

### 3 軸触覚センサ埋め込みによる足裏応力分布計測システムを用いた各種スポーツ計測

中井 亮仁

東京大学 IRT 研究機構

#### 1. はじめに

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重要な課題となっている。健康寿命は平均寿命と比べて男性で9年、女性で12年短くなっており<sup>[1]</sup>、この年数がそのまま介護や入院が必要な期間となるからである。健康寿命を延ばすことができれば介護や支援にかかる人的・金銭的なコストを削減することができ、同時に個人の生活の質を高めることにも繋がる。ここで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<sup>[2]</sup>。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おり、これが躓きや転倒を引き起こす大きな要因となっている。高齢者の歩行速度と10年後生存率との間に正の相関があることも報告されており<sup>[3]</sup>、健康寿命を延ばすためにも、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・開発が必要とされている。

一方で、近年では運動不足の解消や健康維持・増進を目的として、ウォーキングやジョギング・ランニングを生活に取り入れる人も増えている。歩行・走行は最も身近でお手軽で、しかしながら非常に効果的な運動であり、同時にほぼ全ての陸上スポーツにおいてその構成要素の一つとして重要な位置を占めている。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なわれてきた。これらの研究を大別すると、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、靴の中敷き部にセンサを配置したもの、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と三モーメントを計測するものであり、高精度な計測が可能である一方で、計測範囲が室内の限られた場所に限定される、多点での分布計測ができない、などの欠点が存在した<sup>[4]</sup>。第二の方法は、靴底に三軸力センサや六軸力センサを固定して三分力や三モーメントを計測するものであり、路面状況の異なる様々な環境での計測が可能であるが、センサが金属製で比較的大きいため、その厚さや重さ、剛性などの影響を排除できていたとは言い難かった<sup>[5][6]</sup>。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多数配置するものであり、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<sup>[7]</sup>。

そこで申請者らは、これら従来研究のデメリットを克服する方法として、靴のインソールの踵・拇趾球・小趾球に相当する箇所に独自に開発した小型・薄型の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提案・試作した。さらに、試作したシステムを用いて水平歩行時、並びに階段昇降時の足裏部3軸応力分布を計測し、システムの有効性を実証した<sup>[8][9]</sup>。本研究では、これまで3箇所に留まっていた計測点を8箇所に増やすと共に、試作した計測システムを用いて歩行や走行、各種スポーツ運動時の足裏部3軸力分布の計測を行なうことを目的とする。これらの実験を通して計測システム、並びにデータの信頼性を向上させ、健康科学やスポーツ科学といった広範な応用分野において本システムを有効に活用できるよう、システムの改善も合わせて進めていく。

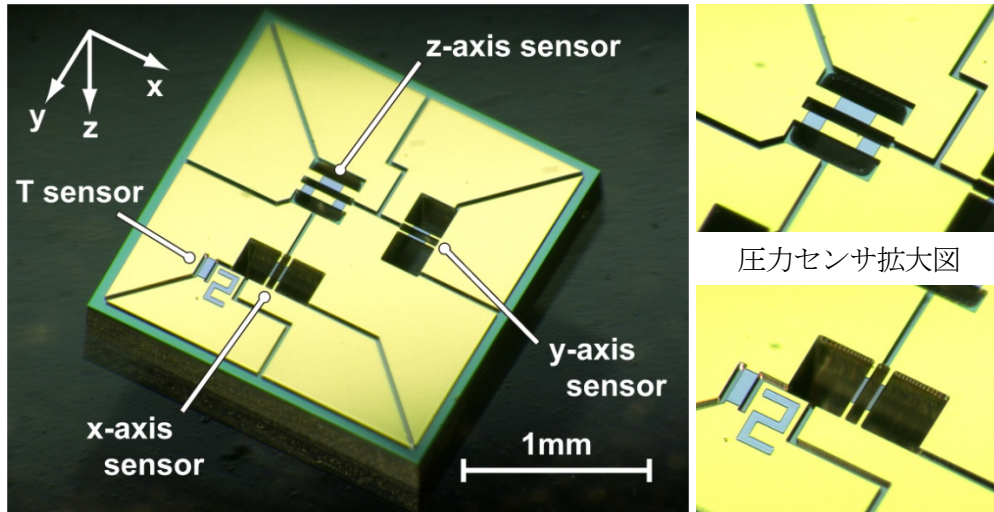


図1. 3軸触覚センサチップ.

