

爪先装着型センサによる立脚相の判別

Judgement of the stance phase using tiptoe-mounted sensor

田中秀幸*, 佐川貢一*

Hideyuki Tanaka*, Koichi Sagawa*

*弘前大学

*Hirotsaki University

キーワード： 立脚相 (stance phase), 遊脚相 (swing phase), 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
田中秀幸, Tel.: (0172)39-3691, Fax.: (0172)39-3691, E-mail: h09gs519@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、時間因子・距離因子・歩行速度・歩行状態などがあり、時間因子の一つに歩行周期がある。歩行周期とは、同じ側の足の踵が接地してから、再び接地するまでの周期である。さらに、人間の歩行周期は、爪先が地面から離れてから踵が接地するまでの時間である遊脚相と、踵が接地してから爪先が離れるまでの時間である立脚相の二つに大別でき、足関節の状態によってさらに細かく分けられる (Fig.1)。歩行周期を評価パラメータとしている症例の一つとして、パーキンソン病が挙げられる。パーキンソン病患者は、歩行周期がばらつき、また、遊脚相が短く立脚相が長く、両足の接地時間が長いという特徴がある²⁾。また、距離因子の一つに歩隔があり、両足の前額面内での距離をさす。歩隔は歩行の安定性を考える場合に注目すべきパラメータであり、転倒経験のある高齢者は歩隔が増大

するという特徴がある³⁾。このようにして、歩行周期や、歩隔を評価することはきわめて重要である。これらの時間因子や距離因子は、ストップウォッチや巻尺を使用して、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、立脚相や遊脚相の相判別には、一般的には、モーションキャプチャシステムと床反力計による 3 次元解析が有効であるが、操作が複雑であり、測定場所が限定さ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角速度センサで構成される爪先装着型センサ⁴⁾を用いることにより、立脚相を高精度で判別する方法を提案する。



Fig. 1 Gait cycle(1 cycle)

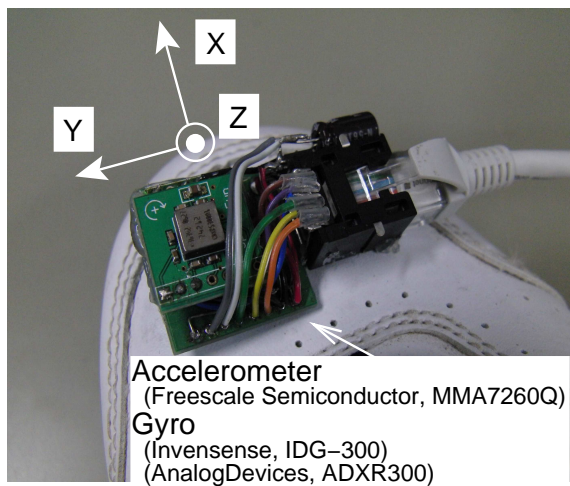


Fig. 2 Tiptoe mounted sensor system

2. 予備実験

加速度センサ，角速度センサから構成されるセンサシステム（爪先装着型センサ）と，床反力計より，相判断を行うアルゴリズムを構築するための予備実験を行う。

2.1 足関節の動作計測

ジャイロを爪先に取り付けることで，角速度から足関節動作を調査することができる。しかし，事前の実験から，角速度のみでは接地の時間の特徴を得られず，その判断を行うことは難しいことがわかった。そこで，足関節の詳しい動作状態を調査するため，角速度の時間微分により角加速度を求める。また，センサの取り付け方向による影響を解消するため，合成角速度および合成角加速度を使用する。さらに，ロードセルを利用して作成した床反力計の出力を，爪先装着型センサと同時に計測することによって，接地と離床の瞬間の足関節動作の傾向を調査する。これにより，爪先装着型センサによる相の判断を行うことができる。

2.2 実験方法

使用した爪先装着型センサは，3軸加速度センサ (Freescale Semiconductor, MMA7260Q, ± 6 [G])，2軸ジャイロ (Invensense, IDG-300, ± 300 [deg/s])，1軸ジャイロ (AnalogDevices, ADXRS

