

MEMS 3 軸力センサを用いた階段昇降時の足裏応力分布計測

中井 亮仁^{*1}, 永野 顕法^{*2}, 高橋 英俊^{*1}, 松本 潔^{*1}, 下山 勲^{*1}

Measurement of 3-axis Stress Distribution on Stairs by MEMS 3-axis Force Sensors

Akihito NAKAI^{*1}, Akinori NAGANO^{*2}, Hidetoshi TAKAHASHI^{*1},
Kiyoshi MATSUMOTO^{*1} and Isao SHIMOYAMA^{*1}

^{*1}The University of Tokyo, Information and Robot Technology Research Initiative
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656, Japan

We proposed a wireless measurement system of 3-axis stress distribution at a human sole by using small and thin 3-axis force sensors. The sensor chips 2mm square made by using MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) technologies were mounted on the flexible printed circuit board, wire-bonded and buried in silicone rubber by injection molding to fabricate 3-axis force sensors. After the calibration for crosstalk compensation, these sensors were placed on the insole at the heel, thenar and hypothenar. The 3-axis stress distribution was measured in going up and down stairs. The output signals from sensors were amplified 100 times with Wheatstone bridges and differential amplifiers, converted to digital signals and wirelessly transmitted to PC with a Bluetooth module on the CPU board. Measured data which comprised pressure, shear stress of front-back direction and shear stress of lateral direction were compared with the data in level walking, and were consistent with the somatic sensation of the human subject.

Key Words : stress measurement, 3-axis force sensor, MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)

1. 背景と目的

高齢化が進む我が国において、高齢者の健康寿命を延ばすことは、介護や支援にかかる人的・金銭的なコストの観点から見ても、また個人の QoL (Quality of Life) を高めるという意味においても重要な課題である。高齢者に介護や支援が必要となった主な原因を調べてみると、「骨折・転倒」が 10.2%、「関節疾患」が 10.9%とそれぞれ大きな割合を占めていることがわかる⁽¹⁾。一方、年齢を重ねると筋力の低下や関節可動域の減少が進み、「すり足」のような歩行になると言われている。これは躓きや転倒の危険性を増加させる大きな要因であり、高齢者の歩き方の改善や転倒予防に有効なシステムの提案・開発が必要とされている。

この解決策の一つとして、工学的に人の歩き方を解析する手法が提案されており、特に歩行者の足裏に働く力を計測する研究は国内外で数多く行われている。これらを大別すると、床にフォースプレートを設置したもの、靴底にセンサを設置したもの、靴の中敷き部に薄型センサを設置したもの、の三つに分類される。第一の方法は、床に固定されたフォースプレート上で歩行や運動を行い、フォースプレートにかかる三分力 F_x, F_y, F_z と三モーメント M_x, M_y, M_z を計測するものである⁽²⁾。この方法は高精度な計測が可能である一方で、室内などに計測範囲が限られる、力分布が計測できない、などの欠点が存在した。第二の方法は、靴底に三軸/六軸力センサを固定して三分力と三モーメントを計測するものである⁽³⁾⁽⁴⁾。コンクリートや芝生、坂道、階段、ぬかるみ地など、路面状況の異なる様々な環境での計測が可能であるが、センサの厚さや重さ、材質などの観点から、通常の歩行や運動を計測しているとは言い難かった。第三の方法は、圧電フィルムのような薄型でフレキシブルなセンサ素子を靴の中敷き部に配置するものである⁽⁵⁾。計測環境を選ばず、歩行や運動に与える影響も最小限に抑えられ、さらに多点での圧力分布情報が得られる優れた手法であるが、せん断力を直接計測できないという欠点を持っていた。

^{*1} 正員, 東京大学 IRT 研究機構 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1)

^{*2} 非会員, タッチエンス株式会社 (〒110-0014 東京都台東区北上野 2-21-10)

