

博士論文（要約）

歩行時の靴裏にかかる 3 軸力分布の計測

堀 正峻

|                             |    |
|-----------------------------|----|
| 第1章 序論                      | 3  |
| 1.1 本研究の目的                  | 3  |
| 1.2 研究の背景                   | 6  |
| 人の歩行                        | 6  |
| 歩行時にかかる力の計測を行う計測機と靴底の定量的な設計 | 8  |
| 歩行時にかかる力を計測できる力センサの研究       | 10 |
| 力センサを取り付けた靴                 | 11 |
| 人の歩行時に足裏全体にかかる3軸力の分布を分析した研究 | 12 |
| 1.3 論文の構成                   | 13 |
| 第2章 計測システムの製作               | 15 |
| 2.1 本章について                  | 15 |
| 2.2 小型3軸力センサ                | 15 |
| 2.3 センサを埋め込む靴               | 20 |
| 2.4 計測用回路                   | 28 |
| 2.5 本章のまとめ                  | 34 |
| 第3章 計測システムの評価               | 36 |
| 3.1 本章について                  | 36 |
| 3.2 3軸力センサの評価               | 36 |
| 3.3 計測用回路の評価                | 41 |
| 3.4 計測システムを装着したことによる影響の評価   | 46 |
| 3.5 本章のまとめ                  | 49 |
| 第4章 歩行時の靴底にかかる力の計測          | 51 |
| 4.1 本章について                  | 51 |
| 4.2 フォースプレートと計測システムの比較実験    | 51 |
| 4.2.1 実験方法                  | 51 |
| 4.2.2 実験のデータの扱いと評価方法        | 53 |
| 4.2.3 実験の結果                 | 55 |
| 4.3 歩行する地面の傾斜を変化させた時の歩行計測   | 57 |
| 4.3.1 実験方法                  | 59 |
| 4.3.2 実験データの処理方法と真値との関係     | 62 |
| 4.3.3 実験結果と考察               | 64 |
| 4.4 円周に沿って歩いたときの歩行計測        | 76 |
| 4.4.1 実験方法                  | 76 |
| 4.4.2 実験データの処理方法と真値との関係     | 79 |
| 4.4.3 実験結果と考察               | 79 |
| 4.5 本章のまとめ                  | 92 |
| 第5章 結論                      | 95 |

|                            |     |
|----------------------------|-----|
| 5.1 結論.....                | 95  |
| 5.2 展望.....                | 96  |
| 付録-----                    | 98  |
| 付録.A 実験時に用いた説明文と同意書.....   | 99  |
| 付録.B 本研究で使用した装置・薬品リスト..... | 104 |
| 付録.C 業績.....               | 106 |
| 参考文献-----                  | 108 |
| 謝辞-----                    | 115 |

# 第1章 序論

## 1.1 本研究の目的

---

本研究の目的は、靴裏の底に取りつけて歩いたときの3軸方向の力を計測できる小型かつ軽量の3軸力センサを製作し、その力センサを複数個取り付けた靴と、多チャンネル信号を高速処理できるように設計した回路と組み合わせ、地面と接触する靴裏にかかるせん断力の分布を計測することである。

これまでは、体重の3倍ともいわれる歩行中の荷重に耐えられる小型3軸力センサの製作が難しかった。また、市販の靴裏の底はゴム材料で構成されることがほとんどだが、取りつける力センサ本体や取り付け用具に金属材料を用いていたため、靴の重量の増加により力センサの数を抑制しなければならず、結果的に空間分解能が下がる課題があった。さらに、普段使用している市販の靴には使われていない金属材料が靴についていることで、実験時に被験者が足に違和感を感じ、普段の歩行を再現できない可能性があった。計測用の回路についても、身に着けた被験者の重心位置や慣性モーメントなどに影響を与えて歩行時の体の動きを阻害しないよう、軽量かつ小型なものとし、その限られた大きさの回路で力センサから送られてくる数十の信号を数百 Hz のサンプリング周波数で処理することが難しかった。このような課題があり、せん断力を含めた力の分布を十分に計測できていなかった。

本研究では、市販の靴に用いられる硬さのゴム材料と、微細加工技術を用いて製作した小型センサチップを用いて、軽量かつ小型な3軸力センサを複数個製作する。この力センサは、歩行中にかかる荷重により壊れないよう、靴底としても用いることのできる外枠に固定し、靴に取り付ける。また力センサを、市販される靴裏の底に使われているものと同程度の硬さのゴム材料で構成することで、軽量性を実現し、身に着ける被験者が違和感を感じにくいよう配慮する。このような歩行時の荷重に耐え、小型かつ軽量の3軸力センサを用いることで、靴に取り付けられる力センサの数を増加させることができ、せん断力の分布計測を高空間分解能で行えるようになる。

計測用の回路は、電子部品を回路基板に両面実装して集積化して小型軽量化するとともに、マルチプレクサを用いた高速スイッチングと時間ロスを抑える工夫を行ったプログラムにより、取りつけた3軸力センサから送られる数十の信号を数百 Hz のサンプリング周波数で処理できるようにする。この力センサと回路を組み合わせた計測システムを構築することで、歩く時のせん断力の分布が垂直抗力の分布とともに計測できるようにする。せん断力の分布の様子がわかることで、歩行している人が得ている推進方向の力や重心の左右運動のための力が、どの位置でどの程度の大きさで発揮されているのか、定量的な値として知ることができる。また、本研究では製作した3軸力センサを靴に十数個取り付けて力を計測するため、傾斜のある面を歩いたときや、円弧を描いて曲がりながら歩くときのような、既存の計測手法では計測が難しかった水平面を直進するとき以外の歩行の計測を、従来よりも簡単に行えるようになる。

二足歩行は、人が意図する移動を実現するため日常的に行う動作である。この二足歩行を行うとき、人は意図した方向に、意図した速度で運動するために必要とされる力を地面と接触する面から適切に受け、その力を利用して身体を動かし、自分の思う通りの移動を実現している。このため、歩行運動において地面との接触面が受けるせん断力と垂直抗力を計測することは、歩行の動きとそれに必要な力の関係について理解を深めるために重要となる。これまでなされている歩行時の足にかかる力を計測する研究をみると、主に水平な地面を直進するときについて、歩く足の下にかかる圧力の分布や、3軸方向の合力を計測して分析されている。しかし、より詳細に歩く時に働く力の分析するためには、これまで計測できていない体の前後方向と左右方向に働くせん断力を含めた3軸方向の力の分布の計測を、歩く地面や歩行者が進行する方向に制約がない方法で行えるようにすることが必要になる。

せん断2方向の力を含めた3軸方向の力の分布が計測できると、既存の計測手法で計測できていた足全体にかかる3軸方向の合力が、足のどこに、どの程度働いて合算されたものだったのかがわかる。足の局所的な位置にかかる力について考察することで、例えば、ある足の位置の下の靴底には、体の左右方向の力がかかるが体の前後方向の力はあまりかからないという結果を得られた場合、その場所の靴底の形状を左右方向だけ発揮しやすくするよう設計するといったことができる可能性がある。また、さらに足の各位置にかかる力の特徴について考察を積み重ねると、人が移動する際に大きく力を発揮する部位がわかり、例えば、効率的に動くために必要な力を、適切に発揮できる靴の開発に役立てられるものと期待される。

また、これまでは水平で平坦な直線歩行を実験室内で計測することが多かったが、実世界の歩行ではそういった歩行運動だけをするわけではない。例えば、坂や山道のように傾斜がある地面を歩く場合や、方向転換をするときのように円を描くように曲がりながら歩く場合などが考えられる。今、例にあげた歩行では、水平で平坦な面を直進するときには働くことのない、重力による分力や遠心力など、歩く面に水平な方向の力が歩行する人の体に加わる。このため、水平で平坦な面を歩行した時に足にかかる力とは特徴が異なることが予想される。既存の力の計測手法では計測が難しく研究がほとんどなされていないものの、こうした水平で平坦な面を直線的に歩く時以外の場合に、足の各位置にかかる3軸方向の力も考慮すると、例えば山道で坂などをよく歩

く登山靴のよりよい設計につながることや、かかる力の大きさからケガをしやすい足の位置を事前に知ることができるようになると予想される。

このように、人の歩行において接地する足に発生する3軸方向の力の分布を、これまで計測が難しかった場所でも計測できるようにすることは、近年、小型の3軸力センサが製作できるようになり始め、そして普及し始めたことで、実現を試みる研究がなされ始めている[1]-[6]。これは、既存研究で明らかになっている圧力の分布だけでなく、歩行において働く3軸すべての方向の力の分布を計測し、より詳細に足にかかる力の分析がしたいという要求に応えられる環境が整い始め、研究が着手され始めた結果と言える[7]。現在ではまだ、計測システムの構築をする努力が求められる段階ではあるが、これまで研究が難しかった傾斜のある面を歩いたときや、人が方向転換するために曲がるときの動作についても詳しい3軸方向の力の分布のデータが将来的に得られるようになるはずである。

