することにより、疾患の有無を判定することが期待できる。しかし、中枢神経疾患に起因する痙性歩行の特徴として内股歩行が見られることも多く、関節の疾患により生じる内旋歩行との鑑別が容易ではない。痙性歩行の特徴を簡易な動作計測により抽出することができれば、乳幼児の定期健診など、より多くの児を対象とした場面において疾患の早期スクリーニングが可能となる。

そこで本研究では、痙性歩行と内旋歩行の鑑別が可能な簡易な動作計測法の構築を将来的な目標とし、光学式動作解析による少数の反射マーカのみを用いた内旋歩行における歩容の特徴抽出を行う。

2. 歩行計測実験

2・1 計測装置と被験者

被験者は健康男性 1 名（身長 1.76 m, 体重 56 kg）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承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た。

実験においては、光学式三次元動作解析装置（Vicon 社製, Bonita10）と床反力計（Kistler 社製, 9286）2 枚を用いた歩行計測を行った。図 1 に示す長さ 3600 mm の歩行路上に左足で一枚目の床反力計、右足で二枚目の床反力計を踏むことができるように配置し、立脚期と遊脚期を判定した⁽²⁾。光学式三次元動作解析装置、床反力計のサンプリング周波数は共に 100 Hz である。

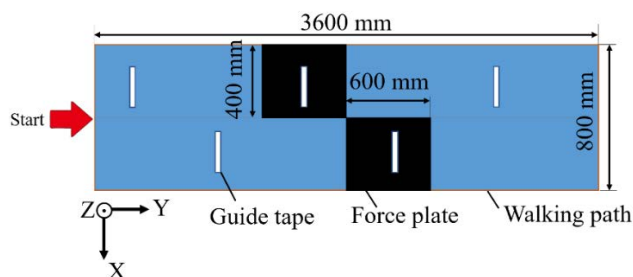


Fig.1 Walking path.

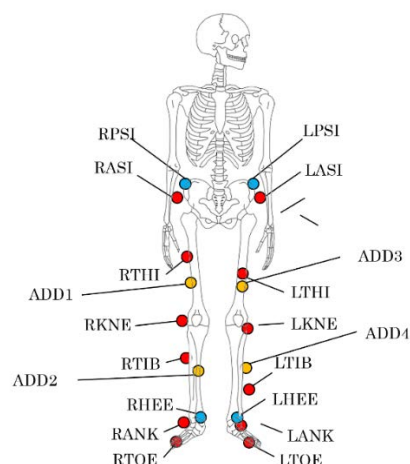


Fig. 2 Marker positions.

2・2 マーカ貼付位置と計測条件

Plug-in Gait Lower body マーカセットを参照して被験者の下肢に 16 個の反射マーカを貼付し、追加の大腿マーカ 2 個、脛骨マーカ 2 個をそれぞれ左右の大腿部前方、下腿部前方へ貼付した (図 2)。

本研究では、健常者に通常歩行と内旋歩行の 2 種類の歩行を再現するように指示した。通常歩行とは健常者の日常的に行う歩き方のことであり、内旋歩行は爪先を歩行路の左右方向中心に向けて歩く歩き方と定義した。

被験者が左足で床反力計の中央を踏むことができるように、左足で踏む床反力計の中央へテープを貼付した後、被験者の自然な歩幅を基準として進行方向へ着地点の目印となるテープを貼付した。計測実験においては可能な限り一定の歩幅で、メトロノーム 110bpm に合わせて Y 軸正方向に前進するよう指示した。解析区間は、左脚が床反力計を踏むときの踵の接地時点である立脚期初期から遊脚期終期の一歩行周期とした。計測回数は 5 回である。実験後は解析用ソフトウェア(Motion Analysis 社製, Cortex) を用いてマーカのラベリングを行い、各マーカの三次元座標、下肢の関節角度を得た。

2・3 計測結果

本実験において得られた下肢関節角度の結果を図 3~5 に示す。図 3~5 における黒の実線は試行 5 回の平均値、破線は標準偏差を示し、横軸は立脚期と遊脚期をそれぞれ 1 回ずつ含む一歩行周期を 100%としている。黒線は通常歩行、赤線は内旋歩行の結果である。図 3 より、足関節では通常歩行と内旋歩行の背屈底屈に明確な違いは見られないが、内外転、内外旋の結果においては内旋歩行が外転傾向、内旋傾向であることが示されている。図 4 より、膝関節では通常歩行と内旋歩行の屈曲伸展に明確な違いは見られない。図 5 より、股関節では通常歩行と内旋歩行の屈曲伸展に明確な違いは見られないが、内外転、内外旋の結果においては内旋歩行が内転傾向、内旋傾向であることが示されている。