E-mail: nakai@leopard.t.u-tokyo.ac.jp

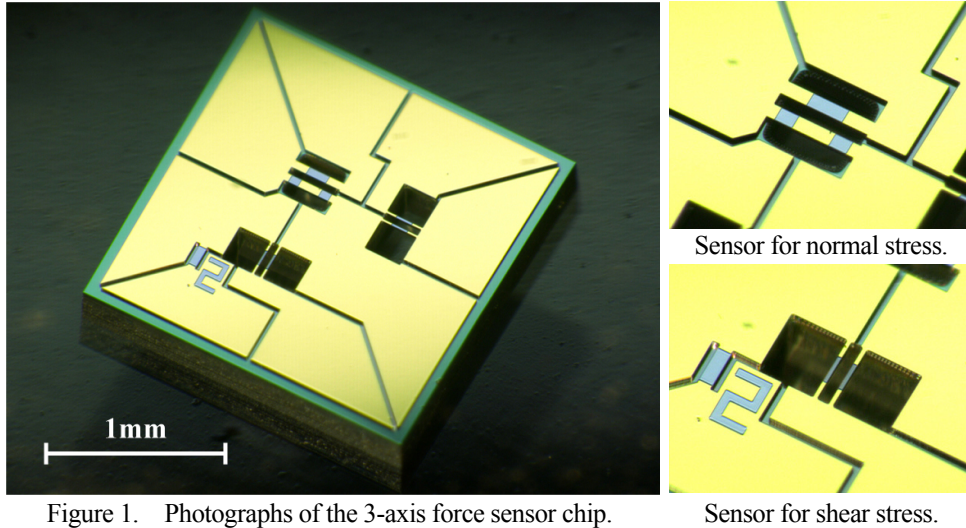


Figure 1. Photographs of the 3-axis force sensor chip.

そこで我々は、これら従来研究のデメリットを克服する方法として、小型・薄型の3軸力センサを靴のインソール部に複数埋め込み、計測データを無線で送信するシステムを提案・試作し、水平歩行時の足裏部3軸応力分布を計測することでシステムの有効性を実証した⁽⁶⁾。本研究では、試作した計測システムを用いて階段昇降時の足裏部3軸応力分布を計測し、水平歩行時のデータと比較すると共に、計測システムが実験環境を選ばずに使用可能であることの実証を目的とする。

2. 原 理

本研究では、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術を用いて試作された2mm角のセンサチップを柔軟なシリコーンゴムに埋め込んだ構造の3軸力センサを使用する。図1に示すように、センサチップ上には2本の両持ち梁のペアが3組配置されており、1組が圧力を、互いに直交する2組がせん断力をそれぞれ検出する。各々の梁は検出すべき力が加わった際に大きく変形するように設計されており、特に歪みが大きくなる場所として、圧力検出用の両持ち梁は梁の上面に、せん断力検出用の両持ち梁は梁の側面に、それぞれピエゾ抵抗層が形成されている。これらのピエゾ抵抗層は、ペアを構成する2本の梁が変形した際に、伸び縮みが対称となる位置に配置されている。そのため、これらの梁のペアを用いて2アクティブゲージ法でホイートストンブリッジを構成し、アンプ回路で増幅することで、梁の変形による抵抗値変化を電圧変化として検出することができる。

3軸力センサのシリコーンゴムの表面に加わる力は、面に垂直な方向の力 F_z と、互いに直交しシリコーンゴム表面と平行な方向の2軸のせん断力 F_x 及び F_y に分解することができる。 F_x , F_y , F_z をセンサ表面の面積で割って求めた応力 τ_x , τ_y , σ_z と、アンプ回路で増幅された電圧変化 V_x , V_y , V_z の間には、センサの特性行列を介して式(1)の関係が成り立つ。

$$\begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tau_x \\ \tau_y \\ \sigma_z \end{pmatrix} \quad (1)$$

実験的に係数 k_{ij} (但し $i, j=1, 2, 3$) を求めることで特性行列が求められ、その逆行列を計算して式(2)を用いることで、センサに加重された応力 τ_x , τ_y , σ_z を算出することができる。

$$\begin{pmatrix} \tau_x \\ \tau_y \\ \sigma_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} \quad (2)$$

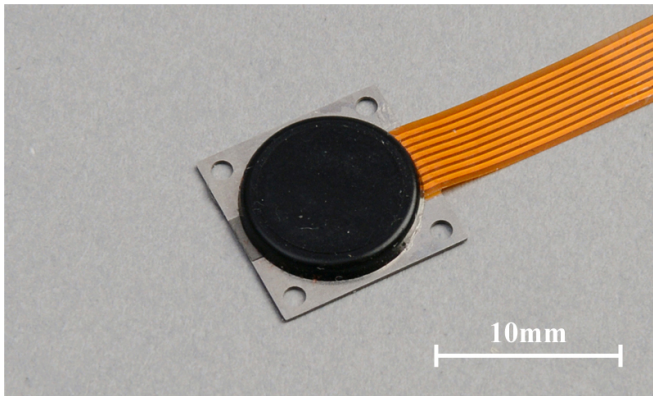


Figure 2. A photograph of the 3-axis force sensor.