こうした3軸方向の力の分布を計測するシステムを構築する場合、現状ではまだ重量や信号のサンプリングタイムに課題を抱えているように見受けられる。歩行時の3軸方向の力の分布を、接地する足全体にわたって、研究室の平坦な面を直線的に歩行する場合以外の環境において計測しようとするとき、計測に用いる3軸力センサを、被験者が身に着ける靴などに数多く取り付けることになる。しかし、3軸力センサを増やすことによって、まず3軸方向の力の分布を計測する計測システムの総重量が増加してしまう。特に金属製の3軸力センサを計測に使用する場合、力センサを1つ増加するにしたがい、重量が数百グラム単位で増加することもある。被験者に歩行しにくいと感じさせてしまうほどの重量になってしまうと、計測の際に被験者は、普段行っているように歩行をできなくなり、運動計測が適切に行えなくなってしまふ。普段の動きとは異なる運動を計測してしまうことを防ぐため、システムの総重量の兼ね合いから3軸力センサの数を抑制しなければならなくなってしまう。また、3軸力センサを増やすことによって、力センサから送られてくる信号が増加してしまう。1つの信号をシステムの回路が処理するのに必要な最低時間は決まっており、さらに読み取りや記録時の通信タイミングによる時間のロスも生まれてしまう。計測に用いる3軸力センサが増加すると、こうした原因からすべての信号をサンプリングするために必要な時間が延び、計測のサンプリング周波数が低くなってしまふのである。その結果、あまりにも多くの3軸力センサを取り付けてしまうと、運動計測に必要なサンプリング周波数を実現することが難しくなってしまう。このため、計測に使用できる3軸力センサの数は、歩行の計測をする際に得られる力の波形を再現できるサンプリング周波数で処理できる個数までしか増やすことができず、3軸力センサの数を抑えなければならなくなってしまう。これまでに行われている3軸方向の力の分布を実験室内外で計測できるよう試みる研究をみると、3~6個の小型の3軸力センサを、各研究者が重要であると考えた位置に配置し、歩行時に足にかかる力の分布を計測して行っている[8]-[11]。当然のことながらこれらの研究では、歩行の計測時にセンサ1つあたりに割り当てられる面積が広い。1つの3軸力センサに割り当てる面積が広がっている理由としては上記の2つの理由が主に考えられる。このような3軸力センサに対する面積の割り当てで歩行の計測をした際、得られる計測データの空間分解能は粗くなってしまふ。これ

により、期待される歩行分析を行うのに必要な力の分布を、十分な分解能で計測できないという欠点が発生することが考えられる。このような3軸力センサの数を増やしにくく、空間分解能が粗くなってしまいう歩行時の3軸方向の力の分布を計測するシステムの課題は、軽量かつ小型であり、被験者の歩行運動を妨げないよう配慮された3軸力センサを製作して計測に用いることと、計測に用いる3軸力センサを高速に処理できる計測用回路を設計製作することで解決し、計測システムを実現する必要がある。

本論文では、微細加工技術 MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)を用いて製作された大きさ数ミリ角の力検出用センサチップと、市販の靴底に用いられる硬さと同程度であるゴム材料で構成した、軽量かつ小型で、被験者が身に着けて歩行運動を行っても違和感なく運動を行えるよう配慮した3軸力センサを製作する。そして製作した3軸力センサを、ゴム材料で造形した靴底として用いる外枠に固定し、それを靴の裏に複数個取りつける計測システムを実現する。実現する計測システムでは、高速処理に適したマイコンとアナログマルチプレクサなどを組み合わせ、多チャンネルの情報を高速に処理し、通信できる回路を設計製作する。その回路により、靴裏に取りつけた十数個の小型3軸力センサからの出力を、数百 Hz のサンプリング周波数で処理し、歩いたときに足にかかる3軸方向の力の分布を計測できるようにする。この計測システムを用いて、これまで既存の計測手法では計測ができていなかった、歩行する地面の傾斜を変化させて歩いたときについてと、異なる曲率半径の円周上をまたいで歩いたときについて、足にかかる3軸方向の力の分布の計測を行う。得られた計測結果から、歩行する地面の傾斜の変化が歩行者の足のどの位置に影響を及ぼすかや、方向転換などで曲線的に歩くときと直線歩行のときでは足の各位置にどのような違いがあらわれるかを考察する。

## 1.2 研究の背景

---

### 人の歩行

人は進化の過程で、他の動物の移動手段とは異なる2足歩行を獲得した[12], [13]。2足歩行は、他の移動方法に比べて高い重心を2本の足で支えるため姿勢の不安定さが増すが、急な動きの変化ができるといった特徴がある。人はこのような特徴を持つ2足歩行を動きの基本動作とすることによって、自分の意図した移動を実現している[14]。

他の動物との明確に異なる移動様式であり、人の運動の基本である2足歩行は、紀元前の古くから記録や研究がなされている。こうしてなされていた歩行についての考察は、中世ごろまでは観察から得た知見を用いた考察や推論が多かったが、19世紀末以降に、客観的なデータから分析を行う歩行の研究が開始された[15]。歩行時に足に発生する力を計測し、歩行を分析する研究も19世紀末から始まっている。1882年にはパリにおいて、袋を足にかぶせた状態で石膏を撒いた道を歩かせ、歩行時に起こる体重変化の様子の記録が試みられている[16]。こうした初期の研究では、歩いたときに足が踏んだものにできる地面形状の変化を利用してしたが、得られた結果

は、力の時間変化などを追うことはできないこと、足の皮膚のふくらみなども記録し純粋な力を逆算しにくいこと、記録方法の性質上、適用できる地面が制限されるなど、解決の待たれる課題も多く抱えていた。しかし、今まで人の動きを肉眼で追うだけの観察に頼らざるを得なかった状況から、記録をもとに動きを観察し、議論できるようにしたことは、大きな進展であった。こうして、歩行を客観的な視点と結果から分析する研究は現在より 100 年と少し前に始まり、その後、力を計測するシステムの進歩とともに発展を続けてきた。

記録をもとに歩行を研究するようになってから比較的早い時期に、時間の経過とともに計測できる計測機を開発し、歩行時にかかる力の圧力成分のみを計測する研究が行われている。例えば、ゴム材料を歩行路に置いて、それを踏んだときの变化を撮影し、その変化をとらえて圧力の変化を推測するような計測システムは、1930 年代には研究が進められている[16]。この方式での圧力計測は、加えられた力とゴム材料が変形する割合が線形である特性と、力が加わらなくなると形状が元に戻る復元性を利用しており、それまでできなかった圧力の変化を時間で追うことと、接地した足の各位置の力の様子を観察できるようにした。ただし、圧力のみを計測しかできないという特徴や、歩く歩行路はゴムの変形が下から撮影できるよう透明な材料で構成する必要があり、なおかつ撮影機材を挿入するために歩行路は少し地面から浮かせて作る必要があった。このため、せん断力が計測できないこと、計測場所は著しく限定されること、時間分解能はカメラのシャッタースピードに依存していること、計測する力の分解能はカメラの画素数に依存すること、足が接地している部位は撮影結果から観察者が見て判断するしかないことなど、欠点もかかっていた。

歩行時に地面から足が受ける 3 軸方向すべての力が計測できるようにしたいという要求は研究者たちも昔から持っていたようである。1930 年代後半には、現在の歩行研究における代表的な計測機器であるフォースプレートの元となるような、3 軸方向の力を計測できる計測機が開発されている[17]。この開発された計測機は、四隅に配置したバネで板を持ち上げ、その板の上を人が歩いたときのばねの変形から、垂直方向の力に加え水平方向のせん断力を含めた計測を行えるようにしている。ただしこの計測機も通常の地面に設置する必要があるため、歩行路などを用意する必要があり、3 軸方向の力を計測できる環境が限定されることと、板に加わったものが働かせる合力を出力するため、力の分布は計測できないという欠点を抱えていた。

こうして 1930 年代ごろには世に現れていた歩行時の力を計測する計測機は、その後計測機と映像を同期させるなどの改良が重ねられた。その結果、得られる計測データに歩行者の動きの情報も加わったり、より精度のよい歩行時の足にかかる力が計測できるようになっていった。このような計測機を用いることで、歩行時に足が受ける力と動きの関係を分析する研究や、筋電計と組み合わせて歩行計測を行うことで歩行時に足が受ける力と筋肉の活動を分析する研究が行えるようになった。つまり、だんだんと力学的に歩行運動を詳細に分析できるようになったのである[18]。

さらに歩行時の計測機の発展の時期は、コンピュータ技術が大きく進歩した時期と重なったことにより、飛躍的に性能が向上した。コンピュータの技術の進歩によって、高速で大量のデータ



が収集でき、処理できるようになった。すると、それまでは歩行運動の計測が終わったあとにし  
かデータを分析することができなかったのに対し、人が歩行している最中にほぼリアルタイムで  
計測結果を表示しながら、歩行時の力と動きを分析できるようになった。また、複雑なモデルを  
用いて動きのシミュレーションもできるようになった[19], [20].

