305 体幹部回旋運動を考慮した三次元歩行解析

3-D Gait Analysis Considering Abdominal Rotation

○学 宮川 寛亮 (北大院)
正 吉成 哲 (道工試)

正 武田 量 (産総研)
正 但野 茂 (北大)

Hiroaki MIYAGAWA and Shigeru TADANO
Division of Human Mechanical Systems and Design, Graduate School of Engineering, Hokkaido University
Ryo TAKEDA
Advanced Industrial Science and Technology
Satoshi YOSHINARI
Hokkaido Industrial Research Institute

Key Words: Gait Analysis, Accelerometer, Gyroscope

1. 緒 言

歩行解析は歩行障害の診断やリハビリテーション評価を行う上で有用であり、歩行解析手法としては、複数台のカメラを用いた画像解析(光学式動作解析システム)によるもの、加速度センサ・ジャイロセンサ等の小型センサを用いるもの(小型センサシステム)が知られている⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾。光学式動作解析システムは三次元座標を直接取得できるという長所がある反面、カメラの撮影範囲による制限などにより、長距離・長時間にわたる観測には不向きである。一方、小型センサシステムはそれらの制限を受けず、ポータブルなシステムとしての利点があるため、転倒の検知や、リハビリテーション評価のための簡易歩行計測システムとしての応用が期待できる。

本研究ではこれまで、加速度センサ・ジャイロセンサを用いた三次元動作解析手法に焦点をあて、研究を行ってきた⁽²⁾。その結果として、個人差を検出する上では回旋運動、特に体幹の運動が重要であることがわかった。そこで本研究では体幹部の回旋運動を考慮した歩行解析手法を提案する。また、平坦路において歩行実験を行い、得られた関節角を市販の光学式動作解析システムによる解析結果と比較した。

2. 手 法

2-1 解析モデル 本研究では、下肢をリンクセグメントモデルとして考えた。固定座標系として $O_G\text{-}XYZ$ を定義した。被験者の進行方向に X 軸を、左方向に Y 軸を、垂直上向きに Z 軸をとった。左右股関節中心の中点を解析基準点(P点)に置き、各関節位置座標を順運動学的に求めた。

本研究では、体幹の運動を骨盤のカルダン角(Pitch, Roll, Yaw 角)で評価した。股関節は本来、屈曲-伸展(Flexion - Extension angle: FE)、内転-外転(Adduction - Abduction: AA)、内旋-外旋(Internal - External: IE)運動をする関節であるが、本研究では FE 角、AA 角のみを考慮した。また、膝関節は FE 角のみを考慮した(Fig. 1)。

関節の運動を表現するため、セグメントごとに移動座標系 $O\text{-}UVW$ を定義した(Fig. 2)。これは被験者が立位静止状態の時にセグメント系それぞれの軸が固定座標系の軸に沿うものとした。

Fig. 2 にセンサユニット取り付け位置を示す。センサユニットは3軸の加速度センサ1個および1軸のジャイロセンサ3個で構成され、ジャイロセンサの検出軸は、加速度センサの検出軸にそれぞれ一致するように配置した。センサユニットの座標系を $o\text{-}xyz$ と定義する。被験者にセンサユニットを

取り付ける際には、センサユニットの $z\text{-}x$ 平面が被験者の矢状面と平行となるように、かつセンサヘッドの z 軸が各セグメントの軸に沿うように配置した。そして、センサユニットそれぞれが検出する加速度・角速度データを、先に述べたセグメント座標系に変換し、関節角度を求めた。

2-2 加速度データにもとづいた姿勢取得 歩行中のP点に並進加速度が生じないと仮定すると、骨盤に取り付けられた加速度センサは傾斜センサとして利用することができる。この原理にもとづき骨盤のカルダン角を求め、これを体幹の運動とした。ただし、Yaw 角のみ骨盤座標系 W 軸周りの角速度を積分することにより求めた。

Fig. 1 Lower limb joint motion defined in this study

Fig. 2 Experimental model and coordinate system.

体セグメントに固定されたセンサから r 離れた任意の点の加速度は次の式で表される。

$$a - g = S + d\omega/dt \times r + \omega \times (\omega \times r) \quad (1)$$

ここで S はセンサの検出値, ω はセグメントの角速度, g は重力加速度である。右辺第2, 第3項はそれぞれ, 回転運動による接線加速度および求心加速度である。

骨盤に固定されたセンサから P 点の加速度を求めると, $a_p - g$ が求まる。ここで, P 点に並進加速度は働かないという仮定より, 重力加速度 g のみを抽出でき, g の方向を求める事で骨盤の Pitch, Roll 角を求めることができる。

2-3 関節角算出法 隣り合うセグメントにそれぞれ取り付けられた2つのセンサユニットを用いて関節角を算出する。センサユニットの検出する加速度・角速度から, それぞれのセグメントにおいて共通の接点の加速度を, 式(1)を用いて計算する。こうして得られた加速度 $a - g$ が一致するという条件と, 2-1 で定義した関節の拘束条件を用いて関節角度を計算した。股関節 FE, AA 角は骨盤および大腿部に取り付けられたセンサから, 膝関節 FE 角は大腿部および下腿部に取り付けられたセンサから計算した⁽⁹⁾。

2-4 実験手順 被験者は, 下肢に障害歴のない健康男性とし, 立位静止 - 5m 平坦路歩行 - 立位静止という一連の動作を1試行とした。被験者には任意の歩行速度で試行を行ってもらい, その間の加速度・角速度データをサンプリング周波数 100Hz で取得し, 開発したアルゴリズムにより関節角を計算した。同時に, 本システムの解析結果を検証するため, 市販の光学式動作解析システム(DIPP-Motion Pro, Ditect Co. Ltd., Japan) を用いて各関節の三次元座標を取得し, 本システムによる解析結果と比較した。

3. 結果および考察

Fig. 3 に本手法による解析結果と, 光学式動作解析システムによる解析結果の比較の一例を示す。それぞれのグラフは (a) 股関節 FE 角, (b) 股関節 AA 角, (c) 膝関節 FE 角 を表したものであり, 相関係数は順に 0.81, 0.48, 0.72, RMSE は 7.1° , 4.3° , 15.5° であった。

股関節 FE 角, 膝関節 FE 角において高い相関係数が得られたのに対し, 股関節 AA 角において高い相関係数は得られなかった。しかし, RMSE においては股関節 AA 角の RMSE が低く, 股関節 FE, 膝関節 FE の値が高かった。Fig. 3(a) より, 大腿部遊脚期の振動が 8.3 秒, 9.6 秒近傍において認められた。これは支持脚が接地するタイミングと一致しており, 接地の際の衝撃により, 解析基準点に対して前後方向の加速度が生じていると考えられる。

本研究では, 体幹部の回旋運動を角速度の積分により取得したため, 積分誤差が生じた。本研究では積分誤差を, デジタルフィルタにより除去したが, 水平面内の方位を直接測定することが可能な磁気センサなどの利用により, 積分誤差のない体幹の Yaw 角が得られる可能性がある。

参考文献

- (1) R. Takeda, et al., Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. Journal of Biomechanics **42** (3), (2009), 223-233
- (2) R. Takeda, et al., Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. Journal of Biomechanics In Press (Accepted 13 July 2009).

- (3) H. Dejnabadi, et al., A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on combination of accelerometers and gyroscopes. IEEE Transactions on Biomedical Engineering **52** (8), (2005), 1478-1484.

Fig. 3 Comparison of lower limb joint angle obtained from sensor system and camera system.