

卒業論文要旨

有線慣性センサを用いたリアルタイム歩容推定システムの開発

Development of a real-time gait estimation system using multiple wired inertial sensors

システム工学群

園部研究室 1210119 中西 凌雅

1. 緒言

医療現場などでは、自然歩行における下肢の運動学的評価が望まれている。しかし、歩行運動の計測は、制限区間の歩行やトレッドミル上での歩行を対象としてモーションキャプチャシステムを用いることが多い。計測の環境に制限されことなく自然歩行を評価するために、慣性センサを用いた計測が提案されている。

慣性センサを活用したいいくつかの商用機器が販売されているが、計測精度が確認されていない。リアルタイムで正確な推定を行うために慣性センサを使用した計測機器を製作した。センサの姿勢推定精度を確保するために、高速サンプリングできる有線式の慣性センサを用いる。

本研究の目的は、慣性センサを用いたリアルタイム歩容推定システムの開発である。例えば、歩行安定性を評価するためには、歩行条件をモニタリングしながら長距離歩行を計測し、各関節の動きを推定する必要がある。推定精度の目標として、歩幅推定の誤差が±2%以下を目指している。これは、歩幅を1cmオーダーで変更するために必要な精度である。歩幅だけでなく、関節角度や脚部の動きなど歩行全体を評価するために、両下腿、両大腿、骨盤部、頭部に6個の慣性センサを使用する。本発表では、開発した装置の概要と、下腿部のセンサから歩幅を推定する理論を説明する。

2. 開発した歩容推定システム

2.1 慣性センサ

製作した計測装置に搭載した有線式慣性センサは、Analog Devices 社製の ADIS16460AMLZ である。このセンサでは、3軸加速度と3軸角速度を計測する。これらは、センサ座標系の計測値として、センサの姿勢角推定や足関節加速度の推定に用いる。慣性センサへのコマンド送信およびデータの出力は、SPI 通信により行われる。加速度及び角速度の計測レンジは、それぞれ±5g、±100°/sec である。計測データは、16bit～32bit の範囲で任意の分解能で出力可能である⁽¹⁾。開発した計測装置では16bitで計測値を出力する。

2.2 歩容推定システムの仕様

計測装置は、モールドケース内部に固定したメイン基板と基板上に搭載したいくつかの機器で構成されている。装置を構成する機器は、慣性センサ、マイコン (STMicroelectronics 社, Nucleo-STM32F303K8)、Bluetooth モジュール、SD カードモジュールである。計測装置本体のサイズは 70mm×107mm×60mm である。計測装置は、腰部にベルトで固定し、接続した慣性センサは各計測部位に装着する (図1参照)。計測装置の電源は9Vの充電電池からマイコンに供給し、マイコン基板内のレギュレータを介してメイン基板に3.3V電圧を供給する。歩容解析のために、6個の慣性センサを接続できることが特徴である。計測データはマイコンで処理するが、

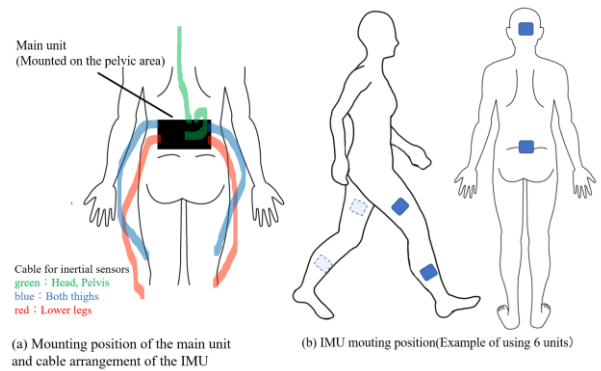


Fig.1 Wearable sensing device with six inertial sensors.

