

# SenShoe: センシング機能付きシューズによる足底圧力中心推定

稲葉このみ<sup>†1</sup> 村井昭彦<sup>†2</sup> 杉浦裕太<sup>†1</sup> 杉本麻樹<sup>†1</sup>

**概要:** 歩行計測とその解析は医療・リハビリテーション分野において重要な課題である。本研究では靴型足底圧力計測デバイスの開発及び圧力中心推定を行う。本システムでは靴のソール部分にフォトリフレクタを設置し、ソールの変形から足底にかかる圧力を計測する。

## SenShoe: Estimation of Center of Pressure Using Shoes with Sensors

KONOMI INABA<sup>†1</sup> AKIHIKO MURAI<sup>†2</sup>  
YUTA SUGIURA<sup>†1</sup> MAKI SUGIMOTO<sup>†1</sup>

**Abstract:** Gait analysis is an important issue in the medical and rehabilitation field. We develop a shoe-type device to estimate the center of pressure. Our system measures the deformations of the soles and estimates pressure using photoreflectors installed in the sole of the shoes.

### 1. はじめに

歩行は日常生活に密接にかかわる動作である。正しい姿勢で歩行することで膝や腰への負担を減らすことができ、見た目も美しくなる。また様々な疾患で歩行障害がおこることが知られており、健常者の歩行との差を定量的に評価することが求められる。このため、医療・リハビリテーション分野において歩行計測とその解析は重要な課題となっている。

歩行計測の方法として、大きく2つに分類できる。1つは環境に設置したセンサを用いて計測する方法であり、もう1つは身体に装着したウェアラブルセンサによる計測である。環境設置型のセンサの例として、光学式モーションキャプチャや床反力計、小澤らのレーザレンジファインダを用いた歩行計測システム[1]がある。センサを装着する手間が省けるが、計測する環境が限定される。

そこで本手法は、身体に装着するアプローチを選択する。ウェアラブルセンサを用いることで広い場所の確保が難しい現場や日常生活の中での計測が可能となる。身体に装着して歩行計測をする研究としては林らの移動式床反力計[2]や杉本らの行動認識システム[3]、渡邊らの歩行ナビゲーションシステム[4]があるが、その中でも靴のインソール部分に感圧センサを配置して圧力分布を計測するシステムが提案されている[5]。インソール型のセンサは直接このセンサ部分に力が加わるため、耐久力に課題がある。

そこで本研究ではフォトリフレクタを用いた靴型足底圧力計測デバイスの開発、およびデバイスを使用した圧力中

心推定を目的とする。複数のフォトリフレクタをソール部分に配置し、圧力によるソール部分の変形から各部位にかかる圧力を測定し、圧力中心の推定を行う。センサ部に直接的に負荷が加わらないため、システムの耐久力の向上や広いダイナミックレンジの確保ができる。

### 2. 関連研究

#### 2.1 歩行解析

歩行解析に対するアプローチとして筋電図計測や関節モーメントの計測が行われる。筋電図計測では筋電計を用いて表面筋電図を計測し、歩行に伴う足の人体電位の変化から解析を行う。電位法を用いた研究として滝口の自然歩行データ取得システム[5]が存在する。表面筋電図を計測する際は隣接している筋の活動も計測してしまうクロストークを考慮して計測を行う必要がある。

関節モーメントの計測ではフォースプレートと3次元動作解析装置を組み合わせ得られたデータに逆動力学を適用し関節モーメントを算出するものが主流である。3次元動作計測装置では被験者の身体に反射マーカを貼り付け複数のカメラで撮影をおこない、3次元上の空間座標を取得する。フォースプレートによって足底圧力中心を求め、関節モーメントを計算する。山本[6]は関節モーメントを求め身体モデルにあてはめることで脳血管障害が歩行に及ぼす特徴を検討した。歩幅やスライド長を算出することが可能であるが、3次元動作計測用に専用の装置をとりつける必要があるため計測に時間がかかる。

そこで、日常的に歩行時の軌跡を計測し評価する方法と

<sup>†1</sup> 慶應義塾大学  
Keio University.

<sup>†2</sup> 国立研究開発法人 産業技術総合研究所  
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

して足底圧力中心のみの測定も行われている。足底圧中心は健常者の場合踵から弧を書くように足の外側を通り拇指球付近から抜けていくとされる。扁平足や片麻痺患者の場合は異なる軌跡を描くため足底圧力中心を計測することで評価することができる。大塚らは変形性膝関節症の一般的な外科治療として普及している全人工膝関節置換術において、その手術前後での下肢アライメント変化と足圧中心軌跡の変移についての関連性を明らかにした[7]。

## 2.2 足底圧力中心解析装置

足底圧力中心を計測する装置は環境設置型と身体装着型に大別される。また、環境設置型と身体装着型それぞれの中でさらに床反力を計測するシステムと足底圧力分布を計測するシステムに分類される。