近年では、力を計測する機器が小型化できるようになり、ウェアラブルな計測ができる環境が  
整い始めている[21], [22]. これまでは、歩行計測用の特殊な機器が設置できる特定の場所、特殊  
な場所ではしか歩行分析が行えず、計測場所や計測歩数の制限があった。しかし今後はウェアラ  
ブルなセンサにより、力などを計測できる場所が室外にも拡張されることで、人が普段活動する場  
所で歩行した時の計測や、長く歩行した時の計測が行えるようになる。こうした計測からは、こ  
れまでの実験設備の整った屋内では実現できなかった、様々な条件下での計測結果が得られるこ  
とが予想され、より詳細に歩行の分析を行えるようになると思われる。

こうして人の歩行の研究の歴史的流れをみると、歩行時の力を計測することは動きの分析に重  
要と考えられていることがわかり、なおかつ、いくつかの要件をなるべく満たすような計測機器  
を求めて発展していることがわかる。その要件というのは、これまでの計測機器の開発の歴史を  
見るに、歩行時に働く力の分布について、時々刻々の変化を、3軸方向の力をすべて、いろい  
ろな場所で計測できるようにすることであると推測できる。

本研究では、小型の3軸力センサを埋め込んだ鞋底を靴の裏に取りつけることにより、水平面  
以外の地面を歩くときや、直進以外の歩行動作をするときでも、これまで計測できていなかった  
せん断力を含めて、足に働く3軸方向の力の分布を計測できるシステムを構築する。ウェアラ  
ブルな計測システムを用いて、歩行時の鞋底にかかる3軸方向の力を計測することで、傾斜のある  
面を歩く時や、方向転換のために曲がるときの力のデータも取得することができる。本研究で確  
立する計測手法により、既存の計測手法では計測すること自体が難しかった条件で人の歩行動  
作の計測を行い、分析を行うことで、足の各位置に働く力が水平な地面を直線的に歩く時とど  
のように違うかを考察できる。

### 歩行時にかかる力の計測を行う計測機と鞋底の定量的な設計

現代の歩行分析の研究において、歩行時の足に働く力を計測するための計測機として用いら  
れているものは、加速度計、圧電シート、フォースプレートの3種が主に存在する[23]-[25]. そ  
れら3種の計測機に対し、それぞれの特徴を述べる。

加速度計は加速された際、静電容量や電圧値の変化をとらえ、その加わった加速度を計測する  
計測機である。歩行の計測で用いられる場合は、あらかじめ調べておいた被験者の重心位置に、  
加速度計をベルトなどで固定し、その状態で運動をしてもらうことが多い。取り付けられた加  
速度計で得られる計測データは、被験者が歩行を行った時の重心の加速度となる。得られた加  
速度データに対し、被験者の体重との積をとることで、歩行中にうけた3軸方向の力を計算するこ  
とができる[26]. しかし、この加速度と体重の積から得られた3軸方向の力は、歩行中に被験者の

体全体が受けた各方向の力の総和に他ならない。歩行時には両足が接地している時間帯が存在するため、その両足が接地している時刻に加速度計が記録したデータと体重との積から得られる力は、両足が別々に発揮している地面反力を合計した合力となる。このため、歩行中に左右の足にかかる力を別々に計測し、分析したい場合などには適していない。

圧電シートは、静電容量の変化や抵抗値の変化からシートに加えられた垂直方向の力を計測する計測機である。力の検出部を薄いシート上に構成することができ、計測機の厚さを薄くできるという特徴がある。この特徴から、靴の内部の足を入れるインソール部分に靴敷きとして、取りつけることもできる。また力の検出部を高密度化することが可能で、圧力の分布が計測できる。従来研究では、歩行時に圧力が集中しやすい部位を特定する医療研究や、運動中における圧力中心位置の移動の仕方を分析するスポーツ科学の研究などで、圧電シートが力の計測に用いられている[27]-[39], [92]-[97]。しかし、圧電シートを用いた力計測で得られるのは、歩行時に働く3軸方向の力のうち、垂直成分のみのデータである。推進力や体の安定性に寄与する地面水平方向のせん断力を含め、歩行の分析を行いたい場合には適さない計測機といえる。

フォースプレートは、地面に設置し、その上を被験者が歩行することによって、歩行時にかかる力を計測する計測機である。計測機の4隅に力センサが配置され、その上に金属製の板が1枚固定されている構造をしている。金属製の板の上を被験者が運動すると、板を支える4隅の力センサがそれぞれ独立にその際の力を計測する。その後、各4隅の力センサからの出力に適切な演算処理を施すことにより、運動中に被験者に働いた力を算出する。従来研究では、運動する被験者にかかる3軸方向の力を計測して分析する医療、スポーツ科学の研究に用いられている[40]-[68]。しかし、フォースプレートを用いた計測には、計測場所が限定されること、計測歩数が限定されること、被験者がプレートを踏むことを意識し、普段行っている運動を計測中に行えないこと、力の分布計測には適さないことなどの問題がある。まず、フォースプレートは地面に設置する計測機であるため、設置場所を確保しなければならない。設置時には地面に設置するための穴をあける作業や、被験者が運動を行う地面をフォースプレートの高さまで引き上げる工事が必要となる。このため普段運動している場などにフォースプレートを設置することは難しく、計測できる場所が実験室内などの環境に限られてしまう欠点がある。また、フォースプレートを用いた計測では、被験者がその上を運動した時にしか、被験者に働く力を計測することができない。このため、フォースプレートを複数枚並べたとしても、数歩分の力の計測結果しか得ることができない欠点がある。さらに、フォースプレートを用いた計測では、被験者が運動中にフォースプレートを踏むことを強く意識してしまった場合、通常の運動が行えない可能性がある。フォースプレートは、上部の金属製の板にかけられる力の合力を計測結果として出力するため、例えばフォースプレート上に両足が接地してしまった場合や、片足全体が接地せずつま先だけがのってしまった場合には、運動中の一歩分の力の計測データが得られない。このため被験者は、計測実験を行う際、フォースプレートの上に片足1歩分が、確実に接地するように運動することを求められる。このフォースプレートに片足1歩分を設置させるという研究従事者側から与えられる要求を、被験者が過度に意識した場合、普段行う運動とは異なる動きをしてしまい、力の計測結果の

信頼性が低下する恐れがある。最後に、フォースプレートは上面の板に働く合力を出力するため、運動中にかかる力の分布を計測し、分析する目的には適していない。

これら3つの主な力の計測機は、もちろん歩行という動作自体を分析する際にも用いられるが、歩行するときに使う道具である靴の靴底を、定量的なデータを元にして設計する際にも使用されている。靴の設計には、履く人の感性を大切にするとともに、その感性を定量的に表しながら行う必要がある[98]。上述した3つの計測機は、靴を履いて運動する人の定量的なデータを取り、靴の設計に役立てられている。加速度計は、靴を履いて運動したときの、身体にかかる負荷などの計測に用いられている。圧力シートは、靴を履いて運動した際の足の各位置の受ける圧力から、負担の少なくなる靴の形などを考察するときに用いられている。フォースプレートは、履く靴を変えて運動した時の足にかかる負担の変化から、靴底の衝撃緩和性能の評価などに用いられている[38], [99], [100]。

本研究で用いる、靴底に3軸力センサを取り付けて歩いたときの3軸方向の力の分布を計測手法は、既存の計測機では設置できず、計測が困難であった場や条件でも、被験者が運動中に踏むべき場所を意識することなく、計測可能な歩数を制限することなく、歩行時の片足にかかる3軸方向の力の分布を計測することができる。この計測手法を用いれば、足の各位置の下にどのような3軸方向の力が働いているのか、定量的なデータから考察することができる。また、本研究の計測手法を用いれば、地面に傾斜があるなどの計測環境下においても歩行計測ができるようになり、そうした環境の変化に足のどの位置が影響を受けるのかを考察することができる。こうした考察は、歩行動作のより良い理解につながるとともに、靴のように人が歩くときに使う道具の、より良い設計にも役立てることができると考えられる。