3. 特異値分解によるマーカ軌跡の特徴抽出

3・1 方法

特異値分解の解析区間は、図 3~5 と同様の左脚の一歩行周期である。計測結果の特異値分解に基づく関節間協調の評価手法⁽³⁾⁽⁴⁾を適用することにより、歩行時におけるにおけるマーカの動きを定量的に明らかにする。

はじめに、計測実験により得られたマーカの三次元座標を用いて、多次元空間を構成する観測行列を構築する。特異値分解においては、関節可動域や身体部位の動きの大きさの違いを考慮し、単位を排除して時系列データの

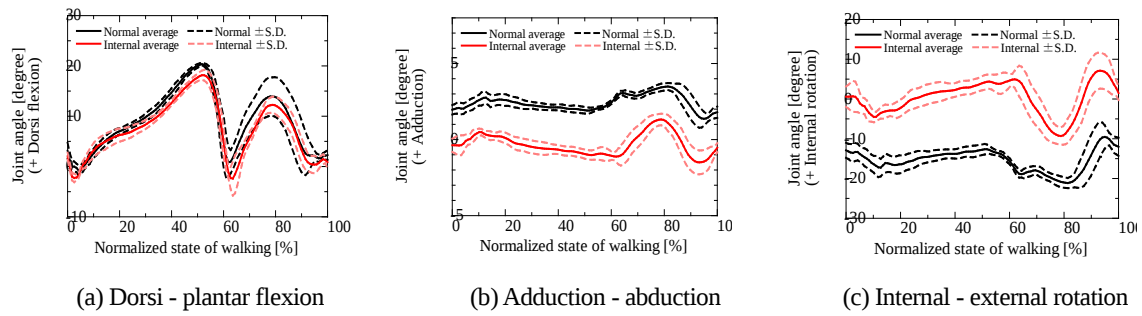


Fig. 3 Left ankle joint angle obtained from 3D motion capture system.

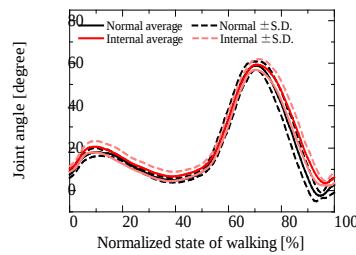


Fig. 4 Left knee joint angle obtained from 3D motion capture system (Flexion - extension).

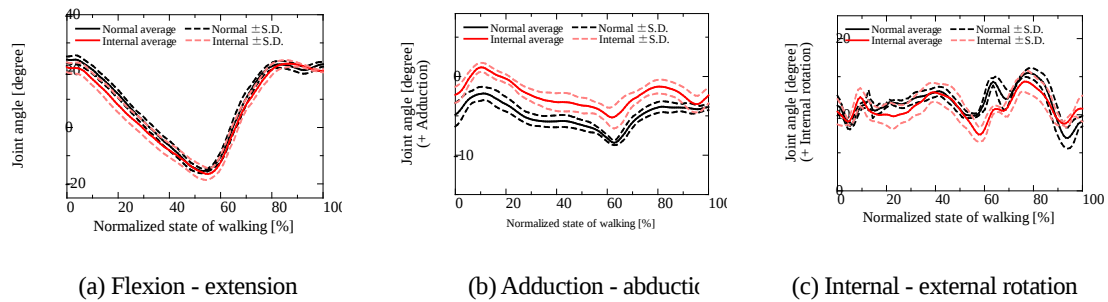


Fig. 5 Left hip joint angle obtained from 3D motion capture system.

観測行列を構築する．そのため，計測実験により得られたマーカの座標を式(1)により-1 から 1 までの大きさで表される無次元量に変換する．なお，本研究においては，通常歩行と内旋歩行におけるマーカの三次元位置で差位が大きい X 座標に着目する．

$$X(t) = \frac{2(X_{raw}(t) - X_{min})}{X_{max} - X_{min}} - 1 \quad (1)$$

ここで， $X(t)$ は無次元化したマーカの X 座標であり， $X_{raw}(t)$ は三次元動作解析装置により得られたマーカの X 座標， X_{max} と X_{min} はそれぞれ解析区間におけるマーカ X 座標の最大値と最小値， t は時間である．無次元化したマーカの X 座標により構成される観測行列 $R(X, t)$ を式(2)に示す．