せん断力センサ拡大図

## 2. 研究方法

### 2.1 センサの原理

本研究では、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術により作られた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軸触覚センサを使用する。センサチップの写真を図1に示す。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、梁幅の太い1組がz軸方向の圧力を、互いに直交する残りの2組がx軸、y軸方向のせん断力をそれぞれ検出する。各々の梁は検出すべき方向の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、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外側側面に、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本の梁が同じ方向に変形した際に、一方が伸び、他方が縮む位置に配置されており、梁の変形により生じる抵抗値の変化は正負逆となる。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、差動増幅回路で信号を増幅することで、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<sup>[10]</sup>。

### 2.2 センサの較正

センサチップ上には温度センサも配置されており、温度変化によるセンサ出力のドリフトを補償できるようにしている。センサに加わる3軸力を $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ 、温度変化を $\Delta T$ 、アンプ回路で増幅された電圧変化を $\Delta V_x$ ,  $\Delta V_y$ ,  $\Delta V_z$ ,  $\Delta V_T$ とすると、センサの特性行列を介して式(1)の関係が成り立つ。

$$\begin{pmatrix} \Delta V_x \\ \Delta V_y \\ \Delta V_z \\ \Delta V_T \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & k_{14} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & k_{34} \\ k_{41} & k_{42} & k_{43} & k_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ \Delta T \end{pmatrix} \quad (1)$$

ここで、市販の6軸力センサを用いたセンサの特性評価実験を行なうことで $k_{ij}$  (但し  $i, j = 1 \sim 3$ ) を、センサに荷重をかけずに温度変化を与えることで $k_{i4}$  (但し  $i = 1 \sim 4$ ) を、それぞれ実験的に求めることができる。また、温度センサの出力は3軸力によって変化しないことから、 $k_{4j} = 0$  (但し  $j = 1 \sim 3$ ) が成り立つ。これらの結果から式(1)を変形すると式(2)が得られる。

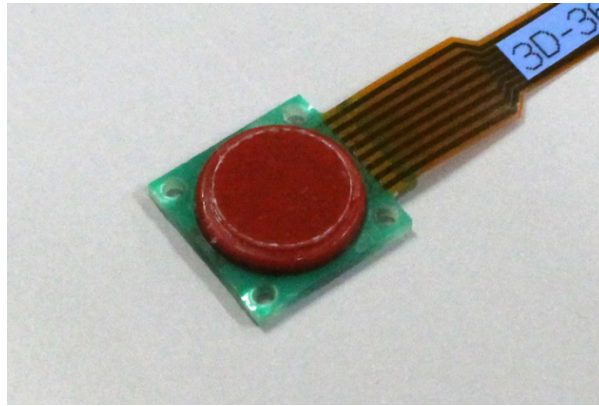


図2. 3軸触覚センサ（ショックチップ™ TSSI タイプ）.

$$\begin{pmatrix} \Delta V_x \\ \Delta V_y \\ \Delta V_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} k_{14} \\ k_{24} \\ k_{34} \end{pmatrix} \frac{\Delta V_T}{k_{44}} \quad (2)$$

$\Delta V_x$ ,  $\Delta V_y$ ,  $\Delta V_z$ ,  $\Delta V_T$ は既知であるから、3行3列の特性行列の逆行列（一般的に較正行列と呼ばれる）を計算し式(3)を用いることで、センサに荷重された3軸力 $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ を温度変化の影響を除外した状態で算出することができる。

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \Delta V_x - \frac{k_{14}}{k_{44}} \Delta V_T \\ \Delta V_y - \frac{k_{24}}{k_{44}} \Delta V_T \\ \Delta V_z - \frac{k_{34}}{k_{44}} \Delta V_T \end{pmatrix} \quad (3)$$

なお、本研究においては、3軸触覚センサの較正行列はタッチエンスから提供されたものを使用し、センサの温度特性についてはインソールに埋め込む前に温度変化を与えてデータを取得した。

### 2.3 センサの製作

本研究で使用した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™のTSSIタイプに該当し、以下のプロセスを経て製作されたものである。まず、一辺11mm、厚さ1mmのガラスエポキシ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。次に、基板上のセンサチップを中心に底面直径 $\phi$ 10mm、厚さ1.3mmの円錐台形状を形成するように、シリコーンゴム（信越化学工業製、KE-2030）を射出成型した。最後に、接触位置の偏りや接触面積の影響を除外するために、シリコーンゴム上面に $\phi$ 8mm、厚さ0.3mmのガラスエポキシ天板を接着した。製作された3軸触覚センサの写真を図2に示す。

