

爪先装着型センサによる平地歩行時爪先拳動の推定

Estimation of tiptoe behavior during level walk using tiptoe-mounted sensor

三島啓太*, 佐川貢一*

Keita Mishima*, Koich Sagawa*

*弘前大学

*Hirosaki University

キーワード： 3次元 (three-dimension), 加速度 (acceleration), 角速度 (angular velocity), 爪先装着型センサ (tiptoe-mounted sensor), 歩行分析 (gait analysis)

連絡先： 〒036-8561 青森県弘前市文京町3 弘前大学大学院理工学研究科知能機械システム工学専攻
三島啓太, Tel.: (0172)39-3691, Fax.: (0172)39-3691, E-mail: h07gs520@stu.hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

臨床現場における歩行分析の主な目的は、歩行障害の診断・評価に有効と考えられる定量的データの収集を行うことである¹⁾。定量的データには、歩行速度の他に、歩行周期・立脚期・遊脚期といった時間因子、ストライド長(同側の足底接地間距離)などの距離因子、関節の角度変位・角速度といった運動学的所見などが挙げられる。歩行速度、時間因子、距離因子に関しては、巻尺やストップウォッチを使用して、比較的簡単に計測することが可能である。しかし、多数の被験者を測定するには手間と人手がかかるという欠点がある。また、運動学的所見である爪先の動きを評価パラメータとしている一つの症例として、脳卒中片麻痺が挙げられる。一般に、脳卒中片麻痺患者の下肢は伸筋優位であり、足関節の背屈が起こりにくく、底屈位を示す変形を生じて踵が床につきにくくなるという特徴がある。ゆえに、爪先から接床するようになる。また、

離床性が低下する。離床性とは、患脚の爪先離れの良否を表す特性であり、歩行の安定性の構成要素の中核をなすものである²⁾。また、踵接地直後の爪先開き角が外旋方向に変動するという特徴も有している。そこで、歩行中の爪先の動きや、爪先開き角を評価することはきわめて重要である。歩行中の関節の角度変位や角速度を詳細に測定するためには、一般的には、電気角度計(ゴニオメータ)を用いた方法がある¹⁾。しかし、爪先の拳動は、足関節の底背屈以外にも、股関節の内外旋など多数の関節の複合動作として現れるため測定は困難である。爪先拳動の計測法として、モーションキャプチャシステムによる3次元解析が有効であるが、装置が高価であり、測定場所が限られるという問題がある。そこで本報告では、無拘束で場所に依存せず、簡単に測定可能であるという利点を備えた、3軸の加速度センサとジャイロで構成される爪先装着型センサ³⁾を用いることにより、爪先の拳動としてロール・ピッチ・ヨー角方向の角度変化と、爪先開き角を

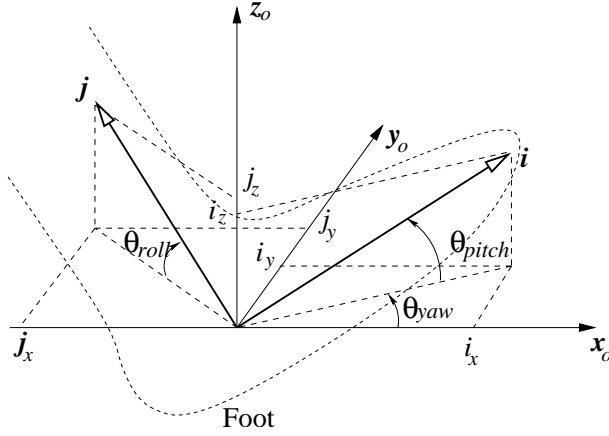


Fig. 1 The definition of angle θ_{pitch} , θ_{yaw} , θ_{roll} .

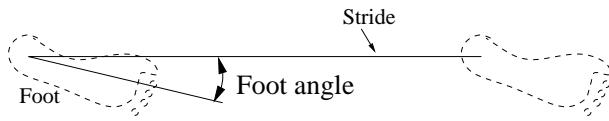


Fig. 2 The definition of foot angle.

