

大規模健康診断での使用を想定した つま先装着型歩行計測センサの開発 Development of toe-mounted inertial sensor for gait analysis used in large-scale medical examination

○白川秀人, 久我拓史, 長井力, 佐川貢一

○Shuto Shirakawa, Hirohumi Kuga, Chikara Nagai, Koichi Sagawa

弘前大学

Hirosaki University

キーワード： 慣性センサ(Inertial sensor), 歩行計測(Gait analysis), 動作解析(Motion analysis)
認知症(dementia), 集団検診(Screening)

連絡先：〒036-8561 青森県弘前市文京町 3 番地
弘前大学 大学院 理工学研究科 理工学専攻 知能機械工学コース 佐川研究室
白川秀人, Tel:(080)1893-0159, E-mail:17ms613@hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

近年, 運動機能と認知症のリスクとの関係性が注目されており [1], 認知症の予兆発見のため 10[m]最大歩行速度の調査が行われている [2]。弘前大学でも 2005 年から青森県, 弘前市と連携を組み, 弘前市民(旧岩木町民)を対象とした大規模な健康診断(岩木健康増進プロジェクト)の中で 10[m]最大歩行速度の調査を行っている。その際, 計測の効率化と認知症の予兆発見に有効な歩行パラメータの測定を目的として, つま先装着型慣性センサを用いた歩行計測が行われてきた [3]。しかし, 計測中につま先が曲がり, 靴が変形することで計測終了スイッチが押され, 途中で計測が終了している場合や, 電源スイッチが OFF になることや, SD カードが抜けることがあり, 計測データが正常に保存されない場合が稀にあった。そこで本報告では, 靴の一部がセンサに触れても正常にデータが保存されるような工夫を行い, 新たなセンサを開発した。さらに, 今回開発したセンサを使用して歩行距離の推定ができることを実験で確認する。

2. 原理

2-1 従来のセンサでの計測方法と問題点

従来の歩行計測センサ [4] の計測の流れは, 以

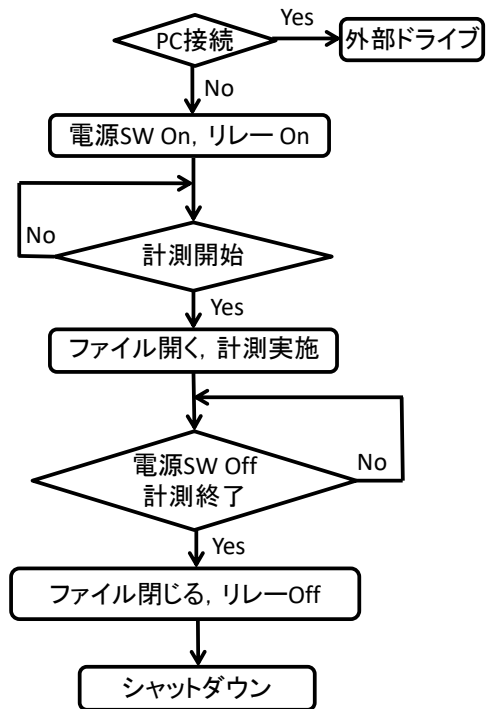


Fig.1 Flow chart of inertial sensor

下のとおりである。始めに, センサの電源スイッチを ON にする。次に, PC から計測開始の信号を受信, または計測開始のスイッチが押された場合に計測を開始する。そして, 計測終了の信号を受信, または計測を終了するス

