

インソール型歩容センサーのための歩容解析システムの構築

山崎 晃平[†] 河内 朋也[†] 斎藤 大貴[†] 河並 崇[†]

金沢工業大学工学部情報工学科[†]

1. まえがき

近年、高齢化社会が進み健康寿命を延ばすことを目的に様々な歩容改善の施策が実施されている。しかし、その多くは公民館や公園など公共施設に出向き、参加するという施設通所型である。この方法では積極的に参加する高齢者でないと健康寿命を延ばすことができない。そこで本研究では、従来の健康施策に積極的でない高齢者に対しても日常的な歩容を測定することで健康支援することを目指し、インソール型の歩容センサーを開発している^[1]。

従来開発してきた歩容センサーは研究用のプロトタイプとして BLE 通信のみをサポートしてきた。しかしながら、通信距離が近距離に限られているため、BLE を受信するスマートフォンなどのデバイスを利用者が所持していないと歩容情報を取得することができないことが問題であった。そこで本研究では LoRa 通信を用いて歩容情報をクラウド上のサーバーに直接送信することで歩行者がスマートフォンなどのデバイスを所持することなく省電力で歩容情報を取得することができる考えた。本研究ではインソール型歩容センサーからデータを取得し LoRa 通信でデータを送信、可視化し、歩容解析を行うシステムを提案する。

2. インソール型歩容センサー

従来の歩容センサーの仕様^[1]を基に、図 1 のような LoRa 通信機能を備えた歩容センサーを開発した。歩行による足裏の接地の検出には、薄型軽量で高耐久な e-textile センサーを用いた^[2]。e-textile センサーは金属導線を縦横に立体的に織り込んである布状のセンサーであり、金属の縦横の交点に圧力が加わると導通する。この仕組みを利用して足裏の接地位置と接地時間をマイコンが計測する。

足裏の計測位置を図 2 に示す。計測位置は足裏の中足骨部分と、かかとの 2 か所からデータを取得する。本研究で必要となる歩容情報は、遊脚

期や立脚期、両脚支持期などの単純な時間情報のみであり、これらの歩容情報の個人的な時間的（期間的）変化度合いを取得することで必要十分であるため、2 か所で十分な妥当性が得られることが先行研究^[1]によって示されている。

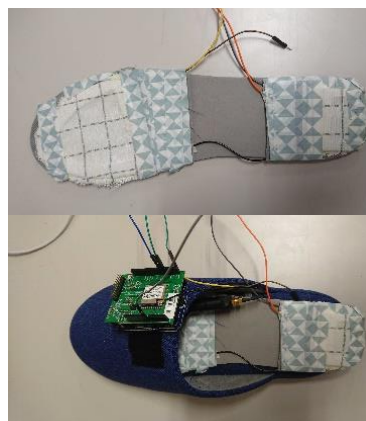


図 1 インソール型歩容センサー

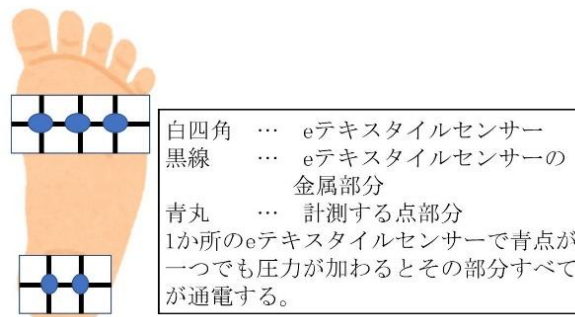


図 2 e-textile センサーの位置と計測位置

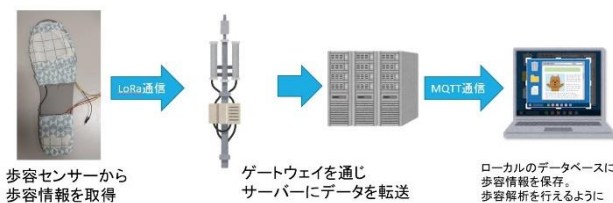


図 3 システム概要

システムの全体図を図 3 に示す。まず歩容センサーから歩容情報をマイコンが取得し、そのマイコンでデータを整形し、LoRaWAN を介してゲートウェイに送信する。ゲートウェイからサー

Development of Gait Analysis System for Insole Type Gait Sensor

[†]Kohei Yamazaki [†]Tomoya Kawauchi [†]Daiki Saito [†]Takashi Kawanami

Department of Information and Computer Science, College of Engineering, Kanazawa Institute of Technology[†]