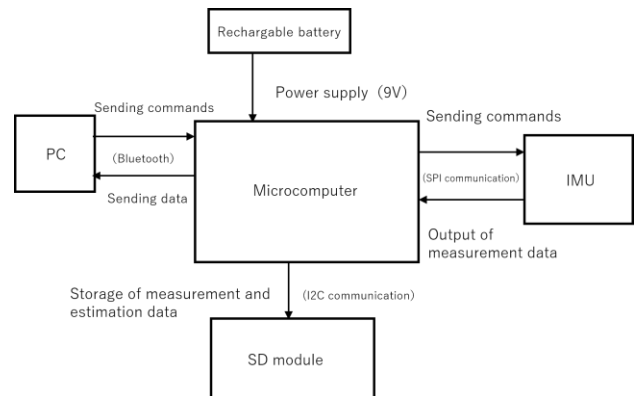


Fig.2 Schematic diagram of the gait measuring system.

実数演算を高速化するために単精度 FPU が搭載されているマイコンを選択した。計測装置の通信システムは図2に示す。

歩行の計測および推定プログラムは、Arm 社が提供する IoT デバイスプラットフォーム Mbed を使用して作成した。プログラムの実行および計測データの処理はすべてマイコンにより行う。慣性センサとマイコンは SPI 通信により接続されており、慣性センサの計測データをマイコンに送信し、受信したデータをマイコンで処理する。

3. 歩幅推定理論

3.1 座標系の定義

慣性センサの計測値をセンサ座標系から歩容推定用の座標系に変換する必要がある。歩行解析における座標系は、歩行における進行方向 (矢状面前方) の水平軸を X 軸、鉛直方向を Z 軸とする。水平軸は進行方向に応じて変化するため、本研究ではこれを人体固定座標系と呼び、 $X = [X \ Y \ Z]^T$ で表す。人体固定座標系に対するセンサの姿勢は 3-2-1 オイ

ラー角 φ , θ , ψ で表現する. ただし, センサが人体に固定されているので, 基本的には $\psi = 0$ とする. ロール角 φ とピッチ角 θ は, 拡張カルマンフィルタを用いて推定するが, 説明の詳細は紙面の都合により割愛する.

3.2 足関節加速度の推定

本研究では足関節の変位を基準に歩幅推定を行う. これを行うためには, 足関節の加速度が必要になるが, 足関節に直接慣性センサを取り付けて固定することは難しい. そこで, 本研究では図3のように, 下腿部に慣性センサを固定し, その計測値から足関節加速度を推定する. また, 下腿部に装着すると下腿角度がわかるため, 歩行状況を推定して1歩行区間の区切りを調べられる.

参考文献⁽²⁾をもとに, 下腿部に装着した慣性センサから足関節への相対変位ベクトル (センサ座標系) を r_{sa} とする. センサの加速度を $a_l = [a_x \ a_y \ a_z]^T$, センサの角速度を $\omega_l = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ (いずれもセンサ座標系) とすると, 人体固定座標系における足関節加速度 $A_a = [\ddot{X}_a \ \ddot{Y}_a \ \ddot{Z}_a]^T$ は次式で表される.

$$A_a = R_a \{a_l + \dot{\omega}_l \times r_{sa} + \omega_l \times (\omega_l \times r_{sa})\} \quad (1)$$

ここに, R_a はセンサ座標系から人体固定座標系への座標変換行列であり, 次式で表される.

$$R_a = \begin{bmatrix} C_2 & S_1 S_2 & C_1 S_2 \\ 0 & C_1 & -S_1 \\ -S_2 & S_1 C_2 & C_1 C_2 \end{bmatrix}, \quad C_1 = \cos \varphi, \quad C_2 = \cos \theta \\ S_1 = \sin \varphi, \quad S_2 = \sin \theta \quad (2)$$

3.3 足関節加速度のヨー角による補正

人間が歩行するとき, 脚部は人体固定座標系の Z 軸 (ヨー角) 回りにねじれが生じている. そのため, 進行方向の足関節加速度の推定に誤差が発生する. この誤差を低減するため, 1歩あたりのヨー角回転量に応じて, 足関節加速度を補正する必要がある.