### 2.4 計測システムの構築

較正作業が完了した3軸触覚センサを運動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8箇所基板と同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F1、拇趾F2、第3趾の付け根F3、小趾球F4、第5中足骨底F5、踵中央部左F6、踵中央部右F7、踵後端F8に相当する箇所とした（図3参照）。センサから伸びるフレキシブルケーブルは、溝の直近に作成

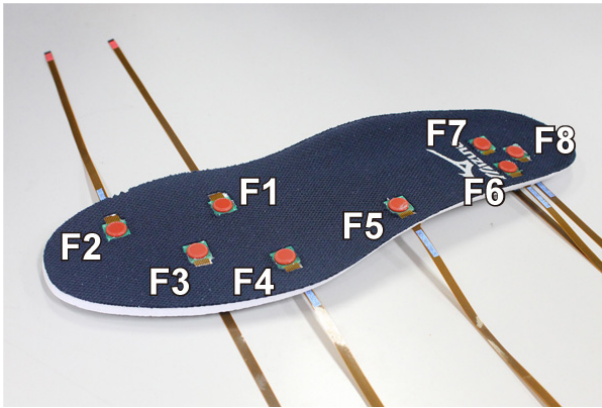


図3. インソール上のセンサ位置.



図4. 計測システムの外観.

した切れ込みを介してインソールの裏面に逃がし、歩行や運動によってケーブルに張力が加わらない構成とした。さらに靴の側面に開けた穴を通してフレキシブルケーブルを外に引き出し、靴上面及び側面のメッシュ地に固定されたアンプ基板に接続した（図4参照）。アンプ回路での増幅率はx軸、y軸、z軸全て100倍とした。アンプ基板の出力は足の甲部の靴紐に固定されたマイコン基板に接続され、Bluetoothモジュールを介して100Hzの無線シリアル通信でPCにデータを送信した。電源供給用のバッテリーはサポーターを用いて足首に固定した。

## 2.5 実験項目

試作した計測システムを左足に装着し、水平歩行、傾斜路上り下り、ランニング、ダッシュを行なった時の足裏部3軸力分布の計測を行なった。計測環境は傾斜路上り下りのみ屋外で行ない、それ以外は屋内で行なった。水平歩行の実験を行なった場所の床材はリノリウム、それ以外はコンクリートであった。また、傾斜路の斜度は7.4度であった。被験者は22歳の男性1名、身長と体重はそれぞれ171cm、57kg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って足が地面に付かない状態で開始し、両足立ちに遷移した後、各動作へと移行して貰った。計測終了時は両足立ちとした。水平歩行、傾斜路上り下り、ランニングに関しては運動中盤の安定動作時から、ダッシュに関しては加速時から、それぞれ波形2つを抽出した。

## 3. 結果と考察

### 3.1 水平歩行

水平歩行時のインソール各点における垂直力のデータを図5(a)に、前後方向のせん断力のデータを(b)に、左右方向のせん断力のデータを(c)に示す。波形の周期は約1.1sec/cycleであり、ピッチに直すと109歩/分相当となる。歩行周期に対する片足接地時間の割合は64%程であった。グラフ中のF1～F8は、インソール上のそれぞれの箇所に配置したセンサを意味する。なお、路面傾斜や走行速度をパラメータとして比較を行ないやすくするために、各グラフの縦軸は共通化されているため、個々のグラフにおいては最適化されていない点に注意が必要である。

水平歩行における垂直力のピーク値は、着地時に踵後端F8で11N程度、蹴り出し時に拇趾F2で10N程度であった。踵後端F8と同時に踵中央部左F6・右F7でピークが出ているが、体幹の重心位置に近い踵中央部右F7の方がピーク値が大きくなっていることが見てとれる。第5中足骨底F5は1N