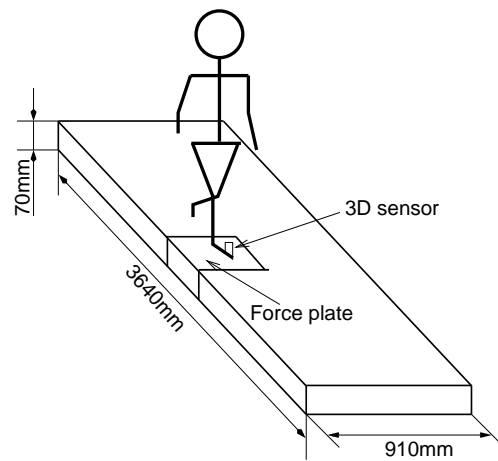


Fig. 3 Experimental setup

300, ± 300 [deg/s]) から構成される (Fig.2) . 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た。床反力計は，ロードセル (共和産業, LP-200KB, LMA-A-1kN) から構成される。センサおよび床反力計からの出力は，AD コンバータカード (CONTEC, ADA16-32(CB)F) を使用して，ノートパソコン (Panasonic, TOUGH BOOK) にサンプリング周波数 100 [Hz] で取得する。被験者は健常な男性 5 名とし，右足の爪先にセンサを取り付け，床反力計を設置した $910 \times 3640 \times 70$ [mm] の歩行路上で，右足が床反力計上を 1 度踏むように，正常歩行をおよそ 5 歩行ってもらった (Fig.3) . 歩行周期は特に指示しなかった。

2.3 実験結果と考察

1 歩分の加速度，角速度，角加速度と，床反力計による計測結果の一例を Fig.4 に，それぞれの 3 軸の合成値を Fig.5 に示す。また，図中の太実線は，床反力計による相転換時刻を示している。床反力の立脚相の判断方法は， 10 [N] 以上となった時刻を立脚相開始時刻， 5 [N] 以下となった時刻を立脚相終了時刻とする⁵⁾。Fig.5 より，立脚相終了時刻近傍 A 点で，角速度はピークに達している。このことから， 1 周期中に爪先が最も素早く動作するのは，離床の瞬間である

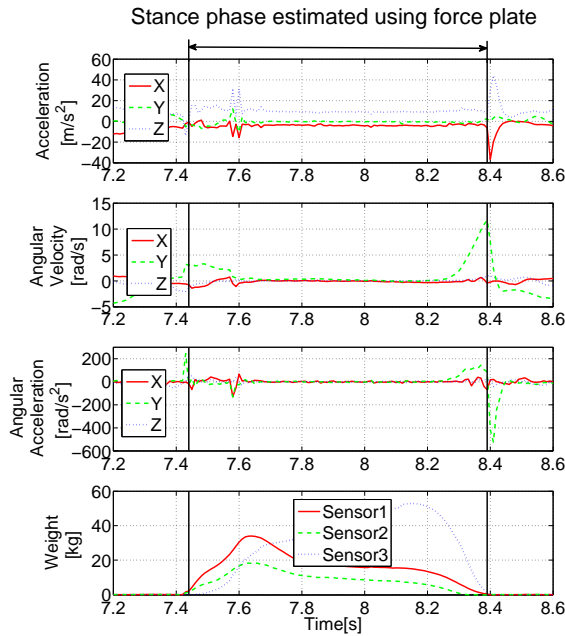


Fig. 4 Acceleration, angular velocity, and angular acceleration measured using 3D sensor and estimated stance phase using force plate