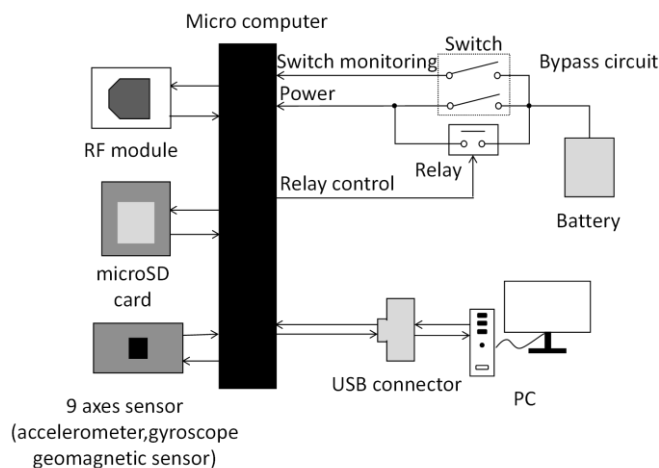


Fig.2 Configuration of wearable sensor

スイッチが押された場合、計測データを保存してファイルを閉じて計測を終了する。その後、電源スイッチを切り、SDカードを抜いてSDカードリーダーなどを使用してコンピュータ(PC)に計測データを転送する。ここで、従来のセンサの問題点は、計測中に靴が変形し、終了スイッチが押されてしまうとその時点で計測を終了することである。また、電源スイッチがOFFになるとファイルを閉じずにセンサがシャットダウンされ、計測データが保存されないことである。さらに、PCに計測データを転送するために、SDカードの抜き差しを行わなければならないことも問題点である。

2-2 開発するセンサの改良点

今回開発したつま先装着型歩行計測センサのフローチャートを Fig.1 に、ハードウェア構成を Fig.2 に示す。まず改良点は、計測終了スイッチを長押しすることで計測を終了するようにした。また、電源スイッチがONになるとリレーがONとなり、電源バイパスが構築されるようにした。さらに、センサをPCにUSB接続することで外部ドライブとして認識する機能を追加した。以上の機能を追加することで、計測中に靴の一部が計測終了スイッチに触れても計測を終了することがなくなり、正しく計測を行うことができる。また、計測中に電源スイッチがOFFになった場合でも、ファイルを閉じてからセンサをシャットダウンすることで計測データが保存されるようにした。さらに、外部ドライブとして認識することでSDカードの抜き差しが不要になるので、センサの開口部をケースで覆い、計測中にSDカードが抜けないようにした。SDカードの抜き差しがなくなったため、実験の円滑化にもつながると考えられる。

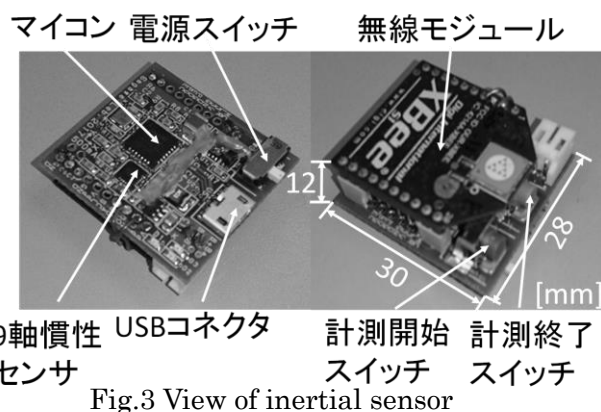


Fig.3 View of inertial sensor

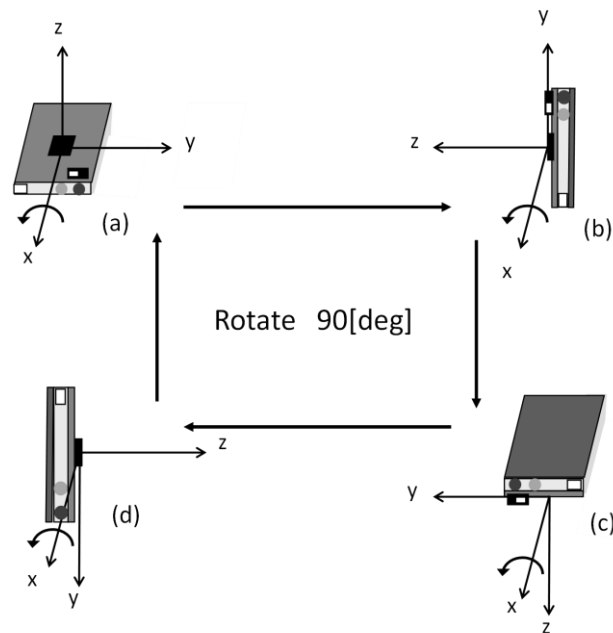


Fig.4 Every 90 degree rotation of the x axis

2-2 歩行距離推定の原理

歩行距離の計算は、角速度から立脚相と遊脚相を判別し、遊脚相での前後方向の加速度を固定座標系から見た加速度に変換し、それを二階積分することで求める[5]。

3. 実験装置と実験方法

今回開発した無線慣性計測装置(Wireless Inertial Measurement Unit: WIMU3)の外観を Fig.3 に示す。WIMU3は9軸センサモジュール(MPU-9150, InvenSense Inc. 156.8 [m/s²], 2000[deg/s], 1200[μT]), マイコン(PIC32MX270F256B, Microchip), マイクロSDカードスロット, 無線モジュール, USB マイクロBコネクタで構成される。データはサンプリング周期 100 [Hz]で取得し、SDカードに記録する。データファイル名は、「FILE.DAT」とする。無線通信速度は

