

# フレキシブルマイクロ3軸力センサを用いた 足底と足側面に加わる力の計測

Measurement of the force on sole and side of foot using micro flexible triaxial force sensor

精密工学専攻 27号 日野 了介  
Ryosuke Hino

## 1. 研究の背景と目的

2013年現在、我が国の65歳以上の高齢者人口は、過去最高の3190万人となり、総人口に占める割合も25.1%と過去最高となった。その中で大きな問題となっているのが、骨折や寝たきりの原因となる転倒である。また、高齢者の歩行速度と10年後の生存率との間に正の相関があることが報告されており、高齢者の転倒予防や歩き方の改善に有効なシステムの提案と開発が必要とされている。

転倒予防や歩き方の改善をするためには、個々の歩行状態を定量的に把握し、正常な歩き方との差を指摘する必要がある。しかし、現在の医療現場での歩行診断は、医師や理学療法士の経験に基づく主観的な判断が中心で、定量的な歩行の評価は難しい。そのため、工学的な観点から人の歩行・走行を計測・解析する研究が国内外で数多く行われてきた<sup>(3)(4)(5)</sup>。特に、歩行者の足裏に生じる力を計測する研究が数多く行われている。これらは、フォースプレートを床に配置するもの<sup>(3)</sup>、靴底にセンサを配置したもの<sup>(4)</sup>、靴のインソールに薄型のセンサを配置したもの<sup>(5)</sup>、の3つに大別される。しかし、室内に限られた場所に計測環境が限定される、多点での分布計測ができない、センサの厚さや重さなどの観点から、通常の歩行を計測しているとは言い難い、せん断方向に加わる力を計測することができない、という問題点があった。

そこで、これらの従来研究の問題点を解決する方法として、靴のインソールにMEMS(Micro electro mechanical systems)技術を用いて試作された小型・薄型の3軸力センサを埋め込み、足底に加わる3軸方向の力を計測する研究が行われてきた<sup>(6)</sup>。しかし、Fig. 1に示すように、歩行時、足と靴の間には、足底に生じる力だけでなく、足側面にも力が生じると考えられる。そのため、足側面での力の計測をすることで、より詳細に歩行状態を把握することができると考えた。本研究では、小型・薄型の3軸力センサを試作し、靴の側面に配置することで、足底だけでなく足側面における力の計測が可能なデバイスを提案・試作する。試作したデバイスを用いて、歩行時に足底と足側面に加わる力を計測する。歩行速度を定量化し、歩行の状態を示すことでデバイスの有用性を示す。

## 2. 靴型デバイス

### 2.1 デバイスの構成

本研究では、Fig. 2(a)に示す位置にセンサを配置する。足底に配置する3軸触覚センサは、タッチエンス(株)が販売するショックチップ<sup>TM</sup>を使用し、Fig.2(b)に示す。足側面に配置する試作したフレキシブルマイクロ3軸力センサをFig.

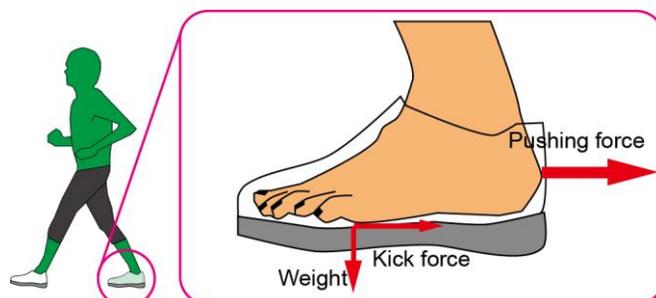


Fig. 1 The force on sole and side of foot.