測定する方法を提案し、その有効性を確認する。

2. 原理

2.1 ロール・ピッチ・ヨー角, 爪先開き角

Fig.1は、本研究で推定するロール・ピッチ・ヨー角を表している。被験者は x_o 方向に向かって歩行を行う。移動座標系の姿勢を表すFM(フレームマトリックス)を構成する $\mathbf{i} = [i_x, i_y, i_z]$, $\mathbf{j} = [j_x, j_y, j_z]$ を用いて、爪先ピッチ・ヨー・ロール角 θ_{pitch} , θ_{yaw} , θ_{roll} は、

$$\theta_{pitch} = \tan^{-1} \frac{i_z}{\sqrt{i_x^2 + i_y^2}} \quad (1)$$

$$\theta_{yaw} = \tan^{-1} \frac{i_y}{i_x} \quad (2)$$

$$\theta_{roll} = \tan^{-1} \frac{j_z}{\sqrt{j_x^2 + j_y^2}} \quad (3)$$

のように定義する。

次に、爪先開き角の算出について述べる。爪先開き角とは、医学的に「ストライド長の計測線と足底の長軸方向とのなす角度」と定義されている¹⁾。よって、本報告では、遊脚期が終了し立脚期になった際のヨー角 θ_{yaw} を爪先開き角と定義する(Fig.2)。

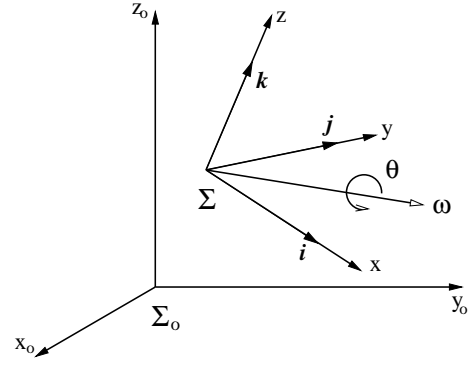


Fig. 3 System of rectangular coordinate fixed on the floor Σ_o and that of the sensor system Σ . The notation ω is the angular velocity vector.

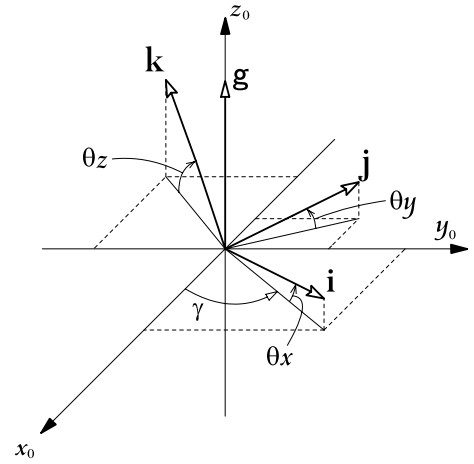


Fig. 4 The determination of FM during stance phase.

2.2 FMの算出

爪先のロール・ピッチ・ヨー角は、爪先に取り付けたセンサ上の座標系を利用して求める。まず、FMを算出する。FMは、地球に固定された座標系 Σ_o から見た姿勢を表しており、移動するセンサシステム上の座標系 Σ の単位ベクトル $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ を成分としている。

$$E_n = [\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k}] \quad (4)$$

移動座標系は、歩行運動によって並進および回転運動を行う。移動座標系で測定された角速度ベクトルを ω とおくと、 E_n が ω の回りに角度 θ だけ回転するとき、あらたなFMである E_{n+1} は回転マトリク

ス $R^{\omega\theta}$ によって次式のように表される.