$$R(X, t) = \begin{bmatrix} X_{LASI}(t_1) & X_{RASI}(t_1) & X_{LPSI}(t_1) & X_{RPSI}(t_1) & X_{LTHI}(t_1) & X_{KNEE}(t_1) & X_{LTIB}(t_1) & X_{LANK}(t_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ X_{LASI}(t_m) & X_{RASI}(t_m) & X_{LPSI}(t_m) & X_{RPSI}(t_m) & X_{LTHI}(t_m) & X_{KNEE}(t_m) & X_{LTIB}(t_m) & X_{LANK}(t_m) \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} X_{LHEE}(t_1) & X_{LTOE}(t_1) & X_{RTHI}(t_1) & \cdots & X_{RTOE}(t_1) & X_{ADD1}(t_1) & X_{ADD2}(t_1) & X_{ADD3}(t_1) & X_{ADD4}(t_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ X_{LHEE}(t_m) & X_{LTOE}(t_m) & X_{RTHI}(t_m) & \cdots & X_{RTOE}(t_m) & X_{ADD1}(t_m) & X_{ADD2}(t_m) & X_{ADD3}(t_m) & X_{ADD4}(t_m) \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで、観測方程式内の各値は図 2 に示すマーカの X 座標を無次元化した値であり、 m は時系列データ数である。特異値分解においては、観測行列 (式(2)) をマーカ X 座標の無次元量同士が互いに直交する基底ベクトルで展開する。基底ベクトル $R(X, t)R(X, t)^T$ の固有ベクトルを $V_j(t)$ 、 $R(X, t)^TR(X, t)$ の固有ベクトルを $Z_j(G, F, M)$ 、特異値を λ_j とすると、 $R(X, t)$ は式(3)で表すことができる。

$$R(X, t) = \sum_{j=1}^n \lambda_j V_j(t) Z_j^T(X) \quad (j=1, \dots, n, n=20), \quad (3)$$

ここで、 λ_j は各正規直交基底ベクトルの寄与率であり、値の大きい順に第 1 モード、第 2 モードとした運動モードを表す。観測されたすべての運動モードに対する j 番目の特異値 λ_j が持つ寄与率 β_j は式(4)で表すことができる。

$$\beta_j = \frac{\lambda_j^2}{\sum_{j=1}^n \lambda_j^2} \quad (j=1, \dots, n, n=20) \quad (4)$$

ここで、 j は観測行列の列数を示す。

3・2 結果

寄与率の総和を 100% として各運動モードの寄与率を算出した結果、通常歩行の第 1 モードは 86~96% であった。内旋歩行の第 1 モードは 96~97% であった。すべての試行において、複数モードの中で最も寄与率が高く、特徴的な傾向を示す第 1 モードについて考察する。

通常歩行と内旋歩行の第 1 モードの結果を図 6, 7 に示す。図 6, 7 の比較より、通常歩行の LTHI X, LKNEE X, LTIB X, LANKLE X, ADD3 X, ADD4 X の値は内旋歩行の結果よりも絶対値が大きく、これらのマーカを貼付した部位が通常歩行では協調して動いている一方で、内旋歩行ではほとんど協調していないことが示唆された。これらのマーカが貼付されている部位は大腿部、下腿部、足部であり、通常歩行と内旋歩行の関節角度の結果は股関節と足関節の内外転、内外旋にのみ違いが現われていることから、股関節と足関節の動きの違いによってマーカの動きの協調関係に差異が出たことが考えられる。

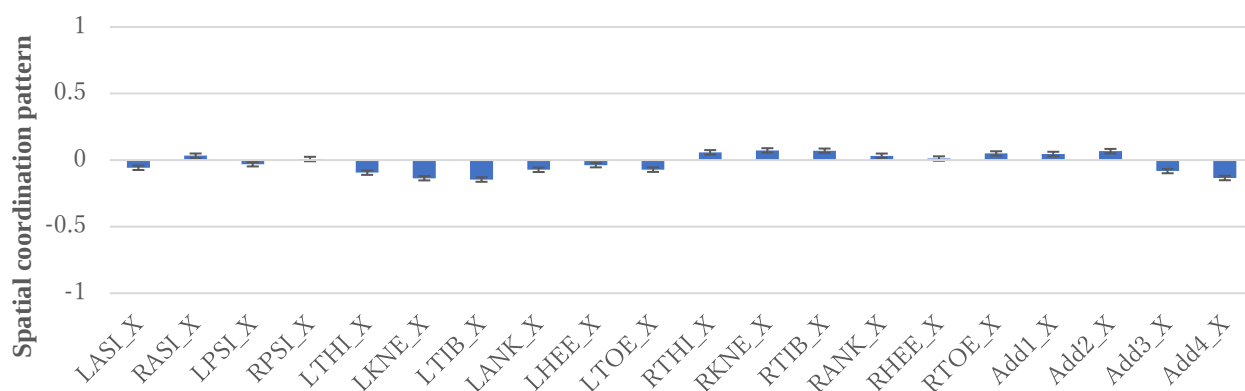


Fig.6 Spatial coordination pattern of normal gait (first mode).