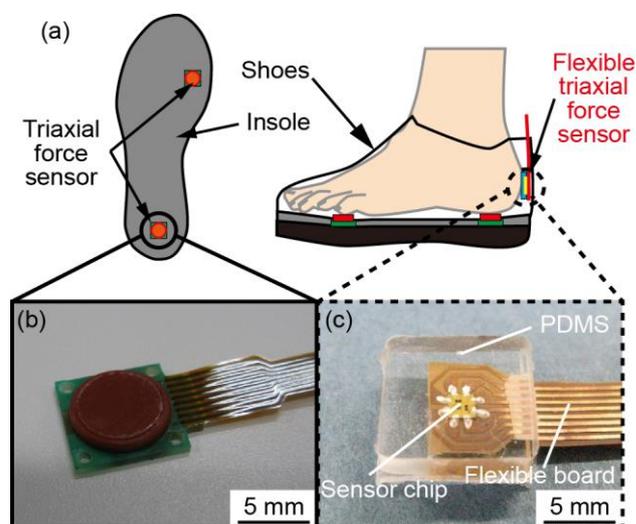


Fig. 2 (a)Position of the sensor (b) a triaxial force sensor.  
(c)The micro flexible triaxial force sensor.

2(c)に示す。足底には、力が加わりやすい拇趾球、踵にショックチップを配置し、足側面には、踵の後端部側面に3軸力センサを配置する。

### 2.2 フレキシブルマイクロ3軸力センサ<sup>(7)</sup>

フレキシブルマイクロ3軸力センサに用いるマイクロ3軸ひずみゲージの概要をFig. 3に示す。マイクロ3軸ひずみゲージ上には2本1組の両持ち梁が3組配置されており、圧力検出用の両持ち梁は梁上面に、せん断力検出用の両持ち梁は梁側面にそれぞれピエゾ抵抗層が形成されている。各軸力検出用の両持ち梁は、該当する力が加わった際に大きく変形するように設計されている。このマイクロ3軸ひずみゲージは弾性体に埋め込み使用する。力が加えられ変形した弾性体に追従してセンサチップの梁が変形し、力を計測することができる。梁の変形に際して伸長・収縮が対称となる位置にピエゾ抵抗層が配置されている。そのため、これらの梁を用いて

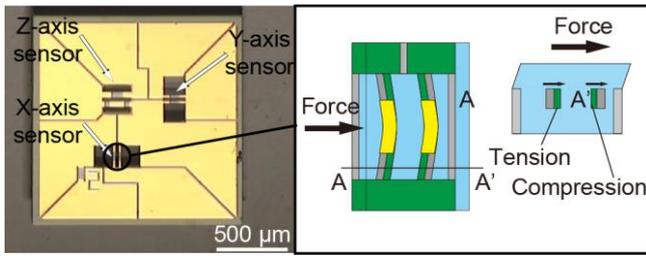


Fig. 3 The sensor chip and measure method.

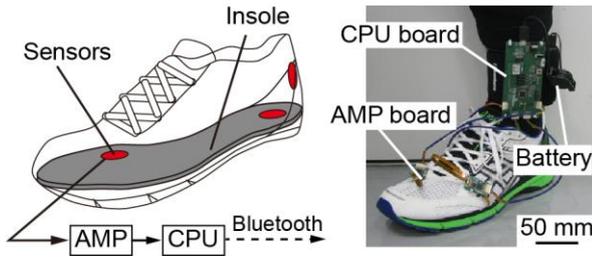


Fig. 4 Measurement system.

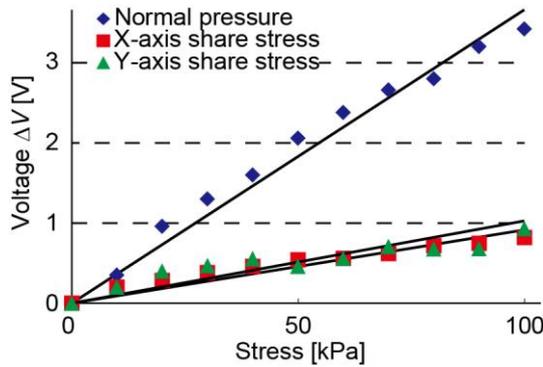


Fig. 5 basic property of micro flexible triaxial force sensor.

