

# ウェアラブル型足底圧力計測装置を用いた 歩行解析への検討

武田 隆宏

第一工科大学 工学部 機械システム工学科 〒899-4395 鹿児島県霧島市国分中央1丁目10番2号

## Gait analysis using sole-type wearable pressure sensor

Takahiro Takeda

Daiichi Institute of Technology, Mechanical system engineering, 1-10-2, Kokubu-chuo, Kirishima, Kagoshima

**Abstract:** There are known studies that use gait analysis to estimate our health status and personal authentication. The purpose of this research is to develop a sock-shaped load distribution sensor that can reproduce the gait analysis method that was conventionally performed using installed load distribution sensors. In this report, we will examine sensor placement on the bottom of socks. In addition, in the experiment, we investigated whether automatic classification into features based on gait cycle could be performed.

**Key words:** Gait analysis, sole pressure, load distribution sensor, fuzzy inference, health monitoring

### 1. 前書き

現代の生活において、我々の日常動作のほとんどは立位、座位、臥位、歩行動作で構成されていると考えることが可能である。一般に、日常生活の1/3は睡眠（臥位）で過ごしているとされ、その重要性より寝具やモニタリングシステムなど、睡眠の質を向上させるための機器が多数開発されている。また、運動不足の改善などの理由により歩行動作についても多くの関心が集まっている<sup>(1-7)</sup>。また、歩行動作は日常生活では主に移動のために用いられる手段であり、歩容は外的要因および内的要因より人によって異なると言われている。外的要因は段差や照明など環境に基づくものや衣服や靴など身に着けるものに基づく要因であり、周囲の人物や社会的な協力により改善が期待される。また内的要因は空間認識能力や集中力、油断などといった認知機能および筋力や骨格、バランス能力などといった身体機能に基づく要因であり、本人のトレーニングによって改善す

ることが可能である。一般的に高齢者のバランス能力は若年者に比べ低いといわれている<sup>(3)(4)</sup>。また、バランス能力の評価のために歩行時の重心の変化、歩幅および歩行速度などがよく用いられている<sup>(5-7)</sup>。

現在、これらの動作を評価する方法としては、医師や理学療法士の目視による計測や、カメラを活用したモーションキャプチャシステムによる評価などが一般的であるが、日常生活動作を計測するのに対しごく短時間での評価となる場合が多く、また、生活空間にカメラを設置することの忌避感から普段生活しているのとは別の状況での計測となることが問題点となっている。筆者らも歩行特徴をマット型の足底圧力分布測定器により検出し、歩行年齢や疲労度の推定などの形で定量的に評価する手法を提案しているが<sup>(4,5,8)</sup>、計測空間が限定されてしまっているため、自然歩行を計測できていないという問題があった。一方で、近年では通信網の整備が進み、またスマートフォ

ンなどの携帯端末の処理能力が向上したことにより、ウェアラブルセンサを常時身につけることが現実的になってきており、加速度計の搭載されたウェアラブル端末を装着することにより歩数や活動量、上肢姿勢の推定などを行うことが可能となってきた。2014年頃から販売され始めた、テクノロジーと繊維の掛け合わせで生まれたスマートテキスタイル、電気を通す繊維（導電性繊維）等の素材を使用し、心拍、心電等の生体データや体の動きのデータを収集し、衣類等に搭載されたトランスミッター（送信機）を介して、外部サーバー（スマートフォン等）に蓄積され、専用アプリを通じて解析結果を見ることができ、将来的にスマートテキスタイル技術を取り入れた靴下型の計測装置が登場されると思われる。

本研究では、歩行動作の計測・評価を行うための装置を開発するとともに、それらを用いて動作解析を行うことが可能であることを示すことにより、生活の質を向上させるためのシステムを構築することを目標とする。本発表では、人体と地面との間に生じる圧力を抵抗素子型の圧力センサを用いて計測を行い、それらを人体の形状や動作の特徴に合わせて配置することにより、圧力の分布として計測する装置を作成する。また、得られた圧力分布データよりファジィ推論に基づく分類手法を適用することで、複数の姿勢や動作を判別可能であることを示す。

## 2. 主 部

### 2.1 圧力分布計測システム

本研究では、人体と地面との間に生じる圧力を抵抗素子型の圧力センサを用いて計測を行う。図1に抵抗素子型の圧力センサの動作原理とその特性を示す。このセンサは圧力の印加により上部の基板が底部の基板に接近し、それに反比例して電気抵抗値  $R_f$  を減らす性質を持っている。この電気抵抗値  $R_f$  を図2に示す固定抵抗  $R$  と小型マイコン（電圧計）を使用した電気回路を用いて計測する。このとき、計測される電圧  $V$ 、回路の動作電圧  $E$  および固定抵抗値  $R$  の値よりセンサの抵抗