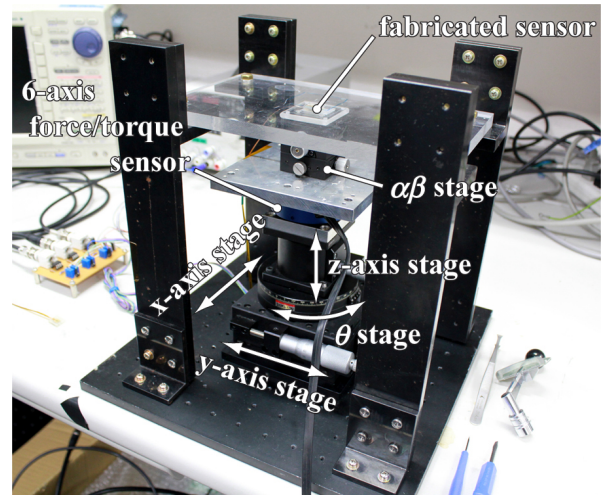


Figure 3. A photograph of the calibration setup.

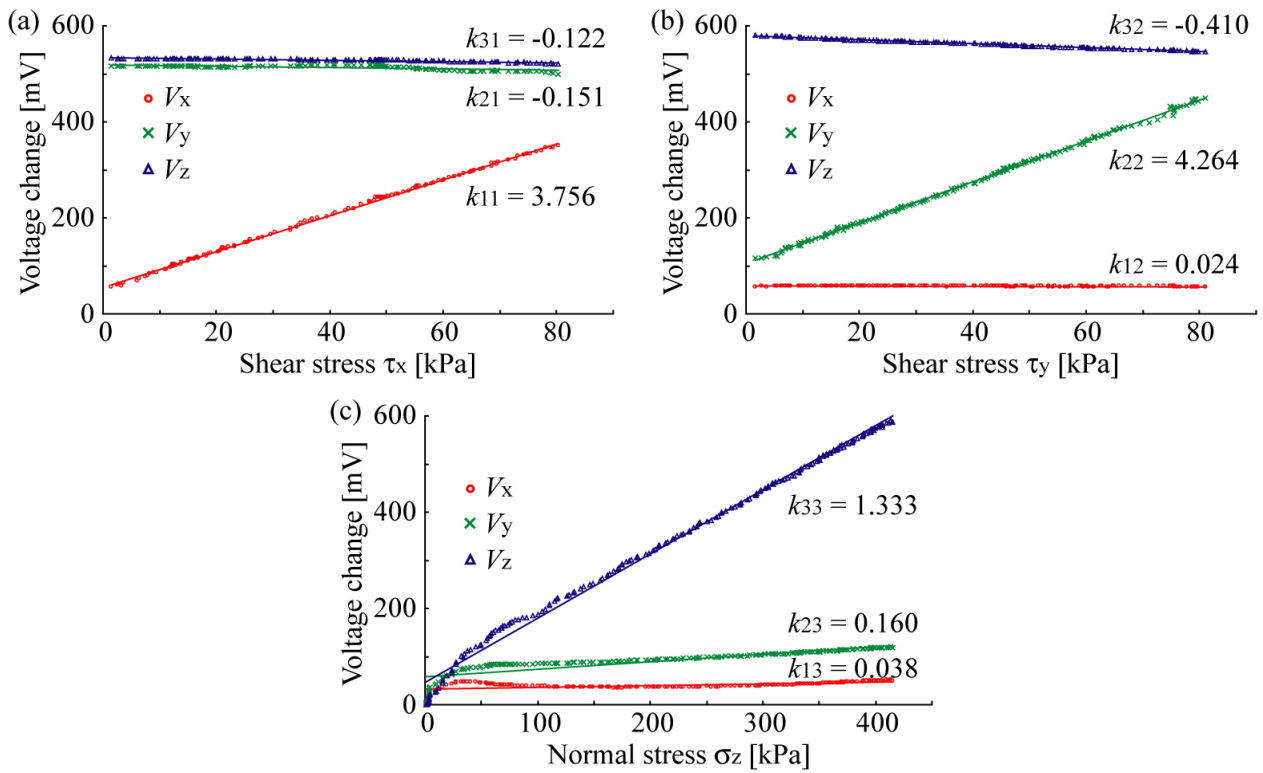


Figure 4. The characteristics of a fabricated sensor derived from the calibration experiments. The relationships between applied (a) shear stress to x-axis; (b) shear stress to y-axis; and (c) normal stress and voltage changes.