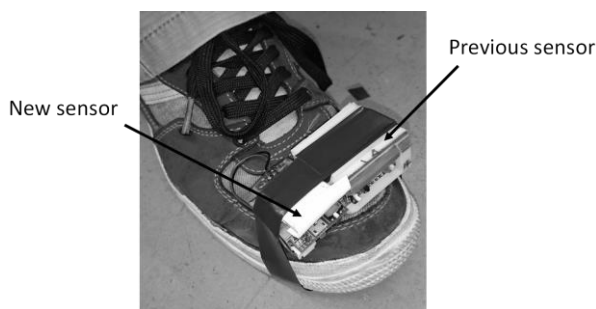


Fig.5 Mount of inertial sensor

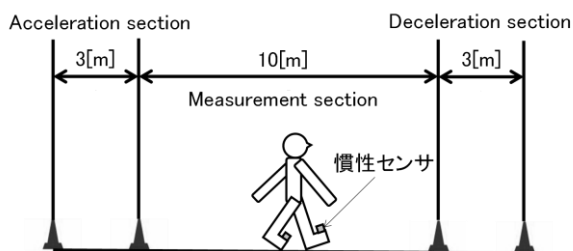


Fig.6 Overview of the 10m fastest speed walking

115200[bps]であり、測定開始と終了の信号は、無線モジュールを使用してPCから送信する。

実験では、加速度、角速度が正しく計測されるか確かめるため、センサを90[deg]ずつ回転して静止させ、その時の加速度と角速度を計測する実験を行った。実験の概略図をFig.4に示す。WIMU3のx,y軸が水平方向、z軸が鉛直上向きになるように置いた状態で計測を開始する。初めの姿勢を(a)とし、センサのx軸周りに90[deg]ずつ回転させたときの姿勢をそれぞれ(b),(c),(d)し、計測開始後センサの姿勢を(a)→(b)→(c)→(d)→(a)の順で回転させる。計測終了後、計測した加速度と角速度を確認する。次に、地磁気計測されているか調べるために、WIMU3のx,y,z軸の正の方向と負の方向を地磁気の計測値が最大になる方向へ向けて静止させ、地磁気を計測する。この実験では計測時間を60秒とする。そして、60秒が経過したら手動で電源スイッチをOFFにする。その後PCにUSB接続することで、測定データが正常に保存され、SDカードの抜き差しを行わずにデータの転送ができることを確認する。

また、今回開発したセンサを使用して、歩行距離が正しく推定できることを確認するため、つま先にWIMU3と、以前使用していたセンサをFig.5に示すように左右に並べて装着し、通常歩行を行う。このときの加速度を二階積分して実際の歩行距離と計測データから推定される歩行距離との誤差を計算する。岩木健康増進プロジェクトでは、Fig.6に示すように、