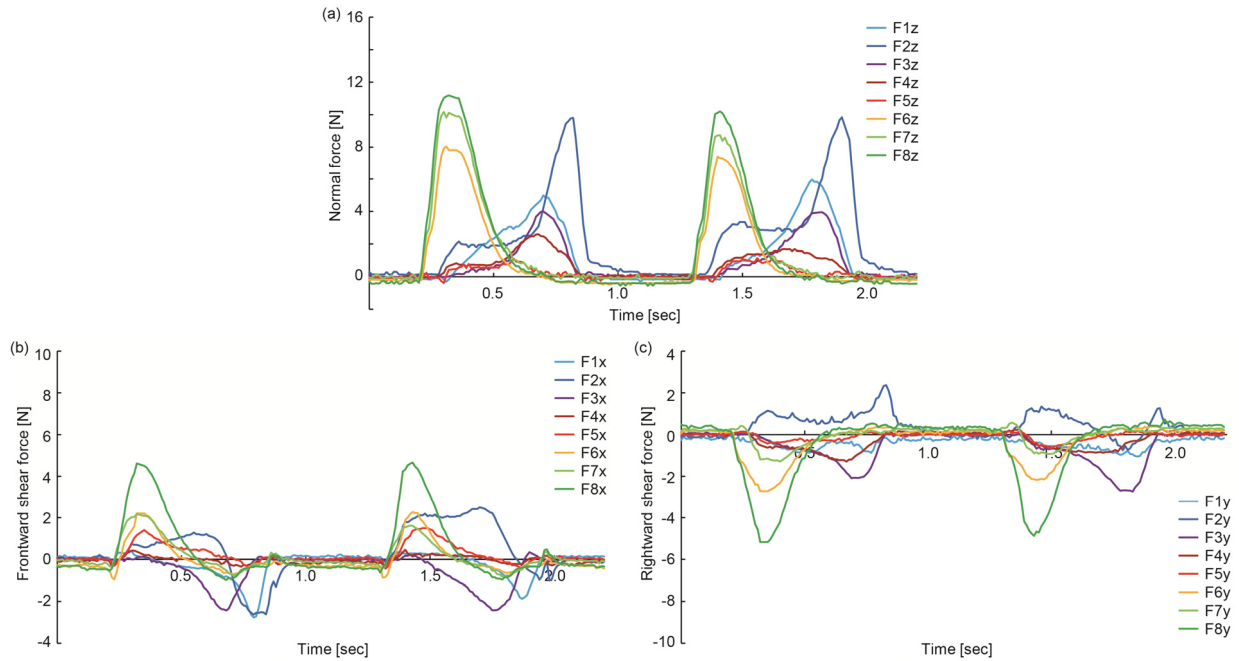


図5. 水平歩行時のインソール各点における3軸力のデータ。  
(a) 垂直力, (b) 前後方向のせん断力, (c) 左右方向のせん断力。

弱で安定, 小趾球 F4, 第3趾の付け根 F3, 拇趾球 F1 に関しては, 蹴り出し時の拇趾 F2 より早いタイミングでピークが出ていることがわかる。

前後方向のせん断力に関しては, 着地時に F5~F8 で減速を意味する前向きピークが, 蹴り出し時に F1~F3 で加速を意味する後ろ向きピークが観察される。小趾球 F4 の出力はほぼゼロのままである。また, 拇趾球 F1 に関しては, 垂直力のピークと前後方向のせん断力のピークのタイミングがずれていることがわかる。拇趾 F2 の出力は安定していない。

左右方向のせん断力に関しては, 着地時に大きく左向きピークが観察される。垂直力の場合とは逆に, 重心位置に近い踵中央部右 F7 よりも外側にある踵中央部左 F6 の方がせん断力は大きなピークが出ていることがわかる。過去の計測データにおいては, 拇趾球 F1 の出力は右方向となっていたが<sup>[8]</sup>, 今回の計測結果ではほぼゼロから左方向の小さな出力が見てとれる。これが個人差によるものなのか, 計測システムに依存するものなのかを判断するためには, 更なる検討が必要である。

### 3.2 傾斜路上り

傾斜路上り時のインソール各点における垂直力のデータを図 6(a)に, 前後方向のせん断力のデータを(b)に, 左右方向のせん断力のデータを(c)に示す。波形の周期は約 1.15sec/cycle であり, ピッチに直すと 104 歩/分相当となる。歩行周期に対する片足接地時間の割合は 64%程であった。

傾斜路上りにおける垂直力のピーク値は, 着地時に踵後端 F8 および踵中央部右 F7 で 7N 程度, 蹴り出し時に拇趾 F2 で 11N 程度であった。水平歩行と比べると, 着地時の踵周辺3点 (F6~F8) での値が小さくなっている一方で, 蹴り出し時の前足部4点 (F1~F4) での値が大きくなっていることがわかる。特に第3趾の付け根 F3 と小趾球 F4 の変化が顕著である。ピークのタイミングに関しては, 水平歩行とほぼ同等であると考えられる。