2 アクティブゲージ法でホイートストンブリッジ回路を形成し、アンプ回路で増幅することで、梁の変形に起因する抵抗値変化を電圧変化として検出することができる。そのため、温度変化や他軸の影響をキャンセルすることができる。

踵の後端部側面に配置する3軸力センサは、曲面に配置するため、フレキシブル基板を用いている。マイクロ3軸ひずみゲージはフレキシブル基板上に接着され、導電性ペーストで基板と接続されている。接続されたセンサチップは $10 \times 10 \times 3 \text{ mm}^3$ のpolydimethylsiloxane (PDMS)中に埋め込まれている。

### 2.3 計測システム

本研究で用いる計測システムをFig. 4に示す。計測システムは、3軸力センサ、アンプ基板、CPU基板、バッテリーで構成されている。3軸力センサを靴のインソールに配置するために、左足用のインソールの3か所に基板と同じサイズの溝を形成し、センサを固定した。センサの位置はそれぞれ、拇趾球、踵、踵後端部側面に相当する箇所とした。センサから伸びるケーブルは、切れ込みを通してインソールの裏側を通し、靴の側面に開けた穴から靴の外側に固定されたアンプ

基板に接続した。アンプの増幅率は各軸全て100倍とした。足底で計測された抵抗値変化はアンプ基板により増幅され、CPU基板を介してBluetoothでPCへワイヤレスにデータが送信される。電源供給用のバッテリーは足首に巻いたサポーターに固定した。

## 3. 実験

### 3.1 基礎特性実験

試作したフレキシブルマイクロ3軸力センサに荷重を加え、センサに加わる応力と、出力電圧の関係を求める。3軸力センサに加わる応力をフォースゲージで、出力電圧の変化をオシロスコープで計測した。圧力方向、せん断方向共に1Nずつ10Nまで荷重を加えた。計測結果をFig. 5に示す。荷重に比例して、出力電圧が増加していることが確認できた。出力電圧から応力に変換する式を式(1)~(3)に示す。ここで、 $V_z$ 、 $V_x$ 、 $V_y$ は各軸の出力電圧、 $P_z$ 、 $\tau_x$ 、 $\tau_y$ は各軸方向の応力である。

$$P_z = 28.4 \text{ [kPa / V]} \times V_z \quad (1)$$

$$\tau_x = 16.6 \text{ [kPa / V]} \times V_x \quad (2)$$

$$\tau_y = 16.0 \text{ [kPa / V]} \times V_y \quad (3)$$

### 3.2 歩行実験概要

試作した靴型デバイスを用いて歩行実験を行う。被験者は25歳の男性1名、身長と体重はそれぞれ165 cm、57 kgであった。全ての実験において、計測開始時にはセンサに負荷がかからないよう椅子に座り、足が地面に付かない状態で開始した。両足で起立した後、各動作へ移行した。計測終了時は両足立ちとした。歩行速度は「歩幅 × ピッチ」で表すことができる。そのため、歩幅とピッチを変化させて実験を行う。

### 3.3 歩幅変化実験

歩幅と足底および足側面に生じる応力の関係を調べる。ピッチ1.8 Hzで歩幅を変化させて実験を行った。歩幅は25 cm、50 cm、75 cm、100 cmに変化させて計測を行う。拇趾球、踵、踵後端部側面において発生する応力を、推進方向を正としてグラフに示す。歩幅25 cmの時の実験結果をFig. 6(a)に、歩幅50 cmの時の実験結果をFig. 6(b)に、歩幅75 cmの時の実験結果をFig. 6(c)に、歩幅100 cmの時の実験結果をFig. 6(d)に示す。

Fig. 6より、拇趾球において、歩幅75 cmの時約10 kPaの振幅で、歩幅100 cmの時約15 kPaの振幅で前後方向に応力が発生した。踵における前方向の応力の最大値は、歩幅25 cmの時35.4 kPa、歩幅50 cmの時47.3 kPa、歩幅75 cmの時41.4 kPa、歩幅100 cmの時40.2 kPaであった。踵後端部側面における後ろ方向の応力の最大値は、歩幅25 cmの時24.1 kPa、歩幅50 cmの時50.3 kPa、歩幅75 cmの時63.2 kPa、歩幅100 cmの時97.9 kPaであり、歩幅75 cm、100 cmの時拇趾球における前後方向の応力と同時に発生した。