### 歩行時にかかる力を計測できる力センサの研究

歩行時にかかる3軸方向の力の計測に用いるため、より小型で軽量の3軸力センサを製作する研究が行われている。研究されている3軸力センサとして、構成する材料の構造レベルで工夫を加えた3軸力センサ、圧力センサを複数配置した3軸力センサ、ひずみゲージを用いた3軸力センサが提案されている。

構成する材料に工夫を加えた3軸力センサの1つとして、3軸方向の力を計測できる圧電シートを用いたものがある。圧電シートを構成する材料の結晶に異なる配向性を持たせ、従来のように垂直方向に加わった力を検出するだけでなく、水平方向に力が加わった際にも力が検出できるようにしている。3軸方向の力を検出するため、材料を構成する結晶の配向の向きが異なる3つのシートを重ねたセンサ構造をしている[6], [69]。圧力のみを計測していた従来のものと比べて厚みが増すものの、靴敷きとして靴の内部に入れることができる程度の薄さを保つことができ、歩行時の靴内部に働く3軸方向の力を計測している。ただし、圧電シートは破れる可能性があるため、靴の裏の底に配置し、接触する地面に働く3軸方向の力を計測することは困難である。

圧力センサを複数配置した3軸力センサは、力が加わった際の各圧力センサの出力結果に対し

て演算を施し、力を算出するものである。3軸力センサを構成する圧力センサは、圧電シートを用いたものや、微細加工技術 MEMS により製作されたものが用いられている。せん断力の算出はフォースプレートの時と同じく、複数配置した圧力センサにかかる力を各個で計測し、その各計測結果を理論式に代入して求めている。ゴム材料などで圧力センサを覆っているため、その硬度をきちんと選定すれば、被験者に違和感を抱かせずに鞋底に配置することも可能である[70]-[72]。しかしせん断力は、圧力の計測結果を理論式に当てはめて求めているため実測値とはいえず、実際に発生したせん断力の値と異なる可能性が残ってしまう。

ひずみゲージを用いた3軸力センサは、力センサを構成する金属にとりつけ、歩行時に発生する力により発生する金属の変形量から力を検出するものである。3軸方向の力を計測するため、合計6つのひずみゲージを、3軸力センサを構成する金属部品に取りつけている。例えば、製作した3軸力センサをアクリル板に埋め込み、その上を被験者が歩行することで力を計測しているものがある。3軸力センサが足と接触する面の大きさは20mm四方程度であり、足のある特定の位置にかかる力が計測できる[73]。しかし高さが80mm程度と長く、鞋底に取り取り付けることはできない。また、歩行する地面に埋め込むため、足のある部分にかかる力を計測する際に被験者は、その部位で20mm四方の面を踏まなければならない。被験者がこの3軸力センサを指定された足のある部分で踏むことは、150mm四方以上あるフォースプレートに足を1歩分のせるよう要求される時よりも、さらに難しいといえる。このため、被験者が指定場所を足の指定部位で踏むことを意識してしまい、通常の歩行動作が行えない可能性がある。また、金属材料で3軸力センサを構成した場合、硬い物質を被験者が踏むことになるといった欠点も存在する。歩いているときに足のある1点だけに金属という硬い材料を被験者が踏むことにより、違和感を感じてしまう可能性もある。

本研究で用いる3軸力センサは、加わった力を検出するセンサ素子を、ピエゾ抵抗層をもつ両もち梁で構成する。検出する力の方向に対し、直行する向きにピエゾ抵抗層を形成することで、各軸の力をそれぞれ独立に計測する。センサ素子は小型化するため、微細加工技術 MEMS を用いて製作したものをを用いる。靴裏の底に配置しても破壊されないよう、センサ素子はゴム材料で覆う。3軸力センサを構成するゴム材料は、市販されている靴に使われている硬さと同等のものを用いて、それを歩行中に踏む被験者が違和感を感じることがないように配慮する。また、金属材料を3軸力センサの主な構成材料として使用しないことで、1つ当たり十数グラムの軽量性を実現する。このような小型で軽量の3軸力センサを実現し、歩行中に靴裏の底が地面と接触する面に働く3軸方向の力を直接計測できる力センサとして靴に取り付け、計測に使用する。

### 力センサを取り付けた靴

歩行時の力を計測するため、力センサを靴に取り付ける研究がなされている。これらの研究では、フォースプレートを用いた計測の欠点である計測歩数の制限、計測場所の制限を克服した計測を行うための手法として力センサを取り付けた靴を提案している。使用されている力センサ

は、市販のものの場合も、研究者が製作したものの場合の両方があるが、どちらも取り付ける際には、靴底に取りつけた固定用の金属板などに取り付けている[9], [74]-[79]. 力センサは、歩行中の動作に耐える強さで固定できるものの、取り付けた力センサが下駄のようになってしまうことで靴底の厚さが著しく増加したり、力センサがついたことで靴全体の重量が増加したり、力センサを固定した後の靴の形状が元の靴の形状と著しく異なってしまふことが考えられる. そうした靴の形状変化は計測の際、被験者の通常行う歩行運動を妨げる恐れが大きいと考えられる. また力センサは、靴底に取り付けるための板と、地面と接触するための板の間に配置してある. その力センサを計測用の靴にとりつけて、計測時には、地面と接触した板から力センサに間接的に加えられた力を計測している. このため、力センサは地面との接触面から直接力を計測できず、実際に地面にかかっている力と異なる可能性がある. さらに靴の靴底は一般的に、ゴム材料でできている. そのゴム素材でできた靴底に金属製の硬い力センサが存在すると、それを歩行中に足で踏むことで、被験者が違和感を感じて普段の動きがなされない可能性も考えられる.

本研究では、3軸力センサ、およびその力センサを取りつけるくぼみを設けた外枠を靴底として用いるが、それらを一般的に市販されている靴の底と同程度の硬さのゴム材料で製作し、被験者が違和感を感じないよう配慮する. 3軸力センサを埋め込んだ靴底は、それによって靴底の厚みが増加しないようマジックテープで靴底を取り換えられるよう作られた市販の靴に取り付ける. 3軸力センサの上面は、靴底の面と同一平面になるよう埋め込み深さを決め、歩行時に地面と靴底の間にかかる3軸方向の力を、直接計測できるようにする.

### 人の歩行時に足裏全体にかかる3軸力の分布を分析した研究

現在のところ、歩行時の足全体にかかる3軸力の分布を計測し、詳しく分析した研究はない. この理由として推測されるのは、3軸力の分布を計測する手法を確立することが未だにできていない、ということである. 靴に取り付ける力センサの大きさの問題や、取り付ける力センサの数に比例して増加する配線の本数の問題、大量に生まれる計測データを数秒で処理する計算機の処理スピードや、記録用の計算機に大量のデータを送るために必要な高速の通信速度の問題などが解決できていないため、3軸方向の力の分布を計測し、その結果をもとに分析するにまで及んでいないものと予想される.

接地する片足全体に力センサを取り付けていないが、3軸方向力の分布の計測手法を提案し、計測した研究においても、実際に計測した後のデータについては、せん断力の力の大きさなどの特徴を述べるにとどまっている. また、計測の条件も、直線歩行をしたときに限られている[80]. これらの事実は、歩行時の足全体について3軸方向の力の分布を計測する手法を確立すること自体が難しいことを示しており、3軸方向の力の分布をもとにした歩行の詳細な分析が従来の計測機器を使った場合のように簡易にできるとは、言いにくい状況であると言える.