3. 製作

MEMS 技術を用いたセンサチップの製造プロセスに関しては、文献⁶⁾に示されている。本研究では、11mm 角、厚さ 0.3mm の SUS 板に接着されたフレキシブル基板上にセンサチップを固定し、ワイヤボンディングで電氣的に接続した後、保護のためワイヤ部をエポキシ樹脂でポッティングした。その後、シリコーンゴム（信越化学工業製、KE-1606）を射出成型し、底面直径 ϕ 10mm、厚さ 1.3mm の円錐台形状のシリコーンゴムでフレキシブル基板全体を埋め込んだ（図 2 参照）。荷重によらず接触面積を一定とするために、シリコーンゴム上面の ϕ 8mm のエリアは凸形状とした。

試作した 3 軸力センサを較正するためには、センサの特性行列を実験的に求める必要がある。そこで図 3 に示すセットアップを用いてセンサに圧力とせん断力を加重し、加重された力 F_x, F_y, F_z を 6 軸力覚センサで、3 軸力

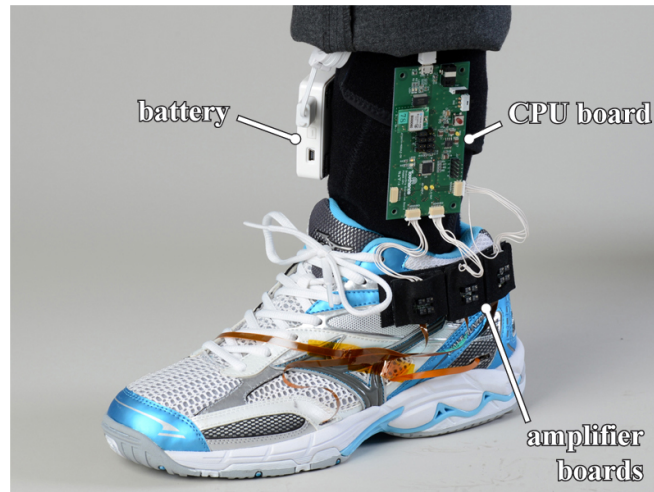


Figure 5. A photograph of the measurement system.

センサの出力 V_x , V_y , V_z をオシロスコープでそれぞれ計測した。計測前の準備として、センサに対して F_z が垂直となるように、アクリル製の天板とセンサ表面との接触状態を確認しながらゴニオステージを調整すると共に、x 軸、y 軸直動ステージの移動方向がセンサの x 軸、y 軸と揃うように、回転ステージで角度を調整した。実験により得られたセンサの特性グラフと、この結果から求められた式(1)の係数 k_{ij} を図 4(a)~(c)に示す。センサの特性グラフから、加重時圧力 400kPa、せん断応力 80kPa までの範囲で、試作した 3 軸力センサからはほぼ線形な出力を得られることが確認できた。

校正した 3 軸力センサを運動靴のインソールに固定するため、左足の踵、拇趾球、小趾球が接触する 3 箇所に SUS 板と同サイズの溝を形成し、センサを固定した。溝の一边に上下に貫通する切り込みを入れることでフレキシブルケーブルをインソール裏面に逃がし、歩行や運動によってケーブルに引っ張り力が加わらない構成とした。フレキシブルケーブルを靴の側面に開けた穴を通して外に引き出し、靴の外側面に固定されたアンプ基板に接続した。アンプ回路での増幅率は x 軸、y 軸、z 軸全て 100 倍とした。マイコン基板と電源供給用のバッテリーを足首に固定し、マイコン基板に接続された Bluetooth モジュールを介して 50Hz のシリアル通信で PC にデータを送信した。試作したシステムを図 5 に示す。

4. 実験と考察

試作した計測システムを左足に装着して、階段昇降時の足裏 3 軸応力データの計測を行なった。計測環境は屋内で床材はリノリウム、階段の段数は 11 段、階段一段の高さと幅はそれぞれ 18.5cm、26.5cm であった。センサに荷重がかからないように左足を上げた状態で計測を開始し、両足立ちに遷移した後、右足を踏み出し足として階段を昇り、昇りきった後に再度両足立ちに遷移した後、開始時同様左足を上げた状態で計測を終了した。階段を降りる時も同様の手順で計測を行なった。階段を昇る際の踵、拇趾球、小趾球の各点における垂直応力のデータを図 6(a)に、前後方向のせん断応力のデータを(b)に、左右方向のせん断応力のデータを(c)に示す。同様に階段を降りる際のデータを(d)~(f)に示す。