バーにデータが送られ、その後 MQTT 通信で解析サーバーに送信、データベースに登録し、歩容情報を解析できるようにする。

3. 通信実験および歩容情報の妥当性評価

3.1 実験方法

実験は十分な広さがある、地面が平坦な屋内で行うこととする。被験者は足に不自由のない20代男性とする。実験の流れを図4に示す。被験者はインソール型の歩容センサーを履き歩き続ける。その際マイコンの準備時間に3秒間待ち時間を作り、その後10歩分いた歩容情報を取得する。そしてそのデータを1歩分に平均化し、LoRaで送信できるように整形しLoRaWANゲートウェイにデータを送信する。この際送信するデータは遊脚期と立脚期の2つの歩行状態の値を送信する。これらのデータはサルペコニアと呼ばれる加齢による骨格筋量と骨格筋力の低下診断に利用する。サルペコニアは歩行の速度で計測ができるということが知られているが、立脚期と遊脚期の平均時間の長期的な変化から推測できるのではと考えている。実験は50歩歩き10歩ずつ立脚期と遊脚期の平均を計算する。ここで、31~50歩目は通常の歩行より速度を落とし計測を行うことで、加齢や怪我、疲れなどによる歩容の変化を想定した検出ができるかを評価する。

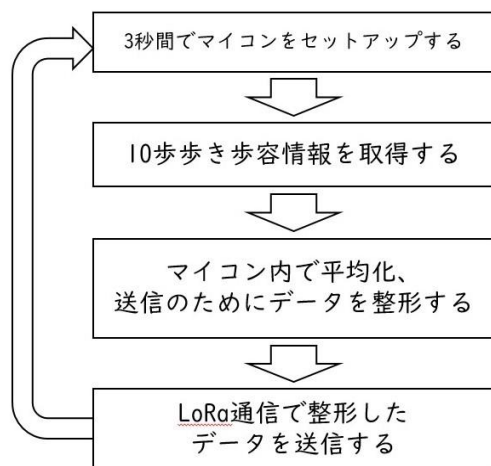


図4 実験の流れ

3.2 実験結果

実験結果を表1に示す。床反力計での計測では50歩分という長距離の計測を行うことができないため4歩分の計測を15回行い、データを連結させることで平均値の算出を行った。30歩目までの通常速度と、31歩目以降の時間変化を比較すると、歩容センサーで取得したデータと床反力計で取得したデータが、ほぼ同様の歩容の変

化比を検出できたことがわかることから本システムにおいても必要十分な歩容の変化を検出できることがわかった。

表1 実験結果

回数	平均立脚期(ms)		平均遊脚期(ms)	
	インソール型	床反力計	インソール型	床反力計
1~10歩目	0.701	0.664	0.453	0.416
11~20歩目	0.714	0.665	0.452	0.412
21~30歩目	0.668	0.674	0.445	0.420
31~40歩目	1.330	1.314	0.684	0.696
41~50歩目	1.173	1.316	0.756	0.798

4. 実利用に向けての検証

現在歩容センサーを実利用化することに向け、その他様々な検証を行っている。

まず、両足の歩容センサーの同期手段の確立である。これまで開発してきた歩容センサーは片足ずつ独立してデータを取得しており、両足のデータを必要とする両脚支持期の計測を行うためには計測開始時刻を人手で合わす必要があった。そこで左右の足で BLE 通信を行い両足の同期をとり計測を行う。それによって両脚支持期の計測や両足のデータ考察に信頼性を高めることを目指し検証を進めている。

次に、様々な環境下での歩容情報の解析である。様々な環境とは歩く速度や歩いている床の傾斜（前傾、後傾）を変更し、歩容にどのような影響を及ぼすかの検証を進めている。

5. むすび

本研究では歩容センサーのデータを LoRa 通信で送信をする実験を行い、歩行者がデータを受信するデバイスを所持することなく歩容解析が可能になるように改善を行った。今後、両足の歩容センサーの同期手段の実装や、様々な状態での歩容情報の解析などを行うことでより実用的な歩容センサーのシステム構築を行う。

参考文献

- [1] Takashi Kawanami, et al. "Proposal of Easily Distributable Insole Type Gait Sensor for Health Promotion of Elderly People." 2019 Joint 8th International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV) and 2019 3rd International Conference on Imaging, Vision & Pattern Recognition (icIVPR) (2019): 130-133.
- [2] Atsuji Masuda, et al. "The Respondent Properties of the Textile Pressure Sensors -The Evaluation of Compression Properties of the Multi-layer Textile-." Journal of Textile Engineering 56.6 (2010): 181-185.