赤外線反射マーカの座標を用いた歩行評価に関する研究

Gait evaluation using coordinates of infrared reflective markers 〇学 勝原 琉<sup>\*1</sup>, 星野 恵<sup>\*1</sup>, 森地 振一郎<sup>\*2</sup>, 木澤 悟<sup>\*3</sup>, 齊藤 亜由子<sup>\*1</sup> Ryu KATSUHARA<sup>\*1</sup>, Kei HOSHINO<sup>\*1</sup>, Shinichiro MORICHI<sup>\*2</sup>, Satoru KIZAWA<sup>\*1</sup> and Ayuko SAITO<sup>\*1</sup> <sup>\*1</sup> 工学院大学 Kogakuin University <sup>\*2</sup> 東京医科大学 Tokyo Medical University <sup>\*3</sup> 秋田工業高等専門学校 National Institute of Technology, Akita College

An optical three-dimensional motion analysis system captures reflective markers attached to a subject using a plurality of cameras. Kinematic data can be obtained using three-dimensional coordinates of the markers. An optical motion analysis is widely used to verify the motion analysis using other measurement systems due to its high accuracy. Although the joint angles obtained from the system are useful for qualitatively evaluating gait, the gait features seem to be obtained from the coordinates of the reflective markers. In this study, gait features are obtained using the three-dimensional coordinates of a small number of infrared reflective markers. In addition to the normal gait of a healthy person, we measure the scissors gait and the circumduction gait that the healthy person imitates. Along with the characteristics of the joint angles in each gait, the change in the distance between reflective markers and the coordination between body parts using the singular value decomposition. This study aims to develop a new index for distinguishing normal gait from abnormal gait.

Key Words : Coordinates, Normal gait, Optical motion capture, Reflective marker, X-scissors gait

## 1. 緒 言

現在の臨床やリハビリテーションにおける歩行分析には観察や歩行テストのような人間が直接測定するものと 測定機器を用いて機械的に測定する方法が用いられている.観察や歩行テストと比べ測定機器を用いた歩行分析 は定量的に歩行を評価できるため,光学式三次元動作解析装置や床反力計,慣性センサなどの測定機器が歩行分 析に用いられている<sup>(1)</sup>.代表的な測定機器である光学式三次元動作解析装置は複数のカメラを用いて被験者に装 着した反射マーカを撮影し,マーカの三次元座標を得ることにより運動学的データを取得する.比較的精度が高 い計測手法であり,他の動作計測法においても計測精度の検証を行うために広く用いられている<sup>(2)(3)</sup>.

これまで, Helen Hayes や Plug-in Gait, CAST などの歩行分析モデル<sup>(4)(5)</sup>が提案され,各モデルに対応するマー カセットを用いた計測が行われている.このような既存の歩行分析モデルを用いた解析においては、下肢の解析 を行うだけでも十数個のマーカ情報が必要であるため、計測が煩雑であるという課題が残されている.

そこで本研究では光学式三次元動作解析装置を使用した歩行計測を行い、少数の赤外線反射マーカの三次元座 標を用いて歩行の特徴を得る.歩行計測においては、健常者の通常歩行に加え、健常者が模倣するはさみ足歩行、 ぶん回し歩行を計測する<sup>(の)</sup>.各歩行における関節角度の特徴と共に、任意のマーカ間距離の変化、マーカ座標の 特異値分解を用いた身体部位間の協調を示し、通常歩行と異常歩行との識別するための新しい指標を検討する.

#### 2. 実験

### 2.1 被験者と計測装置

被験者は身長 1710mm, 体重 51kg, 体格指数 17.44 である.実験においては,光学式三次元動作解析装置(Vicon

504

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.床反力計のサイズは 600mm×400mm×35mm であり,図1に示す長さ3600mm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.床反力計の底面四隅には高さ5mmの 台座がついており,歩行路と床反力計の間に段差はない.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.