前後方向のせん断力に関しては, 水平歩行で見られた着地時の前向きピークがほぼなくなっている

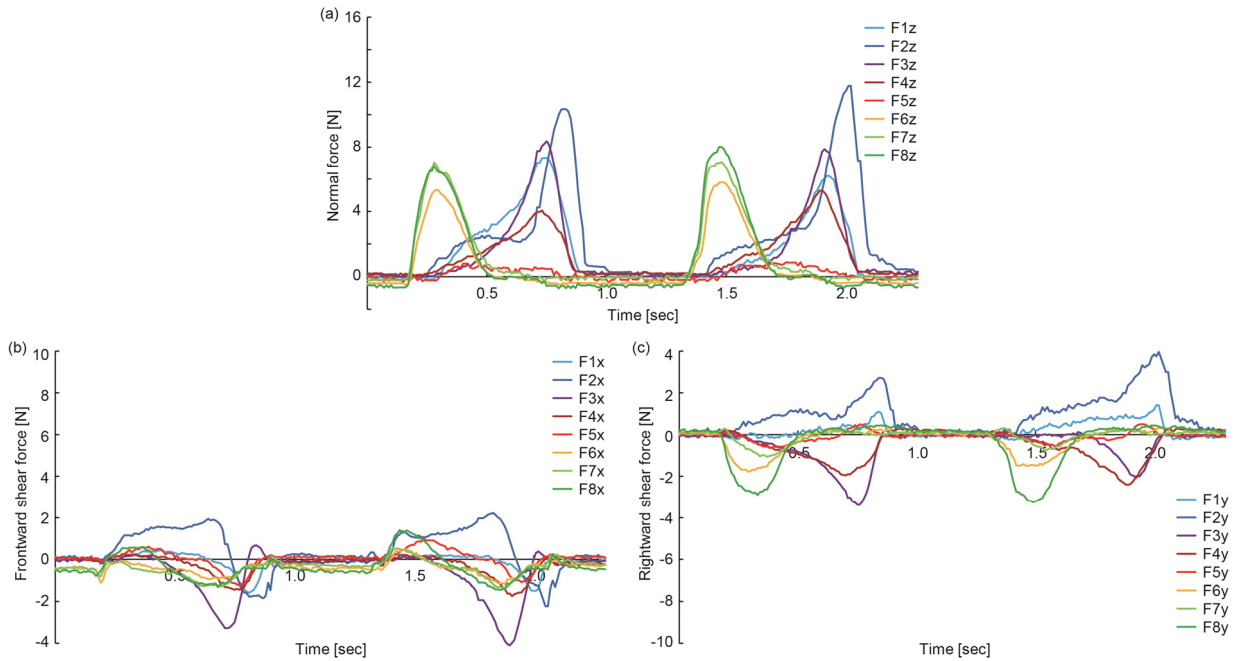


図6. 傾斜路上り時のインソール各点における3軸力のデータ。  
(a) 垂直力, (b) 前後方向のせん断力, (c) 左右方向のせん断力。

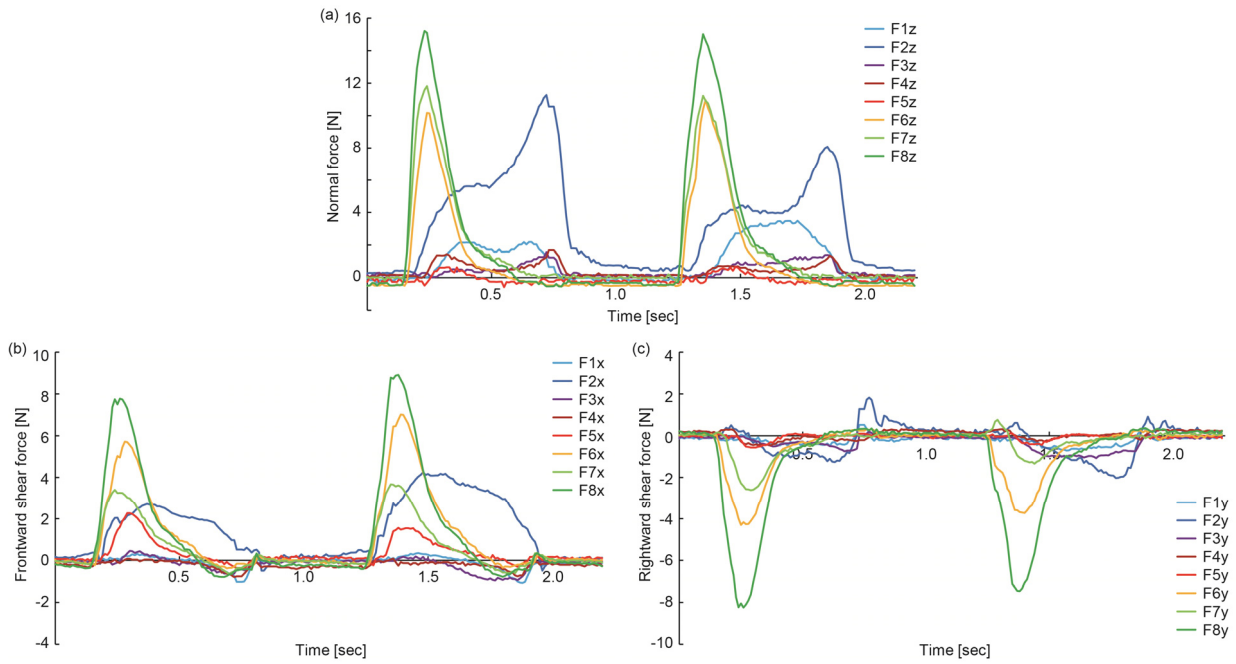


図7. 傾斜路下り時のインソール各点における3軸力のデータ。  
(a) 垂直力, (b) 前後方向のせん断力, (c) 左右方向のせん断力。

る一方で、蹴り出し時には第3趾の付け根 F3 と小趾球 F4 での後ろ向きのピークが大きくなっていることがわかる。