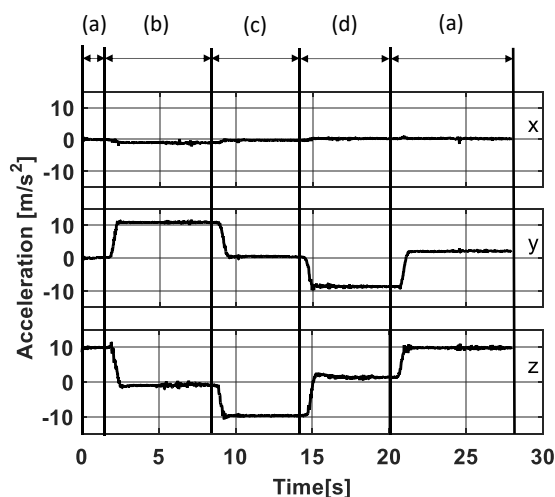


Fig.7 Measured acceleration

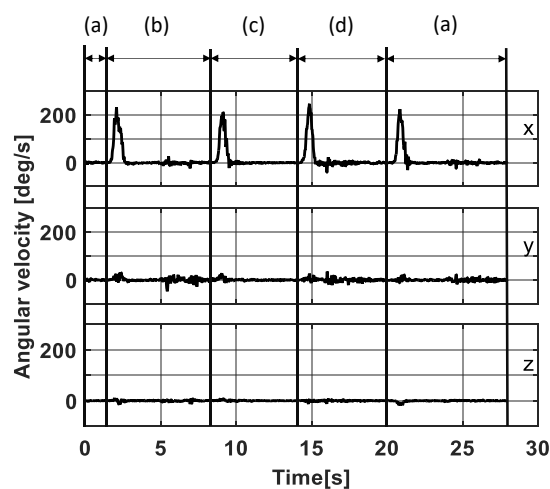


Fig.8 Measured angular velocity

計測区間10[m]に加え、助走区間3[m]、減速区間3[m]を含む16[m]が歩行距離である。よって今回の歩行実験も、岩木健康増進プロジェクトと同様に16[m]を歩行距離とする。被験者は、6人(男性:6名,平均年齢:23.5±0.8歳)である。

4. 結果と考察

Fig.7は、WIMU3をx軸周りに回転させたときのx,y,z軸方向の加速度である。区間(a)ではz軸に9.8[m/s²]、区間(b)ではy軸に9.8[m/s²]、区間(c)ではz軸に-9.8[m/s²]、区間(d)ではy軸に-9.8[m/s²]が計測されていることがわかる。ここでFig.4より、区間(a),(b),(c),(d)で鉛直方向の軸は、z上向き、y上向き、z下向き、y下向きとなっており、実験の結果と対応していることがわかる。また、軸が水平方向を向いているときは、加速度がほぼ0[m/s²]となっていることがわかった。Fig.8は、同じ実験で得られたx,y,z軸周りの角速度であ