$$E_{n+1} = R^{\omega\theta} E_n \quad (5)$$

ただし,

$$R^{\omega\theta} = \begin{bmatrix} C_\theta + \lambda^2 v_\theta & \lambda\mu v_\theta - \nu S_\theta & \nu\lambda v_\theta + \mu S_\theta \\ \lambda\nu v_\theta + \nu S_\theta & C_\theta + \mu^2 v_\theta & \mu\nu v_\theta - \lambda S_\theta \\ \nu\lambda v_\theta - \mu S_\theta & \mu\nu v_\theta + \lambda S_\theta & C_\theta + \nu^2 v_\theta \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$S_\theta = \sin \theta, \quad C_\theta = \cos \theta, \quad v_\theta = 1 - \cos \theta \quad (7)$$

$$\theta = \Delta t |\omega| \quad (8)$$

$$\begin{bmatrix} \lambda \\ \mu \\ \nu \end{bmatrix} = \frac{\omega}{\|\omega\|} \quad (9)$$

歩行中のFMの更新は、遊脚相でのサンプリング周期 Δt 毎に上記の回転変換によって行われる. その際、先行する立脚期終了時における FME_o の姿勢を知る必要がある. Fig.4は、立脚期におけるFMを示している. 水平面と i, j, k となす角 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ は、以下のように表せる.

$$\theta_x = \sin^{-1} \frac{a_x}{g}, \quad \theta_y = \sin^{-1} \frac{a_y}{g}, \quad \theta_z = \sin^{-1} \frac{a_z}{g} \quad (10)$$

ここで、 a_x, a_y, a_z は、センサによって測定された重力加速度 g の各成分である. このような関係から、 $FME_o = [i, j, k]$ は次のように算出される.

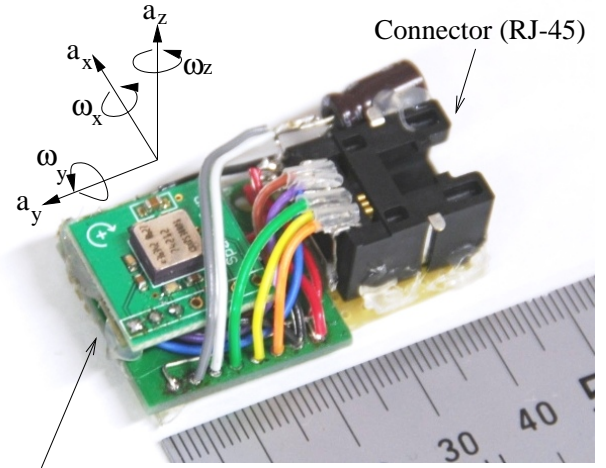
$$\mathbf{i} = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \theta_x \\ \sin \gamma \cos \theta_x \\ \sin \theta_x \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\mathbf{j} = \begin{bmatrix} \frac{-\cos \gamma \sin \theta_x \sin \theta_y - \sin \gamma \sin \theta_z}{\cos \theta_x} \\ \frac{-\sin \gamma \sin \theta_x \sin \theta_y - \cos \gamma \sin \theta_z}{\cos \theta_x} \\ \sin \theta_y \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\mathbf{k} = \mathbf{i} \times \mathbf{j} \quad (13)$$

ここで、偏角 γ は、1歩目の遊脚期開始直前を基準として $\gamma = 0$ としているが、2歩目以降は遊脚期直前のFM成分である \mathbf{i} から

$$\gamma = \tan^{-1} \frac{i_y}{i_x} \quad (14)$$



Sensor (3-axis acceleration, 2-axis jyro, 1-axis jyro)
Fig. 5 Overview of tiptoe-mounted sensor system.