左右方向のせん断力に関しても、着地時の左向きのピークが小さくなっている一方で、蹴り出し時の小趾球 F4 での左向きピークと拇趾 F2 での右向きピークがそれぞれ大きくなっていることがわかる。

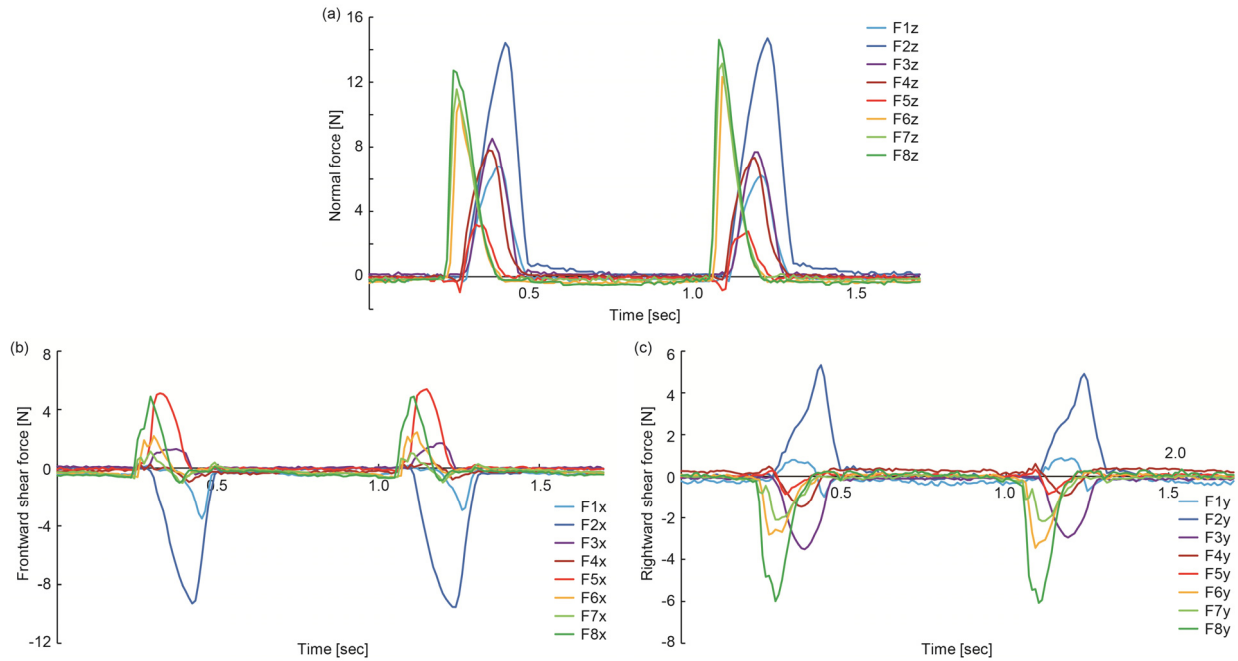


図 8. ランニング時のインソール各点における 3 軸力のデータ。  
 (a) 垂直力, (b) 前後方向のせん断力, (c) 左右方向のせん断力。

### 3.3 傾斜路下り

傾斜路下り時のインソール各点における垂直力のデータを図 7(a)に、前後方向のせん断力のデータを(b)に、左右方向のせん断力のデータを(c)に示す。波形の周期は約 1.1sec/cycle であり、ピッチに直すと 109 歩/分相当となる。歩行周期に対する片足接地時間の割合は 62%程であった。