ここで, 歩行周期の始点を $k=1$, 終点を $k=N$ とし, 1歩行周期内のヨー角の変化は次式で表される.

$$\psi(k+1) = \psi(k) + (\omega_z(k) + \bar{A}_1(k)c_\psi)dt \quad (3)$$

$\omega_z(k)$ はセンサ座標系の Z 軸角速度である. 重力加速度を g , 人体固定座標系の下腿部加速度を $A_l = [\ddot{X}_l \ \ddot{Y}_l \ \ddot{Z}_l]^T$ と定義すると, 下腿部加速度のノルム $\bar{A}_1(k)$ は式(4)で表される. また, 補正係数 c_ψ は式(5)により導出される.

$$\bar{A}_1(k) = \sqrt{\ddot{X}_l^2(k) + \ddot{Y}_l^2(k) + (\ddot{Z}_l(k) - g)^2} \quad (4)$$

$$c_\psi = -\frac{\sum_{k=1}^N \omega_z(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_1(k)} \quad (5)$$

式(3)の右辺第3項はヨー角の補正量を表す.

ヨー角補正した足関節加速度 A_y は次式で表される. R_y はヨー角補正するための回転変換行列である.

$$A_y = R_y A_a \quad (6)$$

3.4 歩行変位の推定

歩幅は1歩行周期当たりの歩行変位である. 歩行周期は, 下腿部におけるピッチ角の変化で判定する. 歩行時の下腿部ピッチ角は図4のように変化するため, 1周期分の正弦波を1歩行区間とみなすことができる. また, 歩行変位は足関節

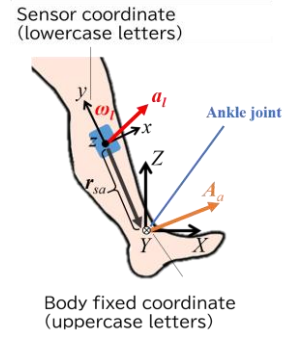


Fig. 3 Relative vector from IMU to ankle joint.

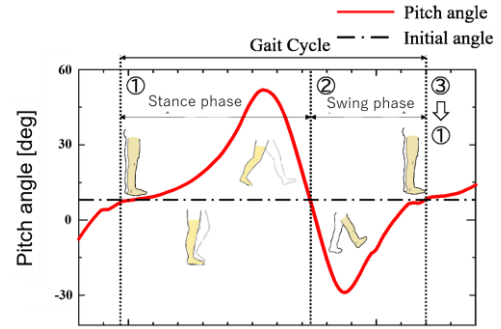


Fig. 4 Temporal variations of lower leg angle during one gait cycle.

加速度を, 1歩行周期区間で2階積分することで求められる. ヨー角の補正と同様の考え方で歩幅を推定する. まず, 歩行速度 $\dot{X}_a(k)$ は次式で表される.

$$\dot{X}_a(k+1) = \dot{X}_a(k) + (\ddot{X}_a(k) + \bar{A}_1(k)c_x)dt \quad (7)$$

補正係数 c_x は次式によって導出される.

$$c_x = -\frac{\sum_{k=1}^N \ddot{X}_a(k)}{\sum_{k=1}^N \bar{A}_1(k)} \quad (8)$$

歩行変位 $X_a(k)$ は, 速度の積分で求められる.

$$X_a(k+1) = X_a(k) + \dot{X}_a(k)dt \quad (9)$$

4. 結言

慣性センサを使用した歩容推定システムを開発することができた. サンプル周波数 1kHz で計測し, 複数台のセンサの情報を1台のマイクロプロセッサで処理する. 計測装置の動作確認により慣性センサは 1kHz サンプルングで計測し, 3軸加速度と3軸角速度を取得することができた. しかし, 歩行変位の推定用のソフトウェアが完成していないので歩幅推定の精度は未検証である. 今後は, 歩行変位を推定するプログラムを実装して, 直進歩行の歩幅推定の精度検証を行うことを目標とする.

文献

- (1) Analog Devices, Inc. "Data sheet-ADIS16460" 2016~2019
- (2) 山本光亮, 園部元康, 井上喜雄 "下腿部に装着した慣性センサの計測に基づく足関節の加速度推定", LIFE2019, 2019