階段を昇る際の垂直応力のピーク値は、着地時に踵で 60kPa 程度、蹴り出し時に拇趾球で 80kPa 程度であり、センサ表面の面積 50mm^2 を用いて力に換算するとそれぞれ 3N、4N 程となる。これは水平歩行時のピーク値と比べておよそ 80%程度の出力である。グラフの波形を水平歩行と比較すると、着地時に拇趾球・小趾球でも出力が出ていること、踵の出力の減少が遅いこと、蹴り出し時に小趾球のピーク値が大きいことなどが見て取れる。前後方向のせん断応力に関しては、全てのフェーズにおいて $\pm 5\text{kPa}$ 程度の範囲に収まっている。左右方向のせん断応力に関しては、蹴り出し時は水平歩行と似た波形となっているが、着地時は水平歩行では踵のみ左向きに 10kPa 程度のピークが見られるのに対し、階段を昇る際には踵で左向きに 5kPa、拇趾球で右向きに 5kPa のピークが観察される。これらのデータを基に考察すると、階段を昇る際には足の裏全面で着地して負荷を分散させていること、水平歩行と比べると前後の体重移動が少ないこと、前足部全体を使って蹴り出していること、などが特徴と

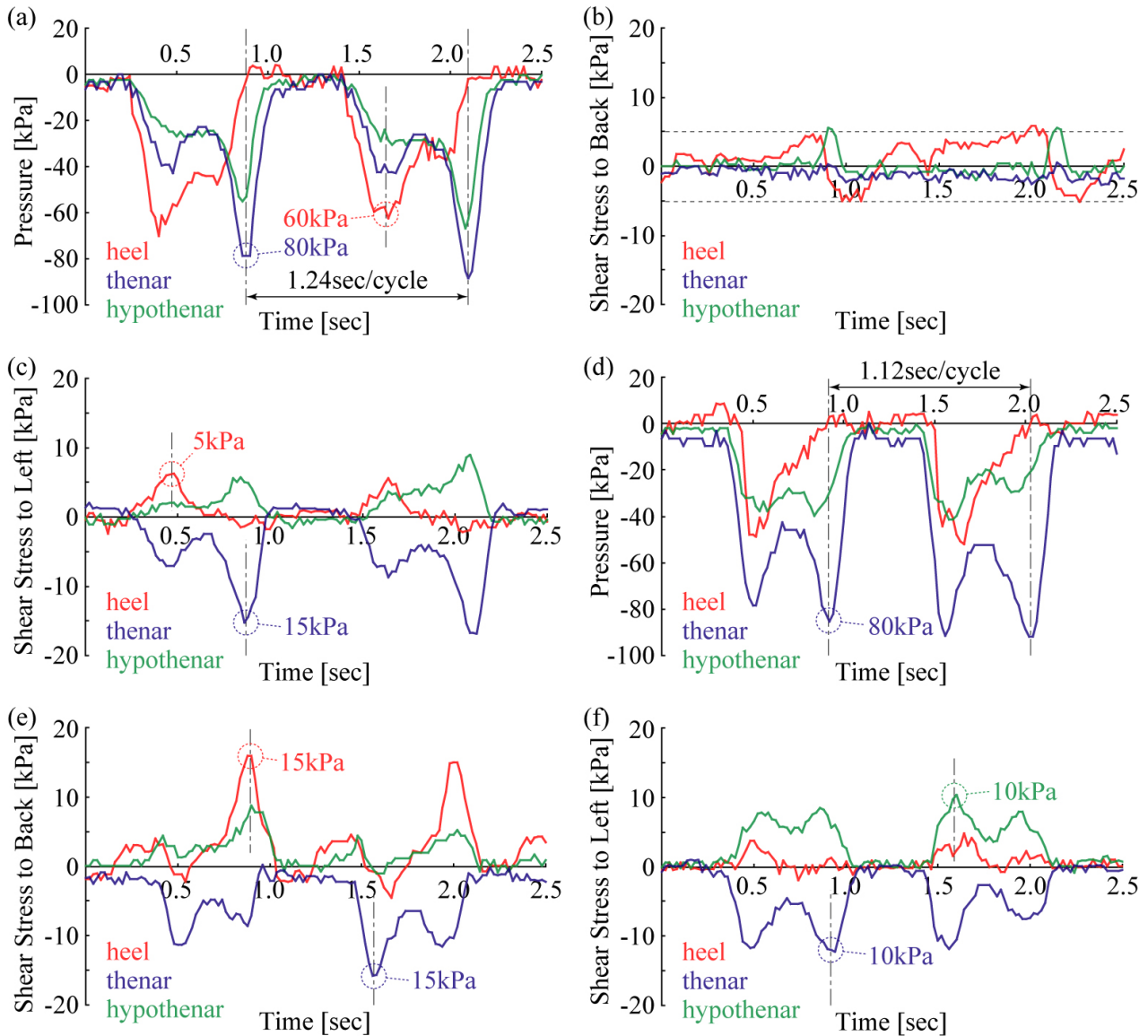


Figure 6. Measured (a) pressure, (b) shear stress of front-back direction and (c) shear stress of lateral direction in going up stairs; (d) pressure, (e) shear stress of front-back direction, and (f) shear stress of lateral direction in going down stairs at heel, thenar and hypothenar.

して挙げられる。

一方、階段を降りる際の垂直応力のピーク値は、着地時・蹴り出し時共に拇趾球で80kPa程度となっている。グラフの波形を水平歩行と比較すると、着地時に踵での出力が半分程度に減っている代わりに、拇趾球では4倍、小趾球でも2倍程度の出力が計測されており、足裏全体で受ける応力は最大になっていると考えられる。前後方向、並びに左右方向のせん断応力に関しては、着地時に水平歩行では踵で前向きに20kPa程度、左向きに10kPa程度のピークが見られるのに対し、階段を降りる際には拇趾球で前向きに15kPa程度、右向きに10kPa程度、小趾球で左向きに10kPa程度のピークが観察される。階段を降りる際には主に前足部で着地していると考えられ、それに応じたせん断応力が矛盾なく計測されていることがわかる。

5. 結 論

本研究では、運動靴のインソールの踵、拇趾球、小趾球の3箇所に小型・薄型のMEMS 3軸力センサを埋め込み、計測データを無線で送信するシステムを使用して階段昇降時の足裏3軸応力分布の計測を行なった。各測定点での3軸応力のピーク値や時間的推移、また足裏で生じる応力の空間的な推移の様子などが、定量的なデータ

として取得できた。水平歩行の実験で得られたデータと比較することで、階段を昇る際にはフラットに着地し、階段を降りる際には前足部から着地している、といった体性感覚と一致したデータが得られていることがわかった。以上の結果から、試作した足裏 3 軸応力分布計測システムは歩行に影響をあまり与えず、また実験環境を選ばずに歩行計測が可能なが実証された。