傾斜路下りにおける垂直力のピーク値は、着地時に踵後端 F8 で 15N 程度、蹴り出し時に拇趾 F2 で 8~11N 程度であった。水平歩行と比べると、着地時の踵周辺 3 点 (F6~F8) での値が大きくなっている一方で、蹴り出し時に拇趾球 F1, 第 3 趾の付け根 F3, 小趾球 F4 での値が小さくなっていることがわかる。特に F3~F5 はほぼ全域でゼロ近くの値となっている。

前後方向のせん断力に関しては、垂直力同様、着地時の前向きピークが大きくなっていることがわかる。垂直力ではほぼゼロとなっていた第 5 中足骨底 F5 についても、2N 程の前向きせん断力ピークが発生している。逆に、蹴り出し時の後ろ向きのせん断力はどの点においても発生していない。

左右方向のせん断力に関しても、垂直力や前後方向のせん断力同様、着地時の左向きのピークが大きくなっている。水平歩行や傾斜路上りでは右向きに出ていた拇趾 F2 が、一転左向きとなっている点も特徴的である。

### 3.4 ランニング

ランニング時のインソール各点における垂直力のデータを図 8(a)に、前後方向のせん断力のデータを(b)に、左右方向のせん断力のデータを(c)に示す。波形の周期は約 0.82sec/cycle であり、ピッチに直すと 146 歩/分相当となる。歩行周期に対する片足接地時間の割合は 32%程であった。

ランニングにおける垂直力のピーク値は、着地時に踵後端 F8 で 13~14N 程度、蹴り出し時に拇趾 F2 で 15N 程度であった。歩行周期に対する片足接地時間の割合が水平歩行と比べると半分程の値になったこともあり、波形がかなり急峻なピークで構成されていることがわかる。また、水平歩行や傾

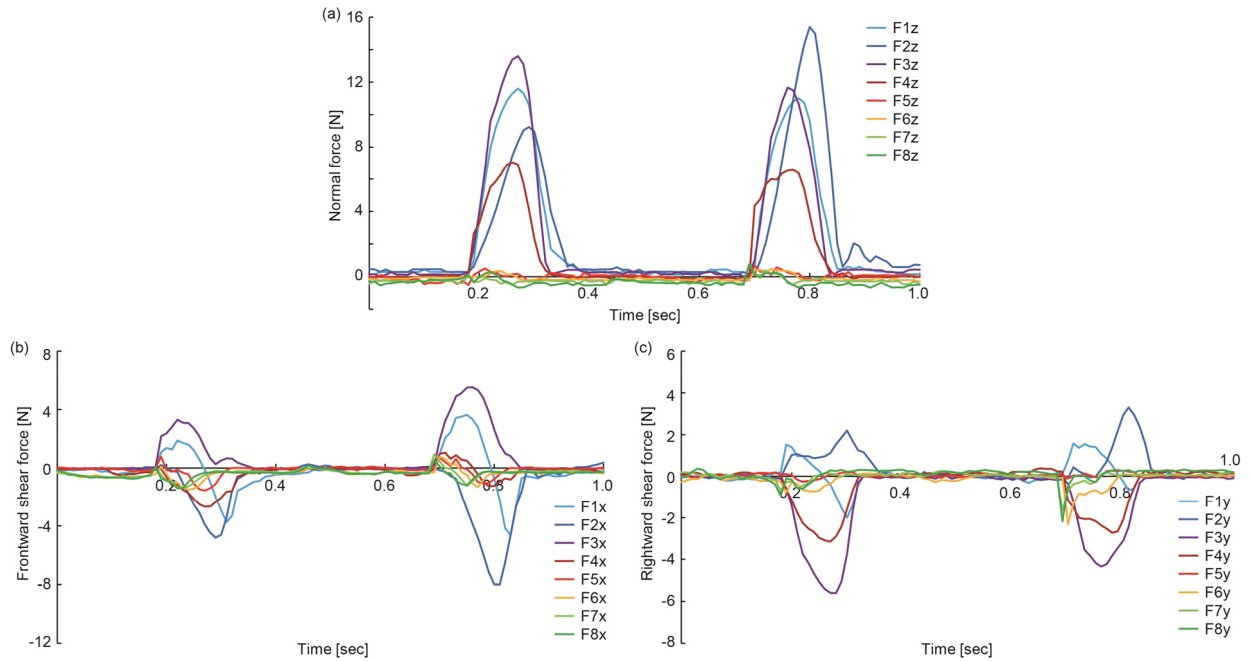


図9. ダッシュ時のインソール各点における3軸力のデータ。  
(a) 垂直力, (b) 前後方向のせん断力, (c) 左右方向のせん断力。

斜路上り下りではほぼゼロであった第5中足骨底F5に関しても、ピークが存在が見てとれる。

前後方向のせん断力に関しては、水平歩行とは大きく異なる波形となっていることがわかる。まず、着地時の踵後端F8における前向きピークと同程度のピークが、第5中足骨底F5においても観察される。一方蹴り出し時には、拇趾F2において9N前後の大きなピークが観察される。