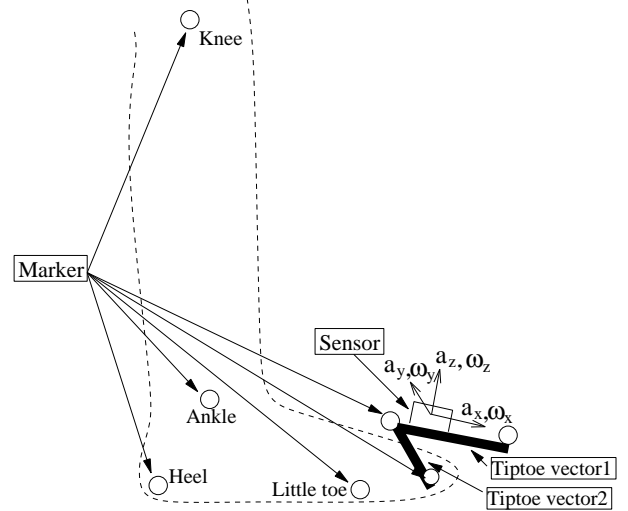


Fig. 6 Position of markers to measured by motion capture system.

を用いて計算し、更新していく. また、遊脚期でのFM修正³⁾を適用することで積分誤差の蓄積を除去した.

3. 実験

3.1 実験装置と実験方法

爪先装着型センサ (Fig.5) は、3軸加速度センサ (MMA7260Q, Freescale Semiconductor) と、2軸ジャイロ (IDG-300, InvenSense), 1軸ジャイロ (ADXRS 300, AnalogDvices) で構成されている. 加速度センサMMA7260Qは、検出範囲が $\pm 6[G]$, ジャイロIDG-

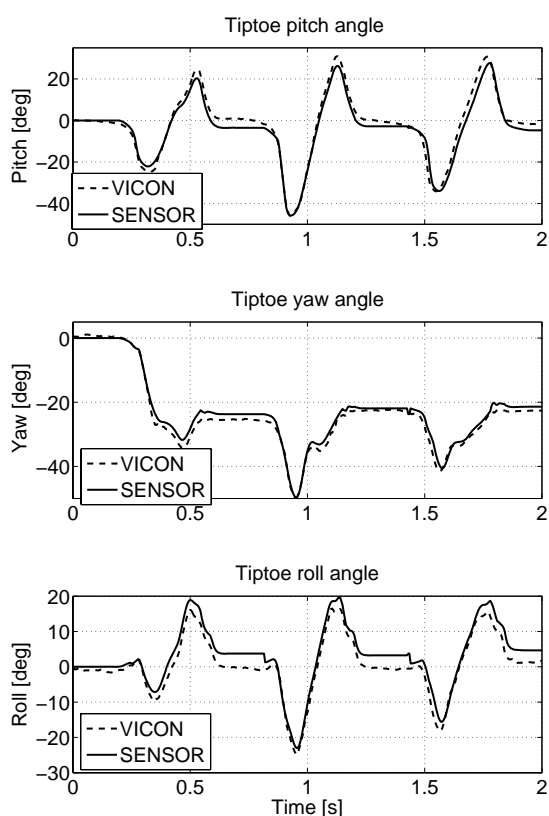


Fig. 7 Comparison of actual pitch, yawing and roll angle with estimated pitch, yaw and roll angle during normal gait.

300 の検出範囲は ± 500 [deg/s], ADXRS300の検出範囲は ± 300 [deg/s]である。3つのセンサは、3層構造となるよう配置され、センサの出力はイーサネットケーブルのコネクタ(RJ-45)と一体化になっている。コネクタを含めたセンサ全体のサイズは $45 \times 25 \times 13$ [mm], 重さは12[g]である。爪先には、センサの x 軸が進行方向となるように取り付けられた(Fig.6)。センサからの電圧は、ADコンバータカード (DAQ-card6062E, National Instruments)を介してノートPC (Panasonic, CF-19CW1AXS TOUGHBOOK)に100[Hz]で取り込む。また、比較のため、同時に光学式モーションキャプチャ(VICON460, Vicon Motion Systems)による測定も行った。被験者には、7点(膝・踝・踵・小指・角度測定用の3点)のマークを取り付け(Fig.6)、床には、歩く方向を示すために2