謝 辞

本研究は、日本学術振興会（JSPS）科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）若手研究（B）「インソールへの 3 軸触覚センサチップ埋め込みによる足裏応力分布計測システム」（課題番号：23700193）、並びに特別推進研究「MEMS 多軸力センサを用いた生物の運動計測」（課題番号：25000010）の助成を受けたものです。実験に用いた運動靴はミズノ株式会社のご厚意により提供されたものです。

文 献

- (1) 大臣官房統計情報部社会統計課国民生活基礎調査室, “平成 22 年国民生活基礎調査の概況”, 厚生労働省, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/> (参照日 2013 年 3 月 1 日) .
- (2) D. E. Lieberman, M. Venkadesan, W. A. Werbel, A. I. Daoud, S. D'Andrea, I. S. Davis, R. O. Mang'Eni, and Y. Pitsiladis, “Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners,” *Nature*, vol. 463, (2010), pp. 531-535.
- (3) C. Liedtke, S. A. W. Fokkenrood, J. T. Menger, H. Kooij, and P. H. Veltink, “Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces,” *Gait Posture*, vol. 26, (2007), pp. 39-47.
- (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,” 日本機械学会誌, vol. 115, (2012), p.103.
- (5) セテアントタフィック, 藤本由紀夫, “圧電フィルムを用いた靴中敷き型センサ,” 日本機械学会年次大会講演論文集, vol.5, (2006), pp.113-114.
- (6) 中井亮仁, 永野頭法, 高橋英俊, 松本潔, 下山勲, “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 講演論文集, (2013), 2P1-G09.
- (7) H. Takahashi, A. Nakai, N. Thanh-Vinh, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, “A triaxial tactile sensor without crosstalk using pairs of Piezoresistive beams with sidewall doping,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 199, (2013), pp. 43-48.