ことがわかる．また，立脚相開始時刻近傍 B 点で，角加速度は急激にピークに達している．以上の傾向を考慮して，相判断アルゴリズムを構築する．

3. 相判断アルゴリズム

3.1 原理

角速度および角加速度から，相判断を行うためのアルゴリズムを構築する．本報告では，遊脚期の開始時刻 t_{sw} と終了時刻 t_{st} を求め，遊脚期以外の時間を立脚期とする． t_{sw} は角速度 ω が最大となる時刻であるが，ノイズの影響や誤判別を防ぐため，以下のような方法を適用する．ここでは，ノイズが相判断に及ぼす影響を少なくするため，合成角速度は 21 点の移動平均，合成角加速度はカットオフ周波数 10 [Hz] の FIR ローパスフィルタを用いて平滑化を行う⁶⁾．以下に手順を示す．

- 1) 平滑化した 3 軸合成角速度 ω_s が閾値 ω_{th} を超えた時刻を遊脚期開始のピーク探索区間開始時刻 t_1 とし，その時刻から 0.9

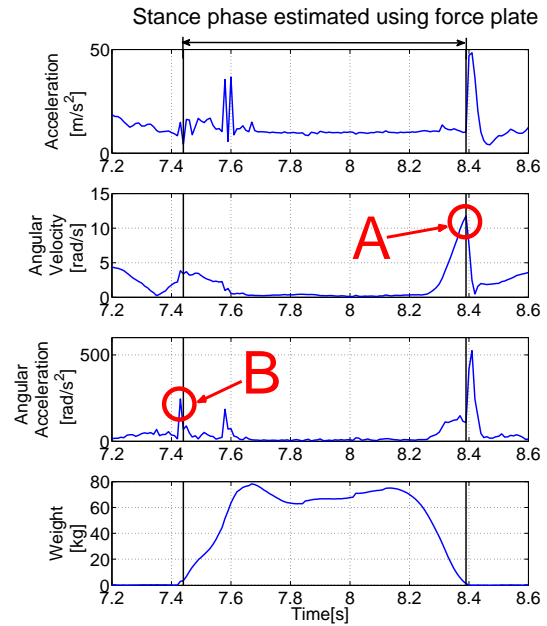


Fig. 5 Synthetic acceleration, synthetic angular velocity, and synthetic angular acceleration measured using 3D sensor and estimated stance phase using force plate

[s] 先までの区間で， ω_s の最大値 ω_{MAX} とその時刻 t_2 を検出する．0.9 [s] としたのは，最低歩行率を 60 [steps/min] と仮定したためである．すなわち，このときの片足の歩行周期は 2 [s] となるので，遊脚前期の角速度ピークを検出するためには，角速度が閾値を越えてから 1 [s] 先の範囲で検出するのが適当であると考えられる．そして，試行錯誤的に探索区間を 0.9 [s] という値とした (Fig.6 (1)) ．

- 2) 時刻 t_2 からさらに 0.9 [s] 先までの区間で， ω_s の最小値 ω_{min} と，その時刻 t_3 を検出し， ω_{MAX} と ω_{min} の差を D とする (Fig.6 (2)) ．
- 3) 時刻 t_2 以降で ω_s が初めて $\omega_{min} + 0.2D$ より小さくなる時刻を，角速度ピーク探索区間終了時刻 t_4 とする (Fig.6 (3)) ．
- 4) 求められた角速度ピーク探索区間 $t_1 - t_4$ を平滑前の角速度 ω に当てはめ，ピークとなる時刻 t_{sw} を遊脚相開始時刻とする．また，次の一步の ω_{th} を $\omega_{min} + 0.3$ [rad/s]