### 3.4 ピッチ変化実験

ピッチと足底および足側面に生じる応力の関係を調べる。歩幅50 cm一定で、ピッチを変化させて歩行した。ピッチは0.55 Hz、1.1 Hz、1.7 Hz、2.2 Hzに変化させて計測を行う。

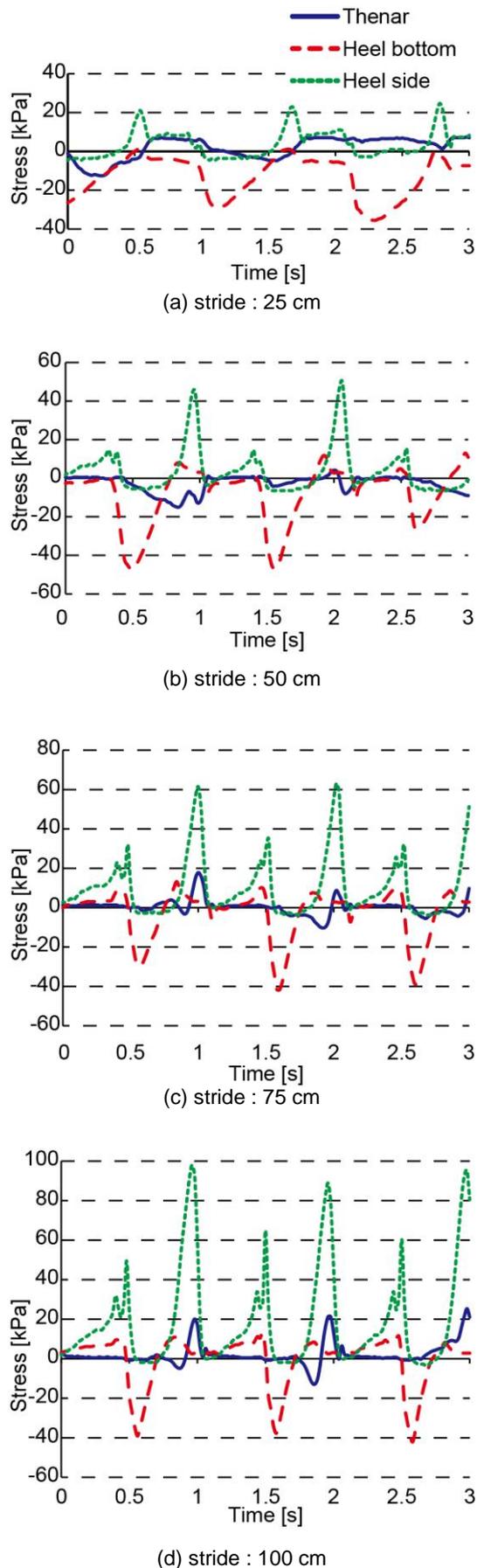


Fig. 6 Relationship between stride and propulsive force.

拇趾球, 踵, 踵後端部側面において発生する応力を, 推進方向を正としてグラフに示す. ピッチ 0.55 Hz の時の実験結果を Fig. 7(a)に, ピッチ 1.1 Hz の時の実験結果を Fig. 7(b)に, ピッチ 1.7 Hz の時の実験結果を Fig. 7(c)に, ピッチ 2.2 Hz の時の実験結果を Fig. 7(d)に示す.

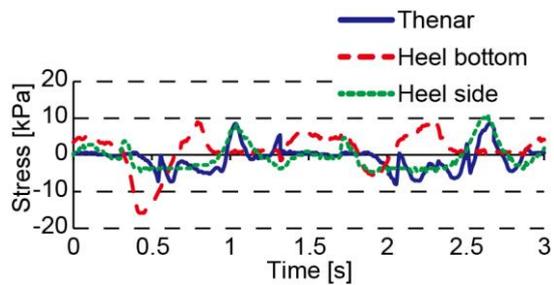
Fig. 7 より, 拇趾球における後ろ方向の応力の最大値は, ピッチ 0.55 Hz の時 8.00 kPa, ピッチ 1.1 Hz の時 22.6 kPa, ピッチ 1.7 Hz の時 29.4 kPa, ピッチ 2.2 Hz の時 38 kPa であった. 踵における前方向の応力の最大値は, ピッチ 0.55 Hz の時 17.4 kPa, ピッチ 1.1 Hz の時 16.7 kPa, ピッチ 1.7 Hz の時 23.4 kPa, ピッチ 2.2 Hz の時 22.9 kPa であった. 踵後端部側面における後ろ方向の応力の最大値は, ピッチ 0.55 Hz の時 8.24 kPa, ピッチ 1.1 Hz の時 21.1 kPa, ピッチ 1.7 Hz の時 28.3 kPa, ピッチ 2.2 Hz の時 36.5 kPa であり, 全てのピッチにおいて, 拇趾球における後ろ方向の応力と同時に発生した.