もし仮に、歩行時の3軸方向の力の分布を計測する手法が確立され、3軸方向の力の分布のデータが得られるようになったら、直線歩行と異なる状況下での歩行も分析できるようになると考

えられる。例えば、歩行者が歩く地面の傾斜や、歩行者が円を描くように進むことによって、地面水平方向の外力が歩行者の体の重心に加わったとき、その新たに加えられた外力の影響を打ち消すように地面から力を得て、なるべく直線と同じような体の動きを維持しようとするものと予想できる。その場合、歩行者の足のどの位置が、その外力に抗うためによく使われる重要な位置なのかということが、力の大きさや、獲得する力積値からわかるのではないかと考えられる。また、3軸方向の力の分布が得られれば将来的に、これまで圧力の分布でしか論じることができなかった歩行中の力により足裏の皮膚組織が受けるダメージや、足を構成する各骨にかかる負担のシミュレーションにも、せん断力の分布の影響を含めて議論ができるようになる。健常者のこうしたシミュレーション結果から、歩行時に褥瘡などの怪我が起こる仕組みがより詳細にわかるのではないかと考えられる[81]。そして、現在のところ通説となっている、かかとは減速方向の力を、つま先は加速方向の力を発揮しているという足の役割に関しても、歩く地面の環境を変えて3軸方向の力の分布を計測することで、場合によっては通説とは異なる役割を持つと言った、新たな知見が得られる可能性もある。

本研究は、歩行するときに足にかかる3軸方向の力分布を計測し、特にこれまで得られていなかったせん断力の時間変化について、データを得る。また、得られた3軸方向の力分布のデータから、力積や力の平均値などを計算し、そのデータを元に歩行時の靴裏の底の各位置で得ている力の特徴について分析を行う。計測は、既存の計測機器では計測が難しかった場所、例えば、歩く地面に傾斜があるときや、円周に沿って曲がりながら歩くときなど、平坦で水平な面を直線的に歩行する場合以外について計測を行う。その結果から、平坦で水平な面を直進するときと比べ、足の各位置がどのような役割を持っているのかについて考察する。傾斜がある地面を歩くこと、曲線を描いて曲がりながら歩くことは、日常生活で行う歩行でも、非常によく行われるものである。これまでは、上記のような歩行を計測することは既存の計測機器では難しく、計測したくてもできなかったために研究が進んでいない状況だった。そのような歩行をしたときも、本研究で構築する計測システムでは容易に計測ができる利点がある。そのため、そのような場合の歩行をしたとき、足のどの位置にどのような力がかかっているのかを、本研究で初めて計測することになる。

### 1.3 論文の構成

---

本論文は5章で構成される。以下に各章の概要を示す。

#### 第1章 序論

本研究の目的について述べ、本研究の背景とそれに関連する従来の研究、本研究の位置づけについてまとめた。

## 第2章 計測システムの製作

本研究で用いる計測システムを構成する3軸力センサ、3軸力センサをとりつける靴、3軸力センサからの電圧出力をデジタル化し、その値を保存するために計算機へデータ送信を行う計測用回路の3つに対し、設計と製作方法について述べる。

## 第3章 計測システムの評価

構築した計測システムのうち、3軸力センサと、計測用回路の特性評価のために行った実験について、その方法と結果について述べる。

## 第4章 歩行時の靴底にかかる力の計測

構築した計測システムについて行った計測結果の妥当性評価の結果、および、歩行時の靴裏にかかる力の計測実験の結果と、それに対する考察を述べる。

## 第5章 結論

本研究によって得られた知見についてまとめ、結論及び今後の展望を述べる。

p.15～p. 97 は学術論文誌投稿予定のため、学位取得より 5 年間は非公開.



## 付録

## 付録.A 実験時に用いた説明文と同意書

### 研究参加者の皆様へ

研究課題「歩行・運動時の足裏・靴裏にかかる力を計測する研究」

へのご参加について

#### 1. この研究の概要

##### 【研究課題】

歩行・運動時の足裏・靴裏にかかる力を計測する研究

##### 【研究機関名及び研究責任者氏名】

この研究が行われる研究機関と研究責任者は次に示す通りです。

研究機関 東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻  
下山研究室

研究責任者 下山勲  
情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 教授  
(計測用センサ製作、データ収集、データ解析)

##### 【研究目的】

本研究では、微小な圧力・せん断力センサを埋め込んだシューズを用い、人が歩行や走行といった運動をするときに足の裏にかかる力を計測し分析します。実験に用いる力センサは、MEMS 技術によりシリコン基板を加工して製作したセンサチップを、エポキシやゴム材料の樹脂で覆った構造をしています。このセンサを埋め込んだシューズを履いて、運動時の足の裏にかかる力の分布を計測します。このシューズを用いた計測によって地面水平方向のせん断力の分布も計測することにより、効率的な力の遷移の仕方などをより詳細に分析できることが期待されます。

##### 【研究方法】

力を測るセンサを埋め込んだシューズを履いて歩行や走行といった運動を行い、足の裏にかかる力を計測します。圧力・せん断力を測るセンサ素子が形成されたセンサチップを、フレキシブルな配線基板に実装し、エポキシやゴム材料の樹脂で覆ったものをセンサとして用います。このセンサをねじなどで固定し、シューズの底、もしくはシューズの内部に埋め込んだシューズを履いて、運動時の足の裏にかかる力の計測を行います。シューズのセンサの出力値と映像から得られた足の動きから、運動を分析します。

実験前には、運動に適した服装（靴下は必須）に着替えていただき、そのうえで年齢をお聞きし、身長、体重を計測します。また皆様には、こちらの用意する実験用のシューズと足のサイズが合う方に実験に参加いただいておりますが、実験前に、こちらの用意したシューズのサイズと、皆様の足が合うか、実際にご確認いただきます。万一、用意したシューズが足に合わず、不快な思いをされた場合はお申し出ください。ただちに実験を中止いたします。中止の場合も、皆様の不利益につながることはありません。

ません。

今回の実験でかかる時間は以下を予定しており、全体で3時間程度になります。

- |   |           |
|---|-----------|
| (1) 実験の説明と、シューズが足に合うかの確認, 参加への同意の確認                                     | (30分程度)   |
| (2) 着替え, 年齢の聞き取り, 身長, 体重の計測   | (20分程度)   |
| (3) 計測に使用するシューズの動作確認と撮影環境の確認  | (20分程度)   |
| (4) 歩行・走行の運動の計測実験と10分以上の休息<br>(内訳: 1回30秒程度の歩行・走行を複数回行い, のこりは実験前後の準備と休息) | (90分程度)   |
| (5) 計測機器の回収と, 着替え   | (20分程度)   |
|   | 合計 180分程度 |

## 2. 研究協力の任意性と撤回の自由

この研究にご協力いただくかどうかは、研究参加者の皆様の自由意思に委ねられています。もし同意を撤回される場合は、実験を行った日から30日以内に同意撤回書に署名し、研究従事者である下山勲、または松本潔、または中井亮仁、または竹井裕介、または高橋英俊、または堀正峻、または石堂寛士（東京大学情報理工学系研究科知能機械情報学専攻下山研究室）にご提出ください。なお、研究にご協力いただけない場合にも、皆様の不利益につながることはありません。実験を行った30日以内のご本人の申し出があれば、採取した資料等及び調べた結果を廃棄します。ただし、同意撤回を受け取った日時より前に、学会や論文で発表したデータに含まれるものに関しては、廃棄せず、保管させていただきます。

## 3. 個人情報の保護

研究を行う際に得た情報は、研究従事者以外に漏えいすることのないよう、慎重に取り扱う必要があります。計測データは、個人情報を含まないよう、被験者を符号化した形で保存、保管いたします。計測データと個人情報は、電子ファイル化された対応表を閲覧しなければ結び付けられません。この対応表は、実験から30日以内だけ作成し、保管いたします。その期間、対応表はパスワードをかけた電子ファイルとし、それを保存するUSBメモリは、鍵のかかる保管庫で、研究責任者の下山勲（教授）が厳重に保管します。実験から31日以上たった時点で、対応表は廃棄し、実験データとあなたが結び付けられないようにします。

## 4. 研究結果の公表

研究の成果は、あなたの氏名など個人情報が明らかにならないようにした上で、学会発表や学術雑誌及びデータベース上等で公表します。

## 5. 研究参加者にもたらされる利益及び不利益

この研究が、あなたに即座に有益な情報をもたらす可能性は、それほど高いとはいえません。しかし、この研究の成果は、今後のセンサの研究、歩行や走行などの運動メカニズムの解明に寄与し、スポーツ科学や医療分野などの発展につながることを期待されています。

## 6. 研究終了後の資料等の取扱方針

あなたからいただいた資料等は、この研究のためにのみ使用します。得られた計測

データは、科学的な再検証が必要とされうる限り、半永久的に保存、保管されます。再検証を必要としなくなった時点で廃棄いたします。

#### 7. あなたの費用負担

今回の研究に必要な費用について、あなたに負担を求めることはありません。なお、あなたへの謝金はございません。

#### 8. その他

この研究は、東京大学倫理審査専門委員会の承認を受けて実施するものです。なお、この研究に関する費用は、特別推進研究（日本学術振興会）から支出されています。ご意見、ご質問などがございましたら、お気軽に下記までお寄せください。

#### 【連絡先】

研究責任者：下山勲  
研究従事者：下山勲，松本潔，中井亮仁，竹井裕介，高橋英俊，堀正峻，石堂寛士  
〒113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1  
東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 下山研究室  
Tel: 03-5841-6318 Fax: 03-3818-0835