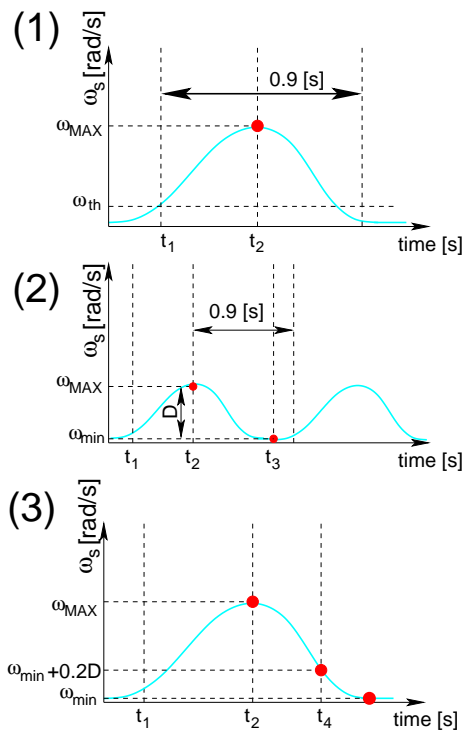


Fig. 6 Method of phase classification

とする． 0.3 [rad/s] は試行錯誤的に求められた値であるが，この修正を行うことで，歩行の変動による角速度のばらつきに対応した閾値の決定を行うことができる (Fig.7 (4)) ．

- 5) $t_{sw} + 0.1 \text{ [s]}$ から，次の1歩の角速度ピーク時刻 t_{sw2} までの時間の $A \text{ [%]}$ が経過した時刻 t_5 までの区間 T_α で，平滑化した角加速度 α_s がピークとなる時刻 t_p を検出する．ここで， T_α は以下の式で表される⁶⁾ ．

$$T_\alpha = A(t_{sw2} - t_{sw})/100$$

$$A = 115.47 \times \left(\frac{t_{sw2} - t_{sw}}{2} \right)^2 - 168.66 \times \left(\frac{t_{sw2} - t_{sw}}{2} \right) + 117.25$$

なお，パラメータ A は，このパラメータ区間内での加速度積分による歩行経路推定において，様々な実験条件で最も誤差の小さかった値である (Fig.7 (5)) ．

- 6) $t_p - 0.15 \text{ [s]}$ から $t_p + 0.05 \text{ [s]}$ の区間で，平滑化前の角速度 ω がピークとなる時刻 t_{st} を立脚相開始時刻とする (Fig.7 (6)) ．

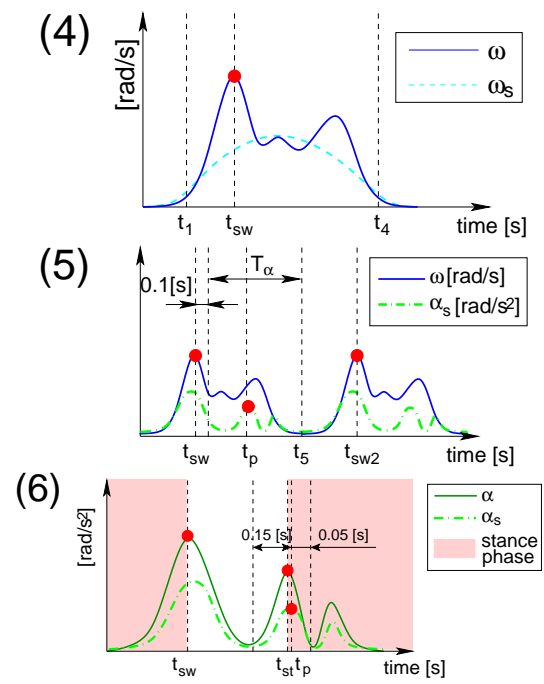


Fig. 7 Method of phase classification

3.2 検証実験

相判断アルゴリズムの精度を調査するために，検証実験を行う．被験者は健康な男性5名とし，右足の爪先にセンサを取り付け，床反力計を設置した． $910 \times 3640 \times 70 \text{ [mm]}$ の歩行路上で，右足が床反力計を1度踏むように，正常歩行をおよそ5歩行ってもらった．このとき，メトロノームに合わせて歩いてもらった．20歳から65歳までの平均歩行率は 117 [steps/min] ，高齢者の平均歩行率は 84 [steps/min] である¹⁾ ことから，歩行率を 120 [steps/min] ， 96 [steps/min] ， 80 [steps/min] の3つに設定する．よって，歩行周期がそれぞれ 1 [s] ， 1.25 [s] ， 1.5 [s] となる．これを各3回計測する．なお，その他の使用機器およびサンプリング周波数は前述の実験と同様である．