# 2.2 マーカ貼付位置と測定条件

歩行計測においては, Plug-in Gait Lower body マーカセット<sup>の</sup>を参照して被験者の下肢に 16 個の反射マーカを 貼付した. 下肢 16 個のマーカ貼付位置を図 2 に示す.

### **2.3 関節角度の結果**

通常歩行とぶん回し歩行における関節角度の結果を図 3~5 に示す.図 3~5 は各歩行の一試行における左右の 脚それぞれの一歩行周期の結果を示している.二種類の歩行を比較すると,股関節と膝関節は類似傾向にあるが, 足関節は通常歩行とはさみ足歩行で異なる動きをしている.はさみ足歩行では立脚初期に背屈が最大となり,遊 脚期に向けて背屈減少,遊脚期には0度に近い値を維持している.













### 3. マーカ間距離の検討

本研究においては、歩幅の影響を受けない前額面(X-Z平面)のマーカ間距離に着目する.図1に示す通り、 進行方向に対して横向きがX軸、上下方向がZ軸である.左右の大腿骨上顆マーカ(KNE)間距離(D<sub>KNE</sub>)、踝 マーカ(ANK)のマーカ間距離(D<sub>ANK</sub>)算出に用いた式を式(1)、(2)に示す.計測は3回実施しており、データ の平均と標準偏差を求めた.

$$D_{KNE} = \sqrt{(LKNE_x - RKNE_x)^2 + (LKNE_z - RKNE_z)^2}$$
(1)

$$D_{ANK} = \sqrt{(LANK_x - RANK_x)^2 + (LANK_z - RANK_z)^2}$$
(2)

マーカ間距離の結果を図 6~9 に示す. 各図における(a)は左脚の一歩行周期における結果,(b)は右脚の一歩行 周期における結果である. 図 6,8 より,通常歩行においては左右の一歩行周期において非対称な結果を示してい る. 左右の一歩行周期における大腿骨上顆マーカ,踝マーカのX座標,Z座標を確認した結果,Z座標は左脚一 歩行周期の左大腿骨上顆マーカ,左踝マーカと,右脚一歩行周期の右大腿骨上顆マーカ,右踝マーカの軌跡が同 様の傾向で変化していた. 一方,X座標は左右脚の対称性が確認できず,下肢の内外転の傾向が左右で異なるこ とが左右非対称の原因であると考えられる.本結果は個人の特徴であると考えている. 図 7,9 より,はさみ脚歩 行においては大腿骨上顆マーカ,踝マーカともに左右の歩行周期で同様の傾向を示しており,通常歩行とは異な る傾向であることが確認できる.



Fig6. Distance between left and right knee markers during normal gait





200L

20

40

Rwlative time in gait cycle [%]

(b) Right gait cycle

60

80

100

60

80

100

200L

20

40

Rwlative time in gait cycle [%]

(a) Left gait cycle

#### 4. マーカ座標の協調評価

### 4.1 特異値分解

特異値分解の解析区間は,図3~5と同様の左脚と右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<sup>(7)®</sup>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示す.

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 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(3)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,通常歩行とはさみ足歩行におけるマーカの三次元位置で 身長差による影響を可能な限り避けるため,X座標,Z座標に着目する.

$$X(t) = \frac{2(X_{raw}(t) - X_{min})}{X_{max} - X_{min}} - 1$$
(3)

ここで、*X*(*t*)は無次元化したマーカの X 座標であり、*X<sub>raw</sub>*(*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<sub>max</sub>とX<sub>min</sub>*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. Z座標に関してもX座標と同様にマーカ座標を無次元化する. 無次元化したマーカの X 座標, Z 座標により構成される観測行列*R*(*X*, *Z*, *t*)を式(4)に示す.