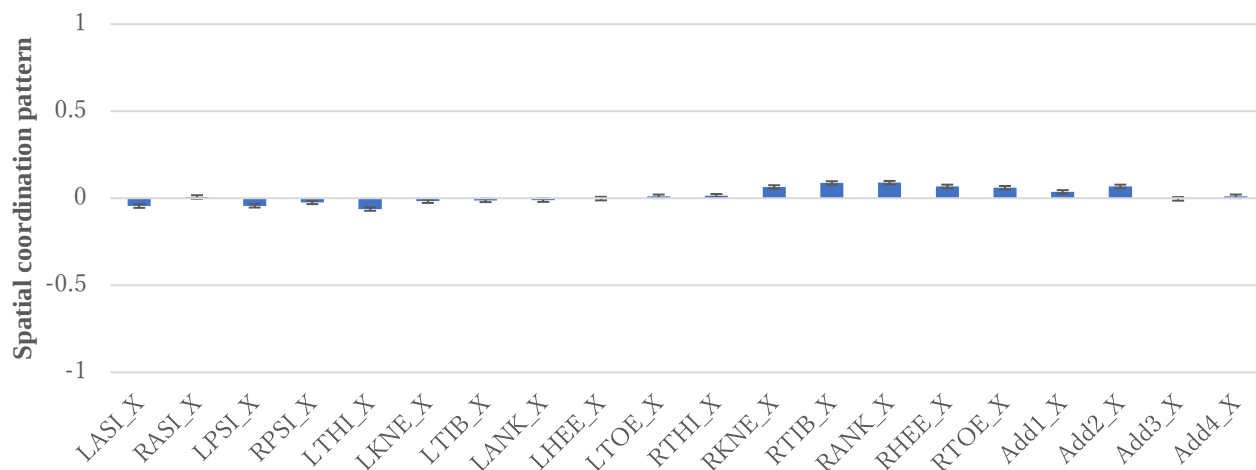


Fig.7 Spatial coordination pattern of spastic gait (first mode).

4. 結 言

本研究では、簡易に内旋歩行の特徴を抽出するための第一歩として、健常者による通常歩行と内旋歩行を計測し、各関節の動きにどのような違いが見られるのか計測したうえで特異値分解を用いた解析を行った。特異値分解を用いることにより各部位の協調関係を数値化した。その結果、以下の結論を得た。

1. 足関節、股関節において、内転外転、内旋外旋 に明確な違いが見られた。
2. マーカの X 座標を特異値分解した結果、二種類の歩容において LTHI X, LKNEE X, LTIB X, LANKLE X, ADD3 X, ADD4 X の値に差異が現われることを確認した。本結果は、足関節、股関節の動きの違いに起因するものと考えられる。

本研究においては ADD1 マーカ、ADD3 マーカを大腿部、ADD2, ADD4 マーカを下腿部に貼付しており、これらは THI マーカと TIB マーカと同じ部位に貼付しているが、ADD マーカは部位前面の長さ方向中央に貼付しており、貼付する際の位置決めが容易であることから、今後は ADD マーカのみを用いた歩容の鑑別手法を構築していきたい。また、本研究は成人健常者を対象としたが、脳性麻痺片麻痺患者を対象とした場合は関節の動きが健常者と異なるため、本結果と異なる特徴が得られると考えられる。そのため、今後は実際の患者を対象とした実験結果を本解析手法に適用することで本手法の有効性を検証する。

文 献

- (1) 柳園賜一郎, “歩行分析による小児異常歩行の捉え方”, *MB Med Rehabil*, Vol 156 (2013), pp. 24-30.
- (2) 齊藤亜由子, 奈良雄斗, 木澤悟, “歩行計測における大腿マーカ前方貼付の膝関節角度への影響”, 日本福祉工学会誌, Vol.23, No.1 (2021), pp. 18-25.
- (3) 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.
- (4) 林祐一郎, 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 (2015), DOI : 10.1299/transjsme.15-00020.