3.3 実験結果と考察

Fig.8 に加速度，角速度，角加速度の合成値と提案するアルゴリズムによる相判断の結果を示す．図中の \times は立脚相開始時刻， \times は立脚相終了時刻を示す．床反力計による立脚相の判断方法は，前述の実験と同様である．Fig.8 において，3D センサにより推定した開

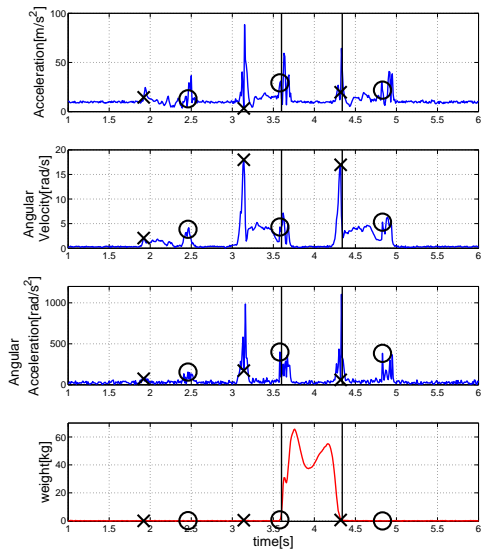


Fig. 8 Estimated 3 steps stance phase and measured synthetic acceleration, synthetic angular velocity, synthetic angular acceleration using 3D sensor and force plate

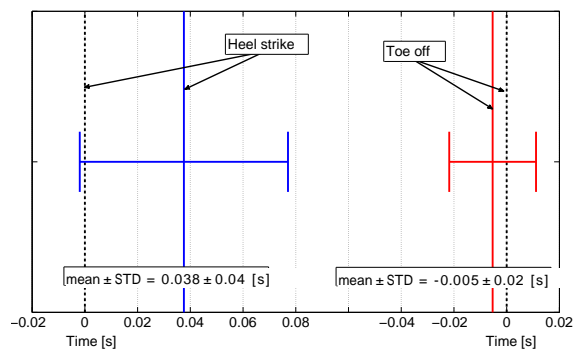


Fig. 9 Estimated phase shift time Error between algorithm and force plate

始時刻は 3.58 [s]，終了時刻は 4.32 [s] であった．一方，床反力計では 3.60 [s]，4.34 [s] であり，時間の差は共に -0.02 [s] であった．Fig.9 に示すように，床反力計と構築したアルゴリズムによる相転換時刻の誤差の平均と標準偏差を求めた結果，立脚開始時は 0.038 ± 0.04 [s]．終了時は -0.005 ± 0.02 [s] であった．構築したアルゴリズムは，全体的に床反力計よりも短く推定する傾向があったが，その平均誤差は小さく，高精度で判別していることがわかる．次に，Fig.10 に実験全 45 回の床反力計とアルゴリズムによる立脚時間の判断結果の比較を示す．また，Table.1

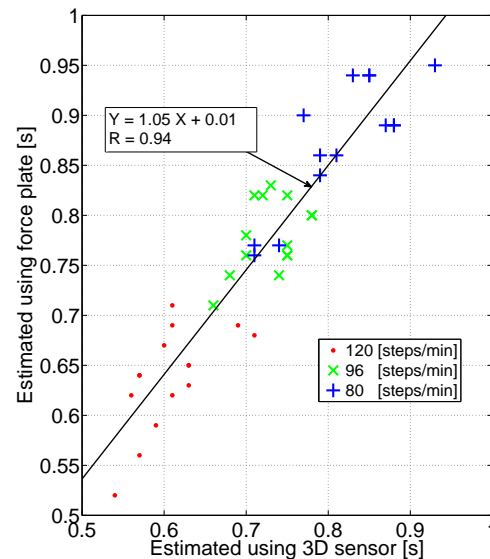


Fig. 10 Comparison of stance phase duration estimated using 3D sensor with that using force plate

Table 1 Comparison of difference 3D sensor and force plate between 120 [steps/min], 96 [steps/min], 80 [steps/min]