値  $R_f$  を算出することが可能である。この装置では、動作電圧  $E$  を  $5V$  に設定し、電圧  $V$  をマイコンボードへの入力電圧として計測を行う。また、圧力の分布を計測するため、この回路を並列に作成することで複数の圧力値を得る。

$$R_f = \frac{V}{E-V} R \quad (1)$$

本研究では、図3に示すように計測システムを構成する。圧力センサとしてセンシングエリアが  $\Phi 9mm$  と小型である DF9-40 (TOPINCN) を8個使用し、靴下の底部に設置することにより圧力の計測を行うとともに、小型マイコン (ELEGOO mega2560 R3) を使用し電圧値  $V$  の計測および電気抵抗値  $R_f$  の算出を行う。さらに、HC-05 Bluetooth モジュール (WHADDA) を使用し、無線で PC と接続しデータを送信することでウェアラブル端末として使用する。PC 側では専用のアプリケーションにより、靴下に取り付けられた8つの圧力センサそれぞれの電気抵抗値  $R_f$  について記録を行う。

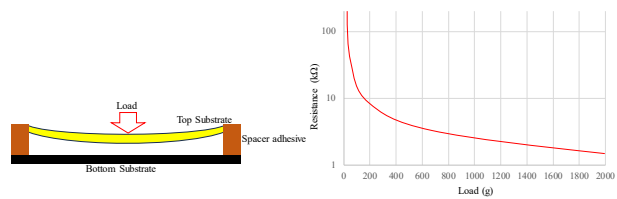


図1 抵抗素子型圧力センサの動作原理

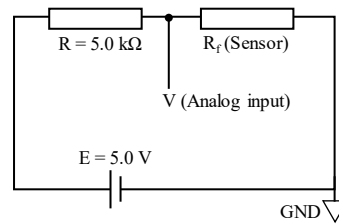


図2 荷重計測回路

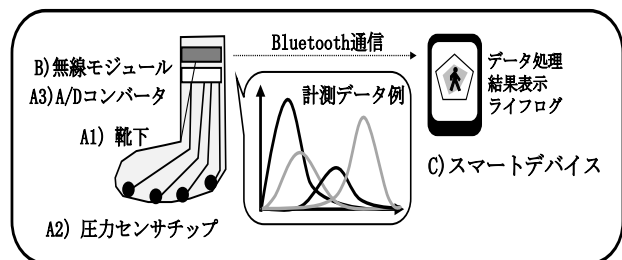


図3 靴下型計測装置の構成

## 2.2 動作解析手法

計測された圧力分布に対し、ファジィ推論に基づく分類機を作成することにより、動作の分類を行う方法論について述べる。圧力分布は時系列を持ったデータとして取得され、本発表では  $L_i(s, t)$  と表記する。ここで  $i$  は圧力分布データの番号、 $s$  はセンサ番号、 $t$  は計測された時刻である。計測された圧力分布データは計測時刻ごとに式(2)による正規化が行うことで、衣服の変化などに伴う対象の体重変動を低減している。

$$\bar{L}_i(s, t) = \frac{L_i(s, t)}{\sum_{k=0}^N L_i(k, t)} \quad (2)$$

一般に、同一の動作を行った場合、個々人で差が生じることもあるが、おおよそ同一の圧力分布が得られることが期待される(知識 1)。一方で、分類対象となる動作においてどのセンサを重視するかは異なると考えられる(知識 2)。知識 1 は姿勢そのものの特徴や個人の癖に基づき変動する圧力分布に関する知見を示している。知識 2 は姿勢による圧力分布の違いを表したものであり、センサ情報に対する重み付けに利用される。これらの知識よりファジィ推論を構築することにより動作の分類を行う。これらは次のファジィ IF-THEN ルールで表現される。

- ① IF 圧力値  $\bar{L}_i(s, t)$  が標準値  $M(P, s)$  に近い (CLOSE), THEN その姿勢  $P$  である度合い  $\mu_1(P, s, t)$  が高い。
- ② IF センサの分類性能  $CS(P, s)$  が高い (HIGH), THEN そのセンサの重要度  $\mu_2(P, s)$  は高い。

ここで、 $M(P, s)$  は  $s$  番目のセンサにおける姿勢  $P$  の標準的な値を示し、本手法では学習用データに対する平均値を使用する。また、 $CS(P, s)$  は  $s$  番目のセンサ単体での姿勢  $P$  の分類性能を示す。また  $\mu_1(P, s, t)$  は圧力値  $L_i(s, t)$  に対する姿勢  $P$  へのファジィ所属度、 $\mu_2(P, s)$  は姿勢  $P$  を分類する際の重要度を示し、それぞれ式(3)および式(4)で表現される。