逆に、左右方向のせん断力に関しては、拇趾F2において右向きのピーク値が大きくなった点、並びに波形の幅が狭まった点を除いては、水平歩行とあまり変わらない結果となっている。

### 3.5 ダッシュ

ダッシュ時のインソール各点における垂直力のデータを図9(a)に、前後方向のせん断力のデータを(b)に、左右方向のせん断力のデータを(c)に示す。波形の周期は約0.5sec/cycleであり、ピッチに直すと240歩/分相当となる。歩行周期に対する片足接地時間の割合は36%程であった。

ダッシュにおける垂直力の波形は前述したどの波形とも異なるものとなっており、前足部4点(F1~F4)のみで構成されている。第5中足骨底F5と踵周辺3点(F6~F8)の出力はほぼゼロとなっており、これは踵を接地せず前足部のみで走っていることを示唆するものである。垂直力のピーク値は13~15N程度であるが、第3趾の付け根F3が最大値となるケースと、拇趾F2が最大値となるケースの両方が存在する。

前後方向のせん断力に関しても、踵周辺3点(F5~F8)は出力がほぼゼロとなっている。その代わりに、第3趾の付け根F3と拇趾球F1に前向きのピークが観察され、その後第5中足骨底F5、小趾球F4、拇趾F2、拇趾球F1の後ろ向きピークが続くことが見てとれる。

左右方向のせん断力に関しては、第3趾の付け根F3と小趾球F4に左向きのピークが、拇趾F2に右向きのピークが観察される。



#### 4. まとめ

本研究では、運動靴のインソールの拇趾球、拇趾、第3趾の付け根、小趾球、第5中足骨底、踵中央部左、踵中央部右、踵後端に相当する8箇所にて3軸触覚センサを埋め込み、計測データを無線シリアル通信によって100Hzで送信するシステムを構築した。試作したシステムを用いて、水平歩行、傾斜路上り下り、ランニング、ダッシュ時の足裏部3軸力分布の計測を行ない、各測定点での3軸力のピーク値や時間的推移が定量的なデータとして取得できることを確認した。

水平歩行と傾斜路上り下りの結果を比較することで、路面傾斜の影響が明らかとなった。また、水平歩行とランニング、ダッシュを比較することで、走行速度や走り方がどのようにデータに反映されるかが明らかとなった。これらの結果は、我々の体性感覚が受ける印象と矛盾しておらず、妥当な結果であったと言える。

今後の展開として、本研究で計測した運動以外で足裏部3軸力分布の計測を行なうこと、被験者の数を増やしてデータの信頼性を上げると共に、個人差がどの程度あるか評価すること、同期を取って計測する仕組みを追加して両足に拡張すること、の3つを進めていきたいと考えている。

#### 参考文献

- [1] “健康日本21（第2次）の推進に関する参考資料,” 厚生労働省,  
[http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21\\_02.pdf](http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21_02.pdf) (参照日 2014年4月28日) .
- [2] 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 2014年4月28日) .
- [3] S. Studenski, S. Perera, K. Patel, C. Rosano, K. Faulkner, M. Inzitari, J. Brach, J. Chandler, P. Cawthon, E. B. Connor, M. Nevitt, M. Visser, S. Kritchevsky, S. Badinelli, T. Harris, A. B. Newman, J. Cauley, L. Ferrucci, J. Guralnik, “Gait Speed and Survival in Older Adults,” *The Journal of the American Medical Association*, vol. 305, no. 1, pp. 50-58, 2011.
- [4] 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, pp. 531-535, 2010.
- [5] 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, no. 1, pp. 39-47, 2007.
- [6] 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, no. 1119, p.103, 2012.
- [7] 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, pp.113-114, 2006.
- [8] 中井亮仁, 永野顕法, 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*, 2P1-G09, 2013.
- [9] 中井亮仁, 永野顕法, 高橋英俊, 松本潔, 下山勲, “MEMS3軸力センサを用いた階段昇降時の足裏応力分布計測,” *シンポジウム：スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス2013講演論文集*, 2013.
- [10] 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, pp. 43-48, 2013.