## 同意書

東京大学 大学院 情報理工学系研究科長 殿

研究課題「歩行・運動時の足裏・靴裏にかかる力を計測する研究」

私は、上記研究への参加にあたり、説明文書の記載事項について説明を受け、これを十分理解しましたので本研究の研究参加者となることに同意いたします。

以下の項目について、説明を受け理解しました。

- この研究の概要について
- 研究協力の任意性と撤回の自由について
- 個人情報の保護について
- 研究結果の公表について
- 研究参加者にもたらされる利益及び不利益について
- 研究終了後の資料等の取扱方針について
- あなたの費用負担について
- その他について

私に関わる資料等は、論文発表の根拠となるデータとして、科学的な再検証が必要とされうる限り、半永久的に保存されることに同意いたします。

なお、この同意を撤回する場合は、本日より 30 日以内に同意撤回書を提出します。

平成 年 月 日

氏名（研究参加者本人）（自署） \_\_\_\_\_

## 同 意 撤 回 書

東京大学 大学院 情報理工学系研究科長 殿

研究課題「歩行・運動時の足裏・靴裏にかかる力を計測する研究」

私は、上記研究への参加にあたり、説明文書の記載事項について説明を受け同意しましたが、同意の是非について再度検討した結果、同意を撤回いたします。

平成 年 月 日

氏名（研究参加者本人）（自署） \_\_\_\_\_

## 付録.B 本研究で使⽤した装置・薬品リスト

Table B. 1 本研究で使⽤した装置・機器

| 装置            | メーカー          | 型番             |
|---------------|---------------|----------------|
| <b>センサの製作</b> |               |                |
| 泡とり練太郎        | Thinky        | ARE-250        |
| 恒温器           | Fuji Electric | RYW-4          |
| 重量秤           | A&D           | HT-300         |
| デシケータ         | SANPLATEC     | SNO-TAP        |
| <b>靴の製作</b>   |               |                |
| 3D プリンター      | Stratasys     | EDEN260V       |
| ウォータージェット洗浄機  | Stratasys     | OWJ-03JP       |
| <b>評価実験</b>   |               |                |
| 6 軸力センサ       | Gamma         | SI-130-10      |
| オシロスコープ       | YOKOGAWA      | DL850          |
| ファンクションジェネレータ | Agilent       | 33521A         |
| 安定化電源         | TEXIO         | PW18-1.3ATS    |
| <b>撮像</b>     |               |                |
| デジタル一眼レフカメラ   | CANON         | EOS 60D        |
| デジタルビデオカメラ    | SONY          | NEX-VG30       |
| <b>計測実験</b>   |               |                |
| データ保存用計算機     | Sony          | VAIO SVZ1311AJ |
| <b>データ処理</b>  |               |                |
| ソフトウェア        | Walfram       | Mathematica 9  |

Table B. 2 本研究で使⽤した薬品

| 薬品名             | メーカー                            |
|-----------------|---------------------------------|
| 急速硬化タイプ アラルナイト  | NICHIBAN                        |
| リケイザイ No.10-150 | ブレニー技研                          |
| ドータイト XA-874    | 藤倉化成                            |
| TSE3431-H(A)    | モーメンティブ・パフォーマンス・<br>マテリアルズ・ジャパン |
| TSE3431-H(E)    | モーメンティブ・パフォーマンス・<br>マテリアルズ・ジャパン |
| セメダイン PPX セット   | セメダイン                           |

|                   |              |
|-------------------|--------------|
| 多用途接着剤 スーパーX2 クリア | セメダイン        |
| ホットメルト            | 3M ジャパン      |
| 3Dプリンター造形材料       | Tango Black  |
| 3Dプリンターサポート材料     | FullCure 705 |



## 付録.C 業績

### < 学術論文誌 >

・ Masataka Hori, Akihito Nakai and Isao Shimoyama, “Three-axis Ground Reaction Force Distribution during Straight Walking,” *Sensors*, vol. 17, No. 10, pp. 2431(1) – 2431(10), 2017

### < 国際学会（査読あり） >

・ M. Hori, D. Kiriya, S. Takeuchi, “RAPID FABRICATION OF A BIOMIMETIC ORGANIC/INORGANIC MULTI-LAYERED COMPOSITE BY MULTIPLE-FOLDING OF A SINGLE-LAYERED COMPOSITE,” *The 15th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*, Seattle, U.S.A., Oct. 2-6, pp. 1591, 2011(poster).

・ M. Hori, D. Kiriya, S. Takeuchi, “INORGANIC/PARYLENE COMPOSITE THIN FILM TOWARD 3D ROBUST STRUCTURES,” *The 25th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Paris, France, Jan. 29-Feb. 2, pp. 448, 2012(poster).

・ M. Hori, H. Takahashi, A. Nakai, K. Matsumoto, I. Shimoyama, “REGIONAL 3-AXIS PLANTAR FORCES DURING STAIR ASCENT,” *The 26th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Taipei, Taiwan, Jan. 20-24, pp. 1033, 2013(poster).

・ M. Hori, M. Hosono, H. Takahashi, K. Matsumoto, I. Shimoyama, “3-axis fingertip force during playing the string instrument,” *The 17th International Conference on solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, Barcelona, Spain, Jun. 16-20, pp. 2745, 2013(oral).

### < 国内学会 >

・ 堀 正峻, 高畑 智之, 松本 潔, 下山 勲, “シューズ埋め込み型センサを用いた圧力・せん断応力の計測,” 第 28 回日本ロボット学会学術講演会, 名古屋工業大学, 名古屋, Sep. 22-24, 1B1, 2010.

・ 堀 正峻, 高橋 英俊, 中井 亮仁, 松本 潔, 下山 勲, “多足歩行ロボットの歩行時に足にかかる力の計測,” 第 30 回日本ロボット学会学術講演会, 札幌コンベンションセンター, 札幌, Sep. 17-20, AC3I1-2, 2012.

・ 堀 正峻, 高橋 英俊, 中井 亮仁, 松本 潔, 下山 勲, “素足歩行時に足にかかる力の計測,” スポーツ&ヒューマンダイナミクス 2012, 愛知大学, 豊橋, Nov. 15-17, pp. 60, 2012.

・ 石堂 寛士, 堀 正峻, 中井 亮仁, 高畑 智之, 松本 潔, 下山 勲, “走行時にスパイクピンに働く力の計測,” ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014, 富山国際会議場, 富山, May. 25-29, 3P1-P06, 2014.

・ 濱田 悠嗣, 石堂 寛士, 堀 正峻, 中井 亮仁, 高畑 智之, 松本 潔, 下山 勲, “サッカーのキックにおける 3 軸力分布計測,” ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015, 京都市勧業館, 京都, May. 17-19, 1P1-F05, 2015.

・ 谷井 嶺太, 堀 正峻, 中井 亮仁, 高畑 智之, 下山 勲, “後転跳びにおける足裏の力分

布の計測,” ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017, ビッグパレットふくしま, 福島, May. 10-13, 2P1-N09, 2017.

<新聞掲載>

- ・2011年10月28日 日経産業新聞：東大の有機・無機複合材 薄膜積層，量産技術を開発.

<学外活動>

- ・第25回 BtoB 広告テクノコピー賞 金賞受賞，日本 BtoB 広告協会, 2013.

## 参考文献

- [1] W. Tao *et al.*, “Gait Analysis Using Wearable Sensors,” *Sensors*, vol. 12, pp. 2255, 2012.
- [2] M. Yavuz *et al.*, “Peak Plantar Pressure and Shear Locations,” *Diabetes Care*, vol. 30, pp. 2643, 2007.
- [3] M. Yavuz *et al.*, “Plantar Shear Stress Distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 3045, 2007.
- [4] M. Yavuz *et al.*, “Temporal Characteristics of Plantar Shear Distribution: Relevance to diabetic Patients” *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 556, 2008.
- [5] M. Yavuz *et al.*, “Forefoot Plantar Shear Stress Distribution in hallux valgus patients,” *Gait & Posture*, vol. 30, pp. 257, 2009.
- [6] S. Rajala *et al.*, “Plantar shear stress measurements - A review,” *Clinical Biomechanics*, vol. 29, pp. 475, 2014.
- [7] M. N. Orlin *et al.*, “Plantar Pressure Assessment,” *Phys Ther.*, vol. 80, pp. 399, 2000.
- [8] M. A. Razian *et al.*, “Design, Development, and Characteristics of an In-Shoe Triaxial Pressure Measurement Transducer Utilizing a Single Element of Piezoelectric Copolymer Film” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, pp. 288, 2003.
- [9] T. Liu *et al.*, “A Wearable Force Plate System for the Continuous Measurement of Triaxial Ground Reaction Force in Biomechanical Applications,” *Measurement Science and Technology*, vol. 21, 085804(9pp), 2010.
- [10] 桐山希一, “足底圧の動的変化を指標とした健常成人の歩行制御および片痺歩行に関する研究,” *医療保健学研究*, vol. 3, pp. 1, 2012.
- [11] R. Hosein *et al.*, “A Study of In-Shoe Plantar Shear in Normals,” *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 46, 2000.
- [12] W. L. Jungers *et al.*, “The Foot of Homo Floresiensis,” *Nature*, vol. 459, pp. 81, 2009.
- [13] D. M. Bramble *et al.*, “Endurance Running and the Evolution of Homo,” *Nature*, vol. 432, pp. 345, 2004.
- [14] K. Gotz-Neumann 著, 月城慶一ら 訳, “観察による歩行分析,” *医学書院*, pp. 5, 2005.
- [15] 臨床歩行分析研究会 監修, 江原義弘ら 編集, “臨床歩行計測入門,” *医歯薬出版*, pp. 1, 2008.
- [16] H. Elftman, “A Cinematic Study of the Distribution of Pressure in the Human Foot,” *Anat. Rec.*, vol. 59, pp. 481, 1934.