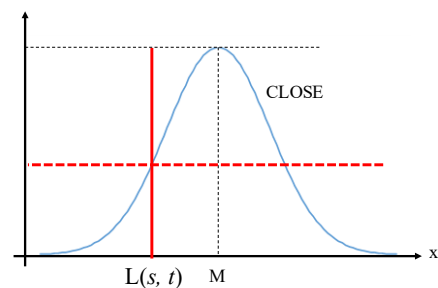
$$\mu_1(P, s, t) = \min(\text{CLOSE}_{P,s}, S_{\bar{L}}(x)) \quad (3)$$

$$\mu_2(P, s) = \min(\text{HIGH}_{P,s}, S_{CS}(w)) \quad (4)$$

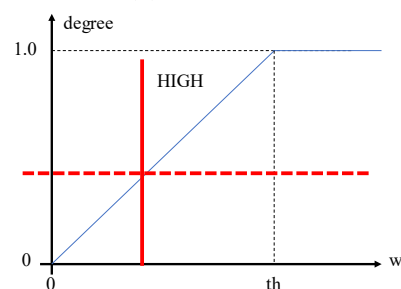
ここで CLOSE と HIGH はファジィ言語関数であり、それぞれ図 4 に示すファジィメンバーシップ関数として定義される。また、 $Sa(b)$  はファジィシングルトン関数であり、 $a=b$  の場合のみ  $Sa(b)=1$  となり、それ以外では  $Sa(b)=0$  となる関数として定義される。これらのファジィメンバーシップ関数は学習用の圧力分布データより作成される。学習されたファジィメンバーシップ関数を使用し各姿勢への所属度は、センサ毎の所属度の総和として式(5)で算出される。

$$\mu_P(\bar{L}) = \sum_{s=1}^N \{\mu_1(P, s, t) \times \mu_2(P, s)\} \quad (5)$$

最後に、得られた各姿勢に対するファジィ所属度を用いて姿勢の推定を行う。本論文では、得られた各姿勢に対するファジィ所属度の中から最大の値を持ち、かつ設定したしきい値を超える場合、その姿勢を利用者の姿勢として推定する。しきい値を下回った場合は該当の姿勢が無いとして分類する。例えば、計測されたデータ  $L$  に対して、システムが姿勢 1~3 の 3 つの姿勢に分類を行うとき、式(5)で計算されるファジィ所属度がそれぞれ、 $\mu_1(L)=0.5$ ,  $\mu_2(L)=0.8$ ,  $\mu_3(L)=0.2$  であった場合、最大値を持つ姿勢 2 であると判断するということである。



(a) CLOSE



(b) HIGH

図 4 ファジィメンバーシップ関数

### 2.3 実験結果

靴下底部への圧力センサ配置位置を決定するための実験を行った。実験では、表 1 に示すような複数の配置により歩行動作の計測を行い、その際の波形を目視で確認するとともに、センサ間の相関係数を計算することにより類似の波形が取得されていないかを調査した。これは、底部に取り付けることのできる圧力センサの個数に制限がある中で、重複している計測点を取り除き、より独立した圧力波形を得られている配置を選択する作業であると考えられる。このため、本論文では、相関係数が低い配置ほど優れていると判断している。実験では、通常の歩行(通常歩行)に加え、歩幅を本来の半分にした歩行の場合(歩幅制限)、足首に 500g のおもりを取り付けた場合(重り)について計測を行い、配置による比較を行っている。配置 1 は圧力分布データをもとに配置したもの、配置 2 は歩き方に異常がある人を想定した配置したもの、配置 3 は配置 1 の簡易化、配置 4 はインソール型センサ PiT(Physical information Therapy)のセンサ配置を模倣したものである。これら 4 つの配置に対する比較結果としては、配置 2 が適切な配置であることが判明した。

表 1 センサ配置比較

	配置1	配置2	配置3	配置4
通常歩行	0.340	0.233	0.308	0.252
歩幅制限	0.508	0.196	0.236	0.230
重り	0.418	0.212	0.369	0.318
平均	0.422	0.214	0.304	0.267

さらに、配置 2 のセンサ配置から相関係数の高いセンサ組み合わせの一方を別の場所に配置するというのを繰り返し、データを計測したところ、図 5 に示す配置が最適であると判断した。