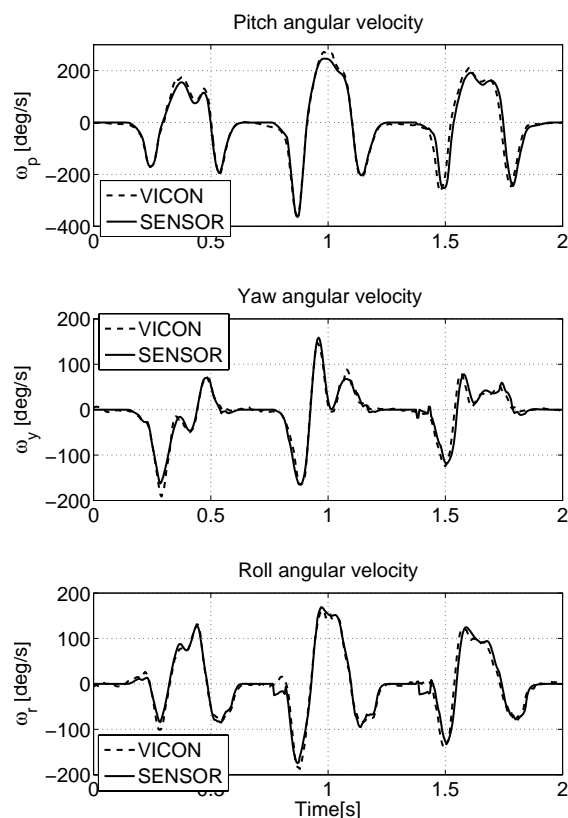


Fig. 8 Comparison of actual pitch, yawing and roll angular velocity with estimated pitch, yawing and roll angular velocity during normal gait.

点のマークを設置した。また、ピッチ・ヨー・ロール角の角度を計測するために、Fig.6に示すように、直行した角棒の上にマークを乗せた装置を利用した。またFMの i 軸に向いた棒を「爪先ベクトル1」とし、残りのFM成分の j と逆方向に向いている棒を「爪先ベクトル2」と呼ぶことにする。爪先ベクトル2が j と逆に向いている理由は、歩行の妨げにならないようにするためである。マークのサンプリング周波数は120[Hz]である。

被験者は、健常男性7名とし、それぞれに3歩の普通歩行と片足麻痺患者を模擬した摺足歩行を3回ずつ行ってもらった。歩調は、被験者にとって普通と感じられる速さとした。また、爪先開き角を測定するためには、歩行開始前のFMの i 成分と固定座標系の x_o の方向を一致させる必要があるため、始

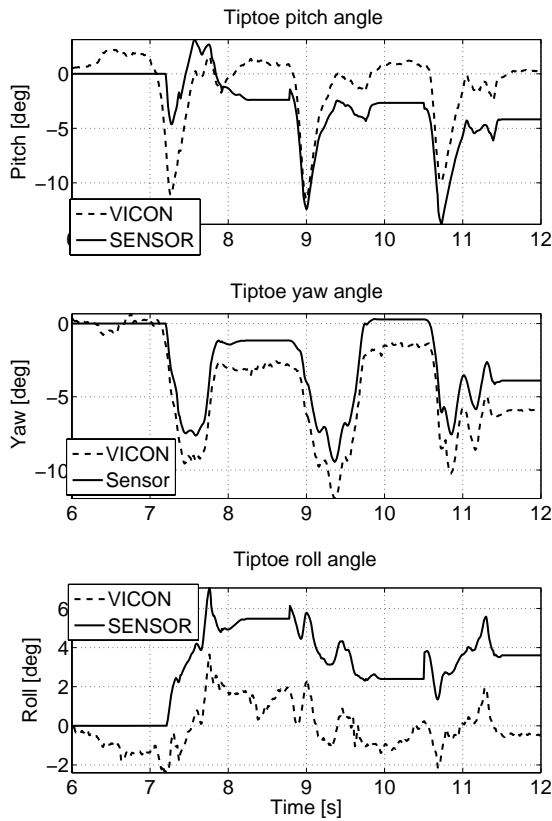


Fig. 9 Comparison of actual pitch, yawing and roll angle with estimated pitch, yaw and roll angle during shuffle.