環境設置型ではセンサ自身を床に設置する。足底圧力分布をとるシステムとしてかかる圧力により電気抵抗値が変化するマット型のシステムが、床反力をとるシステムとしてひずみゲージを用いた床反力計が存在する。山崎[8]は床反力計を用いて歩行運動の定量的評価を行い、障害度指数について検討した。安定したデータをとることが可能だが、計測場所が固定されるという欠点がある。

身体装着型は被験者の足に直接センサやデバイスを装着する。大規模な設備が必要ないため日常的なシナリオでの使用が可能である。装着型床反力計測システムには小型の床反力計を靴にとりつけたものが存在する[9]。しかし、床反力計の重さや厚みが被験者の歩行に影響する可能性がある。

対して圧力計測システムは、インソール等に小型センサを埋め込む手法が一般的である。葉山ら[10]はインソール内にフォースセンサを配置した計測器を開発し、足圧中心軌跡を推定した。センサが歩行に与える影響は床反力計測システムよりも小さく、センサの配置により床反力計測システムよりもより多くのデータを得ることができる。グローバル座標系で表されていた設置型床反力計測で困難であった圧力中心の軌跡の評価が、ウェアラブルなデバイスで圧力を計測することで可能になる。一方でインソールにセンサを埋め込む手法ではセンサに直接的に力が加わり、耐久性が低いという欠点がある。

## 3. 実装

### 3.1 原理

提案手法では、フォトリフレクタを靴のソール部分の中に底面を向くように設置し、セルの底とセンサの距離  $d$  の変化を計測することで、ソールの変形を検知する(図1)。

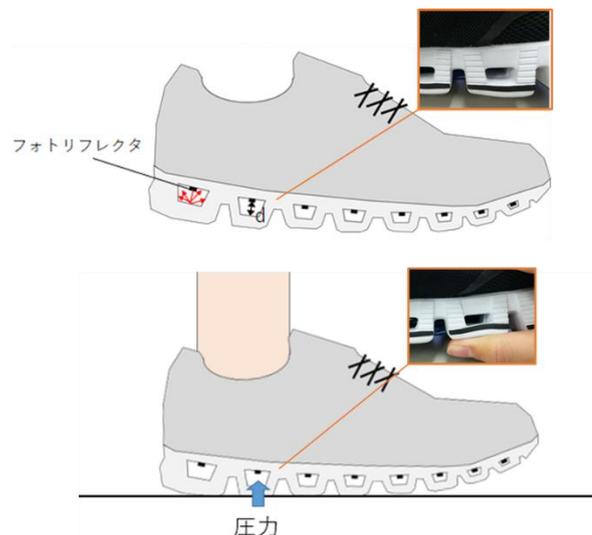


図1 靴のソール部分に設置した光センサモジュールによる足底圧力計測の原理

Figure 1 Measurement principle of estimating center of pressure by photoreflectors installed in the sole of the shoes

靴底に圧力がかかると力の大きさに応じてソール部分が変形するため、ソールにかかる圧力の大きさをセンサによって検知することができる。開発した靴デバイスの外観を図2に示す。靴デバイスは On 社の Cloud, フォトリフレクタ(コーデンシ製 SG-105)とマイクロコントローラ(Arduino mini)で構成されている。ここでは各ソール部分に1つずつ、合計で片足に16個のフォトリフレクタを設置し、マイクロコントローラに接続した。



図2 靴型デバイス

Figure 2 Shoe-type device

### 3.2 センサ値の取得

靴デバイスを履き踵とつま先を2回ずつ踏んだ時の各センサのデータを図3に示す。図3から、足を踏んだ時にソール部分の底面と各センサの距離が変化していることが分かる。これにより足を踏むという動作を検出できると考えられる。また、圧力が強くかかっている部位のセンサほど強く反応するため、圧力中心の推定が可能だと考えられる。

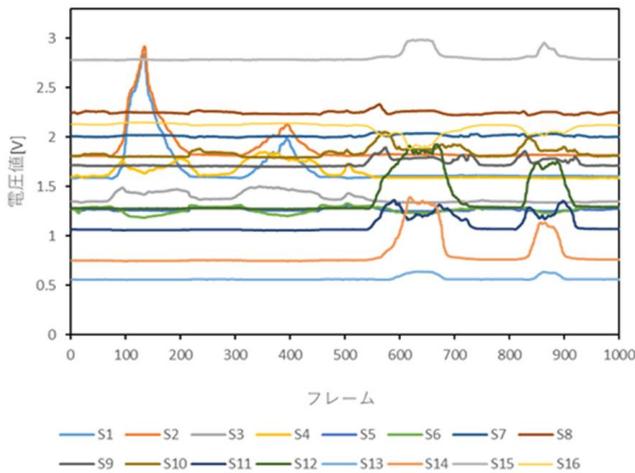


図3 センサ値の可視化

Figure 3 The visualized data from sensors

### 3.3 圧力中心の推定

ホスト PC 上のソフトウェアでは取得したセンサ値から圧力中心の推定を行う。圧力中心位置は質点系の重心の計算式を応用して求められる。n はセンサの数、 $P_i$  は靴の各セルに加わる圧力、 $p_i$  は i 番目のフォトリフレクタのセンサ値、 $x_i$  と  $y_i$  は i 番目のセンサの座標値、M は全てのセルに加わる力を足し合わせたものである。 $F_i$  はセルに加わる力とフォトリフレクタのセンサ値の関係を表す関数であり、今後、本シューズとフォースプレートを用いた実験により同定する。