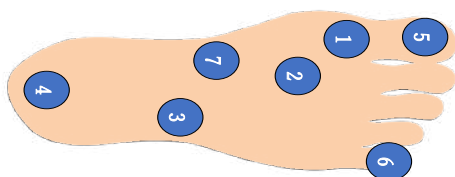


図 5 最適なセンサ配置

姿勢推定手法の評価のため、精度の評価実験を行う。実験では、右足のみセンサを装着した状態で計測した歩行動作について分類を行った。ここでは 3 秒間の立位の後、3 歩分の歩行を計測している。本実験では、立位、座位および歩行状態を分類するとともに、歩行状態について歩行周期に基づく分類を行う。ここでは図 5 に示す歩行周期をもとに、荷重反応期、立脚中期、立脚終期、遊脚前期、遊脚相に分類する。ただし、今回の計測装置では、右足の圧力分布のみを計測したため、E)Swing phase(遊脚相)においてはセンサの計測値が存在しないため、圧力の計測値がしきい値以下の場合には E)Swing phase(遊脚相)として分類を行い、精度評価には含めていない。学習用のデータの作成においては、1 歩分の歩行データの踵接地 (Initial Contact) から 10% の区間を A)Loading response(荷重反応期)、続く 20% の区間を B)Mid stance(立脚中期)、続く 20% を C)Terminal stance(立脚終期)、そこから計測値が 0 となる区間までを D)Pre-swing(遊脚前期)として手動で分類を行った。

図 6 に圧力分布および提案手法に基づく分類の結果について示す。歩行状態に応じ、他の計測装置で取得されているような波形が記録されることが確認され、動作分類においても正常に行えていることが確認された。

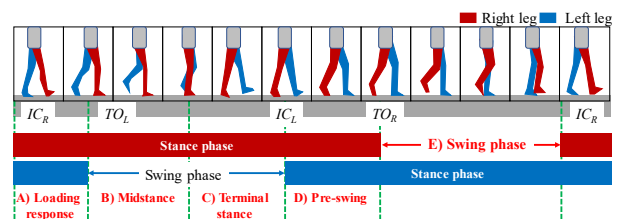


図 5 歩行周期および分類対象

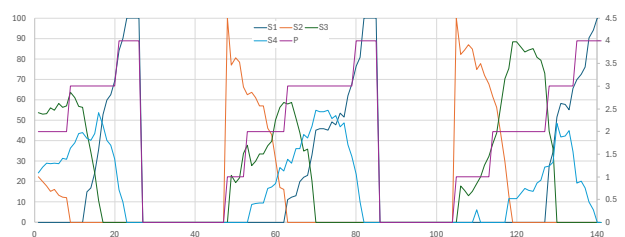


図 6 動作分類結果

### 3. 結 び

本論文では、電気抵抗型の圧力センサと小型マイコンを使用した圧力分布の計測装置を開発するとともに、計測された圧力分布に対する解析手法として、ファジィ推論に基づく分類器の作成手法について提案した。実験では歩行動作から計測された圧力分布に対し分類器を適用し、歩行周期に基づく分類を行えることを示した。今後の課題として、作成した計測装置を用いた 24 時間モニタリングを行うことができるシステムを構築し、健康状態の推定などの評価を行うことが挙げられる。

### 4. 参考文献

- (1) Y. Egawa and S. Yamamoto, Introduction to Clinical Gait Measurement, 1st ed., Ishiyaku Publications, Inc., 2008 (in Japanese).
- (2) J. M. Hausdorff, D. Rios, and H. K. Edelberg, "Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 82, issue 8, pp. 1050-1056, 2001.
- (3) S. B. Jennifer, E. B. Jaime, M. V. Jessie, B. N. Anne, and A. S. Stephanie, "Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2:21, pp. 1186-1743, 2005.
- (4) T. Takeda, Y. Sakai, S. Kobashi, K. Kuramoto, and Y. Hata, "Foot Age Estimation System from Walking Dynamics Based on Fuzzy Logic," J. of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, vol. 18, no.4, pp. 1-10, 2014.
- (5) T. Takeda, K. Kuramoto, S. Kobashi, and Y. Hata, "On optimal operator for combining left and right sole pressure data in biometrics security," Journal of Hindawi - Advances in Fuzzy Systems, vol. 2013, pp.1-10, 2013.
- (6) T. Takeda, N. Kubota, Y. Hata, "Fatigue level estimation system based on sole pressure analysis", Proc. of World Automation Congress 2016. pp. 1-6, 2016.
- (7) T. Tkaeda, "Evaluation of Autonomy Walk Based on Foot Sole Pressure Normalization," Proc. of 2018 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp. 1929-1934, 2018.
- (8) T. Takeda, K. Kuramoto, S. Kobashi, and Y. Hata, "On optimal operator for combining left and right sole pressure data in biometrics security," Journal of Hindawi - Advances in Fuzzy Systems, vol. 2013, pp.1-10, 2013.