- [17] H. Elftman, "The Measurement of the External Force in Walking," *Science*, vol. 88, pp. 152, 1938.
- [18] 臨床歩行分析研究会 編集, "関節モーメントによる歩行分析," *医歯薬出版*, pp. 46, 1997.
- [19] K. Kurosaki *et al.*, "Realtime Estimation and Visualization of Muscle Tension by Parallel Computing of Inverse Kinematics and Inverse Dynamics," *Proceedings of the 2009 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, Japan*, 2A1-C04(1), May 24-26, 2009.
- [20] 村井昭彦ら, "モーションキャプチャ, EMG, 筋の動特性モデルに基づく筋張力のリアルタイム推定及び可視化," *第14回ロボティクスシンポジウム*, 1A4, March 16-17, 2009.
- [21] 保坂寛, "ウェアラブル生体計測システム," *日本ロボット学会誌*, vol. 20, pp. 796, 2002.
- [22] 小谷卓也, "飛び立つワイヤレス・ヘルスケア," *日経エレクトロニクス*, pp. 53, 4-15, 2013.
- [23] I. W. Griffiths 著, 石毛勇介 監修, 川本竜史 訳 "バイオメカニクスと動作分析の原理," *有限会社ナップ発行*, pp. 10, 2008.
- [24] 深代千之ら 著, "バイオメカニクスで読み解くスポーツ動作の科学," *東京大学出版*, pp. 219, 2010.
- [25] D. A. Winter 著, 長野明紀ら 訳, "バイオメカニクス 人体運動の力学と制御," *有限会社ラウンドフラット発行*, pp. 45, 2011.
- [26] 臨床歩行分析研究会 監修, 江原義弘ら 編集, "臨床歩行計測入門," *医歯薬出版*, pp. 69, 2008.
- [27] P. S. Girao *et al.*, "Tactile sensors for robotic application," *Measurement*, vol. 46, pp. 1257, 2013.
- [28] O. Girard *et al.*, "Plantar pressures in the tennis serve," *Journal of Sports Sciences*, vol. 28, pp. 873, 2010.
- [29] A. J. Nevill *et al.*, "In-shoe foot pressure measurement system utilising piezoelectric film transducers," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 33, pp. 76, 1995.
- [30] S. Barnett *et al.*, "A Comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, pp. 781, 2000.
- [31] M. Castro *et al.*, "Ground reaction forces and plantar pressure distribution during occasional loaded gait," *Applied Ergonomics*, vol. 44, pp. 503, 2013.
- [32] T. M. Willems *et al.*, "The effect of a long distance run on plantar pressure distribution during running," *Gait & Posture*, vol. 35, pp. 405, 2012.
- [33] H. B. Menz *et al.*, "Plantar Pressure and Relative Lesser Metatarsal Lengths in Older People With and Without Forefoot Pain," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 31, pp. 427, 2013.
- [34] K. R. Ford *et al.*, "Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf," *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 9, pp. 433, 2006.

- [35] R. S. Kearney *et al.*, "In-Shoe Plantar Pressures within Ankle-Foot Orthoses," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 39, pp. 2679, 2012.
- [36] Y. Luximon *et al.*, "Biomechanical evaluation of heel elevation on load transfer - experimental measurement and finite element analysis," *Acta Mechanica Sinica*, vol. 28, pp. 232, 2012.
- [37] N. M. Stolwijk *et al.*, "Plantar Pressure Changes after Long-Distance Walking," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 42, pp. 2264, 2010.
- [38] Y. Cong *et al.*, "Regional plantar foot pressure distributions on high-heeled shoes-shank curve effects," *Acta Mechanica Sinica*, vol. 27, pp. 1091, 2011.
- [39] P. P. Soriano *et al.*, "Nordic Walking Practice Might Improve Plantar Pressure Distribution," *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 82, pp. 593, 2011.
- [40] S. Joglekar *et al.*, "Gait Analysis Comparison of Cruciate Retaining and Substituting TKA Following PCL Sacrifice," *The Knee*, vol. 19, pp. 279, 2012.
- [41] L. Huang *et al.*, "Segment-Interaction and its Ewlevance to the Control of Movement during Sprinting," *Journal of Biomechanics*, vol. 46, pp. 2018, 2013.
- [42] S. Logan *et al.*, "Ground Reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners," *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 9, pp. 147, 2010.
- [43] S. Sobhani *et al.*, "Biomechanics of slow running and walking with a rocker shoe," *Gait & Posture*, vol. 38, pp. 998, 2013.
- [44] J. E. Zachazewski *et al.*, "Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 30, pp. 412, 1993.
- [45] A. Stacoff *et al.*, "Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age," *Gait & Posture*, vol. 21, pp. 24, 2005.
- [46] M. Bertucco *et al.*, "Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty," *Gait & Posture*, vol. 29, pp. 326, 2009.
- [47] J. R. Watt *et al.*, "A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 444, 2010.
- [48] B. Braunstein *et al.*, "Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2120, 2010.
- [49] T. A. Exell *et al.*, "Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running," *Sports Biomechanics*, pp. 532, 2012.
- [50] L. C. Carneiro *et al.*, "Vertical reaction forces and kinematics of backward walking underwater," *Gait & Posture*, vol. 35, pp. 225, 2012.

- [51] N. Zonthichai *et al.*, “Tibiofemoral joint reaction force during the stance phase of backward- and forward-walking at variable speeds,” *Asian Biomedicine*, vol. 6, pp. 117, 2012.
- [52] P. E. Ross *et al.*, “Patellofemoral joint compression forces in backward and forward,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 1656, 2012.
- [53] S. R. Hamner *et al.*, “A rolling constraint reproduces ground reaction forces and moments in dynamic simulations of walking, running, and crouch gait,” *Journal of Biomechanics*, vol. 46, pp. 1772, 2013.
- [54] S. J. Dixon *et al.*, “Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 32, pp. 1919, 2000.
- [55] N. Wrbaskic *et al.*, “An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging,” *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 230, 2007.
- [56] W. Kim *et al.*, “The natural frequency of the foot-surface cushion during the stance phase,” *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 774, 2011.
- [57] F. Yang *et al.*, “Reactive Control and its Operation Limits in Responding to a Novel Slip in Gait,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, pp. 3246, 2010.
- [58] D. E. Lieberman *et al.*, “Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners,” *Nature*, vol. 463, pp. 531, 2010.
- [59] M. Alaqtash *et al.*, “Application of wearable sensors for human gait analysis using fuzzy computational algorithm,” *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 24, pp. 1018, 2011.
- [60] T. S. Keller *et al.*, “Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running,” *Clinical Biomechanics*, vol. 11, pp. 253, 1996.
- [61] J. P. Hunter *et al.*, “Relationship between Ground Reaction Force Impulse and Kinematics of Sprint-Running Acceleration,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 21, pp. 31, 2005.
- [62] T. Finni *et al.*, “Maximal but not submaximal performance is reduced by constant-speed 10-km run,” *Journal of Sports medicine and Physical Fitness*, vol. 43, pp. 411, 2003.
- [63] Y. H. Chang *et al.*, “Limitations to maximum running speed on flat curves,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 210, pp. 971, 2007.
- [64] P. G. Weyand *et al.*, “The biological limits to running speed are imposed from the ground up,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 108, pp. 950, 2010.
- [65] S. Stafilidis *et al.*, “Track compliance does not affect sprinting performance,” *Journal of Sports Science*, vol. 25, pp. 1479, 2007.
- [66] S. Stafilidis *et al.*, “Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints,” *European Journal of Applied Physiology*, vol. 111, pp. 125, 2011.