ここで、観測方程式内の各値は図 6~9 に示すマーカの X 座標、Z 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(4))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 $R(X, Z, t)R(X, Z, t)^{T}$ の固有ベクトルをVj(t)、 $R(X, Z, t)^{T}R(X, Z, t)$ の固有ベクトルを  $Z_{j}(X, Z)$ ,特異値を $\lambda_{j}$ とすると、R(X, Z, t)は式(5)で表すことができる.

$$R(X, Z, t) = \sum_{j=1}^{n} \lambda_j V_j(t) Z_{jT}(X) \quad (j=1, ..., n, n=8),$$
(5)

ここで、 $\lambda j$ 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 $\lambda j$ が持つ寄与率 $\beta_j$ は式(6)で表すことができる.

$$\boldsymbol{\beta}_{j} = \frac{\lambda_{j^{2}}}{\sum_{j=1}^{i} \lambda_{j^{2}}} \quad (j=1, \dots, n, n=8)$$
(6)

ここで, jは観測行列の列数を示す.

#### 4.2 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モードが40~60%であった.はさみ足歩行の第1モードは40~50%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.

通常歩行とはさみ足歩行の第1モードの結果を図10,11に示す.図10の(a),(b)を比較するとL\_Knee\_Z,L\_Ank\_Z, R\_Ank\_Xにおいては正負が反転している.L\_Knee\_Z,L\_Ank\_Zについては(a)と(b)で地面から離れている足が反対のため,正負が反転していると考えられる.また,本結果ではZの変位よりもXの変位が大きい傾向であり,実験参加者は通常歩行時に上下の動きよりも左右の動きの協調が強いことが示唆された.



(a) Left gait cycle

(b)Right gait cycle

Fig10. Results for singular value decomposition during normal gait



Fig11. Results for singular value decomposition during scissors gait

図11の(a), (b)を比較するとほぼ左右対称であることが示された.一方で,はさみ足歩行のみにおいて,左右 踝マーカのZ座標(L\_Ank\_Z, R\_Ank\_Z)に大きな変位が生成されており,通常歩行との差異を判別するため に利用できる可能性が示された.

### 5. 結 語

本研究では、通常歩行と異常歩行との識別するための新しい指標を検討する第一歩として、健常者による通常 歩行とはさみ足歩行、ぶん回し歩行を計測し、下肢の動きにどのような違いが見られるのか下肢関節角度を比較 したうえで特異値分解を用いた解析を行った.特異値分解においては各反射マーカの協調関係を数値化した.そ の結果、通常歩行では個人の特徴と考えられる左右非対称性が確認され、はさみ脚歩行においては通常歩行には 確認できない左右踝マーカの大きな変位を確認することができた.本結果は、通常歩行とはさみ足歩行の判別に 利用できる可能性が考えられる.

本研究では対象とする被験者が1名だったことから、データの信頼性を高めるため、今後は被験者数を増やし つつ、試行毎のばらつきが多い通常歩行の踝マーカに着目して解析したいと考えている.また、本研究は成人健 常者を対象としたが、異常歩行が認められる方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、今後は異常歩行が認められる方を対象とした計測結果を本解析 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) 飯田修平,青木主税,10m歩行テストの信頼性,理学療法科学,Vol. 32, No.1 (2017), pp.81-84.

(2) Nazareth A, et al, Effect of Tibia Marker Placement on Kinematics in Pathological Gait, Journal of applied biomechanics, Vol. 32, No.6 (2016), pp.603-607.

(3) 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膝関節角度の推定に関する研究, 日本機械学会論文集, Vol. 32, No.6 (2019), DOI: 10.1299/transjsme.19-00061.

(4) Kadaba M. P., et al., Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, Journal of Orthopaedic Research, Vol. 32, No.6 (1990), pp.383-392.

(5) Flux E., et al., The Human Body Model versus conventional gait models for kinematic gait analysis in children with cerebral palsy, Human Movement Science, Vol. 70 (2020), 102585.

(6) 明石謙, "障害者の歩行"人間工学雑誌, Vol.13, No.5 (1977), pp. 205-209.

(7) 舩戸徹郎,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,

日本ロボット学会雑誌, Vol.28, No.8(2010), pp. 996-1003.

(8) 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 (2015), DOI: 10.1299/transjsme.15-00020.