歩行率 [steps/min]	平均誤差 [s]
120	-0.03 ± 0.042
96	-0.06 ± 0.028
80	-0.05 ± 0.036
All	-0.05 ± 0.04

に，最大誤差と各条件の平均誤差を示す．最大誤差は 0.13 [s]，全体の平均誤差は -0.05 [s] であった．相関係数は 0.94 であり，高い相関を得ることができた．次に，Fig.11 に第 2 章の予備実験で得られた被験者 5 人の自由歩行 23 回分のデータを用いて，相判断アルゴリズムによる相判断を行った結果を示す．また，Table.2 に，最大誤差と各被験者の平均誤差を示す．全体の平均誤差は， -0.003 [s] とほぼゼロに等しい値であったが，最大誤差は Fig.11 上の Z 点の 0.08 [s] であり，床反力計による推定結果と大きく異なった．これは，接地の際に，踵を地面に摺ながら歩く傾向のある被験者が，床反力計上を摺ながら移動したことが原因であると考えられる．相関係数は 0.97 であり，複数の歩行周期で行っ

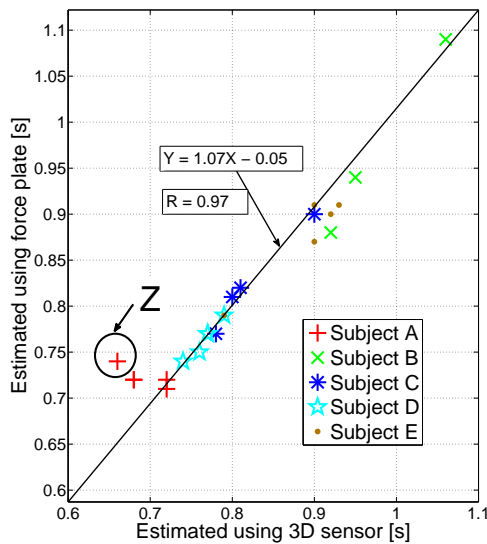


Fig. 11 Comparison of stance phase duration estimated using 3D sensor with that using force plate of subject A,B,C,D,E

Table 2 Comparison of difference 3D sensor and force plate of subject A,B,C,D,E

被験者	平均誤差 [s]
A	-0.03 ± 0.036
B	0.007 ± 0.035
C	-0.004 ± 0.009
D	0.002 ± 0.005
E	0.016 ± 0.015
All	-0.003 ± 0.026

た実験の場合と同様に高い相関を得ることができた。以上の結果から、提案した相判断アルゴリズムにより、通常歩行時の立脚相を、高精度で判別することが可能であることが確認できた。

4. 結言

本報告では、爪先装着型センサを使用し、角速度と角加速度から足関節の動作を調査した。相転換時の足関節動作の傾向を考慮して相判断アルゴリズムを構築し、異なる歩行率の通常歩行を計測して、立脚相の判別を行った。床反力計による立脚相判別と比較した結果、高い精度で相判別が可能であることを確認した。しかし、80 [steps/min] より低い歩行率では、精度が急激

に下がる現象がみられた。今後は、歩行能力の障害の評価が行えるように、通常歩行の他にも、摺足歩行での相判断を行うことが必要である。

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, 25/49, 医歯薬出版株式会社 (1997)
- 3) 下田 隼人, 佐藤春彦, 鈴木 良和: 身体重心の左右に基づく歩行の動的安定性評価, 理学療法科学, Vol.23: No.1, 55-60 (2008)
- 4) 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)
- 5) Jeffrey M. Hausdoff, Zvi Ladin, Jeanne Y.Wei: FOOTSWITCH SYSTEM FOR MEASUREMENT OF TEMPORAL PARAMETERS OF GAIT, J.Biomechanics, Vol.28, No.3, 347/351 (1995)
- 6) 大久保 憲祐: 平地内自由歩行での移動距離推定に関する研究, 弘前大学大学院理工学研究科修士論文, (2008)