#### 4. 考察

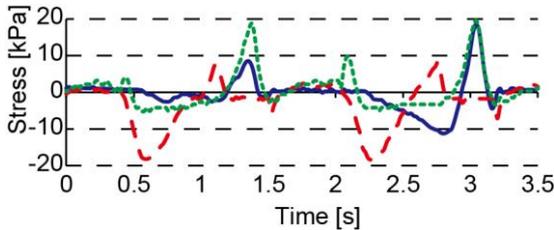
歩幅と足に生じる力について考察する. まず前方向の力について考察する. 歩幅の大小に関わらず, 踵において最大約 40 kPa の前方向の応力が生じている. これは, 歩幅が広がることで, 踵から着地しているためであると考えられる. 次に後ろ方向の力について考察する. 踵後端部側面において, 歩幅が増加するにつれて後ろ方向の応力が増加した. これは, Fig. 8(a)のように, 歩幅により歩行速度を上げる時, 踏み出す足をより遠くに運ぶために軸足により大きな力がかかるためであると考えられる. 歩幅と踵後端部側面における推進方向の応力の関係を Fig. 9 に示す. これらの関係はほぼ線形であり, グラフの傾きは 0.940 kPa/cm であった.

ピッチと足に生じる力について考察する. まず前方向の力について考察する. 歩幅の大小に関わらず, 踵において最大約 20 kPa の前方向の応力が生じている. これは, ピッチを意識した歩行をしているため, 踵からではなく足底全体が同時に着地していることが理由であると考えられる. 踵に前方向の力が発生すると同時に, 拇趾球においても前方向の力が発生していることから推測できる. 次に後ろ方向の力について考察する. 拇趾球と踵後端部側面において, ピッチが上昇するにつれて後ろ方向の力が増加した. これは, Fig. 8(b)のように, ピッチを早くすることで歩行速度を上げる時, 軸足をすぐに踏み出す必要があるため, 拇趾球で地面を蹴ることでピッチを増加させるためであると考えられる. 歩幅と拇趾球および, 踵後端部側面における推進方向の力の関係を Fig. 10 に示す. どちらの箇所でも発生する力も, ピッチとの関係はほぼ線形であり, グラフの傾きは, 拇趾球における力は 17.5 kPa/Hz, 踵後端部側面における力は 16.4 kPa/Hz であった.

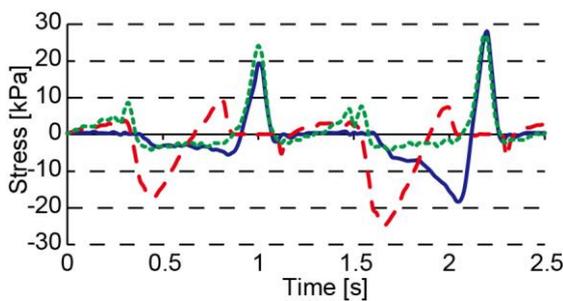
以上より, 歩行の際, 歩幅を変化させる時は足側面における力が影響し, ピッチを変化させる時は足側面における力と足底における力がどちらも同程度影響することが分かった. つまり, 足底における力計測のみでは, ピッチの変化に関する情報しか把握することができないと言える. そこで,