$$x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n P_i x_i \dots (1)$$

$$y = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n P_i y_i \dots (2)$$

$$M = \sum_{i=1}^n P_i \dots (3)$$

$$P_i = F_i(p_i) \dots (4)$$

図4に推定を行っている様子を示す。

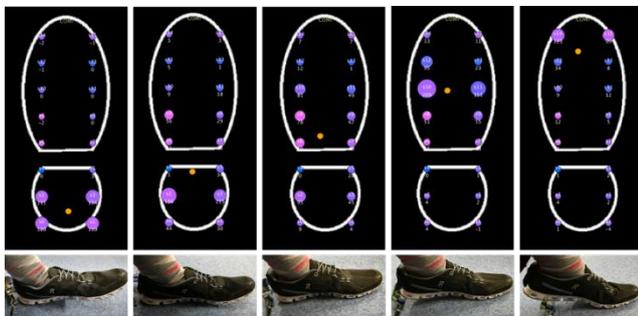


図4  $P_i = p_i$  と仮定した場合の圧力中心が  
時系列に変化している様子

Figure 4 Estimating center of pressure

## 4. 終わりに

本研究ではフォトリフレクタを用いた靴型足底圧力計測デバイスを提案し試作した。靴底のセルにフォトリフレクタを配置することでセンサの耐久性を保ったまま足底にかかる圧力の中心を測定することが可能となる。

今後は足底圧力中心の推定精度を評価する実験を実施する。さらに、地面と水平方向にもフォトリフレクタを配置し、剪断力を計測することを検討したい。剪断力とは面と水平方向にかかる力であり、剪断力を計測することで着地時に足にかかっている力の方向の計測ができる。力の方向を調べることにより、詳細なユーザの歩行の癖に応じたインソールの作成が可能となると期待される。

**謝辞** 本研究は、日本学術振興会科研費（課題番号 JP16H01741）の助成を受けたものである。

## 参考文献

- [1] 小澤真裕美, 萬礼応, 村松哲哉, 高橋正樹. レーザレンジファインダを用いた歩行計測システムの提案. 日本機械学会論文集 C 編, 79 巻, 801 号, p325-335. 2013-5-25.
- [2] 林祐一郎, 辻内伸好, 小泉孝之, 松田靖史, 土屋陽太郎, 井上喜雄. 移動式床反力計を用いた制約のない健康者および大腿切断者の歩行運動解析. 日本機械学会論文集 C 編. 79 巻. 805 号. p3059-3074. 2013-09-25.
- [3] 杉本千佳, 長井宏和, 江副亮介, 保坂寛, 佐々木健, 板生清, 龍田成示, ウェアラブルセンサによる行動認識システムの開発(研究), マイクロメカトロニクス. 51 巻. 197 号. p1-12. 2007-11-09
- [4] 渡邊淳司, 安藤英由樹, 朝原佳昭, 杉本麻樹, 前田太郎, 靴型インタフェースによる歩行ナビゲーションシステムの研究, 情報処理学会論文, Vol. 46, No. 5, pp. 1354-1362, 2005.
- [5] Yutaro NAITO, Yoshiko KIMURA, Takashi HASHIMOTO, Masao MORI, Yoshimi TAKEMOTO, Quantification of Gait Using Insole Type Foot Pressure Monitor: Clinical Application for Chronic Hemiplegia, Journal of UOEH, Released March 14, 2014
- [6] 滝口清昭. 自然歩行データ取得システム. 情報処理振興協会 (IPA) 平成 13 年度未踏ソフトウェア創造事業成果報告論文. 2001
- [7] 山本澄子. 脳血管障害の歩行分析. 理学療法科学. 17 巻. 1 号. p3-10. 2002-07-24
- [8] 大塚未来子, 秋山喜宏, 柳迫由佳, 千北理恵, 保田晋一, 安藤将孝, 白石枝里. TKA 前後の歩行における足圧中心軌跡の変移について. 理学療法学 Supplement. Vol.39. No.2. p.Ca0209
- [9] 山崎信寿. 大型床反力計による歩行運動の定量的評価. バイオメカニズム. 4 巻. p177-185. 1978
- [10] H. Martin Schepers, H.F.J.M.Koopman, Perer H. Veltink. Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Volume 54. Issue 5. p895-902. May 2007.
- [11] 葉山浩樹, 福田博也. インソール型フォースセンサによる足圧中心軌跡の推定. 生体医工学. 54 巻. 1 号. p15-21. 2016-06-28