- [67] M. Brughelli *et al.*, “Effects of Running Velocity on Running Kinetics and Kinematics,” *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 25, pp. 933, 2011.
- [68] P. W. Kong *et al.*, “Comparison of longitudinal biomechanical adaptation to shoe degradation between the dominant and non-dominant legs during running,” *Human Movement Science*, vol. 30, pp. 606, 2011.
- [69] M. A. Razian *et al.*, “A Novel Tri-Axial Force Transducer for In-Shoe and Other Biomechanical Applications,” *Proceedings of the 11th Conference of the European Society of Biomechanics*, pp. 133, 1998.
- [70] 藤本由紀夫ら, “圧電フィルムを用いたシート型剪断力センサ,” *日本機械学会論文誌(C編)*, vol. 78, pp. 1863, 2012.
- [71] T. Liu *et al.*, “A Small and Low-Cost 3-D Tactile Sensor for a Wearable Force Plate,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 9, pp. 1103, 2009.
- [72] T. Liu *et al.*, “3D Force Sensor Designed Using Pressure Sensitive Electric Conductive Rubber,” *Proceedings of IEEE Conference on Robotics Automation and Mechatronics 2008*, pp. 166, 21-24 Sept., 2008.
- [73] W. M. Chen *et al.*, “A novel gait platform to measure isolated plantar metatarsal force during walking,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2017, 2010.
- [74] J. Noort *et al.*, “Influence of the instrumented force shoe on gait pattern in patients with osteoarthritis of the knee,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 49, pp. 1381, 2011.
- [75] J. Noort *et al.*, “The knee adduction moment measured with an instrumented force shoe in patients with knee osteoarthritis,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 281, 2012.
- [76] P. H. Veltink, “Ambulatory Measurement of Ground Reaction Forces,” *IEEE Transactions on neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, pp. 423, 2005.
- [77] T. Liu *et al.*, “A Wearable Ground Reaction Force Sensor System and Its Application to the Measurement of Extrinsic Gait Variability,” *Sensors*, vol. 10, pp. 10240, 2010.
- [78] 森安健太, “スポーツシューズ設計のための新規測定技術,” *日本機械学会論文誌*, vol. 115, pp. 103, 2012.
- [79] 足立渡ら, “携帯型床反力計およびモーションセンサを用いた歩行解析システムの開発,” *日本機械学会論文誌 (C編)*, vol. 78, pp. 1607, 2012.
- [80] Y. Cong *et al.*, “In-shoe plantar tri-axial stress profiles during maximum-effort cutting maneuvers,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 3799, 2014.
- [81] W. P. Chen *et al.*, “Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis,” *Clinical Biomechanics*, vol. 18, pp. S17, 2003.

- [82] 公開特許, “アウトソール及びこのアウトソールを備える靴,” 公開番号 P2007-29320A, 公開日 2007.2.8.
- [83] 臨床歩行分析研究会 監修, 江原義弘ら 編集, “臨床歩行計測入門,” 医歯薬出版, pp. 100, 2008.
- [84] スマートフォンガイド.net, “最新スマホ機種 73 機種徹底比較,” <http://www.smartphone-guide.net/comparison/>
- [85] D. A. Bruening *et al.*, “Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 3222, 2010.
- [86] R. Fluit *et al.*, “Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 2321, 2014.
- [87] 小椋一也ら, “通常歩行時の骨盤加速度に注目した歩行分析 —若年者における歩行時加速度の特徴的パターン of の道程に関する検討—,” *理学療法科学*, vol. 20, pp. 171, 2005.
- [88] C. K. Jung *et al.*, “Compliant bipedal model with the center of pressure excursion associated with oscillatory behavior of the center of mass reproduces the human gait dynamics,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 223, 2014.
- [89] 香川真二ら, “リサージュ図形を用いた歩行加速度データの可視化評価の開発と臨床的有用性,” *理学療法科学*, vol. 36, pp. 18, 2009.
- [90] R. Yamaguchi *et al.*, “The Usefulness of a New Gait Symmetry Parameter Derived from Lissajous Figures of Tri-axial Acceleration Signals of the Trunk,” *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 24, pp. 405, 2012.
- [91] 小川美矢子ら, “三軸加速度計を用いたリサージュ指数による体幹部加速度の対称性の評価,” *秋田大学保健学専攻紀要*, vol. 23, pp. 115, 2015.
- [92] M. Alfuth *et al.*, “Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading,” *Neuroscience Letters*, vol. 503, pp. 58, 2011.
- [93] R. M. Queen *et al.*, “Forefoot Loading During 3 Athletic Tasks,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, pp. 630, 2007.
- [94] I. J. Ho *et al.*, “Comparison of plantar pressure distribution between different speed and incline during treadmill jogging,” *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 9, pp. 154, 2010.
- [95] K. R. Ford *et al.*, “Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf,” *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 9, pp. 433, 2006.
- [96] R. Squadrone *et al.*, “Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners,” *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, vol. 49, pp. 6, 2009.
- [97] B. Lo *et al.*, “Bayesian Analysis of Sub-Plantar Ground Reaction Force with BSN,” *The 6th*



*International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, Berkeley, U. S. A., Jun. 3-5, pp. 133, 2009.

[98] 西脇剛史, “記録を作るランニングシューズ” *日本機械学会誌*, vol. 113, pp. 101, 2010.

[99] 長尾裕史, “スポーツシューズ開発における人の計測” *設計工学*, vol. 43, pp. 35, 2008.

[100] 西脇剛史, “優しいスポーツシューズの設計” *日本機械学会誌*, vol. 119, pp. 412, 2008.

## 謝辞

本論文の内容は、2012 から 2016 にかけて東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻下山・松本・高畑研究室で行った研究をまとめたものである。

指導教員である下山勲教授には、私の行う研究について相談させていただいた際、心に刺さるお言葉を幾度となくいただいた。

特任教授であった松本潔先生には、研究に用いる電子回路を製作する際、検図をしていただいたり、設計方法などについてご助言をいただいた。

常に最先端の研究環境において本研究を進めることができたのは、下山教授、松本特任教授に加え、高畑講師のご尽力によるものである。

東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻の稲葉雅幸教授、竹内昌治教授、中村仁彦教授、廣瀬通孝教授には、私の博士論文の審査を引き受けていただいた。お忙しい中、各先生が私の論文審査のためにお時間を割いていただいたこと、この場を借りて、感謝の言葉を述べさせていただきます。

下山研究室所属の中井亮仁特任助教には、歩行分野の研究を行う研究者として実験結果についての議論をしていただいた。その際に教えていただいた、中井特任助教が実験の際に行った工夫や直面した課題などは、本研究の実験を円滑に進めるために大きく役立った。

下山研究室所属の高橋英俊特任助教には、実験セットアップや計測システム全般について、数多くの相談に乗っていただいた。また、学会での発表資料も幾度となく見ていただき、研究発表の仕方についてもご助言いただいた。

下山研究室所属の仲村隆学術支援専門職員には、実験に用いる回路の設計と評価をする際、数多くのご助言をいただいた。回路に混入が予想されるノイズへの対策、製作回路の検図から回路の評価方法まで含めて、的確なご指摘を頂けたため、実験の要求仕様を満たす回路を製作することができた。また、実験の際の被験者への配線のとり回しの方法など細かな点についても、企業にお勤めされていた時のお仕事のご経験などを含め、数多くご助言いただいた。実践的なご指摘をいただけたため、その後に発生したであろうトラブルを回避でき、円滑な計測を行うことができた。

下山研究室の修士の学生であった高橋遼くんには、回路設計の際、電子部品やマイコン、無線通信についての情報を教えていただいた。いただいた情報は、数多くの電子部品やマイコン中から本研究の計測の要求を満たすものを選定することに役立てることができた。

下山研究室の修士の学生であった平川真之介くんには、実験に用いる回路のプログラム作成の際、処理の高速化につながるご助言をいただいた。夕方から夜遅くまで相談に乗っていただいたことで、それまで私が抱えていた問題について、解決する糸口を見つけることができた。

その他にも本研究を行った期間に下山研究室に所属した先輩，後輩，そしてOB，OGの多くの方々からも，アドバイスや励ましの言葉をいただき，研究を進める際に役立てさせていただいた。

これら研究室内外の多くの方に支えられ本論文をまとめることができた。最後に私の博士課程在学中に，私を支えてくれた家族に感謝し，本論文の結びとする。