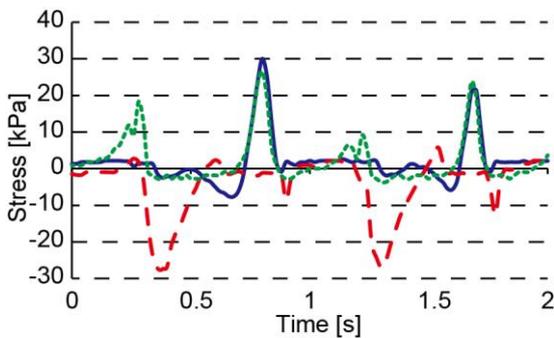
(a) pitch : 0.55 Hz



(b) pitch : 1.1 Hz



(c) pitch : 1.7 Hz



(d) pitch : 2.2 Hz

Fig.7 Relationship between pitch and propulsive force.

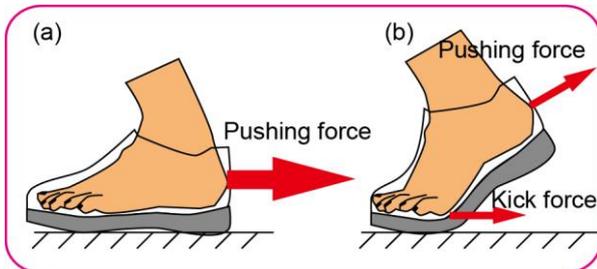


Fig. 8 Pushing force and kick force.

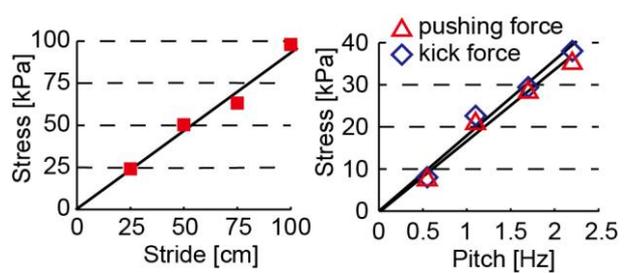


Fig. 9 Relationship between stride and pushing force on heel side.

Fig. 10 Relationship between pitch, pushing force on heel side and kick force on thenar .

足側面における力計測を行うことで、歩幅とピッチそれぞれの変化に関する情報を把握することが可能になると言え、足底だけでなく、足側面においても力計測を行うことの有用性を示した。

## 5. 結論

本研究では、フレキシブルマイクロ3軸力センサを試作し、靴の側面に配置することで、足底だけでなく足側面における力の計測が可能なデバイスを提案・試作した。実験より、歩幅と踵後端部側面における推進方向の力は比例関係であった。また、ピッチと拇趾球および、踵後端部側面における推進方向の力は比例関係であり、同程度に影響することが分かった。以上より、歩行の際、足底と足側面において力を計測することは、歩行速度の定量化に結びつくと考えられ、試作したデバイスを用いて、歩行状態をより詳細に把握することが可能であることを示した。

## 参考文献

- (1) 内閣府, 平成26年版高齢社会白書(全体版), 日経印刷, 東京, (2014), pp. 2-30.
- (2) S. Studenski et al., Gait Speed and Survival in Older Adults, *The Journal of the American Medical Association*, 305-1, (2011), pp. 50-58.
- (3) 平野智也他, 地面反力の変動からみたトレッドミル歩行動作の安定性の評価, *日本体育学会大会予稿集*, **64**, (2013), p. 204.
- (4) 森安健太, スポーツシューズ設計のための新規測定技術, *日本機械学会*, **115-1119**, (2011), p. 103.
- (5) 池田諒他, 薄型フォースセンサを用いたウェアラブルな足底荷重計測デバイスの評価, *スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集*, **2011**, (2011), pp. 576-578.
- (6) 中井亮仁他, インソールに配置したMEMS3軸力センサによる足裏応力分布計測, *ロボティクス・メカトロニクス講演会*, (2013), 2P1-G09.
- (7) Hidetoshi Takahashi et al., A triaxial tactile sensor without crosstalk using pairs of piezoresistive beams with sidewall doping, *Sensors and Actuators A : Physical*, **199**, (2013), pp. 43-48.