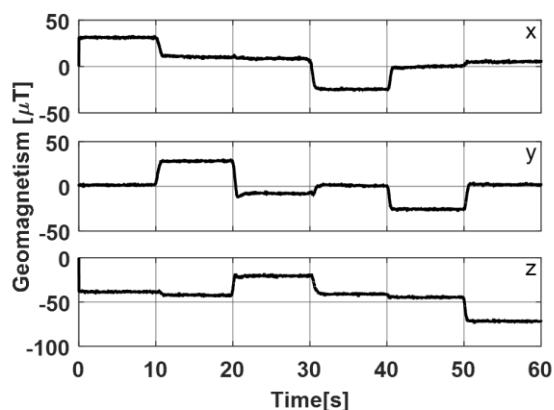


Fig.10 Measured geomagnetic

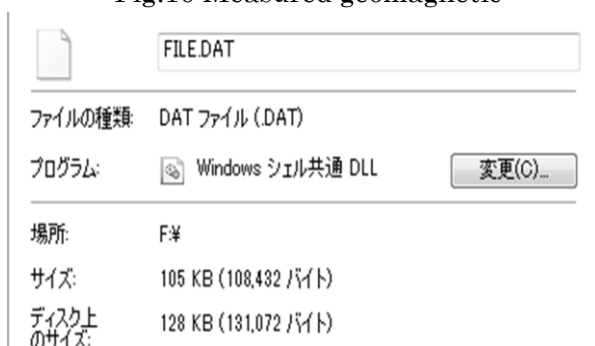


Fig.10 Preserved data in external drive

る。姿勢が変わる瞬間の x 軸周りの角速度が大きく計測されており、その瞬間以外の時間では大きな変化がないことがわかる。また、y 軸周りの角速度と z 軸周りの角速度は大きな変化が見られない。Fig.9 は、計測した地磁気である。x 軸方向と y 軸方向の地磁気の最大値と最小値はほぼ同じ値となっているが、z 軸方向の地磁気は異なる値になっている。しかし、大きさの最大値と最小値の差は x 軸方向が $60.9[\mu\text{T}]$ 、y 軸方向が $59.4[\mu\text{T}]$ 、z 軸方向が $57.3[\mu\text{T}]$ となっており、地磁気の変化量をほぼ同じである。よって、z 軸のオフセットを修正することで正常な値になると考えられる。Fig.10 は、地磁気の計測で SD カードに保存されたデータを、外部ドライブの機能で確認した結果である。WIMU3 を PC に USB 接続すると、F ドライブとして認識され、保存されたファイルのサイズは $108432[\text{Byte}]$ であった。そして、計測時間が 60 秒の場合、保存されるファイルのサイズは $108000[\text{Byte}]$ である。これより、計測されるデータ量と保存されたファイルの大きさがほぼ一致しており、正常に計測データが保存されたことと、WIMU3 を外部ドライブとして使用可能であることを確認した。また、計測中に電源のスイッチが OFF になった場合でも、SD カードにデータが保存され、PC に USB 接続することで外部ドライ

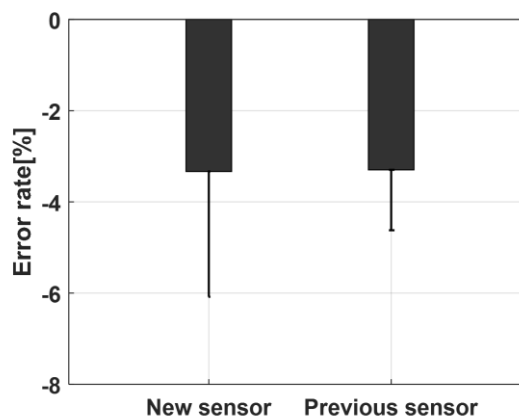


Fig.11 Error and standard deviation of estimate walking distance

ブとなり SD カードの抜き差しを行わずにデータの転送することが可能となった。計測中に計測終了スイッチが一瞬押されただけでは計測が終了せず、長押しされた場合に計測が終了することを確認した。

Fig.11 は 16[m] 歩行実験の誤差率の表である。WIMU3 実際の歩行距離と推定歩行距離の誤差率は $-3.33 \pm 2.75[\%]$ 、従来使用していたセンサの誤差率は $-3.30 \pm 1.32[\%]$ となった。よって、歩行距離の推定値の誤差率は新たに開発したセンサは、以前使用していたセンサより少しばらつきがあるが、平均値はほぼ同様な値になっていることがわかった。

5. 結言

本報告では、大規模健康診断での使用に向けて計測がスムーズに行えるようにセンサの改良を行った。改良の内容は、WIMU3 に計測終了ボタンを長押しすることで計測終了を行うにし、計測中に計測終了スイッチに触れてもすぐに計測が終了することないようにした。また、リレーで電源バイパス回路を導入したことで、計測中に電源スイッチが OFF になってもファイルが保存されてからシャットダウンされる機能を追加した。さらに、PC に USB 接続した場合に外部ドライブとなる機能を追加し、SD カードの抜き差しが不要になったため、SD カード開口部をケースで隠すことで計測中に SD カードが抜けて正常に計測データが保存されないことがなくなった。そして、歩行実験の結果から、従来使用していたセンサから精度を落とすことなくつま先装着型歩行センサの開発を行うことができた。今後は、センサケースの設計など大規模健康診断での使用に向けて準備を進めていく予定である。

参考文献

- 1) 尹智暎, 大藏倫博, 角田憲治, 辻大士, 鴻田良枝, 三ッ石泰大, 長谷川千紗, 金勳, 高齢者における認知機能と身体機能の関連性の検討, 体育科学, (2010), pp.313-322
- 2) 三谷 健, 太田恭平, 小松泰喜, 認知機能障害を呈する介護老人保健施設入所者の転倒の特徴について, 理学療法学, 第 36 巻第 5 号, (2009), pp.261-266.
- 3) Koichi Sagawa, Kensuke Okubo, 2D trajectory estimation during free walking using a tiptoe-mounted inertial sensor, Journal of Biomechanics, Vol. 48(10), 2054-2059, 2015
- 4) 久我拓史, アミルムクリズ, 長井力, 佐川貢一, 中路重行, 高橋一平, 慣性センサを用いた最大歩行速度歩行時の歩行距離推定精度の改善, 日本機械学会(No.16-40), シンポジウム: スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2016 講演論文集
- 5) 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 次元無拘束計測, 計測自動制御学会論文集, Vol.40, No.6, (2004), pp.635-641