めに爪先ベクトル1(Fig.6)を進行方向に合わせ、爪先ヨー角度 $\theta_{yaw} = 0[\text{deg}]$ となるようにした。

以上の方法により、爪先のピッチ・ヨー・ロール角と、爪先開き角の測定を行う。

4. 実験結果

Fig.7は、モーションキャプチャとセンサによって求められた普通歩行時のピッチ・ヨー・ロール角の比較である。ピッチ・ヨー・ロール角についての相関係数 R_{θ_p} , R_{θ_y} , R_{θ_r} は、0.98, 1.00, 0.95 となり高い相関があることがわかる。また、Fig.8は、角度 θ_{pitch} , θ_{yaw} , θ_{roll} を前後5サンプルの数値微分を行って求めた角速度 ω_{pitch} , ω_{yaw} , ω_{roll} について比較している。それぞれの相関係数 R_{ω_p} , R_{ω_y} , R_{ω_r} は、0.98, 0.98,

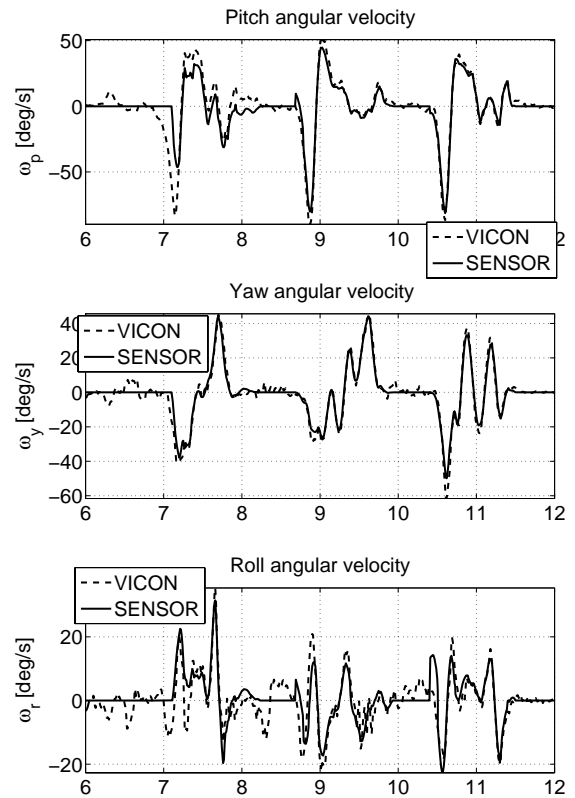


Fig. 10 Comparison of actual pitch, yawing and roll angular velocity with estimated pitch, yawing and roll angular velocity during shuffle.

0.98であった。同様に、Fig.9は、摺足歩行におけるピッチ・ヨー・ロール角についての比較である。それぞれの相関係数 R_{θ_p} , R_{θ_y} , R_{θ_r} は、0.61, 0.98, 0.37であった。Fig.10は、角速度について比較しており、それらの相関係数 R_{ω_p} , R_{ω_y} , R_{ω_r} は、0.93, 0.98, 0.80となった。被験者7名のに対して同様の実験を行った際の結果の平均をTable.1に示す。傾向として、普通歩行は高い相関を示しているのに対し、摺足歩行は特にロール角度についての相関が悪いということがわかる。原因としては、摺足歩行の角度変動が普通歩行に比べて1/3から1/5程度まで小さくなっており、そのため、立脚期での小さな動きの影響が大きくなり、それに加えて、センサによる推定では立脚期においては静止しているものと仮定し

Table 1 Average of coefficient of correlation between measurement result of motion capture and estimation result of sensor.

	Normal	Shuffle
R_{θ_p}	0.98	0.77
R_{θ_y}	0.94	0.83
R_{θ_r}	0.76	0.30
R_{ω_p}	0.98	0.87
R_{ω_y}	0.92	0.93
R_{ω_r}	0.87	0.70

ているため、両者の差が出たと考えられる。

次に、爪先開き角についての結果を述べる。ここで、爪先にセンサとマーカーを取り付ける時の誤差により、歩行開始前のFMの*i*は爪先ベクトル1と必ずしも一致しているとは限らない。両者の歩行開始直前の方向を一致させてからモーションキャプチャによる測定結果とセンサによる推定結果を比較した。ここでは内旋方向が正の向きである。普通歩行の1・2・3歩目終了時のモーションキャプチャによって測定された爪先開き角は、 -25.7 [deg], -22.8 [deg], -22.9 [deg]に対し、センサによる推定結果は、 -23.7 [deg], -22.0 [deg], -21.4 [deg]であった(Fig.11)。よって、モーションキャプチャ測定値を真値としたときのセンサ推定値の誤差は、 2.0 [deg], 0.8 [deg], 1.5 [deg]となった。同様にして、摺足歩行時の誤差は 1.9 [deg], 1.9 [deg], 2.2 [deg]となった。被験者7名の1・2・3歩目を全て含めた際の平均は、普通歩行の場合が 1.0 ± 1.5 [deg]、摺足歩行の場合が、 3.3 ± 7.1 [deg]となった。ただし、摺足歩行において、立脚期遊脚期の判断ができなかった4例は除いている。普通歩行に関しては十分な精度で推定できていると考えられるが、摺足歩行に関しては、普通歩行ほどの精度を得ることはできなかった。この問題については、立脚期/遊脚期の判断アルゴリズムを改良することにより、臨床の現場で使用可能な精度まで改善することが可能であると考えられる。

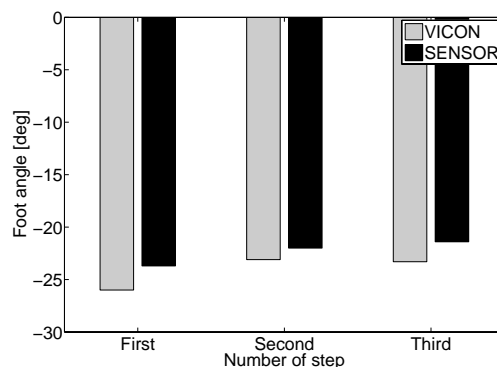


Fig. 11 Foot angle in the case of normal walk.

5. 結言

本報告では、爪先装着型センサを使用することで、場所に依存せず、簡単に爪先の拳動を測定する方法を提案した。爪先拳動のパラメータとして、ピッチ・ヨー・ロール角の角度・角速度について、普通歩行と摺足歩行においてモーションキャプチャによる測定値とセンサによる推定値を比較した。その結果、普通歩行については高い相関を得ることができた。また、爪先開き角についても評価を行い、普通歩行について高い精度で推定可能であることが確認された。しかし、摺足歩行に関しては、改善の余地があるということが確認された。今後は、立脚期/遊脚期判断アルゴリズムの改良と、実際に片麻痺患者を被験者にして実験を行う予定である。

参考文献

- 1) 臨床歩行分析懇談会(編): 臨床歩行分析入門, 25/49, 医歯薬出版株式会社(1989)
- 2) 臨床歩行分析研究会(編): 歩行障害の診断・評価入門, 109/153, 医歯薬出版株式会社(1997)
- 3) 佐川貢一, 煤孫光俊, 大瀧保明, 猪岡光: 足爪先加速度積分による歩行経路の3次元無拘束推定, 計測自動制御学会論文集, 40-6, 635/641 (2004)